TESIS DOCTORAL

UCAM
UNIVERSIDAD CATÓLICA DE MURCIA

ESCUELA INTERNACIONAL DE DOCTORADO

Programa de Doctorado en Ciencias de la Salud

Comparación de métodos antropométricos para la estimación de la masa muscular y ósea

Autor:

Nicolás Baglietto

Directores:

Dr. D. Francisco Esparza Ros

Dra. Dña. Raquel Vaquero Cristóbal

Dr. D. Mario Demófilo Albaladejo Saura

Murcia, Septiembre de 2025

TESIS DOCTORAL

UCAM
UNIVERSIDAD CATÓLICA DE MURCIA

ESCUELA INTERNACIONAL DE DOCTORADO

Programa de Doctorado en Ciencias de la Salud

Comparación de métodos antropométricos para la estimación de la masa muscular y ósea

Autor:

Nicolás Baglietto

Directores:

Dr. D. Francisco Esparza Ros

Dra. Dña. Raquel Vaquero Cristóbal

Dr. D. Mario Demófilo Albaladejo Saura

Murcia, Septiembre de 2025

La presente Tesis Doctoral, titulada "Comparación de métodos antropométricos para la estimación de la masa muscular y ósea", adopta la modalidad de compendio de publicaciones, en conformidad con la normativa de la Universidad Católica de Murcia (UCAM). Esta tesis aborda la comparación de diferentes métodos utilizados para estimar la masa muscular y ósea, con un enfoque principal en la antropometría (ANT), la bioimpedancia eléctrica (BIA) y la absorciometría de rayos X de energía dual (DXA). El objetivo es generar evidencia científica útil para orientar su aplicación en el ámbito clínico, deportivo y académico, mediante el análisis de la concordancia entre técnicas y su nivel de precisión. El trabajo se estructura en tres publicaciones científicas, cada una centrada en aspectos específicos de la evaluación de la masa muscular y ósea. A continuación, se detallan los principales hallazgos y enfoques de cada artículo:

ARTÍCULO 1

Baglietto, N., Albaladejo-Saura, M., Esparza-Ros, F., & Vaquero-Cristóbal, R. (2024). Agreement and differences between the equations for estimating muscle and bone mass using the anthropometric method in recreational strength trainees. PeerJ, 12, (e17506), 1-16.

Factor de impacto: 2.4; Cuartil: Q2; Categoria: Multidisciplinary Sciences; Posición de la revista: 47; Número de revistas en la categoría: 135.

ARTÍCULO 2

Baglietto, N., Vaquero-Cristóbal, R., Albaladejo-Saura, M., Mecherques-Carini, M., & Esparza-Ros, F. (2024). Assessing skeletal muscle mass and lean body mass: An analysis of the agreement among dual X-ray absorptiometry, anthropometry, and bioelectrical impedance. Frontiers in Nutrition, 11(1445892), 1-22.

Factor de impacto: 5.1; Cuartil: Q2; Categoria: Nutrition & Dietetics; Posición de la revista: 16; Número de revistas en la categoría: 112.

ARTÍCULO 3

Baglietto, N., Albaladejo-Saura, M., Esparza-Ros, F., Mecherques-Carini, M., & Vaquero-Cristobal, R. (2024). Segmental fat-free mass and lean soft mass: A comparative study with dual x-ray absorptiometry (DXA), bioelectrical impedance analysis (BIA) and anthropometry and development of anthropometric prediction models. Journal of the International Society of Sports Nutrition, 22 (1), 2542368.

Factor de impacto: 3.9; Cuartil: Q1; Category: Sport sciences; Posición de la revista: 12; Número de revistas en la categoría: 133.

Los resultados de esta Tesis Doctoral también han sido presentados en varios foros y eventos científicos nacionales e internacionales. A continuación, se presenta una relación de las comunicaciones presentadas:

COMUNICACIONES ORALES:

- Baglietto, N.; Vaquero-Cristóbal, R.; Albaladejo-Saura, M.; Mecherques-Carini, M.; Esparza-Ros, F. Validity of muscle tissue estimation between dual x-ray absorptiometry (DXA) and anthropometric formulas in general sample and by sex. ISAK 2024 XVIII World Conference on Kinanthropometry, 5-7 de agosto de 2024, St Mary's University, Londres, Reino Unido. Obtuvo el premio a mejor comunicación presentada por un científico joven.

- Baglietto, N.; Vaquero-Cristóbal, R.; Albaladejo-Saura, M.; Mecherques-Carini, M.; Esparza-Ros, F. Comparison of muscle tissue estimation between anthropometric formulas and dual X-ray absorptiometry (DXA): Analysis by gender and overall sample. 13rd Edition of the International Congress "Exercise, Biomechanics and Nutrition", 4-5 de junio de 2024, Instituto Politécnico de Setúbal, Portugal.

- Baglietto, N.; Vaquero-Cristóbal, R.; Esparza-Ros, F.; Albaladejo-Saura, M. Differences between anthropometric equations for muscle mass estimation. 2nd Edition of the International Congress "Exercise, Biomechanics and Nutrition", 10-11 de mayo de 2023, Instituto Politécnico de Setúbal, Portugal.

- Baglietto, N. Comparación de métodos antropométricos para la estimación de la masa muscular y ósea. VII Jornadas de Investigación y Doctorado: ODS con Ciencia, 25 de junio de 2021, Universidad Católica de Murcia, España.

- Baglietto, N.; Vaquero-Cristóbal, R.; Albaladejo-Saura, M.; Esparza-Ros, F. Comparación de métodos antropométricos en la estimación de la masa muscular y ósea. VIII Jornadas de Investigación y Doctorado: Ética en la investigación científica, 24 de junio de 2022, Universidad Católica de Murcia, España.

- Baglietto, N.; Vaquero-Cristóbal, R.; Esparza-Ros, F.; Albaladejo-Saura, M. Estudio comparativo de las discrepancias entre ecuaciones antropométricas en la determinación de la masa ósea en individuos que entrenen la fuerza de manera recreativa. IX Jornadas de Investigación y Doctorado: Impacto Social de la Ciencia, 23 de junio de 2023, Universidad Católica de Murcia, España.

- Baglietto, N.; Albaladejo-Saura, M.; Vaquero-Cristóbal, R.; Esparza-Ros, F. Concordancia de las Ecuaciones de Estimación de Masa Ósea mediante antropometría en Practicantes Recreativos de Fuerza X Jornadas de Investigación y Doctorado: Bienestar Psicológico en los estudios de Doctorado: repercusión en la Calidad de los Programas, 21 de junio de 2024, Universidad Católica de Murcia, España.

PRESENTACIÓN EN PÓSTER:

- Baglietto, N.; Albaladejo-Saura, M.; Esparza-Ros, F.; Vaquero-Cristóbal, R. Concordance between muscle/bone index estimation equations in recreational strength trainers. ISAK 2024 XVIII World Conference on Kinanthropometry, presentación en póster, 5-7 de agosto de 2024, St Mary's University, Londres, Reino Unido.

Además de su publicación en revistas indexadas y la presentación en congresos científicos, parte de los resultados de esta tesis doctoral han sido incluidos en un capítulo de libro. En este capítulo se abordan los hallazgos relacionados con la validez y la concordancia entre diferentes métodos para la estimación de la masa muscular, proporcionando un enfoque aplicado en el contexto de la equidad de género en el deporte.

CAPÍTULO DE LIBRO

- Baglietto, N.; Vaquero-Cristóbal, R.; Albaladejo-Saura, M.; Mecherques-Carini, M.; Esparza-Ros, F. (2025). Evaluación de la masa muscular esquelética en mujeres que practican entrenamiento de fuerza: análisis comparativo entre absorciometría dual de rayos X, impedancia bioeléctrica y antropometría. En M. D. Albaladejo-Saura (Coord.), Women-up: Innovación, perspectivas y avances en la equidad de género en el deporte (pp. 19-30). Editorial Dykinson. ISBN: 9791370060503; DOI: https://doi.org/10.14679/3827

AUTORIZACIÓN DEL DIRECTOR DE LA TESIS
PARA SU PRESENTACIÓN

El Dr. D. Francisco Esparza Ros, la Dra. Dña. Raquel Vaquero Cristóbal y el Dr. D. Mario Demófilo Albaladejo Saura como Directores de la Tesis Doctoral titulada "Comparación de métodos antropométricos para la estimación de la masa muscular y ósea" realizada por D. Nicolás Baglietto en el Programa de Doctorado en Ciencias de la Salud, autoriza su presentación a trámite dado que reúne las condiciones necesarias para su defensa.

Lo que firmo, para dar cumplimiento al Real Decreto 99/2011 de 28 de enero, en Murcia a 10 de Septiembre de 2025.

ESPARZA ROS FRANCISCO - 22459256D
Firmado digitalmente por ESPARZA ROS FRANCISCO - 22459256D
Nombre de reconocimiento (DN): c=ES, serialNumber=IDCES-22459256D, givenName=FRANCISCO, sn=ESPARZA ROS, cn=ESPARZA ROS FRANCISCO - 22459256D
Fecha: 2025.09.10 17:33:02 +02'00'

Dr. D. Francisco Esparza Ros

RAQUEL| VAQUERO| CRISTOBAL
Firmado digitalmente por RAQUEL|VAQUERO| CRISTOBAL
Fecha: 2025.09.10 15:44:18 -03'00'

Dra. Dña. Raquel Vaquero Cristóbal

ALBALADEJO SAURA MARIO DEMOFILO - 24409099G
Firmado digitalmente por ALBALADEJO SAURA MARIO DEMOFILO - 24409099G
Fecha: 2025.09.10 22:09:54 +02'00'

Dr. D. Mario Demófilo Albaladejo Saura

RESUMEN

La composición corporal es esencial en la evaluación del estado nutricional, el rendimiento físico y el diagnóstico de patologías, destacando la importancia de estimar con precisión la masa muscular (MM) y la masa ósea (MO). La MM es clave para la fuerza y potencia en el ámbito deportivo y para el diagnóstico de patologías como la sarcopenia, mientras que la MO, además de ser fundamental para la integridad estructural, guarda una relación directa con la MM y su correcta estimación es clave en afecciones como la osteopenia y la osteoporosis. Por otro lado, el análisis segmental de la composición corporal aporta información valiosa sobre la distribución y composición de diferentes segmentos, ayudando a identificar desequilibrios críticos en contextos clínicos y deportivos. Métodos como la absorciometría de rayos X de energía dual (DXA), la bioimpedancia eléctrica (BIA) y la antropometría (ANT) son ampliamente utilizados para estimar MM y MO. La DXA destaca por su precisión a nivel general y segmental, aunque su elevado costo y la exposición a radiación limitan su aplicabilidad. La BIA, basada en la resistencia al paso de una corriente eléctrica, permite estimaciones globales y segmentales, aunque muestra menor precisión en comparación con DXA y es más sensible a factores externos como el estado de hidratación. Por su parte, ANT ofrece una opción económica y accesible para la estimación general de MM y MO mediante medidas corporales y ecuaciones predictivas, siendo útil en entornos con recursos limitados. Sin embargo, presenta limitaciones debido a la gran cantidad de ecuaciones disponibles cuya precisión y comparabilidad aún no están claras, además de tener menor capacidad para análisis segmentales detallados. Una herramienta destacada de ANT es el índice músculo-hueso (IMO), que relaciona el tejido muscular esquelético (TME) con el tejido óseo (TO), constituyéndose como un indicador valioso para evaluar la relación funcional entre estos componentes y su influencia en el rendimiento y la capacidad funcional.

Esta tesis doctoral se compone de tres investigaciones que, en conjunto, buscan contribuir a la comprensión de las diferencias y concordancias entre métodos de estimación de la composición corporal y más concretamente del componente muscular y óseo, así como a desarrollar ecuaciones de predicción específicas para diversos segmentos corporales mediante ANT. Los objetivos

principales fueron: 1) analizar las diferencias y concordancias entre diferentes fórmulas en ANT para la estimación de TME, TO y el IMO, y evaluar si el sexo influye significativamente en las comparaciones; 2) examinar las diferencias entre DXA, BIA y ANT en la estimación del TME y la masa libre de grasa (MLG), considerando la influencia del sexo y el estado de hidratación, así como evaluar la concordancia entre BIA y ANT en comparación con DXA para dichas estimaciones. 3) Analizar las diferencias y concordancias de BIA y ANT en comparación con DXA para la estimación de peso segmental, MLG y masa magra blanda (MMB) en diferentes segmentos corporales y desarrollar ecuaciones predictivas para la estimación de peso segmental y MLG y MMB en el tronco y las extremidades basadas en ANT con DXA como referencia.

Para responder a estos objetivos, se diseñaron tres estudios con un enfoque transversal y descriptivo.

El primer estudio evaluó una muestra de 130 adultos jóvenes activos (edad media = 26.77 ± 6.1 años), de los cuales 77 fueron hombres (edad media = 26.52 ± 6.01 años) y 53 mujeres (edad media = 27.03 ± 6.19 años) que practicaban entrenamiento de fuerza recreativo. Las estimaciones de composición corporal se realizaron mediante diversas fórmulas antropométricas, siguiendo el protocolo de la Sociedad Internacional para el Avance de la Cineantropometría (ISAK). Para la estimación del TME, se utilizaron las ecuaciones de Lee et al., Poortmans et al., Matiegka, Kerr y Ross, mientras que para del TO, se emplearon las ecuaciones de Rocha, y de Kerr y Ross. Posteriormente, se analizaron las concordancias y diferencias entre las diversas fórmulas en la muestra general y según el sexo.

En el segundo estudio se incluyó una muestra a 262 adultos jóvenes (edad media = 23.04 ± 5.61 años), integrada por 159 hombres (edad media = 23.04 ± 5.61 años) y 103 mujeres (edad media = 22.29 ± 5.98 años), para comparar las estimaciones del TME y la MLG mediante DXA, BIA y diversas fórmulas de ANT. En DXA, se utilizaron los valores obtenidos del software del dispositivo Hologic Horizon para la estimación de la MLG y la conversión de Kim et al. para la estimación del TME. En BIA, tanto la MLG como el TME fueron obtenidas a través del software de la báscula TANITA MC-780-MA. En ANT se aplicó el protocolo completo de ISAK y se estimó el TME mediante las fórmulas de Kerr (considerando tanto la opción con perímetro de muslo medio como con perímetro de muslo a 1 cm del glúteo), Lee, Poortmans, Matiegka, Martin, Drinkwater y Ross, y

Heymsfield; mientras que para la MLG se emplearon las fórmulas de Lee y Kulkarni.

Finalmente, el tercer estudio se centró en un análisis segmental para evaluar el peso segmental, la MLG y la masa magra blanda (MMB) en extremidades superiores, tronco y extremidades inferiores en una muestra de 258 adultos jóvenes (edad media = 22.37 ± 3.41 años), compuesta por 157 hombres (edad media = 22.84 ± 3.44 años) y 101 mujeres (edad media = 21.65 ± 3.24 años). Se utilizaron los métodos de DXA, BIA y ANT, con mediciones segmentales proporcionadas directamente por el software Hologic Horizon para DXA y por la báscula TANITA MC-780-MA para BIA. En el caso de ANT se emplearon las ecuaciones de Ritchie et al. y Scafoglieri et al. para estimar la MLG, basadas en medidas antropométricas tomadas tanto del lado derecho como del izquierdo del cuerpo según el protocolo ISAK.

Los resultados del primer estudio indicaron diferencias estadísticamente significativas entre las fórmulas de estimación para el TME y el TO en la muestra general ($p < 0.001$), y al considerar el sexo. En la muestra global, se observó una concordancia alta entre las ecuaciones de Kerr, Lee y Poortmans para el TME (CCC de 0.96-0.97), la cual se mantuvo solo en hombres (CCC de 0.90-0.94), mientras que en mujeres no se observó concordancia (CCC < 0.90). Para el TO, la concordancia fue baja en la muestra general (CCC < 0.15) y por sexos (CCC < 0.12).

En el segundo estudio, se encontraron diferencias significativas entre los métodos y fórmulas tanto para TME como para la MLG ($p < 0.001–0.035$) en la muestra general y dividida por sexo. El estado de hidratación no tuvo impacto en la comparabilidad ($p = 0.058–0.870$). La mayoría de métodos y fórmulas mostraron una concordancia limitada, con un CCC de 0.007–0.880, y el análisis de Bland–Altman reveló discrepancias significativas incluso cuando se utilizó DXA como referencia ($p < 0.001–0.030$).

El tercer estudio mostró diferencias significativas entre DXA, BIA y ANT para la estimación del peso segmental y la MLG y MMB en la mayoría de segmentos ($p \leq 0.002$), sin diferencias entre DXA y BIA para el peso segmental en el miembro superior derecho ($p = 0.328$) ni MMB en el miembro inferior derecho ($p = 0.082$). En mujeres, no se observaron diferencias en MLG en el miembro superior derecho ($p = 0.154$) ni en MMB en el tronco ($p = 0.186$). Las nuevas ecuaciones antropométricas desarrolladas mostraron una alta correlación con DXA ($r^2 > 0.750$),

excepto en las predicciones de MLG y MMB en los miembros superiores de mujeres (r^2 = 0.688–0.723).

En conclusión, en esta tesis doctoral se ha observado que los métodos y fórmulas empleados para estimar TME, MLG y TO, así como sus componentes segmentales, MLG y MMB, no son intercambiables y presentan una considerable variabilidad en función del método, el sexo y la región corporal evaluada. El sexo ha demostrado ser un factor influyente en la comparación de los resultados de todos los métodos y fórmulas, destacándose como un aspecto crucial a considerar para lograr estimaciones precisas en distintos contextos. Estas conclusiones subrayan la importancia de seleccionar y aplicar de manera consistente el mismo método y fórmula en evaluaciones longitudinales y comparativas con el fin de evitar discrepancias en la interpretación de los resultados. Además, el desarrollo de nuevas ecuaciones mediante ANT representa una alternativa económica y accesible al uso de DXA en entornos clínicos y deportivos, facilitando la evaluación de la composición corporal en contextos con limitaciones de recursos. Esta investigación aporta una guía metodológica práctica para la aplicación de la ANT en la estimación del componente muscular y óseo en los ámbitos de la salud y el deporte, destacando la relevancia de adaptar las metodologías a las características específicas de la población evaluada y a los objetivos concretos de cada estudio o intervención.

ABSTRACT

Body composition is essential in the assessment of nutritional status, physical performance and the diagnosis of pathologies, highlighting the importance of accurately estimating muscle mass (MM) and bone mass (BM). MM is key for strength and power in sports and for the diagnosis of pathologies such as sarcopenia, while BM, in addition to being fundamental for structural integrity, is directly related to MM and its correct estimation is key in conditions such as osteopenia and osteoporosis. On the other hand, segmental analysis of body composition provides valuable information on the distribution and composition of different segments, helping to identify critical imbalances in clinical and sports contexts. Methods such as dual-energy X-ray absorptiometry (DXA), electrical bioimpedance (BIA) and anthropometry (ANT) are widely used to estimate MM and BM. DXA stands out for its accuracy at the general and segmental level, although its high cost and radiation exposure limit its applicability. BIA, based on resistance to the passage of an electric current, allows global and segmental estimates, although it is less accurate compared to DXA and is more sensitive to external factors such as hydration status. On the other hand, ANT offers an economical and accessible option for the general estimation of MM and BM by means of body measurements and predictive equations, being useful in environments with limited resources. However, it has limitations due to the large number of available equations whose accuracy and comparability are still unclear, as well as less capacity for detailed segmental analysis. A prominent ANT tool is the muscle-bone index (MBI), which relates skeletal muscle tissue (SMT) to bone tissue (BT), constituting a valuable indicator for assessing the functional relationship between these components and their influence on performance and functional capacity.

This doctoral thesis is composed of three investigations that, together, seek to contribute to the understanding of the differences and concordances between methods for estimating body composition and more specifically the muscle and bone component, as well as to develop specific prediction equations for various body segments using ANT. The main objectives were: 1) to analyze the differences and concordances between different formulas in ANT for the estimation of SMT, BT and MBI, and to evaluate whether sex significantly influences the comparisons

between the different methods; 2) to examine the differences between DXA, BIA and ANT in the estimation of SMT and fat-free mass (FFM), considering the influence of sex and hydration status, as well as to evaluate the concordance between BIA and ANT compared to DXA for such estimations. 3) To analyze the differences and concordances of BIA and ANT compared to DXA for the estimation of segmental weight, FFM and lean soft mass (LSM) in different body segments and to develop predictive equations for the estimation of segmental weight, FFM and LSM in the trunk and extremities based on ANT with DXA as reference.

To respond to these objectives, three studies were designed with a cross-sectional and descriptive approach. The first study evaluated a sample of 130 active young adults (mean age = 26.77 ± 6.1 years), of whom 77 were men (mean age = 26.52 ± 6.01 years) and 53 women (mean age = 27.03 ± 6.19 years) practicing recreational strength training. Body composition estimations were performed using various anthropometric formulas, following the protocol of the International Society for the Advancement of Kineanthropometry (ISAK). For the estimation of SMT, the equations of Lee et al., Poortmans et al., Matiegka, Kerr and Ross were used, while for BT, the equations of Rocha, and Kerr and Ross were used. Subsequently, the concordance and differences between the various formulas were analyzed in the overall sample and according to sex. The second study included a sample of 262 young adults (mean age = 23.04 ± 5.61 years), composed of 159 men (mean age = 23.04 ± 5.61 years) and 103 women (mean age = 22.29 ± 5.98 years), to compare the estimates of SMT and FFM using DXA, BIA and various ANT formulas. In DXA, values obtained from the Hologic Horizon device software were used for FFM estimation and the conversion of Kim et al. for SMT estimation. In BIA, both FFM and SMT were obtained from the TANITA MC-780-MA scale software. In ANT, the complete ISAK protocol was applied and SMT was estimated using the formulas of Kerr (considering both the option with mid-thigh circumference and thigh circumference at 1 cm from the buttock), Lee, Poortmans, Matiegka, Martin, Drinkwater and Ross, and Heymsfield; while for FFM, the formulas of Lee and Kulkarni were used. Finally, the third study focused on a segmental analysis to assess segmental weight, FFM and LSM in upper extremities, trunk and lower extremities in a sample of 258 young adults (mean age = 22.37 ± 3.41 years), composed of 157 men (mean age = 22.84 ± 3.44 years) and 101 women (mean age = 21.65 ± 3.24 years). DXA, BIA and ANT methods were used, with

segmental measurements provided directly by Hologic Horizon software for DXA and by the TANITA MC-780-MA scale for BIA. In the case of ANT, the equations of Ritchie et al. and Scafoglieri et al. were used to estimate the FFM, based on anthropometric measurements taken from both the right and left sides of the body according to the ISAK protocol.

The results of the first study indicated statistically significant differences between the estimation formulas for SMT and BT in the overall sample ($p < 0.001$), and when considering sex. In the overall sample, high concordance was observed between the Kerr, Lee and Poortmans equations for SMT (CCC of 0.96-0.97), which was maintained only in men (CCC of 0.90-0.94), whereas no concordance was observed in women (CCC < 0.90). For BT, concordance was low in the overall sample (CCC < 0.15) and by sex (CCC < 0.12). In the second study, significant differences were found between methods and formulas for both SMT and FFM ($p < 0.001$-0.035) in the overall sample and divided by sex. Hydration status had no impact on comparability ($p = 0.058$-0.870). Most methods and formulas showed limited agreement, with a CCC of 0.007-0.880, and Bland-Altman analysis revealed significant discrepancies even when DXA was used as a reference ($p < 0.001$-0.030). The third study showed significant differences between DXA, BIA and ANT for the estimation of segmental weight, FFM and LSM in most segments ($p \leq 0.002$), with no differences between DXA and BIA for segmental weight in the right upper limb ($p = 0.328$) and LSM in the right lower limb ($p = 0.082$). In women, no differences were observed in FFM at the right upper limb ($p = 0.154$) and LSM at the trunk ($p = 0.186$). The newly developed anthropometric equations showed a high correlation with DXA ($r^2 > 0.750$), except in the predictions of FFM and LSM in the upper limbs of women ($r^2 = 0.688$-0.723).

In conclusion, this doctoral thesis has shown that the methods and formulas used to estimate SMT, FFM and BT, as well as their segmental components, FFM and LSM, are not interchangeable and present considerable variability depending on the method, sex and body region evaluated. Sex has been shown to be an influential factor in the comparison of the results of all methods and formulas, standing out as a crucial aspect to consider in order to achieve accurate estimates in different contexts. These findings underline the importance of selecting and consistently applying the same method and formula in longitudinal and comparative assessments in order to avoid discrepancies in the interpretation of

results. Furthermore, the development of new equations using ANT represents a cost-effective and accessible alternative to the use of DXA in clinical and sports settings, facilitating the assessment of body composition in resource-constrained contexts. This research provides a practical methodological guide for the application of ANT in the estimation of the muscle and bone component in health and sports settings, highlighting the relevance of adapting the methodologies to the specific characteristics of the population being evaluated and to the specific objectives of each study or intervention.

PALABRAS CLAVE

Composición corporal, tejido muscular esquelético, tejido óseo, masa libre de grasa, antropometría, bioimpedancia, absorciometría de rayos x de energía dual, estimación segmental.

KEYWORDS

Body composition, Skeletal muscle tissue, Bone tissue, Fat-free mass, Anthropometry, Electrical bioimpedance, dual-energy X-ray absorptiometry, Segmental estimation.

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, quiero expresar mi agradecimiento a mis directores de tesis: el Dr. Francisco Esparza Ros, la Dra. Raquel Vaquero Cristóbal y el Dr. Mario Demófilo Albaladejo Saura. Gracias por enseñarme, guiarme y, sobre todo, por la paciencia que me han tenido durante estos años.

Al Dr. Esparza, mi gratitud eterna por haber confiado en mí desde aquel primer encuentro en el congreso ISAK de Santiago de Chile. Desde entonces, me acompañaste en cada paso: gestionaste desde mi llegada a Murcia en el master, hasta el final del doctorado. Este ha sido un camino largo y difícil en muchos sentidos, y sin usted no habría logrado ni siquiera salir de Argentina. Me brindó oportunidades laborales para costear mis estudios, me abrió puertas profesionales que jamás imaginé, y me enseñó más de lo que puedo expresar. Lo admiro profundamente, y es un orgullo que se me relacione académicamente con usted. Poder considerarlo un padre académico y haber recorrido este camino a su lado ha sido, sinceramente, un sueño.

A Raquel, gracias por tu dedicación, trabajo y paciencia incondicional durante todos estos años, tanto en lo académico como en lo personal. Sé que no fui un doctorando fácil y que te causé muchos dolores de cabeza, por eso valoro profundamente tu insistencia y compromiso. Gran parte de lo que soy hoy te lo debo a vos. Fuiste quien más me enseñó sobre ciencia, investigación y composición corporal, y también sobre honestidad, esfuerzo, perseverancia y humildad. Tenéis una capacidad de trabajo admirable. Admito que nuestras reuniones me daban bastante miedo, con el tiempo aprendí a prepararme mejor y aprovechar cada encuentro. Te agradezco cada corrección, comentario y tirón de orejas: me formaste como investigador y como persona. Si hay alguien que merece un reconocimiento especial en esta tesis, sois vos. No entiendo cómo sacaste tanto tiempo para ayudarme, pero te lo agradezco de corazón. Y también gracias por tu apoyo fuera del ámbito académico: sin tu ayuda no habría podido sostener estos años, ni alcanzar las oportunidades que tengo hoy. Ojalá la vida me permita devolverte, al menos en parte, todo lo que hiciste por mí.

A Mario, gracias por ser una fuente constante de inspiración y aprendizaje. Verte crecer profesionalmente desde que nos conocimos me motivó a dar siempre lo mejor. Agradezco haberte cruzado en las prácticas del máster, haber aprendido de tus desafíos y nuestras charlas. Tu paciencia, profesionalidad y apoyo fueron claves en cada etapa, especialmente en la parte estadística que me daba terror y gracias a vos, hoy solo me asusta un poco. Me alegra que hayas sido incorporado formalmente como uno de mis directores; hubiera sido muy injusto. Hace más de cinco años que sois mi referente, incluso elegí el mismo lugar que vos para mis prácticas, y no me equivoqué.

A Malek, el hermano que la vida no me dio. Gracias por tu amistad incondicional, tu compañía y tu ayuda constante durante todos estos años. Este logro no hubiera sido posible sin haberlo compartido con vos desde el principio. Voy a extrañar nuestras charlas con mates y demás, pero sé que esto recién empieza. Es un privilegio recorrer este camino con uno de mis mejores amigos. Pensar que empezaste siendo mi alumno y hoy sois quien me enseña cómo escribir un paper y una tesis, y hasta como defenderla. Sois, sin dudas, la persona con más potencial que conozco. Espero verte llegar muy alto, y prometo ayudarte a lograrlo, como vos hiciste todos estos años conmigo.

Este trabajo es gracias a ustedes cuatro, mi querido equipo, trabajar con ustedes —a quienes admiro— fue un regalo. Sentirme parte de la Cátedra Internacional de Cineantropometría de la UCAM ha sido una de las mayores alegrías de esta etapa. Aunque este capítulo se cierre, ojalá se abran nuevos proyectos juntos, tanto a nivel profesional como personal. Los quiero mucho y es un orgullo que sus nombres acompañen los míos en cada trabajo.

También quiero agradecer a mis padres, por ser la base de todo.

Mamá, gracias por transmitirme tu amor por la escritura, la filosofía y esa curiosidad insaciable que lo impulsa todo. Ojalá este título nos permita acortar distancias y disfrutar más tiempo juntos. Que te sientas orgullosa es la mayor recompensa que puedo imaginar. A pesar de la distancia, sentí tu acompañamiento en cada paso. Te extrañé todos los días; estar lejos tuyo fue, sin duda, lo más difícil de esta etapa. Te amo viejita!

A papá, viejito querido, te me fuiste en la última etapa, no tienes una idea lo que soñaba con darte la noticia de que lo habíamos logrado. Lo di todo y más, pero

no llegamos a tiempo, ojalá desde allá arriba puedas verme y acompañarme en esta enorme felicidad que tengo hoy. Gracias por tanto amor, la distancia fue durísima, y no poder estar con vos cuando más me necesitaste fue el precio más alto que pague en este proceso. Me hubiera encantado que conozcas a mis supervisores, voy confiar que de alguna manera estás viendo todo. Le tenías miedo a los aviones, iba a ser imposible que llegues a mi defensa, quizás ahora encontraste la manera de volar para poder vernos y estar con nosotros. Te amo y extraño demasiado peladito.

A mi grupo de amigos, a los de pibes, Chino, Tripa, Tomi, Rafa, Fede, Chavo, Caleb, Yovi, Toti y Juampi, gracias por estar ahí en todo momento, por acompañarme en jornadas interminables de mates mientras escribía, comprender y bardearme cuando tenía que cancelar planes. Los extraños un montón, fueron un pilar enorme y ojalá los próximos años nos encuentren más cerca y podamos festejar como siempre.

A Nadia, gracias por acompañarme todos estos años. Fuiste mi pilar en todo el proceso, me aguantaste cuando tocaba llorar, quejarme y estuviste ahí para festejar cada pequeño logro. Gracias por hacer locuras, me acompañaste por tres continentes mientras tipeaba y nos ayudaste a medir casi 300 personas solo por amor. Fuiste mi gran compañera todos estos años y esto lo logramos juntos. Ojalá la noticia te haga tan feliz como a mi cada logro tuyo. Gracias para siempre gorda, sois la persona más hermosa que conocí, siempre voy a extrañar nuestro pisito en en el segundo en Benidorm y las interminables horas dedicadas a esta tesis.

A los alumnos de prácticas —Nadia, Johan, Agus, Andrea, Elena, Alejandra, Alejandro, Zaca y Marcos— gracias por su dedicación y compromiso. Fue un placer contar con ustedes. Me alegra que con varios hayamos mantenido el vínculo más allá de la investigación.

A Nidia, gracias por abrirme las puertas en Escocia, recibirme como nunca hubiera imaginado y brindarme una experiencia inolvidable. Tu calidez y apoyo fueron fundamentales en un momento difícil. México y Escocia tendrán siempre un lugar especial en mi corazón gracias a vos. Verte crecer tanto me llena de felicidad, sois una gran inspiración para mí, te admiro y quiero mucho.

A Euge, gracias por tu ayuda desinteresada, tu gran aporte en el diseño y por estar siempre dispuesto a darme una mano. Ojalá la vida nos siga cruzando en nuevos proyectos y aventuras juntos.

A Carito, Nico y Jose, gracias por darme un techo siempre que lo necesite y bancarme todos estos años. Les agradezco de corazón todo lo que hicieron y hacen por mí. Carito, sé que no soy la mejor influencia para Malek, pero creo que estoy mejorando. Estar lejos de los míos fue muy difícil y gracias a ustedes pude sentirme en familia del otro lado del mundo.

Y, por último, a mi equipo de trabajo en beHAP —Guada, Fiamma, Oscar, Mauro, Dani, Juli, Leo y, a la última y flamante incorporación, el querido Manteca— gracias por su esfuerzo y dedicación diaria. Más allá de ser excelentes profesionales, son personas increíbles. Sé que no siempre es fácil trabajar conmigo y agradezco su paciencia. Compatibilizar el doctorado con emprender no fue sencillo, y hoy estoy acá en gran parte gracias a ustedes.

Este camino fue más largo y difícil de lo que imaginaba, pero valió la pena cada paso. Más allá del logro académico, este proceso me transforma cada día en la persona que quiero ser. Me llena de felicidad saber que quienes me acompañan están orgullosos de lo que hemos conseguido.

Ojalá pudiera agradecerles en persona a cada uno, pero sé que tendremos tiempo para celebrar juntos.

A todos ustedes, gracias por ser parte de este logro.

Los quiero mucho,

Nico

“El verdadero viaje de descubrimiento no consiste en buscar nuevos paisajes, sino en mirar con nuevos ojos." - Marcel Proust (1871-1922)

ÍNDICE GENERAL

RESUMEN 11
I - INTRODUCCIÓN 41
II - JUSTIFICACIÓN 47
2.1. Importancia de los tejidos muscular esquelético y óseo 47
2.1.1. Importancia del tejido muscular esquelético 47
2.1.2. Importancia del tejido óseo 49
2.1.3. Relación entre el tejido muscular esquelético y el tejido óseo: el Índice músculo-óseo 51
2.2. Niveles de análisis de la composición corporal 53
2.2.1. Nivel 1: Atómico 53
2.2.2. Nivel 2: Molecular 54
2.2.3. Nivel 3: Celular 54
2.2.4. Nivel 4: Tejido-Sistema 54
2.2.5. Nivel 5: Cuerpo completo 55
2.2.6. Modelos de componentes en la composición corporal 56
2.2.6.1. Modelos de componentes en el nivel molecular 57
2.2.6.2. Modelos de componentes en el nivel tejido-sistema 59
2.3. Masa muscular y masa ósea: aclaración terminológica 61
2.3.1. Masa muscular 62
2.3.1.1. Tejido muscular esquelético o masa muscular esquelética: Definición y composición 62
2.3.1.2. Masa libre de grasa o masa magra y masa magra blanda 62
2.3.2. Masa ósea 64
2.3.2.1. Tejido óseo: Definición y composición 65

2.3.2.2. Contenido mineral óseo o masa ósea seca 65
2.3.2.3. Densidad mineral ósea 66
2.3.2.4. Masa ósea húmeda 66
2.4. Métodos de estimación de la masa muscular y ósea 68
2.4.1. Clasificación por principio de funcionamiento 70
2.4.1.1. Métodos densitométricos 70
2.4.1.2. Métodos de evaluación por imagen 72
2.4.1.3. Métodos de análisis del agua corporal total 74
2.4.1.4. Métodos de impedancia y eléctricos 74
2.4.1.5. Métodos antropométricos 76
2.4.2. Absorciometría de Rayos X de Energía Dual (DXA) 77
2.4.3. Bioimpedancia eléctrica (BIA) 79
2.4.4. Antropometría (ANT) 81
2.5. Comparación entre métodos de estimación y ecuaciones 88
2.5.1. Comparación de métodos para la estimación de masa libre de grasa 89
2.5.2. Comparación de métodos para la estimación de tejido muscular esquelético 90
2.5.2.1. Comparación de ecuaciones antropométricas para el tejido muscular 91
2.5.3. Comparación de estimaciones segmentales mediante diferentes métodos y ecuaciones. 92
2.5.4. Limitaciones de la literatura 93
2.5.4.1. Influencia del sexo 93
2.5.4.2. Impacto del estado de hidratación 93
2.6. Enfoque de la investigación 94
III - OBJETIVOS 97
3.1. Objetivo general 97
3.2. Objetivos específicos 97

3.3. General objetives 98
3.4. Specific objectives 98
IV - HIPÓTESIS 101
4.1. Hipótesis generales 101
4.2. Hipótesis específicas 101
4.3. General Hypothesis 103
4.4. Specific Hypothesis 103
V - MATERIAL Y MÉTODO 107
VI - COMPENDIO DE ARTÍCULOS 117
VII - RESULTADOS Y DISCUSIÓN 193
VIII - CONCLUSIONES 205
8.1. Conclusión general 205
8.2. Conclusiones específicas 205
8.3. General conclusion 208
8.4. Specific conclusions 208
IX - APLICACIONES PRÁCTICAS 213
X - LIMITACIONES Y FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN 219
10.1. Limitaciones 219
10.2. Futuras líneas de investigación 220
10.3. Perspectivas futuras en la evaluación de la masa muscular y ósea 221
XI - REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS 225
XII - ANEXOS 251

SIGLAS Y ABREVIATURAS

2C, Dos componentes.

3C, Tres componentes.

4C, Cuatro componentes.

ACT, Agua corporal total.

ANT, Antropometría.

ANT, Anthropometry.

ALST, masa magra apendicular.

BIA, Bioimpedancia eléctrica.

BIA, Bioelectrical impedance analysis.

BIS, Espectroscopía de Impedancia Bioeléctrica.

BM, Bone mass.

BT, Bone tissue.

CMO, Contenido mineral óseo.

DXA, Absorciometría de Rayos X de Energía Dual.

DXA, Dual-energy X-ray absorptiometry.

FFM, Fat-free mass.

GREC, Grupo Español de Cineantropometría.

ISAK, Sociedad Internacional para el Avance de la Cineantropometría.

ISAK, International Society for the Advancement of Kinanthropometry.

LBM, Lean body mass.

LSM, Lean soft mass.

MBR, Muscle-to-bone ratio.

MG, Masa grasa.

MLG, Masa libre de grasa.

MM, Masa muscular.

MM, muscle mass.

MMa, Masa magra.

MMB, Masa magra blanda.

MO, Masa ósea.

MOH, Masa ósea húmeda.

RMN, Resonancia magnética nuclear.

SMM, Skeletal muscle mass.

SMT, Skeletal muscle tissue.

TC, Tomografía computarizada.

TME, Tejido Músculo Esquelético.

TO, Tejido Óseo.

ÍNDICE DE FIGURAS, DE TABLAS Y DE ANEXOS

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Niveles de la composición corporal……...56

Figura 2. Modelos de componentes en el nivel molecular……...59

Figura 3. Modelos de componentes en el nivel celular. …….....61

Figura 4. Diferencias entre masa libre de grasa o masa magra y masa magra blanda. …….....64

Figura 5. Masa ósea, contenido mineral óseo, masa ósea húmeda y densidad mineral ósea.……...…...68

ESTUDIO 1

Figura 6. Figure 1: Flow diagram for the sample. ……...121

ESTUDIO 2

Figura 7. Figure 1: Participants flow chart. ……137

ESTUDIO 3

Figura 8. Figure 1: Participants flow chart. …….……160

ÍNDICE DE TABLAS

ESTUDIO 1

Table 1. Equations for the estimation of Muscle Mass, Bone Mass and Muscle/Bone Index included in the study for general sample and divided by sex……..122

Table 2. Descriptive analysis of muscle and bone variables and muscle-bone index in the general sample and divided by gender……....124

Table 3. Differences in muscle and bone variables and muscle-bone index……..124

Table 4. Differences between the formulas for muscle mass, bone mass and muscle/bone index for the general sample and divided by gender……....125

Table 5. Lin's concordance correlation coefficient……..126

ESTUDIO 2

Table 1. Equations for the estimation of skeletal muscle mass and lean body mass included in the study……..138

Table 2. Descriptive analysis of kg and percentages of skeletal muscle mass and lean body mass in the general sample and divided into males and females…….141

Table 3. Analysis of differences in skeletal muscle mass and lean body mass (kg and percentage) between DXA, Anthropometry, and BIA for the total sample and according to sex……...142

Table 4. Differences between methods of estimating skeletal muscle mass in kg……..143

Table 5. Differences between methods of estimating skeletal muscle mass in percentages……..145

Table 6. Differences between the methods of estimating lean body mass in kg and percentages……..147

Table 7. Lin's Concordance Correlation Coefficient for the agreement between methods of estimating skeletal muscle mass and lean body mass for the overall sample and divided by sex……....148

Table 8. Bland-Altman Plot for the agreement between methods of estimating skeletal muscle mass and lean body mass for the overall sample and divided by sex…….149

ESTUDIO 3

Table 1. Anthropometric variables measured according to ISAK guidelines……....163

Table 2. Corrected girths and variables used in the calculation and formula…..……....163

Table 3. Methods of analysis by body segments with the equations used and their corresponding possible estimates, units and segments.…….....164

Table 4. Segmental weight, fat-free mass, and lean soft mass (in kilograms and percentages) estimated by DXA, BIA, and ANT in the general sample: descriptive statistics, intra-subject differences and sex interaction effects…….....166

Table 5. Differences between DXA and BIA for segmental weight, fat-free mass, and lean soft mass (kg and %) in total sample and divided by sex…….…….....168

Table 6. Differences between DXA, BIA and ANT of estimating fat free mass by body segments (kg) for the total sample and divided by sex…….....169

Table 7. Bland-Altman analysis for the agreement between methods of estimating segmental weight (kg), fat free mass (kg) and lean soft mass by body segments (kg) for the overall sample and divided by sex…….....170

Table 8. Regression models of segmental total body weight estimated by DXA using anthropometric variables in the male group in kg…….....173

Table 9. Regression models of segmental total body weight estimated by DXA using anthropometric variables in the female group in kg…….....175

Table 10. Regression models of segmental fat free mass estimated by DXA using anthropometric variables in the male group in kg…….....176

Table 11. Regression models of segmental fat free mass estimated by DXA using anthropometric variables in the female group in kg…….....179

Table 12. Regression models of segmental lean soft mass estimated by DXA using anthropometric variables in the male group in kg…….....180

Table 13. Regression models of segmental lean soft mass estimated by DXA using anthropometric variables in the female group in kg…….....183

ÍNDICE DE ANEXOS

ANEXO 1. APROBACIÓN DEL COMITÉ DE ÉTICA……...251

ANEXO 2. CONSENTIMIENTO INFORMADO ADULTOS……...253

ANEXO 3. CONSENTIMIENTO INFORMADO MENORES……...254

ANEXO 4. REVOCACIÓN DEL CONSENTIMIENTO INFORMADO ADULTOS……...255

ANEXO 5. REVOCACIÓN DEL CONSENTIMIENTO INFORMADO MENORES……...256

ANEXO 6. HOJA INFORMATIVA PARA SUJETOS VOLUNTARIOS……...257

ANEXO 7. CUESTIONARIO ESTUDIO: "AGREEMENT AND DIFFERENCES BETWEEN THE EQUATIONS FOR ESTIMATING MUSCLE AND BONE MASS USING THE ANTHROPOMETRIC METHOD IN RECREATIONAL STRENGTH TRAINEES"…….258

ANEXO 8. CUESTIONARIO DE DATOS PERSONALES DE LOS VOLUNTARIOS DE INVESTIGACIONES 2 Y 3……..267

ANEXO 9. CUESTIONARIO DE ALIMENTACIÓN DE INVESTIGACIONES 2 Y 3…….268

ANEXO 10. CUESTIONARIO DE CONSUMO DE SUPLEMENTOS…….270

ANEXO 11. CUESTIONARIO INTERNACIONAL DE ACTIVIDAD FÍSICA (IPAQ)……..272

ANEXO 12. CUESTIONARIO DE EJERCICIO FÍSICO 48HS. PREVIAS…….274

ANEXO 13. INFORME EJEMPLO DE DXA……276

ANEXO 14. INFORME EJEMPLO DE BIA GENERAL……..280

ANEXO 15. INFORME EJEMPLO DE BIA SEGMENTAL……283

ANEXO 16. INFORME EJEMPLO DE BIA DATOS BRUTOS……...285

I – INTRODUCCIÓN

I - INTRODUCCIÓN

La composición corporal ha captado el interés de científicos y profesionales de la salud por su importancia en la evaluación del estado nutricional, el rendimiento deportivo y el diagnóstico de diversas patologías (1). Una estimación precisa de la masa muscular (MM) y masa ósea (MO) no solo es esencial para evaluar la salud general de los individuos, sino también para desarrollar planes de tratamiento y prevención más eficaces (2). En este contexto, la MM abarca varios tipos de tejidos, entre ellos, el tejido muscular esquelético (TME), el cual es fundamental para el rendimiento y la funcionalidad del cuerpo humano, y en el que se centran la mayoría de intervenciones debido a su respuesta directa al entrenamiento y la nutrición (3,4). De forma similar, dentro de la masa ósea, el tejido óseo (TO) constituye la estructura que proporciona soporte y resistencia al cuerpo, siendo clave en la prevención y manejo de ciertas patologías (5,6).

En el ámbito clínico, una adecuada valoración del TME es fundamental para el seguimiento de afecciones como la sarcopenia, que afecta la calidad de vida de los adultos mayores, mientras que una correcta estimación del TO es clave en la prevención y manejo de condiciones como la osteopenia y osteoporosis (5,7,8). En el rendimiento deportivo, el TME y el TO son determinantes en disciplinas que requieren potencia, resistencia y agilidad, lo que hace crucial su evaluación para optimizar el rendimiento y prevenir lesiones (9,10).

Por otro lado, la evaluación segmental de la composición corporal es fundamental para comprender la organización y distribución de los diversos componentes del cuerpo humano, lo cual proporciona una perspectiva detallada de la estructura corporal en distintas zonas (11). Este enfoque resulta particularmente valioso en el ámbito deportivo, donde puede ser una herramienta preventiva para identificar y corregir descompensaciones musculares que podrían elevar el riesgo de lesiones (12). En el contexto clínico, la evaluación segmental permite detectar posibles asimetrías relacionadas con afecciones metabólicas y problemas del sistema musculoesquelético, aportando información clave para intervenciones personalizadas y un mejor seguimiento del estado de salud (13,14).

Dada la importancia de la evaluación de estos componentes, se han desarrollado diversos métodos para su estimación. Entre los métodos más destacados se encuentran la Absorciometría Dual de Rayos X (DXA), la impedancia bioeléctrica (BIA) y la antropometría (ANT), los cuales son ampliamente utilizados tanto en la investigación científica como en la práctica clínica para analizar la composición corporal (15,16). El DXA permite la evaluación indirecta del contenido mineral óseo (CMO), la masa grasa (MG) y la masa magra blanda (MMB) mediante la absorción de rayos X en distintos compartimentos; es reconocido como el método de referencia para el análisis del CMO y resalta por su alta precisión, fiabilidad y reproducibilidad para estimar la composición corporal (15,16). Por su parte, la BIA mide la resistencia de los distintos compartimentos al paso de una corriente eléctrica, permitiendo hacer estimaciones de la composición corporal basándose en la conductividad de estos según su contenido de agua (17,18). A pesar de ser rápido y fácil de aplicar, su exactitud puede verse influenciada por el estado de hidratación (15,16,19). La ANT se basa en la medición de dimensiones corporales como pliegues, perímetros y diámetros para estimar de manera indirecta diversos componentes corporales, entre ellos el TME y el TO (15,20). Si bien la ANT es ampliamente utilizada, presenta variabilidad en los resultados debido a la diversidad de ecuaciones empleadas para estimar la composición corporal (21,22).

En este sentido, debido a su aplicabilidad, la ANT destaca sobre sus alternativas por ser un método accesible y económico para la estimación de la composición corporal, siendo ampliamente utilizado tanto en el ámbito científico como en la práctica cotidiana (16,20). A diferencia de otros métodos, los resultados obtenidos con ANT se ven menos influenciados por factores como la hidratación y la ingesta de alimentos previa a la evaluación (19). Por otro lado, es un método fiable y preciso, mínimamente invasivo y fácil de transportar y adaptar lo cual la hace confiable y accesible en diversos contextos, tanto clínicos como deportivos (19). Estas características y su robusto respaldo en la literatura han convertido a la ANT en uno de los métodos más aplicados en investigación, especialmente donde se busca una opción práctica y reproducible (16,20). Sin embargo, la ANT no está exenta de sesgos, principalmente debido a la gran cantidad de ecuaciones disponibles para la estimación del TME y el TO (21,23,24). Estas ecuaciones fueron desarrolladas para poblaciones específicas, y la mayoría se basa en modelos de regresión lineal, lo cual limita su aplicabilidad en diferentes contextos

poblacionales, ya que además convierte la estimación de la composición corporal a través de la ANT en un método doble indirecto (23,25). Por ejemplo, la ecuación de Kerr es una de las pocas diseñadas específicamente para estimar el TME en deportistas; sin embargo, presenta la desventaja de requerir numerosas variables, mayor tiempo de aplicación y formación especializada para su correcta utilización (26). En contraste, la ecuación de Lee es ampliamente utilizada debido a su sencillez y rápida aplicación, aunque su validez en población deportista es cuestionable, ya que en su desarrollo no se incluyeron sujetos de este grupo (27).

A pesar de lo anterior, pocos estudios han analizado exhaustivamente la comparabilidad entre las distintas fórmulas de ANT y su concordancia con otras técnicas, como DXA y BIA, tanto a nivel global como segmental (21–23,28,29). Las investigaciones sugieren que la mayoría de las fórmulas en ANT y los diferentes métodos no son intercambiables; sin embargo, los resultados no son consistentes entre los diferentes estudios, y muchos de estos estudios presentan limitaciones importantes, como el uso de muestras pequeñas y específicas, o la falta de control de posibles variables de confusión, lo cual restringe la generalización de sus resultados (21,29,30). En cuanto al análisis segmental, la evidencia es aún más escasa y, en general, se ha limitado a segmentos aislados, sin considerar otros segmentos o factores críticos como el sexo, lo cual debilita las conclusiones alcanzadas (28,31,32). La falta de ecuaciones robustas y confiables para estimar la composición corporal segmental mediante ANT subraya la necesidad de investigaciones más completas, que aborden estas limitaciones y ofrezcan un análisis más preciso y adaptable a distintas poblaciones, desarrollando nuevas ecuaciones aplicables (32–34).

Por todo lo mencionado, esta tesis doctoral realiza una evaluación comparativa de las técnicas más utilizadas para medir la composición corporal a nivel del cuerpo completo y segmental, centrándose en los componentes muscular y óseo, y profundizando en la ANT como el método predominante, por su accesibilidad, aplicabilidad y practicidad en la investigación.

II – JUSTIFICACIÓN

II - JUSTIFICACIÓN

2.1. IMPORTANCIA DE LOS TEJIDOS MUSCULAR ESQUELÉTICO Y ÓSEO

EL TME y el TO representan componentes esenciales de la composición corporal, fundamentales para una evaluación integral del estado físico en contextos clínicos, deportivos y estéticos (35). La correcta proporción y equilibrio entre el TME y el TO son determinantes para la funcionalidad, la salud y la estabilidad física de los individuos, subrayando su importancia en áreas de investigación y aplicación práctica (36). La evaluación de estos componentes proporciona datos críticos para la prevención y manejo de enfermedades, la optimización del rendimiento deportivo y el logro de objetivos estéticos (5,10).

2.1.1. Importancia del tejido muscular esquelético

El TME juega un rol crucial en la salud, estando directamente implicado en la movilidad, estabilidad y prevención de enfermedades musculoesqueléticas y metabólicas (5). La pérdida de TME, especialmente en adultos mayores, se asocia con la sarcopenia, una condición que implica una reducción del TME y la fuerza, aumentando el riesgo de caídas, fracturas y afectando negativamente la calidad de vida (7). La sarcopenia también está estrechamente relacionada con un aumento en la incidencia de enfermedades metabólicas, cardiovasculares y neurodegenerativas, lo que subraya la necesidad de estrategias preventivas para mantener la masa muscular (7). Además, se ha demostrado que un adecuado TME cumple una función protectora frente a enfermedades metabólicas, ya que mejora la sensibilidad a la insulina y contribuye al control de patologías, como la diabetes tipo 2, destacando su papel en la promoción de un envejecimiento saludable y la prevención de condiciones crónicas (37).

El TME desempeña un papel central en la regulación del metabolismo energético, actuando como un sitio clave para la captación de glucosa mediada por insulina. Una mayor cantidad de TME se asocia con una reducción significativa en los niveles de glucosa y hemoglobina glucosilada, contribuyendo al control de la

diabetes tipo 2 y a la prevención de la resistencia a la insulina (38). Desde una perspectiva cardiovascular, un TME adecuado está inversamente asociado con el riesgo de insuficiencia cardíaca, hipertensión arterial y eventos coronarios. Esto se debe a su capacidad para mejorar la circulación periférica y reducir la presión arterial, favoreciendo una mejor oxigenación de los tejidos (39). Adicionalmente, el TME desempeña un papel esencial en la funcionalidad general, facilitando actividades cotidianas como caminar, subir escaleras o cargar peso, y actuando como un indicador de envejecimiento saludable (39).

Además de sus roles metabólicos y cardiovasculares, el TME desempeña una función clave en la regulación de la inflamación sistémica, principalmente a través de la liberación de miocinas como la interleucina-6. Esta miocina ejerce efectos antiinflamatorios mediante su señalización clásica, modulando respuestas inmunitarias y reduciendo la inflamación crónica asociada a patologías como la obesidad, el síndrome metabólico y la artritis reumatoide. Además, el sistema endocannabinoide, que interactúa con el TME, regula vías inflamatorias como NF-κB y MAP-kinasas, mitigando la inflamación de bajo grado y mejorando el equilibrio inmunológico en condiciones de estrés metabólico y envejecimiento (40,41).

Por otro lado, un adecuado desarrollo del TME es esencial para prevenir la sarcopenia y la fragilidad en el envejecimiento, actuando como un factor protector que mejora la funcionalidad y la calidad de vida. Su capacidad para regular la inflamación y el metabolismo contribuye a prevenir enfermedades crónicas y a mantener la homeostasis sistémica. Además, el TME interactúa con el sistema nervioso central a través de vías como el eje hipotálamo-hipófisis-adrenal, resaltando su papel integrador en la salud general (42).

En términos de rendimiento deportivo, el TME es fundamental tanto en deportes que requieren altos niveles de fuerza y potencia, como el powerlifing y la halterofilia, como en deportes de resistencia, en los cuales, aunque el desarrollo muscular suele ser menor, el músculo sigue siendo esencial para soportar las demandas de la actividad. Monitorear el TME permite a los entrenadores ajustar estrategias de entrenamiento para maximizar el rendimiento físico, reducir el riesgo de lesiones y optimizar el desarrollo muscular específico según la disciplina (43,44).

En deportes de velocidad y potencia, como el sprint y el salto de longitud, la capacidad del TME para generar fuerza rápidamente es crucial. Un mayor desarrollo de las fibras musculares tipo II se ha asociado con un rendimiento superior en estas disciplinas, donde la fuerza explosiva determina el éxito (45). De manera similar, en deportes cíclicos como el ciclismo o la natación, el TME juega un papel esencial en la resistencia muscular local, permitiendo mantener un ritmo constante y eficiente durante esfuerzos prolongados (46).

La importancia del TME no se limita al rendimiento físico directo, sino que también abarca la prevención de lesiones. Una mayor simetría y equilibrio muscular reducen el riesgo de desbalances biomecánicos, que son una de las principales causas de lesiones en deportes colectivos como el fútbol y el baloncesto (47). En deportes de combate, como el boxeo y el judo, el TME proporciona no solo fuerza y potencia, sino también la capacidad de absorber impactos, protegiendo estructuras críticas durante el contacto físico (48).

Desde la perspectiva estética, el TME desempeña un papel significativo en deportes de componente estético, como el culturismo, la gimnasia y el street workout, donde el desarrollo muscular es fundamental (49,50). Adicionalmente, un nivel adecuado de TME podría contribuir a una autopercepción positiva y mejorar la autoconfianza en entornos recreativos y deportivos (49). En el ámbito del fitness y el culturismo, el desarrollo adecuado del TME suele ser un objetivo primordial para alcanzar un físico proporcionado y armonioso, en línea con los estándares estéticos de estas disciplinas (49,50).

En conclusión, el TME es un componente central para la salud, el rendimiento deportivo y la funcionalidad cotidiana. Sus múltiples roles en el metabolismo, la prevención de enfermedades y la mejora del rendimiento físico justifican la necesidad de herramientas precisas para estimar su cantidad y calidad en diferentes poblaciones y contextos (36,39,51).

2.1.2. Importancia del tejido óseo

El TO es el principal soporte estructural del cuerpo, desempeñando un papel fundamental en la salud musculoesquelética. Una adecuada salud ósea es esencial para prevenir enfermedades como la osteoporosis y la osteopenia, condiciones que disminuyen la densidad ósea y aumentan el riesgo de fracturas, especialmente en

la vejez. Mantener un TO saludable es crucial para evitar lesiones y preservar la movilidad y la autonomía en todas las etapas de la vida (5,8,52).

La fragilidad ósea se define como la pérdida de resistencia mecánica del hueso debido a una reducción de su densidad mineral y alteraciones en su micro arquitectura, lo que incrementa la susceptibilidad a fracturas bajo cargas que no afectarían a un hueso sano (53). En la tercera edad, esta condición no solo incrementa el riesgo de fracturas, sino que también está asociada con complicaciones como infecciones postquirúrgicas, inmovilización prolongada y aumento de la mortalidad tras eventos como fracturas de cadera (53).

El hiperparatiroidismo, una condición en la que las glándulas paratiroides producen cantidades excesivas de hormona paratiroidea, conduce a un aumento de la resorción ósea y una disminución de la densidad mineral ósea, predisponiendo a fracturas (54). Esta condición subraya la importancia de mantener una densidad mineral ósea adecuada y la relevancia de un correcto monitoreo de este tejido, para prevenir alteraciones sistémicas y preservar la funcionalidad (54).

El TO también desempeña un rol crítico como reservorio de minerales esenciales, como el calcio y el fósforo, que son fundamentales para la contracción muscular, la conducción nerviosa y la coagulación sanguínea. Un desequilibrio en el metabolismo óseo, como ocurre en patologías como la osteoporosis o el hiperparatiroidismo secundario, puede alterar estos procesos, influir negativamente en la homeostasis mineral y aumentar el riesgo de enfermedades cardiovasculares y metabólicas (5,55).

En cuanto al rendimiento deportivo, un TO robusto crea un entorno propicio para un mayor desarrollo de TME, ya que una estructura ósea sólida proporciona el soporte necesario para soportar mayores cargas musculares. Los atletas que realizan actividades de carga repetitiva o movimientos intensos dependen de una MO fuerte para reducir el riesgo de lesiones óseas y mejorar la resistencia del sistema esquelético, adaptándose a las demandas específicas de cada deporte (6,56). El impacto positivo de una mayor densidad ósea es evidente en disciplinas como el rugby, donde un esqueleto fuerte permite tolerar fuerzas elevadas y protege contra fracturas traumáticas (57). Por otro lado, en deportes de impacto repetitivo, como el atletismo o la gimnasia, mantener una DMO adecuada es fundamental para reducir el riesgo de fracturas por estrés (58)

Además, la proporción y forma del esqueleto ofrecen ventajas específicas según las demandas de cada deporte. Por ejemplo, en el atletismo de fondo, una pelvis estrecha y extremidades inferiores proporcionalmente más largas favorecen una mayor eficiencia biomecánica y economía del movimiento (59). En contraste, estructuras óseas más compactas y robustas benefician a los atletas de combate y levantadores de pesas, donde la estabilidad y la tolerancia a cargas pesadas son primordiales (60). La adaptación ósea a cargas repetitivas, conocida como mecanotransducción, permite a los huesos desarrollar mayor densidad y resistencia cuando se exponen a entrenamientos específicos, reforzando la importancia de un TO saludable y su evaluación también en el ámbito deportivo (6).

Desde un punto de vista estético, el TO contribuye al mantenimiento de una estructura física armoniosa y proporcionada. En disciplinas como el culturismo, la gimnasia y el street workout, donde se valoran proporciones específicas, una estructura ósea adecuada es fundamental para lograr la percepción de simetría y proporción física, usualmente valorado positivamente en las disciplinas mencionadas (61).

En conclusión, el TO no solo es esencial como soporte estructural, sino que también desempeña un papel activo en la salud metabólica, la prevención de enfermedades y el rendimiento físico (54,57,58). Medir y monitorizar de manera fiable el estado del TO permite identificar a tiempo riesgos como la osteoporosis, personalizar programas de entrenamiento y optimizar el rendimiento en deportes específicos, reforzando su papel central en la funcionalidad general del organismo (53).

2.1.3. Relación entre el tejido muscular esquelético y el tejido óseo: el Índice músculo-óseo

El TME y el TO están interrelacionados de manera funcional y estructural, y esta relación puede cuantificarse mediante el índice músculo-óseo (IMO), que evalúa la relación entre TME y TO al dividir los kilogramos de TME por los kilogramos de TO (62). Este índice, originado en estudios antropométricos, proporciona una herramienta útil para la aplicación en términos de salud y deporte, permitiendo una visión integrada del desarrollo y balance del sistema

musculoesquelético. El desarrollo del IMO se encuentra popularmente desarrollado en el modelo de fraccionamiento anatómico en cinco componentes desarrollado por Kerr y Ross (26,56)

El IMO resulta especialmente importante en deportes de equipo, donde las demandas físicas varían ampliamente entre posiciones y disciplinas. Este índice permite identificar diferencias específicas en el desarrollo musculoesquelético y establecer objetivos adaptados a las características estructurales y funcionales de cada atleta (56,62,63).

En el rugby, el IMO muestra una variación amplia entre posiciones, con valores significativamente altos que oscilan entre 4.44 y 4.79 (56). Los pilares, que ocupan posiciones en la primera línea del scrum, presentan los IMO más elevados debido a su función de soportar y generar grandes fuerzas en el contacto físico. Estas exigencias requieren una estructura ósea robusta que soporte cargas elevadas y un desarrollo muscular que garantice la estabilidad y potencia necesarias para estas acciones. Por el contrario, los wings, encargados de movimientos rápidos y cambios de dirección en el campo, presentan los IMO más bajos (4.44), ya que sus demandas físicas priorizan agilidad y velocidad por encima de la fuerza. Esta variación refleja cómo las demandas físicas de cada posición influyen directamente en el balance musculoesquelético (56).

En el fútbol, el IMO presenta valores más homogéneos entre posiciones, con promedios más bajos que en el rugby, oscilando entre 4.28 y 4.42 (63). Los porteros muestran los valores más altos debido a la necesidad de fuerza y potencia para realizar saltos, protegerse en los choques y atajar disparos, acciones que requieren un desarrollo musculoesquelético significativo. Por otro lado, los defensores centrales, aunque generalmente de mayor tamaño corporal, presentan los valores más bajos, probablemente debido a una proporción menor de masa muscular respecto a la masa ósea, lo que también puede estar influenciado por las menores demandas de potencia explosiva en esta posición (63).

En disciplinas como el street workout, se observan valores elevados de IMO, con valores medios de 4.61 ± 0.52. Estos valores son similares a los observados en rugby, pero con características específicas de esta disciplina (64). En el street workout, el desarrollo del TME en los miembros inferiores suele ser bajo, reflejado en los perímetros del muslo y la pierna, mientras que los valores de las extremidades superiores son notablemente altos, compensando el desarrollo

musculoesquelético general. Esto se debe a la predominancia de ejercicios que involucran tracción y empuje, como dominadas y planchas, que requieren un gran desarrollo del tren superior para maximizar la eficiencia mecánica y funcional (64).

Aunque el IMO es una herramienta valiosa, su aplicación en investigación científica sigue siendo limitada, concretamente, no se hayan estudios de su relación con parámetros de salud, algo muy diferente en comparación con otros índices, como el IMC (65). Por otro lado, no se conoce aún si los IMO calculados mediante las ecuaciones propuestas por Kerr y Ross presentan diferencias significativas respecto a los estimados por otros métodos en ANT. Asimismo, este índice no ha sido ampliamente explorado mediante técnicas de medición ajenas a la ANT, como DXA o BIA, lo que podría abrir nuevas perspectivas de investigación. Sin embargo, su utilidad es notable en el ámbito deportivo, permitiendo establecer objetivos específicos de entrenamiento basados en las características estructurales de cada posición y disciplina (20,56,63)

2.2. NIVELES DE ANÁLISIS DE LA COMPOSICIÓN CORPORAL

El TME y el TO son componentes fundamentales en la composición corporal, para lograr una evaluación precisa de estos tejidos, es crucial entender el nivel de análisis utilizado, ya que cada uno ofrece un enfoque particular sobre cómo se estructuran y organizan estos componentes. El modelo de Wang et al. (1992) clasifica la composición corporal en cinco niveles: atómico, molecular, celular, tejido-sistema y cuerpo completo. Esta organización permite un análisis progresivo, desde las unidades más simples hasta la integración completa del cuerpo humano (66).

2.2.1. Nivel 1: Atómico

Se enfoca en los elementos químicos fundamentales que constituyen el cuerpo humano, como el oxígeno, carbono, hidrógeno, nitrógeno y calcio. Son los pilares estructurales de los tejidos y cumplen funciones específicas en la composición corporal. El nitrógeno, entre otros, es vital para las proteínas del TME, permitiendo la contracción y generación de fuerza, mientras el calcio es esencial en el TO, donde contribuye a la dureza y resistencia del esqueleto. Aunque el análisis directo de estos elementos en cuerpos vivos es limitado, entender su papel básico

permite apreciar cómo se construyen y organizan las estructuras complejas en los niveles superiores (66).

2.2.2. Nivel 2: Molecular

Los átomos se agrupan en moléculas como el agua, grasa, lípidos esenciales, proteínas y minerales. Este nivel es especialmente relevante en la evaluación de la MG y la masa libre de grasa (MLG), ya que se basa en los principios de distribución de agua y lípidos en el cuerpo (66). En este contexto, la MLG contiene aproximadamente un 73% de agua; sin embargo, esta proporción puede no ser constante, ya que estudios han demostrado fluctuaciones en el rango del 69% al 78%, influenciadas por factores como la hidratación y el estado fisiológico del individuo, lo cual podría representar una limitante si se considera este valor como constante en todos los casos (67). La MG, por otro lado, tiene un contenido menor de agua. Estas diferencias en el contenido de agua son particularmente relevantes en técnicas como la BIA, que suelen considerar un estado de hidratación constante de la MLG para estimar el porcentaje de grasa corporal (17).

2.2.3. Nivel 3: Celular

En este nivel se analizan las células y la distribución de líquidos intra y extracelulares, lo cual es crucial para evaluar la masa celular activa (MCC), una porción metabólicamente activa del cuerpo (68). En el TME, las células se presentan en forma de fibras musculares, son las encargadas de la contracción y generación de fuerza; mientras que en el TO se encuentran células especializadas como osteocitos, osteoblastos y osteoclastos, responsables de la formación, mantenimiento y resorción ósea, respectivamente. (45,69). No obstante, este nivel no es tan frecuentemente empleado en el análisis de composición corporal, debido a la complejidad de los métodos y la limitada aplicabilidad en estudios poblacionales (66).

2.2.4. Nivel 4: Tejido-sistema

El nivel tejido-sistema organiza el cuerpo en tejidos específicos como el TME, adiposo, TO, entre otros. El TME está compuesto por fibras contráctiles que

permiten la generación de movimiento y fuerza. Estas fibras, a su vez, se componen de moléculas de agua, proteínas (especialmente actina y miosina) y glicógeno, que trabajan en conjunto para la contracción y resistencia muscular (45). Por otro lado, el TO está constituido por minerales como el calcio y fósforo, además de proteínas que forman la matriz ósea. Los osteocitos, osteoblastos y osteoclastos son las células que organizan estos elementos, permitiendo que el TO funcione como el soporte estructural del cuerpo (66). La resonancia magnética nuclear (RMN) ofrecen una estimación precisa del TME y TO, siendo frecuentemente utilizados como método de referencia en este nivel (16).

2.2.5. Nivel 5: Cuerpo completo

Se centra en el análisis global del cuerpo, evaluando su proporción y dimensiones generales, lo cual es útil para estudios poblacionales y evaluaciones de salud. En este nivel, el TME y el TO interactúan con otros tejidos para contribuir al equilibrio, postura y funcionalidad del organismo en su totalidad. A pesar de la falta de especificidad en cuanto a la diferenciación de los componentes internos, este nivel sigue siendo valioso para obtener una visión general de la composición corporal en grandes poblaciones y en estudios de salud general (66).

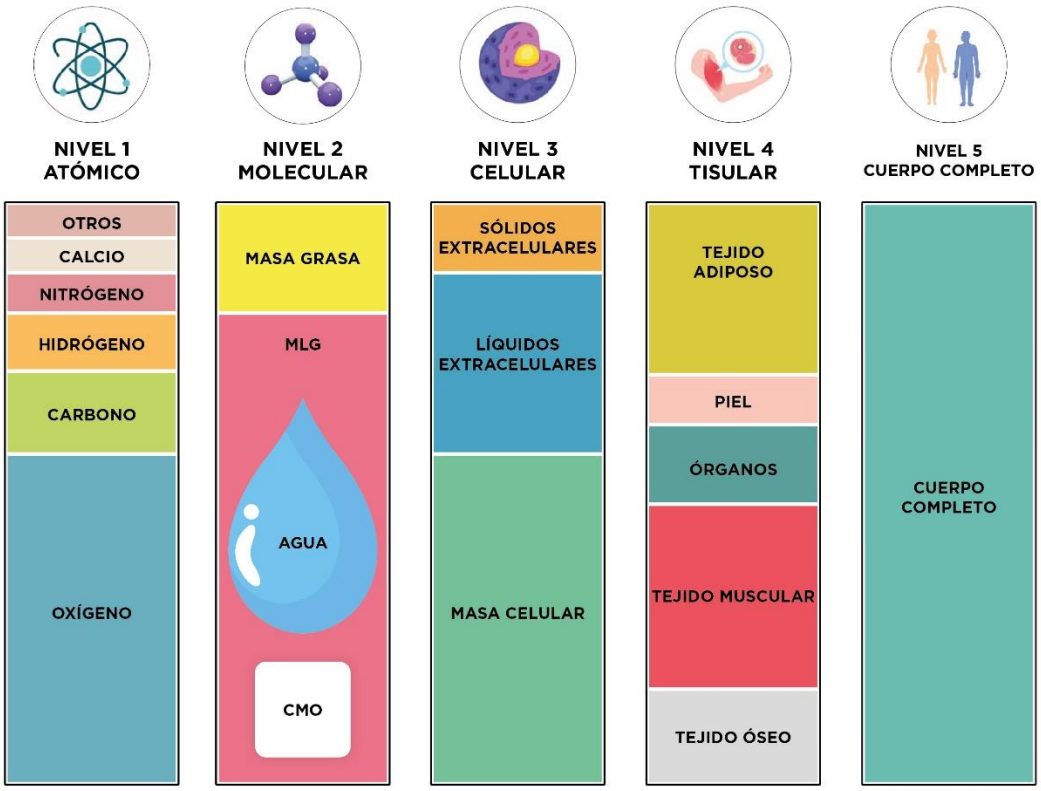


Figura 1: Niveles de la composición corporal.

*MLG: Masa libre de grasa; CMO: Contenido mineral óseo. Figura de elaboración propia, adaptado de Wang et al. (1992).

2.2.6. Modelos de componentes en la composición corporal

El análisis de la composición corporal permite dividir la masa total del cuerpo humano en componentes específicos que reflejan sus estructuras y funciones. Cada componente representa una parte del cuerpo en función del nivel de análisis elegido, el cual puede variar según el propósito y precisión requerida en cada estudio. En términos generales, un mayor número de componentes en un modelo mejora la precisión de la estimación, al detallar con mayor especificidad las estructuras y sustancias que conforman el organismo (70). Los modelos de composición corporal se han desarrollado en varios niveles, siendo los niveles molecular y tisular algunos de los más utilizados y ampliamente aceptados para el estudio de la composición corporal (66). Es fundamental que todos los

componentes de cada modelo respeten el nivel de análisis al que pertenecen, manteniendo la coherencia interna y evitando mezclar elementos de distintos niveles. Por ejemplo, un error ha sido combinar masa grasa, un componente molecular, con tejidos específicos como el muscular y el óseo, que pertenecen al nivel tisular, lo cual puede llevar a confusiones y datos inexactos en los resultados (9,71,72).

2.2.6.1. Modelos de componentes en el nivel molecular

Este nivel es ampliamente utilizado en estudios de composición corporal debido a su utilidad para evaluar la MG y el agua corporal. Los modelos de componentes en este nivel incluyen (66).

2.2.6.1.1. Modelo molecular de dos componentes (2C):

Divide el cuerpo en MG y MLG. Es el enfoque más utilizado para la estimación de la composición corporal debido a su simplicidad y aplicabilidad(73). La MG representa el componente extraíble químicamente y se asume con una densidad de 0.9007 g/cm^3, mientras que la MLG se considera con una densidad estándar de 1.1000 g/cm^3 y un contenido de agua del 73.72% (74). Este modelo se basa en suposiciones derivadas de análisis de tres cadáveres masculinos, lo cual puede introducir errores que provienen más de la validez de estas suposiciones que de la precisión técnica de las mediciones (75). Entre los métodos más utilizados en el 2C se incluyen la hidrodensitometría, la pletismografía de desplazamiento de aire, y ciertas estrategias en DXA, BIA y ANT (70).

2.2.6.1.2. Modelo molecular de tres componentes (3C):

Divide el cuerpo en MG, MMB y CMO. Este enfoque mejora la precisión al desagregar el CMO de la MLG, lo cual permite una evaluación más detallada de la estructura ósea y las masas blandas. En este modelo, la MLG se separa en agua corporal total (ACT) y los sólidos restantes, es decir, proteínas y minerales, conocidos como masa libre de grasa seca (70). Para lograr esta diferenciación, el modelo 3C incorpora mediciones de densidad corporal y ACT, asumiendo una proporción constante de minerales a proteínas, permitiendo controlar la variación en la hidratación de la MLG entre individuos (75). La DXA es una técnica comúnmente utilizada en el modelo 3C (76).

2.2.6.1.3. Modelo molecular de cuatro componentes (4C):

Divide el cuerpo en MG, ACT, proteínas y minerales óseos, proporcionando un análisis aún más específico de la MLG. Este modelo minimiza la necesidad de asumir proporciones constantes de los componentes corporales, ya que controla la variabilidad biológica en el CMO y el ACT. En el modelo 4C, se asumen densidades específicas para la proteína (1.34 kg/L) y el mineral (3.075 kg/L), evitando la suposición de una densidad fija de 1.100 g/cm^3 para la MLG (74). Aunque ofrece una alta precisión, el uso del modelo 4C está limitado en entornos clínicos y estudios a gran escala debido al tiempo, costo y equipo especializado que requiere, por lo que se utiliza principalmente para la validación de métodos de composición corporal y para el desarrollo de ecuaciones predictivas (70).

2.2.6.1.4. Modelos moleculares multicomponentes

Este modelo ofrece una descomposición exhaustiva del organismo, esencial para estudios de alta precisión y sirviendo como método de referencia en la validación de otros modelos de estimación en la actualidad (67). Este enfoque puede estructurarse en cinco o seis componentes, siendo el de cinco componentes el más común. En el modelo de cinco, el cuerpo se divide en MG, ACT, proteínas, minerales óseos y minerales blandos; en el modelo de seis componentes se añade el glucógeno (77). Este modelo emplea diversos métodos avanzados y específicos. La MG se evalúa a través de técnicas de densitometría, como la pletismografía o DXA. La ACT se mide mediante métodos de dilución isotópica. Las proteínas se calculan indirectamente a partir del nitrógeno corporal total, utilizando activación neutrónica (técnica limitada por su alto costo, el equipo especializado y la radiación) o mediante RMN. Los minerales óseos se determinan a través de DXA, mientras que los minerales blandos se estiman en función de la distribución de agua intracelular y extracelular, utilizando marcadores isotópicos. Este modelo aporta una referencia confiable y es particularmente valioso en estudios donde se requiere precisión y un alto control metodológico (77).

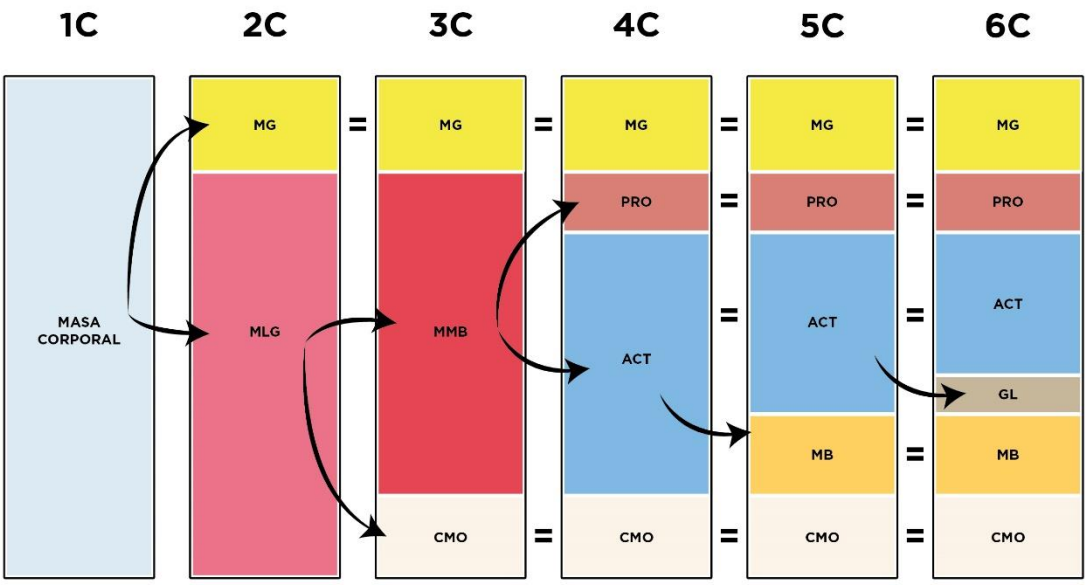


Figura 2: Modelos de componentes en el nivel celular.

*C: Componentes; MG: Masa grasa; MLG: Masa libre de grasa; MMB: Masa magra blanda; CMO: Contenido mineral óseo; PRO: Proteínas; ACT: Agua corporal total; MB: Minerales blandos; GL: Glucógeno. Figura de elaboración propia, adaptado de Wang et al. (1992).

2.2.6.2. Modelos de componentes en el nivel tejido-sistema

Los modelos de componentes en este nivel incluyen el TME y TO, permitiendo un análisis funcional y estructural, siendo un análisis frecuente en la ANT (20,26,66).

2.2.6.2.1. Modelo tisular de cuatro componentes

Desarrollado originalmente a través de ANT, tuvo su origen en las publicaciones de Matiegka en 1921 (78), y posteriormente retomado por Drinkwater y Ross en 1980. Este modelo, originalmente, descompone el cuerpo en tejido muscular, tejido óseo, masa grasa y tejido residual (79). Sin embargo, un problema importante fué el uso de la MG como uno de los cuatro componentes, lo que implica una mezcla de niveles de análisis, ya que la grasa es una molécula (66).

Sería más adecuado reemplazar la grasa por tejido adiposo, de forma que el modelo quede compuesto por los tejidos muscular, óseo, adiposo y residual. (20).

Este modelo presenta una limitación: la falta de consenso en ANT en cuanto a su construcción, permitiendo la elección de múltiples ecuaciones, lo cual usualmente queda a criterio del usuario. Actualmente, existe un documento de consenso que recomienda ecuaciones para cada tejido y grupo poblacional (24). Siguiendo estas directrices, el modelo podría construirse empleando la ecuación de Lee para estimar el TME (27) y la de Rocha para el tejido óseo (80). Sin embargo, el consenso sugiere el uso de ecuaciones de MG, implicando una mezcla de niveles (24,66). Para solucionar este inconveniente, una alternativa sería incorporar la ecuación de Kerr para estimar el tejido adiposo (26). El tejido residual se podría entonces calcular por descarte, obteniendo la diferencia entre el peso corporal total y la suma de los otros tres componentes. (20).

2.2.6.2.2. Modelo tisular de cinco componentes

Este modelo fue propuesto por Kerr y Ross como una mejora sobre el modelo de cuatro componentes, y se destaca por haber sido validado mediante disección cadavérica (26). Este modelo divide el cuerpo en tejido adiposo, TME, TO, tejido residual y tejido de la piel. La inclusión del tejido de la piel añade una visión integral de la superficie corporal y el volumen total de los tejidos (26). Este modelo aprovecha una estrategia de proporcionalidad al integrar la talla en sus ecuaciones, ajustando automáticamente las estimaciones de los tejidos en función de la estatura del individuo. Esto representa una ventaja en contextos deportivos donde la estatura de los atletas varía considerablemente. Sin embargo, la aplicación de este modelo implica la necesidad de medir un mayor número de variables antropométricas, lo que demanda más tiempo y equipamiento, así como una formación avanzada (20,26).

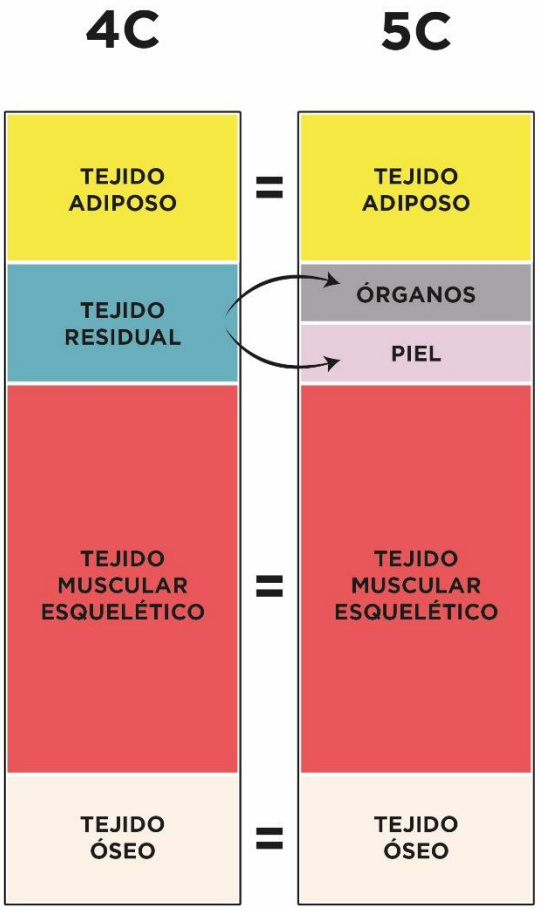


Figura 3: Modelos de componentes en el nivel celular.

*C: Componentes. Figura de elaboración propia.

2.3. MASA MUSCULAR Y MASA ÓSEA: ACLARACIÓN TERMINOLÓGICA

A pesar de la relevancia que la MM y la MO han adquirido en los últimos años en el ámbito científico y clínico, la terminología utilizada en algunas ocasiones es algo confusa, especialmente en lo que hace referencia a cómo se abordan estos componentes desde los diferentes niveles de análisis de la composición corporal de Wang (66). Por lo tanto, se va a proceder a realizar una aclaración terminológica sobre estos conceptos y los derivados de los mismos.

2.3.1. Masa muscular

La MM se refiere al peso total del tejido muscular, incluyendo los músculos esqueléticos, que son los más relevantes en el ámbito de la biomecánica y la fisiología del ejercicio, pero también los músculos cardíacos y lisos (51). En el marco de la clasificación de Wang, estos tres tipos de músculo se sitúan en el nivel tisular (66). Los músculos cardíacos y lisos, aunque importantes para el funcionamiento fisiológico del organismo, no tienen una relación directa con el rendimiento deportivo (51), por lo que algunos investigadores prefieren excluirlos de la evaluación de la MM, dando lugar a la evaluación exclusiva del TME (81). Por esta razón, el presente trabajo se centrará en profundizar solo en el TME dentro de los tres tipos de musculo de la MM.

2.3.1.1. Tejido muscular esquelético o masa muscular esquelética: Definición y composición

El TME hace referencia a la parte de la MM que está compuesta de músculos esqueléticos (35). Son los más estudiados en biomecánica y fisiología del ejercicio, ya que permiten el movimiento voluntario y son fundamentales para la postura y la locomoción. Está compuesto principalmente por fibras musculares (miocitos) que contienen proteínas contráctiles como actina y miosina; se agrupan en fascículos y se insertan en los huesos (51). Este tejido es el centro de esta tesis, dado su rol en el rendimiento físico y la salud.

El TME incluye proteínas contráctiles (actina, miosina), glucógeno como fuente de energía, y agua en una proporción relevante para la hidratación del tejido (35).

2.3.1.2. Masa libre de grasa o masa magra y masa magra blanda.

En el ámbito científico, se suele utilizar los términos MLG, masa magra y MMB de manera intercambiable e incluso como sinónimos del TME, cuando en realidad representan distintos aspectos. Estos conceptos se enmarcan en el nivel molecular de análisis, considerando moléculas como proteínas, agua y minerales (66). A continuación, se desarrollan en profundidad cada uno de estos conceptos.

A. Masa libre de grasa o masa magra

La MLG, también llamada Masa Magra (MMa), abarca todos los componentes del cuerpo humano excluyendo únicamente la grasa no esencial. En el análisis de la composición corporal, la MLG/MMa abarca varios tipos de moléculas, como proteínas, agua, glucógeno, minerales y la grasa esencial, esta última necesaria para la función celular y metabólica (66).

La MLG/MMa incluye moléculas de agua, proteínas, glucógeno, minerales y grasa esencial. La grasa esencial, a diferencia de la no esencial, es necesaria para la función celular y estructural y forma parte de los tejidos y órganos vitales. (66).

B. Masa magra blanda

La MMB es un subconjunto de la MLG que excluye tanto la grasa no esencial como el CMO, lo que permite un enfoque específico en los componentes blandos, como las proteínas, agua, glucógeno y grasa esencial. Al excluir el CMO facilita un análisis más detallado de los componentes no óseos del cuerpo (66).

La MMB incluye moléculas como proteínas, agua, glucógeno, minerales no óseos y grasa esencial.

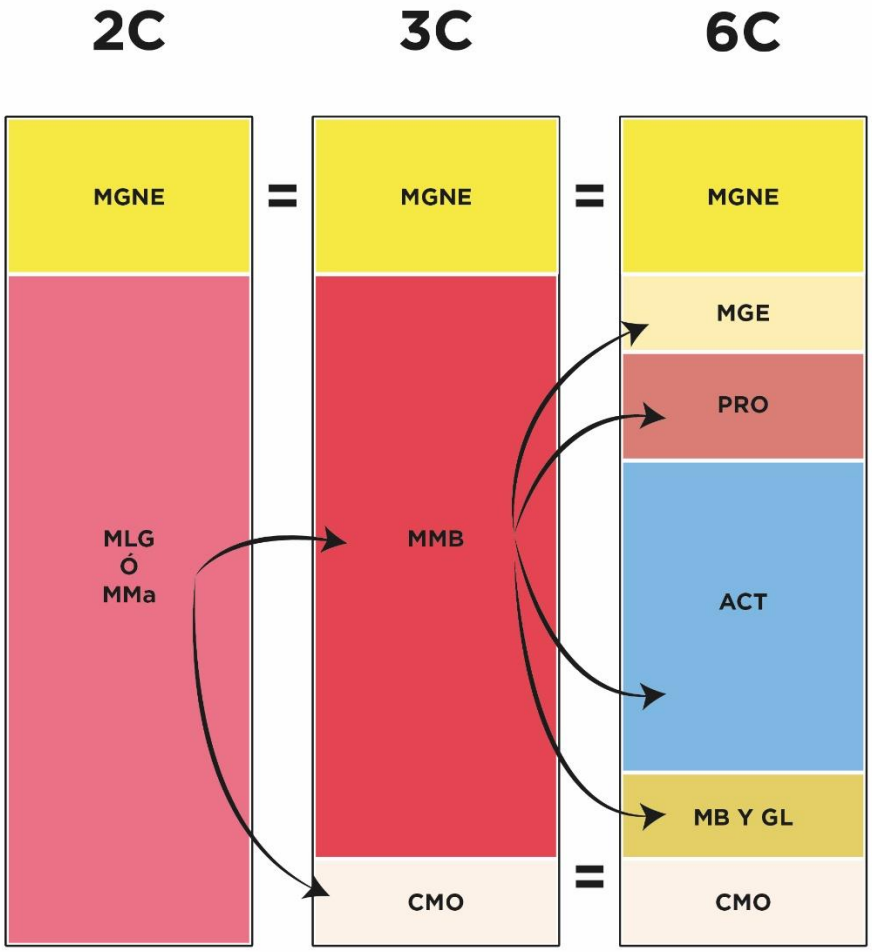


Figura 4: Diferencias entre masa libre de grasa o masa magra y masa magra blanda. *C: Componentes; MGNE: Masa grasa no esencial; MLG: Masa libre de grasa; MMa: Masa magra; MMB: Masa magra blanda; CMO: Contenido mineral óseo; MGE: Masa grasa esencial; MB: Minerales blandos; GL: Glucógeno. Figura de elaboración propia.

2.3.2. Masa ósea

La MO es la cantidad total de TO presente en el cuerpo, incluyendo tanto los minerales (principalmente calcio y fósforo) como la matriz ósea que los contiene. Es un componente fundamental de la composición corporal y para su abordaje es necesario utilizar métodos que realicen una valoración de la composición corporal

desde el nivel tisular del modelo de Wang, que agrupa los componentes corporales en tejidos (66). Sin embargo, el abordaje del MO a menudo se hace desde perspectivas diferentes, por lo que es crucial entender los distintos componentes dentro de la MO para evitar confusiones en su evaluación. No en vano, los diferentes componentes que se pueden evaluar dentro del análisis de MO representan distintos aspectos del hueso. Es importante no confundir estos términos, ya que cada uno aporta una visión específica del estado estructural y funcional del sistema óseo, lo que impacta en la interpretación de los resultados resultantes de la evaluación de este componente (5).

En este contexto, el término MO debe abordarse de forma multidimensional, abarcando conceptos como el CMO, la densidad mineral ósea (DMO) y la masa ósea húmeda (MOH). Cada uno de estos componentes ofrece una visión única de la MO (35). En este apartado, se desarrolla la composición de este tejido a nivel molecular y tisular.

2.3.2.1. Tejido óseo: Definición y composición

Definido como el conjunto de células y matrices extracelulares organizadas que soportan y protegen el cuerpo. Sus funciones son el soporte mecánico, la protección de órganos vitales, producción de células sanguíneas y almacenamiento de minerales (Aerssens et al., 1994).

Compuesto principalmente por colágeno tipo I, que proporciona flexibilidad y resistencia, agua (10-20% de su peso), que contribuye a sus propiedades mecánicas, y cristales de hidroxiapatita, compuestos de fosfato y calcio, que brindan rigidez y soporte estructural. Entre los minerales óseos, se destacan el calcio y el fósforo, esenciales para la fortaleza del hueso, mientras que los minerales no óseos, como el magnesio, sodio y potasio, ayudan en la homeostasis mineral y el equilibrio de líquidos, manteniendo la estructura y función ósea (Aerssens et al., 1994).

2.3.2.2. Contenido mineral óseo o masa ósea seca

El CMO, también conocido como masa ósea seca (MOS), se refiere exclusivamente a los minerales presentes en los huesos. Para su evaluación es necesario métodos que realicen un abordaje de la composición corporal desde el nivel molecular de Wang (66). Está excluido dentro de estos conceptos el contenido

de agua (66). La aproximación a la estructura ósea desde la evaluación de la CMO o MOS es clásica en el ámbito de la salud por su relación con enfermedades esqueléticas como la osteoporosis (66,83).

Compuesto principalmente de hidroxiapatita, estructura cristalina de calcio y fósforo que proporciona rigidez al hueso. Además, incluye minerales óseos como magnesio, sodio y potasio en menores proporciones, que contribuyen a la estabilidad y función de la matriz mineral del hueso (Aerssens et al., 1994).

2.3.2.3. Densidad mineral ósea

Representa la concentración de minerales presentes en una determinada área o volumen del hueso, generalmente expresada en gramos de mineral por centímetro cuadrado (g/cm^2) o centímetro cúbico (g/cm^3). Este parámetro es clave en la evaluación de la resistencia y fortaleza ósea, factores críticos en estudios de salud esquelética y en el estudio de patologías como la osteoporosis o la osteopenia (84). Esta definición, al igual que CMO, también se encuentra en el nivel molecular de la clasificación de Wang (66). Sin embargo, a diferencia del CMO, que mide la cantidad total de minerales en el hueso, la DMO se expresa en términos de concentración por unidad de área o volumen, lo que la convierte en un parámetro relativo más adecuado para evaluar la calidad del hueso en contextos clínicos. Además, la DMO tiene una correlación directa con la resistencia a fracturas (84). Mientras que el CMO es más adecuado para estudios moleculares y comparaciones absolutas de contenido mineral, la DMO proporciona información práctica para evaluar la probabilidad de fracturas en patologías como osteoporosis y osteopenia, permitiendo una intervención temprana en estas condiciones (84).

La composición de la DMO es equivalente a la del CMO, ya que ambas están basadas en la presencia de hidroxiapatita como principal componente mineral, una estructura cristalina formada por calcio y fósforo que otorga rigidez y resistencia al hueso. Además, la DMO incluye minerales como magnesio, sodio y potasio en proporciones menores, que contribuyen a la estabilidad y funcionalidad de la matriz ósea (Aerssens et al., 1994).

2.3.2.4. Masa ósea húmeda

La masa ósea húmeda (MOH) es un concepto que abarca tanto los minerales como el contenido de agua presente en los huesos, siendo una medida importante

de la resistencia ósea y su capacidad para soportar tensiones. La hidratación del hueso aporta elasticidad y es crucial para su adaptabilidad a las fuerzas externas (85). La MOH analiza tanto la Ci8tMO como la hidratación del TO, abarcando dos de los factores claves en estudios sobre la fortaleza y composición del esqueleto (66). En individuos sanos, el CMO representa aproximadamente el 55% del peso húmedo del hueso; sin embargo, en personas con osteoporosis, esta proporción puede disminuir a entre el 50% y 52%. Estos valores permiten calcular la MOH dividiendo el contenido mineral por 0.55 o, alternativamente, multiplicándolo por 1.82, lo cual resulta práctico para obtener una estimación precisa en estudios de composición corporal (83).

Incluye tanto el CMO como sus componentes orgánicos e hídricos. La MOH abarca la matriz orgánica del hueso y una fracción de agua que suele representar entre un 10-20% del peso óseo. Esta combinación de minerales, proteínas y agua le confiere al hueso tanto su rigidez como una cierta elasticidad (Aerssens et al., 1994).

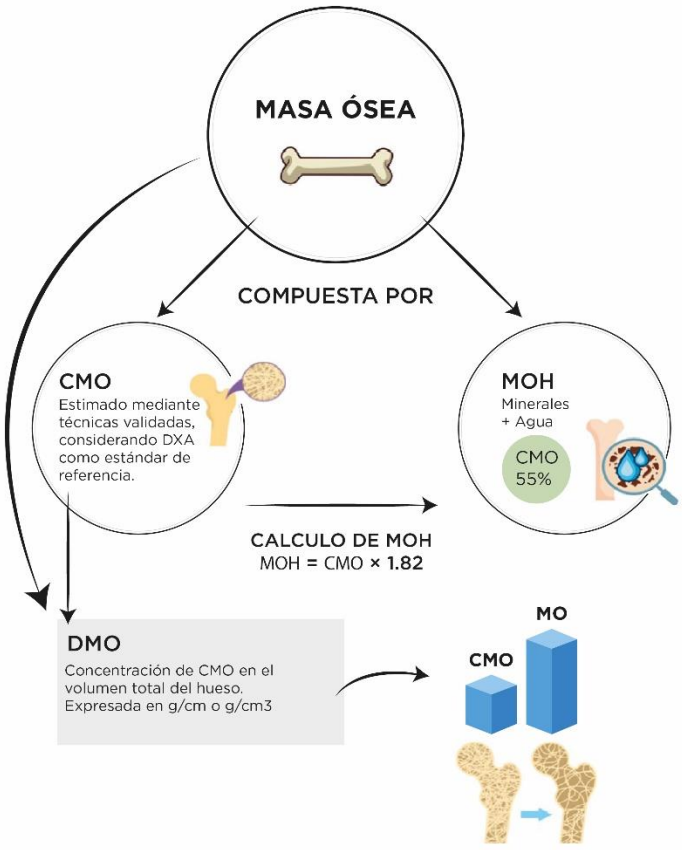


Figura 5: Masa ósea, contenido mineral óseo, masa ósea húmeda y densidad mineral ósea. CMO: Contenido mineral óseo; MOH: Masa ósea húmeda; DMO: Densidad mineral ósea. Figura de elaboración propia.

2.4. MÉTODOS DE ESTIMACIÓN DE LA MASA MUSCULAR Y ÓSEA

Existen varios métodos para estimar el TME y el TO, o los componentes que las conforman, en función del nivel de análisis de la composición corporal utilizado. Cada método presenta ventajas y limitaciones, determinadas en gran parte por el nivel de precisión y accesibilidad de cada técnica. Es fundamental comprender que el único método directo y considerado como estándar de referencia para la cuantificación precisa del TME y TO sigue siendo la disección cadavérica (20,86). Sin embargo, no es aplicable a individuos vivos, restringiendo su uso a estudios anatómicos de referencia (87). Dada esta limitación, se han

desarrollado métodos indirectos y doble indirectos ofreciendo alternativas más accesibles. Estos métodos pueden clasificarse de acuerdo con la dependencia de variables intermedias y ecuaciones predictivas con las cuales trabajan (87).

Es fundamental entender que en la mayoría de los casos no se miden de forma exacta los componentes analizados en la composición corporal, sino que se estiman los valores, introduciendo un margen de error (20). Los métodos se clasifican en directos, indirectos y doblemente indirectos según si miden directamente el componente de interés o dependen de variables intermedias y ecuaciones predictivas (87).

Respecto a los métodos directos, se define como aquel que mide el componente de interés en el nivel específico sin requerir ecuaciones adicionales ni depender de otras técnicas (87). Los métodos directos son los más precisos, ya que cuantifican directamente los tejidos o componentes específicos sin la mediación de cálculos adicionales (87). En el nivel tisular, la disección cadavérica se considera el único método directo. Sin embargo, es una metodología que se limita a estudios post-mortem, siendo inaplicable en sujetos vivos (87,88).

Sobre los métodos indirectos, permiten las estimaciones a partir de una variable que se relaciona estadísticamente con el componente de interés (88). Aunque los métodos indirectos son más accesibles y permiten evaluaciones en sujetos vivos, su precisión puede variar dependiendo de las constantes fisiológicas utilizadas en los cálculos, las cuales no son universales y pueden diferir entre individuos o poblaciones específicas (1,87,88). Por ejemplo, la densitometría por DXA es una técnica que se utiliza como método indirecto para estimar la CMO, MG y MMB (76). Esta técnica implica la absorción de radiación como base para estimar la composición del cuerpo a través de ecuaciones de regresión lineal (76). Otro método indirecto ampliamente utilizado es la ANT, que permite estimar el TME y el TO mediante ecuaciones predictivas como la desarrollada por Kerr, validada a través de estudios en cadáveres (26). La hidrodensitometría, otro método indirecto, evalúa la MG y la MLG a partir de la densidad corporal, medida mediante el desplazamiento de agua, con la premisa de que la MLG y la MG tienen densidades específicas conocidas (89). La ANT digital, o escáner 3D, trabaja indirectamente en el nivel de cuerpo completo del modelo de Wang, proporcionando estimaciones de formas y proporciones del organismo a partir de reconstrucciones digitales del cuerpo, permitiendo analizar características volumétricas y proporcionales (66).

Por último, los métodos doble indirectos utilizan dos niveles de estimación, primero una ecuación estima una variable relacionada con la variable de resultado, por ejemplo, la densidad corporal o un parámetro intermedio, y luego se emplea otra ecuación para estimar el componente de la composición corporal específica (88). Estos métodos implican un doble paso de cálculo, lo que introduce una capa adicional de estimación y, por lo tanto, un margen de error más amplio que los métodos indirectos (88). Por ejemplo, ciertas ecuaciones de ANT para estimar la MG caen en la categoría de métodos doble indirectos, ya que se basan en ecuaciones desarrolladas a partir de datos obtenidos con métodos indirectos (23). Por otro lado, el escáner 3D, en la estimación del CMO, también se considera un método doble indirecto, ya que genera estimaciones de volumen y densidad corporal que posteriormente son validadas mediante métodos indirectos, concretamente con DXA (90). De manera similar, la BIA puede funcionar como un método doble indirecto en la estimación del TME o el contenido de agua corporal total, cuando las ecuaciones predictivas utilizadas se basan en modelos validados previamente por métodos indirectos, introduciendo un nivel adicional de estimación en el proceso (87,91).

2.4.1. Clasificación por principio de funcionamiento

Los métodos de estimación también pueden agruparse según su principio de funcionamiento.(92):

2.4.1.1. Métodos densitométricos

Calculan la composición corporal midiendo la densidad corporal total y utilizan principios físicos para inferir la proporción de los distintos componentes del cuerpo, como la MG y la MLG. Entre los métodos densitométricos se incluyen (92):

A. Hidrodensitometría:

Mide la densidad corporal basándose en el principio de desplazamiento de agua (89). Consiste en pesar a una persona primero en tierra y luego sumergida en agua, calculando así el volumen corporal por la diferencia de peso. La densidad corporal obtenida se usa junto con ecuaciones que asumen constantes fisiológicas

(como la densidad de la MG y la MLG) para estimar la composición corporal. Esta herramienta si bien demostró ser precisa, puede ser incómoda para algunos sujetos debido a la necesidad de contener la respiración mientras se encuentran completamente sumergidos. Además, requiere acceso a una instalación específica, como una piscina equipada con tecnología aplicada, incluyendo una báscula subacuática precisa para medir el peso bajo el agua, lo que aumenta la dificultad y el costo de su implementación (89,92). Este método se podría clasificar como un método indirecto que trabaja en el nivel molecular (92)

Entre sus ventajas destaca su precisión para calcular el volumen corporal y la densidad corporal total, lo que lo convierte en un método de referencia en estudios científicos (92). Sin embargo, su principal limitación radica en los elevados costos del equipo necesario, la infraestructura requerida y el personal capacitado, lo que restringe su aplicación en entornos clínicos o deportivos con recursos limitados (92) También, el uso de constantes fisiológicas, como la densidad de la MG (0.9 g/cm^3) y la MLG (1.1 g/cm^3), así como la constante de hidratación de la MLG (~73%), pueden no ser representativas en ciertas poblaciones, generando errores en la estimación (67,92,93).

B. Pletismografía por desplazamiento de aire:

Mide la densidad corporal mediante cambios en la presión de aire en una cámara cerrada (89). Este método es más práctico que la hidrodensitometría, aunque más costoso. Al igual que otros métodos densitométricos, asume constantes de densidad que pueden variar entre individuos, pudiendo considerarse este aspecto como una limitante. La pletismografía también trabaja indirectamente en el nivel molecular (92).

Entre sus ventajas, destaca la facilidad de uso en comparación con la hidrodensitometría, ya que elimina la necesidad de sumergir al sujeto en agua, haciéndolo más cómodo y menos invasivo. Además, su precisión en la medición del volumen corporal permite estimaciones fiables de la densidad, con la posterior estimación de MG y MLG para estudios científicos y aplicaciones clínicas (92,94). Sin embargo, este método comparte limitaciones con la hidrodensitometría, como la dependencia de constantes fisiológicas (densidad de la MG y la MLG, así como la constante de hidratación de la MLG), que pueden no ser representativas en poblaciones específicas. También requiere equipamiento altamente especializado y

costoso, lo que dificulta su implementación en contextos con recursos limitados (67,92,93).

C. Absorciometría de Rayos X de Energía Dual:

Mide la densidad de distintos componentes del cuerpo mediante la absorción diferencial de rayos X (76). A diferencia de otros métodos densitométricos que trabajan con el desplazamiento de fluidos, DXA utiliza la refracción de rayos X a través de los distintos compartimentos para estimar la composición corporal. Esta técnica se basa en el principio de que las diferentes masas tienen densidades y coeficientes de absorción específicos para los rayos X, lo que permite distinguir entre componentes como el CMO, la MG y la MMB (95). Este método también trabaja indirectamente en el nivel molecular de la clasificación de Wang, sin embargo, también puede trabajar utilizando ecuaciones validadas en RMN en el nivel tisular (95).

Entre sus ventajas destaca su alta precisión, especialmente para medir el CMO, siendo considerado el estándar de referencia para este grupo de moléculas en estudios científicos. Además, es un método relativamente rápido, permitiendo evaluaciones completas en pocos minutos (16,76). Sin embargo, las desventajas incluyen el elevado costo de los equipos, lo que dificulta su acceso en entornos con recursos limitados. También expone al sujeto a pequeñas dosis de radiación ionizante, lo que restringe su uso en ciertas poblaciones, como niños y mujeres embarazadas. Adicionalmente, al igual que otros métodos, asume constantes fisiológicas, como la hidratación de la MLG (~73%), que pueden no ser universales y generar márgenes de error en poblaciones específicas (16,67,93).

2.4.1.2. Métodos de evaluación por imagen

Estos métodos crean representaciones visuales de diversos componentes corporales, permitiendo su cuantificación y segmentación(92).

A. Resonancia magnética nuclear:

Utiliza campos magnéticos y ondas de radio para generar imágenes detalladas de los tejidos corporales (96). Permite una cuantificación y segmentación precisa de tejidos como el TME y el TO, siendo considerado uno de los métodos más precisos para estos análisis. Sin embargo, es costoso y requiere equipos

avanzados, lo cual limita su accesibilidad. Este método trabaja indirectamente en el nivel tisular, siendo considerado como gold estándar en la estimación de TME (97).

Entre sus ventajas destaca su alta precisión. Es una técnica no invasiva y segura, ya que no implica exposición a radiación, lo que la hace adecuada para estudios longitudinales y poblaciones vulnerables. Además, proporciona imágenes tridimensionales detalladas y permite segmentar tejidos con alta especificidad, aportando información adicional sobre la calidad de los mismos (97). Sin embargo, presenta desventajas significativas, como el elevado costo de los equipos, su mantenimiento y la infraestructura necesaria para su instalación. Requiere personal altamente capacitado para operar y analizar los resultados, lo que incrementa los costos. Además, el procedimiento puede ser incómodo para personas con claustrofobia debido al espacio cerrado, aunque algunos equipos más modernos han mitigado este problema (98).

B. Tomografía computarizada (TC):

La TC usa rayos X para generar imágenes en secciones transversales del cuerpo, permitiendo una estimación detallada de la composición corporal a nivel tisular (99). Su principal limitación es la alta exposición a radiación en su aplicación, se utiliza en investigaciones donde se requiere una segmentación precisa de tejidos. La TC también trabaja indirectamente en el nivel tisular (92).

Entre sus ventajas, la TC destaca por su capacidad para generar imágenes detalladas con alta resolución, permitiendo una segmentación precisa de tejidos como el TME y el TO. Es especialmente útil en el diagnóstico de fracturas o patologías óseas, lo que refuerza su importancia en contextos clínicos. Además, proporciona información sobre la densidad de los diferentes componentes, ampliando su aplicabilidad (99). Sin embargo, presenta limitaciones importantes, como la alta exposición a radiación ionizante, lo que restringe su uso frecuente y en poblaciones vulnerables. También requiere equipos costosos y personal especializado para su operación y análisis, dificultando su accesibilidad en entornos con recursos limitados. Otra desventaja es que, aunque es precisa, no es adecuada para estudios longitudinales debido a los riesgos acumulativos de radiación (100).

2.4.1.3. Métodos de análisis del agua corporal total

El agua se mide mediante técnicas como la dilución isotópica, aprovechando su relación estable con la MLG. Este método permite estimar la composición corporal en individuos de peso normal, aunque en personas obesas, el aumento del agua extracelular en el tejido adiposo puede reducir la precisión, subestimando la FFM y sobreestimando la MG (92).

A. Dilución isotópica:

Consiste en administrar un isótopo estable del agua (como deuterio o tritio) que se distribuye uniformemente en el agua corporal tras un periodo de equilibrio (92,101). La concentración del isótopo se mide en muestras de fluidos corporales como sangre o saliva, permitiendo calcular el volumen total de agua en el cuerpo. Este método asume que el 73% de la MLG está compuesto por agua, aunque esta proporción puede variar (67-80%), especialmente en personas obesas o con diversas patologías (67). Este método trabaja indirectamente en el nivel celular de la clasificación de Wang y es considerado método de referencia en este nivel (92).

Entre sus ventajas, la dilución isotópica destaca por su alta precisión y fiabilidad, siendo el método de referencia para la estimación del agua corporal total. Permite evaluaciones exactas en diversas poblaciones, incluidas personas con patologías, y es aplicable en estudios longitudinales debido a su consistencia. Además, utiliza isótopos estables, lo que elimina riesgos asociados con radiación ionizante, haciéndolo seguro para la mayoría de las poblaciones (92,101). Sin embargo, presenta desventajas importantes, como el elevado costo del isótopo y del equipo necesario para el análisis, así como la necesidad de personal altamente capacitado para realizar y procesar las mediciones. Otra limitación significativa es la variabilidad de la proporción de agua en la MLG entre individuos, lo que puede afectar la precisión en ciertas condiciones, como obesidad, inflamación o enfermedades metabólicas. Además, requiere acceso a laboratorios especializados, lo que limita su aplicabilidad en entornos con recursos limitados (92,101).

2.4.1.4. Métodos de impedancia y eléctricos

Se basan en la conductividad eléctrica de los distintos componentes corporales. Como los diversos compartimentos corporales tienen diferentes niveles

de agua y electrolitos, su resistencia a la corriente eléctrica varía, permitiendo inferir la composición corporal (92).

A. Bioimpedancia eléctrica (BIA):

Técnica que mide las propiedades eléctricas del cuerpo mediante un pequeño voltaje aplicado a través de electrodos. Permite estimar la MG y la MLG según la resistencia al flujo de corriente, ya que la MG, al contener menos agua, presenta mayor resistencia. Además, la BIA permite obtener el ángulo de fase, un parámetro derivado de la relación entre la resistencia y la reactancia, que refleja la integridad de las membranas celulares y el estado funcional de los tejidos. El ángulo de fase ha demostrado ser un marcador sensible de la calidad celular, la MLG y el estado nutricional, con aplicaciones clínicas y deportivas tanto en la monitorización del rendimiento como en la detección de cambios asociados a entrenamiento, recuperación o enfermedad (17). Este método es popular por su rapidez, portabilidad, carácter no invasivo y bajo costo. Sin embargo, su precisión puede verse afectada por factores como la hidratación del sujeto, la cantidad de electrodos utilizados y su aplicabilidad limitada en poblaciones deportivas específicas. Este método permite trabajar indirectamente en el nivel molecular (17).

Entre sus ventajas, la BIA es un método práctico, rápido y no invasivo, lo que facilita su uso en diversos entornos clínicos y deportivos. Permite estimaciones con un costo relativamente bajo en comparación con métodos como DXA o RMN. Además, su portabilidad lo convierte en una herramienta ideal para evaluaciones en campo, siendo útil en estudios poblacionales o en condiciones donde el acceso a tecnologías avanzadas es limitado (87). Sin embargo, presenta desventajas significativas, como su alta sensibilidad a factores externos, incluyendo la ingesta reciente de líquidos o alimentos, el estado de hidratación y las condiciones ambientales. Su precisión es menor y menos fiable en comparación con dispositivos como DXA, particularmente en poblaciones específicas como atletas o personas con obesidad (16,19). También se ha demostrado que distintos dispositivos y ecuaciones de BIA no generan valores equivalentes, lo que subraya la necesidad de consistencia en la elección del dispositivo y las ecuaciones utilizadas para las estimaciones (102).

2.4.1.5. Métodos Antropométricos

Estiman la composición corporal mediante la medición de dimensiones corporales externas. Se basa en la relación entre medidas externas, como pliegues, perímetros y diámetros, con los componentes internos, como el TME y el TO, y utiliza ecuaciones predictivas para generar estimaciones (16).

A. Antropometría manual:

La ANT emplea instrumentos simples y portátiles, como cinta métrica, plicómetro, calibre de pequeños y grandes diámetros, entre otros, para medir determinadas dimensiones corporales A partir de estas mediciones, es posible utilizar ecuaciones predictivas para hacer estimaciones indirectas y doble indirectas en los niveles moleculares y tisulares, como por ejemplo, MLG en el nivel molecular y TME en el tisular. La ANT es accesible, económica y ampliamente aplicable en estudios. Sin embargo, su precisión depende de la experiencia y calidad de estandarización del evaluador, pudiendo ser menor en comparación con otros métodos (16,20).

Entre sus ventajas, la ANT es económica, práctica y de fácil implementación, lo que la hace ideal para entornos con recursos limitados. Es un método portátil y no invasivo, que permite realizar estimaciones en diferentes niveles de análisis. Su aplicabilidad es amplia, con estudios realizados en diversas poblaciones, incluyendo diferentes estados de salud, niveles de actividad física y disciplinas deportivas. Además, cuenta con un respaldo sólido en la literatura científica y es ampliamente utilizada en investigación y práctica clínica (20,27,103). Sin embargo, su precisión demostró ser inferior en comparación con métodos como RMN y DXA. Requiere una formación específica y experiencia por parte del evaluador para obtener mediciones fiables, lo que puede incrementar la variabilidad entre operadores. También demanda más tiempo para completar una evaluación en comparación con otras técnicas automatizadas (16). Otra limitación es la diversidad de ecuaciones predictivas disponibles, muchas de las cuales no son equivalentes entre sí, y en algunos casos, se desconoce su concordancia y validez en diferentes poblaciones (23).

B. Antropometría digital o escáner 3D:

Permite capturar dimensiones y volúmenes de diferentes segmentos corporales sin la intervención manual directa. Estas capturas pueden realizarse en tiempo real y con una mayor velocidad a las tomadas manualmente, lo que lo hace especialmente útil en estudios que requieren múltiples mediciones y en poblaciones grandes. Este método permite estimaciones indirectas y doble indirectas en el nivel molecular y tisular (90,92).

Entre sus ventajas, la ANT digital destaca por su rapidez y facilidad de uso, permitiendo evaluar grandes poblaciones en un tiempo significativamente menor que la ANT manual. Es un método poco invasivo, lo que podría mejorar la aceptación del sujeto y reducir posibles errores derivados del contacto físico (104). Algunas tecnologías, como aplicaciones para celulares o dispositivos móviles, han demostrado ser muy económicas y accesibles, ampliando su aplicabilidad en entornos con recursos limitados. Además, ciertos estudios han encontrado que ofrece mayor precisión en comparación con la ANT manual (90,104,105). Sin embargo, presenta limitaciones importantes. Es una tecnología relativamente nueva que aún carece de una amplia base de ecuaciones de estimación en comparación con métodos consolidados como la ANT manual. Además, aunque existen estudios que evalúan su concordancia con otras técnicas, los resultados no siempre son consistentes y se necesitan más investigaciones para validar su fiabilidad entre distintos dispositivos y técnicas (105). Los dispositivos con mayor precisión tienden a ser costosos y voluminosos, limitando su portabilidad y su uso en estudios de campo o entornos con recursos restringidos. También se requiere formación específica para interpretar y procesar los datos obtenidos, lo que puede incrementar los costos y la dependencia tecnológica (104,105).

2.4.2. Absorciometría de Rayos X de Energía Dual (DXA)

Entre la amplia variedad de técnicas disponibles, los métodos que destacan por su popularidad y por ofrecer un equilibrio entre precisión, costo y aplicabilidad son el DXA, la BIA y la ANT.

Respecto al DXA, es un método ampliamente utilizado en estudios de la DMO, siendo considerado, en este campo el método de referencia debido a su alta precisión y replicabilidad, especialmente en estudios de salud ósea para el

diagnóstico de osteoporosis y osteopenia. Aunque históricamente se le ha denominado el "gold estándar" para el análisis de composición corporal, es importante aclarar que el DXA alcanza este estatus únicamente en el análisis de la DMO y CMO (16,67). La técnica de DXA opera mediante la emisión de dos haces de rayos X de distintas energías, lo que permite la diferenciación entre MG, MMB y CMO debido a la absorción diferencial en cada grupo de moléculas que, al tener densidades y composiciones distintas, absorben y dispersan los haces de rayos X en proporciones diferentes, lo que genera una imagen en la que cada píxel refleja la densidad relativa de las estructuras analizadas. Luego, el DXA utiliza algoritmos que integran estos datos de densidad para cuantificar la composición mineral y las proporciones de MG y de MMB (76).

En cuanto a la estimación del TME, el DXA cuenta con modelos de predicción validados mediante estudios de RMN (81,106). Estos modelos se han demostrado como herramientas confiables y precisas en comparación con las imágenes de RMN, siendo consideradas como referencia en estudios de composición corporal (25). En concreto, el modelo desarrollado por Kim y colaboradores en 2002 estableció una correlación significativa entre la masa magra apendicular y el TME total. La masa magra apendicular se presenta como una variable predictiva confiable para el TME, permitiendo al DXA estimar TME sin necesidad de datos adicionales. Este es el modelo más popular y ampliamente aplicado en estudios de composición corporal, siendo el que cuenta con más estudios de comparativos (81). Por otro lado, en 2004, se desarrolló una adaptación del modelo de 2002 para excluir la grasa intermuscular (106). Este ajuste permitió al DXA mejorar la precisión en individuos con variaciones significativas de grasa intermuscular, tales como pacientes con anorexia nerviosa o atletas recreativos, logrando una concordancia superior con la RMN (106).

Cuando se realicen evaluaciones con DXA, se debe tener en consideración el modelo empleado. Los más utilizados son el GE Lunar iDXA y el Hologic Horizon A, cada uno con características específicas para el análisis de la composición corporal. El GE Lunar iDXA es conocido por su capacidad de segmentación detallada y alta precisión en evaluaciones óseas, mientras que el Hologic Horizon A se destaca por su rapidez y la precisión en la evaluación de composición corporal en segmentos específicos (76). Estudios recientes han mostrado ligeras discrepancias en las estimaciones de estos dispositivos. Aunque ambos

dispositivos mantienen una alta precisión, la variabilidad observada subraya la importancia de la consistencia en el uso de un mismo equipo en estudios longitudinales (107).

El DXA es ampliamente reconocido como método de referencia para la evaluación de la DMO y el CMO, ofreciendo además la posibilidad de segmentar indirectamente componentes como la MLG, MG y CMO. No obstante, presenta limitaciones relevantes: implica exposición a radiación ionizante, lo que restringe su uso repetido en evaluaciones de seguimiento; su alto coste y la necesidad de infraestructura especializada limitan su aplicación en contextos de campo; y la imposibilidad de actualizar el software conlleva que, ante cambios en las bases de datos de referencia o en los algoritmos de procesamiento, los valores reportados puedan variar, reduciendo la comparabilidad longitudinal y entre dispositivos. Asimismo, el DXA asume una constante de hidratación en la MLG, lo que puede comprometer la precisión en sujetos con fluctuaciones en el estado hídrico, como es el caso de los atletas. Finalmente, la falta de concordancia entre diferentes modelos y softwares puede introducir variabilidad en las mediciones, impidiendo la comparabilidad directa de resultados entre equipos (107).

2.4.3. Bioimpedancia Eléctrica (BIA)

Es un método ampliamente utilizado en el ámbito científico. Este enfoque mide la resistencia del cuerpo al paso de una corriente eléctrica de baja intensidad, permitiendo así estimaciones sobre diversos componentes (17). La bioimpedancia del cuerpo se determina a partir de dos parámetros principales: la impedancia y la reactancia. La impedancia es la oposición total que ofrece el cuerpo al paso de la corriente eléctrica, mientras que la reactancia refleja la oposición asociada a la capacidad de las membranas celulares para almacenar carga (17). A partir de la relación entre ambos parámetros se calcula el ángulo de fase, un índice adicional que aporta información sobre la integridad y el estado funcional de las células (17).

La BIA multifrecuencia ha demostrado ser útil en la estimación del TME, utilizando modelos de predicción validados en RMN y DXA. La ecuación de Janssen fue una de las primeras en establecer un modelo sólido para estimar el TME, basado en variables como la altura y la resistencia eléctrica, ajustándose para diferencias de etnia y género. Este modelo se correlacionó fuertemente con RMN

en adultos de distintas etnias, logrando una elevada precisión en sus estimaciones (108). En estudios más recientes, Sergi (2015) desarrolló un modelo específico para adultos mayores caucásicos, utilizando BIA multifrecuencia con DXA como método de validación. Los resultados mostraron una alta precisión en la estimación del TME en esta población (109). Finalmente, un estudio de Beaudart exploró múltiples modelos de BIA, donde utilizando DXA y RMN como validaciones, ajustaron modelos de regresión múltiple logrando una estimación fiable del TME en poblaciones heterogéneas (110).

Sin embargo, se deben tener en cuenta las diferencias entre dispositivos a la hora de realizar una evaluación. En función de la frecuencia eléctrica utilizada existen tres principales dispositivos de BIA (17). Los dispositivos de monofrecuencia operan generalmente a una frecuencia fija de 50 kHz y estiman principalmente MLG y MG. Tiene como limitación que no diferencia entre el agua intra y extra celular. Esta diferenciación es crucial, ya que el agua intracelular refleja la masa celular activa y la integridad de los tejidos, mientras que el agua extracelular está relacionada con la hidratación del sujeto. La incapacidad para distinguir estos compartimientos limita su uso en poblaciones con variaciones en el estado de hidratación, como los atletas o pacientes con condiciones de salud específicas (17,111). Los dispositivos de multifrecuencia operan utilizando un rango de frecuencias, generalmente oscilan entre 5 kHz y 500 kHz. Permite una diferenciación entre el agua intracelular y extracelular, esencial para obtener estimaciones más precisas de componentes como la MG, la MLG y el TME. Esta estimación se logra a través de ecuaciones de regresión basadas en estudios en métodos como el DXA y la RMN (17,111). Por último, los dispositivos de Espectroscopía de Impedancia Bioeléctrica (BIS) emplean un espectro amplio de frecuencias y utiliza modelos matemáticos avanzados para obtener mediciones de volúmenes de agua intra y extracelular sin depender de ecuaciones predictivas. Aunque proporciona una evaluación precisa y completa, este método es el más costoso y complejo, por lo que se limita a estudios clínicos y de investigación (17).

Además, debe tenerse en cuenta que la BIA puede utilizarse en sujetos posicionados tanto de pie como acostados (16). Los dispositivos que trabajan con el sujeto de pie suelen ser más accesibles y económicos, aunque estudios sugieren que los dispositivos que trabajan con el sujeto acostado pueden ofrecer mayor precisión por una distribución uniforme de los fluidos corporales (17).

Respecto a las ventajas de la BIA, este método destaca por ser rápido, no invasivo y relativamente económico permitiendo estimaciones de diversos compartimentos corporales. Es ampliamente aplicable en estudios poblacionales y posibilita realizar un análisis segmental al utilizar dispositivos de multifrecuencia, ampliando su aplicabilidad en contextos deportivos y de investigación (16–18). Sin embargo, es altamente sensible a factores externos como el estado de hidratación, ingesta de alimentos y líquidos, actividad física reciente y temperatura corporal. Estos factores pueden alterar la resistencia y reactancia corporal, provocando errores en las estimaciones. Una sobrehidratación puede derivar en una sobreestimación de la MLG y subestimación de la MG, mientras que una deshidratación severa tendería a lo contrario. Para reducir estos errores, se recomienda que el sujeto mantenga una adecuada hidratación y evite la ingesta de alimentos y líquidos dos horas antes de la evaluación. (15,19). La falta de concordancia entre dispositivos y ecuaciones utilizadas puede dar lugar a diferencias en los resultados (111). Además, la BIA multifrecuencia y BIS, aunque más precisas, suelen ser costosas y menos accesibles en entornos de práctica general (16,17).

Es por ello que para mitigar en parte estas posibles fuentes de error, el uso de datos crudos de resistencia y reactancia es cada vez más recomendado frente a las ecuaciones de regresión estándar. Su uso permite una mayor precisión y consistencia en la estimación de la composición corporal al evitar la dependencia de modelos de regresión generalizados que pueden no aplicarse de manera adecuada a todas las poblaciones (17,18). Sin embargo, muchos dispositivos de BIA no proporcionan acceso a estos datos crudos, limitando la capacidad de realizar otro tipo de análisis más personalizados (112).

2.4.4. Antropometría (ANT)

La ANT es un método no invasivo que se basa en la medición de dimensiones externas del cuerpo, incluyendo medidas básicas, pliegues cutáneos, perímetros, longitudes, alturas y diámetros (16,20). Estas variables permiten realizar estimaciones de diversos componentes a través de ecuaciones predictivas, convirtiéndola en una herramienta versátil, de gran accesibilidad y útil en diversos contextos. Esta herramienta permite operar en diferentes niveles de análisis de la

composición corporal de manera indirecta y doble indirecta (20,23). Entre las variables que se pueden estimar con ANT se encuentra la MLG, para la cual se han desarrollado diferentes ecuaciones. Este es el caso de Kulkarni y colaboradores (2013), que diseñaron una fórmula en una amplia población india, de 2,220 individuos, de los cuales el 36% eran mujeres de entre 18 y 79 años y un IMC que oscilaba entre 14 y 44 kg/m² (33). Los modelos incluyeron inicialmente variables simples como la edad, la altura y el peso, prediciendo más del 90% de los casos la estimación MLG utilizando DXA como referencia. Al añadir medidas como ciertos perímetros y pliegues, se incrementó la capacidad explicativa en un 5–8%. Sin embargo, al estar diseñado exclusivamente en individuos de la India, esta ecuación puede presentar limitaciones al aplicarse a otras poblaciones (33). Otra de las ecuaciones de estimación de la MLG es la desarrollada en base a los datos de la Encuesta Nacional de Examen de Salud y Nutrición de EE. UU. (NHANES) entre 1999 y 2006 por Lee y colaboradores (2017), abarcando una amplia y diversa muestra de 18,750 adultos de ambos sexos (113). Incluyó participantes de diferentes edades (≥18 años), contextos raciales y un amplio rango de IMC. Inicialmente incluyó variables simples como la edad, el peso y la altura, explicando entre el 88% y 85% de las estimaciones de MLG utilizando DXA como referencia. Para mejorar la precisión, se agregaron diversos perímetros y pliegues, incrementando el nivel de precisión (113).

Por otro lado, la ANT también permite hacer estimaciones en el nivel de los tejidos, particularmente en la estimación del TME, lo que la convierte en una herramienta versátil en estudios de composición corporal. A lo largo de la historia, se han desarrollado diversas estrategias para estimar este tejido, utilizando principalmente perímetros y pliegues cutáneos para mejorar la precisión (25,27,78). El primer trabajo documentado con el objetivo de estimar el TME fue la investigación de Matiegka en 1921. Este estudio pionero, realizado en Praga, incluyó una muestra de 12 hombres jóvenes entre 16 y 17 años, todos estudiantes de oficios diversos y en buen estado de salud (78). Para estimar el TME, Matiegka empleó perímetros de las extremidades, ajustando las variables antropométricas seleccionadas mediante coeficientes derivados de estudios cadavéricos. Aunque innovador para su época, este enfoque presenta limitaciones importantes. Las técnicas e instrumentos utilizados no se alinean con los protocolos modernos, la escasa muestra utilizada y la falta de validación en poblaciones más diversas, como

mujeres o individuos con diferentes niveles de actividad física, restringe su aplicabilidad en contextos actuales (78).

En 1991, Kerr y Ross introdujeron una de las estrategias más sólidas y ampliamente aceptadas en ANT para estimar el TME. Su enfoque, validado en cadáveres, se basa en el modelo de proporcionalidad del Phantom y no utiliza ecuaciones de regresión, lo que le otorga una amplia aplicabilidad en diferentes contextos (26). Adicionalmente, se empleó una muestra extensa y diversa de 1669 sujetos, con individuos de ambos sexos, edades entre 6 y 77 años, y sujetos sedentarios y deportistas de diferentes disciplinas. Los autores, incorporaron medidas de perímetros y pliegues de distintas áreas corporales, permitiendo un análisis integral del cuerpo. Este método fue validado utilizando el protocolo de Ross, el cual posteriormente fue adoptado y expandido por ISAK. Sin embargo, su implementación requiere un tiempo considerable y formación especializada, lo que puede limitar su aplicación en entornos con restricciones de tiempo o personal capacitado (26).

En el año 2000, Lee desarrolló una fórmula basada en una muestra de 324 individuos de ambos sexos, de los cuales 80 eran obesos. Este estudio se centró en adultos de entre 20 y 81 años, excluyendo a menores de 20 años y a individuos físicamente activos, lo que representa una limitación para su uso en deportistas (27). Los autores emplearon una combinación de pliegues cutáneos y perímetros para inferir la cantidad de TME. Estos modelos fueron desarrollados utilizando el protocolo de Lohman y cuentan con la ventaja de haber sido validados por RMN (27). Cabe mencionar que la ecuación de Lee ha sido propuesta por el consenso del Grupo Español de Cineantropometría (GREC) como la fórmula recomendada para la estimación de TME en deportistas, aunque esta decisión puede ser debatida debido a la ausencia de atletas en la muestra original (24).

Finalmente, Poortmans (2005) propuso una ecuación validada frente a DXA para estimar el TME en poblaciones jóvenes. Este estudio, realizado en Bruselas, se validó frente a DXA, usando la ecuación de Kim en la estimación del TME. Se evaluaron 56 sujetos sanos de ambos sexos entre 7 y 24 años. Se excluyeron a personas con obesidad o participantes en programas de actividad física (25). En las estimaciones se emplearon pliegues cutáneos y perímetros, todos tomados en el lado izquierdo del cuerpo y siguiendo la metodología de Lohman. Los resultados mostraron una alta correlación con los valores de referencia obtenidos por DXA.

Esta ecuación es especialmente útil en estudios clínicos para el seguimiento del desarrollo muscular en jóvenes, aunque su aplicabilidad en contextos deportivos puede ser cuestionable (25).

La ANT sigue evolucionando como una herramienta clave en la estimación del TME, destacando por su versatilidad y amplia aplicabilidad. Aunque este análisis se centra en las ecuaciones más populares y respaldadas por la bibliografía científica, existen muchas otras estrategias disponibles que no se han incluido aquí con el objetivo de mantener un enfoque concreto (20,33,79,86,114). Es importante destacar la importancia de aplicar las fórmulas que hayan sido desarrolladas bajo el mismo protocolo que utiliza el antropometrista, ya que la modificación del método puede introducir errores significativos en las estimaciones (20). Por ejemplo, las ecuaciones de Lee y Poortmans fueron desarrolladas con el protocolo de Lohman, mientras que el protocolo ISAK, ampliamente adoptado en la actualidad, utiliza metodologías diferentes (25,27,115,116). En el caso de Poortmans, las mediciones se realizaron específicamente en el lado izquierdo del cuerpo, por lo que cambiar el protocolo o el lado de evaluación podría comprometer la validez de los resultados (25). Considerar la validez poblacional, la dependencia del evaluador y la precisión de los instrumentos utilizados es esencial al seleccionar una estrategia adecuada para estudios específicos o aplicaciones prácticas (20,23).

Otro tejido capaz de estimarse mediante la ANT es el TO. Aunque su desarrollo en la ANT es menos extenso que en el caso del TME, existen estrategias validadas que han sido ampliamente utilizadas en estudios científicos y clínicos. Estas estrategias se basan principalmente en el uso de diámetros óseos para calcular dimensiones y estimar el peso aproximado del hueso, sin detallar su composición interna. Entre las más destacadas por su popularidad y utilidad se encuentran las ecuaciones de Rocha y Kerr (24,56).

La ecuación de Rocha, fue desarrollada en 1974, se basó en los trabajos pioneros de Matiegka. Su muestra incluyó 2545 sujetos de ambos sexos entre 17 y 25 años. Los diámetros incluidos fueron el fémur, húmero y biestiloideo, todos medidos en el lado derecho (80). Al basarse en estos pocos puntos de medición la ecuación ofrece una alternativa accesible que puede implementarse rápidamente. Aunque es una estrategia útil, este estudio cuenta con información relevante como

las características de la población medida y el protocolo utilizado (80). El consenso desarrollado por el GREC, sugiere su uso en la estimación de TO (24).

Por otro lado, la ecuación de Kerr, introducida en 1991 como parte del modelo de fraccionamiento corporal en cinco componentes, se posiciona como una de las estrategias más robustas para estimar el TO. Se basa en el uso de los diámetros biacromial, biiliocrestal, húmero y fémur. Destaca por una validación cadavérica y su aplicación en una muestra diversa con individuos de diferentes edades y niveles de actividad física. Kerr estima el TO sumando el peso óseo del cráneo y el resto del esqueleto (26). Esta metodología es útil en poblaciones en crecimiento que presentan cabezas proporcionalmente más grandes y extremidades más cortas en comparación con los adultos. El protocolo usado fue el de Ross, que posteriormente se consolidaría como el protocolo ISAK. Sin embargo, la aplicación de esta estrategia supone de un conocimiento avanzado en la identificación de puntos anatómicos, y el manejo de herramientas específicas. Adicionalmente, se necesita mayor tiempo para su aplicación (26).

Una herramienta específica desarrollada exclusivamente en el ámbito de la ANT para valorar el TME en función del TO es el IMO. Este índice permite evaluar la relación cuantitativa entre ambos tejidos, ofreciendo una visión integral del equilibrio y proporción musculoesquelética en diferentes contextos (62). Este índice se calcula dividiendo los kilogramos de TME entre los kilogramos de TO, ofreciendo una visión integral de la estructura corporal y de la proporción músculo-hueso en cada individuo (62). En deportes como el rugby, se ha observado que cada posición puede beneficiarse de un IMO específico, destacando como un indicador fundamental de rendimiento deportivo (56). Sin embargo, su precisión depende de la consistencia en el uso de ecuaciones y métodos de estimación, y actualmente se desconoce si las diferentes estrategias para calcular el IMO generan resultados comparables, lo que resalta la necesidad de mayor investigación en este ámbito (20).

Por otro lado, además de las estimaciones relacionadas al cuerpo general, la ANT también ha sido utilizada para estimar masas segmentales, lo que permite obtener una perspectiva más detallada de la composición corporal (117,118). Este enfoque analiza segmentos específicos como el tronco, los miembros superiores e inferiores, facilitando la evaluación de la distribución de la MLG y los pesos

segmentales. Estas estrategias se han convertido en herramientas fundamentales tanto para estudios de investigación como para aplicaciones prácticas (117,118).

Uno de los estudios pioneros en la predicción de masas segmentales mediante la ANT fue desarrollado por Clarys y colaboradores en 1986. Este trabajo, realizado en una muestra de seis cadáveres, incluyó 182 medidas bilaterales que abarcaron pliegues cutáneos, perímetros y longitudes segmentales para desarrollar ecuaciones de regresión que predicen la masa de cada segmento corporal. Aunque es un referente en la segmentación anatómica, la pequeña y específica muestra utilizada, compuesta principalmente por adultos mayores, limita su aplicabilidad a otras poblaciones, lo que cuestiona la generalización de las ecuaciones propuestas (34).

Posteriormente, Ritchie et al. (2007) enfocaron su estudio en la estimación de la MLG segmental, incluyendo una muestra de 99 individuos de ambos sexos, predominantemente caucásicos, con edades entre 18 y 25 años. Para este propósito, los investigadores utilizaron perímetros y pliegues cutáneos en diversas regiones corporales, utilizando DXA como método de referencia. Este enfoque permitió estimar la MLG en ocho regiones corporales, aunque el estudio presentó ciertas limitaciones, como la falta de especificación del protocolo de ANT utilizado y la medición de un solo lado del cuerpo, asumiendo simetría bilateral para extrapolar los resultados al lado restante (117).

En 2012, Scafoglieri et al. desarrollaron ecuaciones de predicción específicas para estimar la MLG segmental en tronco y extremidades, incluyendo tanto miembros superiores como inferiores. Este trabajo se basó en una muestra de 117 adultos jóvenes caucásicos sanos, de ambos sexos, con edades entre 17 y 55 años. Las mediciones antropométricas siguieron el protocolo ISAK, considerando 14 perímetros, 13 pliegues cutáneos y 4 diámetros óseos, y utilizaron DXA como método de referencia. Sin embargo, las mediciones se realizaron únicamente en el lado derecho del cuerpo, bajo la suposición de simetría corporal, lo que podría ser una limitación en individuos con asimetrías significativas (118).

Tras explorar las estimaciones segmentales, es importante destacar el valor del análisis directo de datos crudos en ANT, un enfoque que busca mejorar la precisión y fiabilidad en la evaluación de la composición corporal (15,20). Este método permite superar algunas de las limitaciones inherentes a las ecuaciones predictivas, abordando de manera más consistente las variaciones individuales y

minimizando los errores derivados de factores externos como la hidratación, la ingesta reciente de alimentos y las fluctuaciones en los niveles de glucógeno (1).

El análisis directo de datos crudos en ANT evita el uso de ecuaciones que incluyen variables fluctuantes, como el peso corporal, el cual puede variar considerablemente por cambios temporales. Al centrarse en la medición directa de pliegues cutáneos, perímetros y diámetros, se minimizan las distorsiones causadas por la retención de líquidos o fluctuaciones diarias que afectan los cálculos indirectos, lo cual refuerza la consistencia de los datos obtenidos (1). Además, los datos crudos evitan las limitaciones de ecuaciones basadas en constantes o suposiciones específicas de poblaciones, incrementando el riesgo de sesgos al aplicarlas a otros grupos. Por otro lado, este abordaje evita la selección y exclusión de ciertas variables por parte de los autores, pudiendo omitir cambios en determinados sitios del cuerpo en variables excluidas por el autor de la ecuación en cuestión (15).

En la evaluación del TME y el TO, el uso de datos crudos tiene una aplicación práctica importante. Para el TME, el uso de perímetros corregidos, obtenidos de ecuaciones simples a partir de medidas directas (perímetros y pliegues) ofrece un indicador fiable (20). La fórmula para el cálculo de perímetros corregido es:

Perímetro corregido = Perímetro en cm – (π x Pliegue correspondiente en mm)

Con la aplicación de esta simple ecuación se puede estimar variables como el perímetro corregido del brazo (perímetro del brazo relajado y pliegue del tríceps), perímetro corregido del tórax (perímetro de tórax y pliegue subescapular), perímetro corregido del muslo (perímetro del muslo medio y pliegue del muslo) y perímetro corregido de la pierna (perímetro de la pierna y pliegue de la pierna). Los perímetros corregidos actúan como indicadores aislados de la masa muscular segmental. Aunque no proporcionan estimaciones en kilogramos o porcentajes, permiten observar la evolución y el estado del TME de cada segmento analizado (20).

Para el TO, los diámetros óseos crudos permiten compararse con poblaciones de referencia permitiendo observar diferencias o concordancias. En poblaciones en crecimiento, los diámetros óseos proporcionan una evaluación útil para monitorear

el desarrollo del hueso en ubicaciones específicas, lo cual puede ser crucial en estudios longitudinales o en evaluaciones pediátricas (20).

Por último, la ANT presenta una serie de ventajas y limitaciones que deben considerarse al evaluar su aplicabilidad en diferentes contextos. Por un lado, la ANT destaca por ser accesible y de bajo costo, permitiendo su aplicación en diversas poblaciones. Al emplearse un protocolo estandarizado como el de ISAK, se garantiza una consistencia en las medidas que mejora la confiabilidad de los datos. El uso de medidas crudas presenta una ventaja significativa frente a otros métodos que pueden verse más afectados por factores externos (16,19). Por otro lado, esta herramienta también cuenta con limitaciones, la precisión de la ANT puede ser inferior a la de métodos como DXA o RMN. La precisión en la toma de medidas depende en gran medida de la experiencia y capacitación del evaluador. Además, las ecuaciones tienen limitaciones cuando se aplican en poblaciones diferentes para las que fueron desarrollada. También la necesidad de tiempo y de localización precisa de los puntos anatómicos hace que el proceso sea largo y pueda resultar impráctico en estudios con un gran número de sujetos (16).

2.5. COMPARACIÓN ENTRE MÉTODOS DE ESTIMACIÓN Y ECUACIONES

La ANT, junto con la BIA y DXA, han sido ampliamente estudiados y utilizados en el ámbito científico. Sin embargo, las diferencias y comparabilidad entre sus resultados continúan siendo incierta (23,112,119,120). Numerosos estudios han analizado la concordancia y diferencias entre estos métodos en la estimación del TME, incluso entre diferentes estrategias dentro del mismo método, aunque los hallazgos son inconsistentes y a menudo presentan limitaciones metodológicas. Entre las principales limitaciones se destacan el uso de muestras pequeñas (21,29,30,121), la ausencia de inclusión de población de ambos sexos (30,122,123) o el hecho de no reportar el sexo de los sujetos estudiados (21,121). Además, varios estudios se centran en muestras con un rango de edad limitado (21,30), no incluyen una diversidad amplia de fórmulas (21,30), o seleccionan exclusivamente sujetos de deportes específicos (21,30,121,122,124) o con condiciones específicas de salud (125). Por otro lado, se observa que en algunos estudios el protocolo utilizado ya no se encuentra en uso (34,124). En otros, no se declara el protocolo antropométrico empleado, lo que dificulta la replicabilidad y la comparación de los resultados (31–

33,126). Por otro lado, hasta la actualidad y por lo que se sabe, ningún estudio abordó las diferencias y comparabilidad en la estimación de TO mediante DXA, BIA y ANT. A continuación, se presentan los hallazgos más relevantes sobre la comparación entre métodos para la estimación de diferentes masas corporales.

2.5.1. Comparación de métodos para la estimación de masa libre de grasa

La MLG es un componente clave en la evaluación de la composición corporal; sin embargo, la comparabilidad entre métodos para su estimación presenta desafíos debido a las discrepancias metodológicas y a las características de las poblaciones estudiadas.

Nickerson y colaboradores en 2020 estudiaron una población de 50 adultos obesos y encontraron que los dispositivos BIA arrojaban estimaciones de MLG con una diferencia significativa cuando se comparaban con DXA, concretamente en análisis individuales. Este hallazgo sugiere que, aunque la BIA pueda emplearse en estudios de grupos, su aplicación para evaluaciones individuales en esta población puede ser limitada debido a variaciones en la proporción de agua y a las diferencias estructurales en individuos obesos (127).

Por otro lado, un estudio realizado por Achamrah y colaboradores en 2018 comparó BIA y DXA. Se observó en sujetos con un IMC mayor a 18,5. que la BIA sobreestima la MLG hasta 8,28 kg en relación con DXA, lo que resalta una limitación en la precisión de BIA respecto a DXA (128).

Un estudio dirigido por Reiter evaluó la concordancia entre cuatro ecuaciones de BIA y DXA en pacientes geriátricos hospitalizados. Encontraron que la ecuación de Scafoglieri era la más confiable frente a DXA para clasificar la MLG en esta población. Sin embargo, es importante aclarar que las conclusiones pueden presentar limitaciones al aplicarse en otras poblaciones (125).

Hasta la fecha y según la evidencia que se ha podido analizar, no se han encontrado estudios comparativos sobre la MLG entre ANT con BIA y/o DXA. Esto resalta una limitación significativa en la literatura actual y subraya la necesidad de futuras investigaciones que evalúen la comparabilidad entre estos métodos para la estimación de MLG, incluyendo ANT.

2.5.2. Comparación de métodos para la estimación de tejido muscular esquelético

El análisis comparativo del TME mediante diferentes métodos ha sido ampliamente explorado en la literatura. Sin embargo, los estudios muestran resultados dispares, probablemente, debido a las limitaciones metodológicas. A continuación, se presentan algunos de los estudios que analizados (30,121–123).

En 2019, Arias Téllez y colaboradores evaluaron la comparabilidad entre BIA y DXA para la estimación de TME en una muestra de 30 escaladores chilenos, de entre 21 y 31 años. Utilizaron un dispositivo DXA Lunar Prodigy Advance, estimaron el TME mediante la estrategia de Kim (2002), y un equipo de BIA de cuatro frecuencias, los valores de TME fueron obtenidos directamente por el software del dispositivo. Los investigadores observaron diferencias significativas en las estimaciones de TME entre ambos métodos. Sus resultados resaltaron que BIA tiende a subestimar el TME en individuos con alta masa muscular. Sin embargo, se resalta que el estudio fue realizado en una muestra pequeña y muy específica, dificultando la extrapolación de resultados a otras poblaciones (30).

Por otro lado, el grupo de Rodríguez-Rodríguez en 2010 realizó una comparación entre DXA y ANT en la estimación de TME, donde se compararon las ecuaciones de Heymsfield y Drinkwater con DXA en una muestra de 20 ciclistas recreativos, de entre 20 y 33 años. Los resultados arrojaron que ambas ecuaciones tuvieron una buena correlación de TME en comparación con DXA. Sin embargo, solo se analizó la correlación, sin realizar pruebas de concordancia, lo que dificulta una comparación precisa de los métodos. Además, la muestra fue reducida y muy específica, sin información sobre el género de los participantes, lo que restringe la extrapolación de los resultados a otras poblaciones (121). En la investigación antes mencionada del grupo de Arias Téllez, también se evaluó el TME en escaladores mediante DXA y la ecuación de Kerr en ANT. Este estudio reveló que la ecuación de Kerr tiende a sobreestimar el TME en comparación con DXA. Sin embargo, como se mencionó, la muestra fue pequeña y exclusiva de un deporte, lo cual, junto a la falta de la declaración de un protocolo estandarizado de ANT, dificulta la extrapolación de los resultados (30). Una investigación de González-Mendoza y colaboradores también comparó los resultados entre las estimaciones de DXA y ANT, evaluaron 179 futbolistas profesionales masculinos, comparando las

ecuaciones de Lee y Heymsfield en ANT con DXA. Los resultados indicaron que ambas ecuaciones arrojaron resultados concordantes con DXA, siendo la ecuación de Lee la de menor variabilidad. Sin embargo, este estudio no declaró el protocolo de ANT utilizado para las mediciones. Por otro lado, la falta de diversidad en la muestra dificulta la generalización de los resultados a otras poblaciones (122). Por último, Gobbo y colaboradores analizaron una muestra de estudiantes universitarios masculinos. Compararon DXA con las ecuaciones mediante ANT de Lee, Martin y Doupe. Aunque se encontró una buena correlación entre las ecuaciones y DXA, el estudio no especificó un protocolo en ANT, y su muestra estuvo limitada en cuanto a la diversidad de género y edad, dificultando la aplicación de los hallazgos en otras poblaciones. Sin mencionar la falta de una prueba de análisis de concordancia, no brindando información sobre si estas estrategias son intercambiables o no (123).

En cambio, en otro estudio se analizó la concordancia entre ANT y BIA en una muestra de 109 atletas que competían en deportes de categorías de peso. Utilizaron la ecuación de Lee para la estimación de TME en ANT y la ecuación de Janssen en BIA, encontrando una alta concordancia entre ambos métodos. Sin embargo, la concordancia se presentó solo en el análisis grupal, los métodos no eran intercambiables en evaluaciones individuales. Sin embargo, la muestra estaba limitada a deportistas de disciplinas específicas y se utilizaron únicamente una ecuación en ANT y otra en BIA, lo que restringe la generalización de los resultados a otras ecuaciones y poblaciones (91).

2.5.2.1. Comparación de ecuaciones antropométricas para el tejido muscular.

Si bien la ANT es ampliamente utilizada en la estimación del TME, sorprende la escasez de estudios que analicen las diferencias entre sus ecuaciones de estimación. A continuación, se presentan los estudios relevantes encontrados, los cuales subrayan las diferencias significativas entre ecuaciones (21,129).

El estudio pionero de esta temática fue realizado por Martin y colaboradores en 1990, se analizaron las diferencias entre las ecuaciones de Heymsfield, Matiegka y la propia ecuación de Martin para estimar el TME. Evaluaron estas ecuaciones en una muestra de 25 cadáveres de ambos sexos utilizando el protocolo de Ross. Martin concluyó que las ecuaciones de Heymsfield y Matiegka subestimaban considerablemente el TME en comparación con su propio modelo. Aunque este

estudio sentó las bases de la literatura comparativa en estimación de TME, sus conclusiones son difíciles de extrapolar a individuos vivos y a contextos poblacionales actuales (129).

En otra investigación, Fernández Vieitez y colaboradores compararon los valores de TME obtenidos mediante nueve ecuaciones antropométricas en una muestra de 22 levantadores de pesas. Las ecuaciones evaluadas fueron las de Matiegka, Drinkwater y Ross, De Rose y Guimaraes, Heymsfield, Kerr, Martin, Doupe, y Lee. Los resultados revelaron diferencias significativas en la mayoría de las ecuaciones. Las únicas que presentaron concordancia fueron Matiegka y Kerr. El estudio concluyó que, salvo estas dos ecuaciones, las restantes presentan discrepancias significativas. Este estudio tiene limitaciones que restringen la extrapolación de sus resultados, tales como una muestra pequeña y específica de levantadores de pesas, la falta de información sobre el sexo de los participantes y la omisión del protocolo antropométrico utilizado (21).

2.5.3. Comparación de estimaciones segmentales mediante diferentes métodos y ecuaciones.

Evaluar la composición corporal a nivel segmental también resulta esencial, tanto en el ámbito deportivo como en el de la salud. A pesar de su relevancia, pocos estudios se han centrado en esta temática. Se encontró solo un estudio relevante, llevado a cabo por Elia y colaboradores (28), que incluyó 16 participantes de ambos sexos, entre 41 y 62 años, a quienes se midieron segmentos específicos del muslo y la pantorrilla. Se usó RMN como referencia, y se compararon tres modelos de DXA, dos de BIA, y se usaron estimaciones mediante ANT. Comparado con las estimaciones obtenidas por RMN, DXA mostró menos sesgo en la predicción de TME. En cuanto a la BIA, aunque las estimaciones grupales de TME fueron más cercanas que las de ANT, las diferencias individuales fueron significativas frente a RMN. La ANT tendió a sobreestimar el volumen muscular en un 40 % en el muslo y un 18 % en la pierna. Los autores concluyen que DXA es el método más preciso para la estimación segmental de TME en comparación con la BIA y la ANT (28). Sin embargo, este estudio presenta una muestra reducida y el enfoque exclusivo en segmentos del muslo medio y pierna, sin analizar posibles diferencias de género de forma detallada. Además, no se exploraron otras áreas corporales, lo que sugiere la

necesidad de futuras investigaciones que evalúen la comparabilidad segmental de métodos como DXA, BIA y ANT en diversos segmentos corporales y contextos específicos (28).

2.5.4. Limitaciones de la literatura

A pesar de haber estudios que aborden la comparación de métodos para la estimación de la composición corporal, una limitación común es la falta de consideración de factores como el sexo y el estado de hidratación, los cuales podrían impactar significativamente en la comparabilidad de los resultados (1,19,87,130–132). La omisión de estos factores deja abierta la posibilidad de sesgos importantes que pueden limitar la precisión y validez de las conclusiones (30,125).

2.5.4.1. Influencia del sexo

El dimorfismo sexual afecta la composición corporal, particularmente en las proporciones y distribución de MLG, TME y TO (130,131). La composición corporal difiere entre hombres y mujeres debido a factores hormonales y fisiológicos (72,130). Esto implica que el sexo puede actuar como un condicionante en los resultados obtenidos mediante distintos métodos de estimación. La comparación de métodos sin controlar o ajustar por sexo podría resultar en una precisión limitada y conclusiones sesgadas, ya que las ecuaciones y herramientas de medición podrían responder de manera diferente en hombres y mujeres (130).

2.5.4.2. Impacto del estado de hidratación

El estado de hidratación puede influir en los resultados de métodos de estimación de la composición corporal, especialmente en BIA, por su método de estimación (87). Este método es altamente sensible a la cantidad de agua presente en el cuerpo, ya que la resistencia eléctrica del organismo se modifica según el nivel de hidratación del individuo (17,87). Incluso en métodos menos sensibles, como DXA o ANT, los cambios en la hidratación pueden influir en el peso total y la distribución y composición de la MLG, alterando potencialmente la precisión de las mediciones (1,19,132). La falta de control sobre el estado de hidratación antes de una evaluación podría, por tanto, comprometer la consistencia de los resultados y dificultar la comparabilidad entre estudios (19).

2.6. ENFOQUE DE LA INVESTIGACIÓN

La literatura científica sobre la estimación del TME y el TO mediante ANT, BIA y DXA presenta importantes brechas que limitan la aplicabilidad y fiabilidad de estos métodos en diversos contextos. Estas limitaciones se relacionan principalmente con la ausencia de estudios exhaustivos que evalúen en profundidad sus metodologías y su aplicabilidad, especialmente en poblaciones que practican entrenamiento de fuerza. Además, no se ha explorado cómo factores como el sexo y el estado de hidratación pueden influir en la concordancia de los resultados entre los diversos métodos.

Uno de los principales vacíos en la literatura es la falta de evidencia consistente sobre la intercambiabilidad de las ecuaciones antropométricas para estimar TO. En el caso de este tejido, no se han encontrado estudios que comparen sistemáticamente ecuaciones de ANT (21).

Además, la estimación segmental de la composición corporal es un área menos explorada, especialmente en la ANT. Dicha técnica no cuenta con estrategias sólidas para la estimación de la composición en segmentos como en el tronco, las extremidades superiores e inferiores, destacando la necesidad de desarrollar estrategias más precisas, validadas con métodos fiables (30). Dadas las limitaciones antes mencionadas, se hace evidente que futuras investigaciones deben evaluar cómo factores como el sexo y el estado de hidratación afectan a la comparabilidad de los resultados, así como desarrollar y validar nuevas ecuaciones antropométricas para la estimación segmental de la composición corporal. Esto permitirá una caracterización más detallada y precisa de las estimaciones de TME y TO en distintos contextos, contribuyendo a mejorar la aplicación práctica y la comprensión de estas mediciones.

III – OBJETIVOS

III - OBJETIVOS

3.1. OBJETIVO GENERAL

1. Analizar la concordancia dentro de la ANT de las diferentes fórmulas de estimación del TME y TO, así como su comparabilidad y concordancia con la BIA y el DXA en la valoración del cuerpo tanto de manera global como segmentada.

3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Determinar la concordancia entre diferentes fórmulas para la estimación de la TME, TO y el IMO con antropometría, y establecer las diferencias entre ellas, y analizar si el sexo podría influir en esta comparación entre fórmulas.
2. Comparar los valores obtenidos por DXA, BIA y ANT en la estimación de la MME y la MLG, y analizar si el sexo y/o el nivel de hidratación pueden influir en estos resultados.
3. Examinar la concordancia de la antropometría y BIA en comparación con DXA para la estimación del TME y la MLG, considerando las distintas fórmulas disponibles, y analizar si el sexo y/o el nivel de hidratación pueden influir en estos resultados.
4. Comparar los valores obtenidos por DXA, BIA y ANT en la estimación del peso segmental, MLG y MMB para el miembro superior derecho e izquierdo, tronco y miembro inferior derecho e izquierdo, y determinar si estas diferencias están influenciadas por el sexo.
5. Desarrollar ecuaciones de predicción utilizando la ANT para estimar en kilogramos y porcentajes el peso segmental, MLG y MMG miembro superior derecho e izquierdo, tronco, y miembro inferior derecho e izquierdo basándose en los resultados obtenidos por DXA como referencia.

3.3. GENERAL OBJETIVES

1. To analyze the level of agreement among different anthropometric equations for estimating SMM and BM, when compared with each other and with the BIA and DXA methods, both in whole-body and segmental assessments of body composition.

3.4. SPECIFIC OBJECTIVES

1. To determine the level of agreement among different anthropometric equations for estimating skeletal muscle tissue (SMT), bone tissue (BT), and the muscle-bone index (MBI), to identify differences between them, and to analyze whether sex may influence the comparison between formulas.
2. To compare the values obtained by DXA, BIA, and ANT in the estimation of skeletal muscle mass (SMM) and fat-free mass (FFM), and to analyze whether sex and/or hydration status may influence these results.
3. To examine the agreement of anthropometry and BIA in comparison with DXA for the estimation of SMT and FFM, considering the different available equations, and to analyze whether sex and/or hydration status may influence these results.
4. To compare the values obtained by DXA, BIA, and ANT in the estimation of segmental weight, FFM, and soft lean mass (SLM) in the right and left upper limbs, trunk, and right and left lower limbs, and to determine whether these differences are influenced by sex.
5. To develop predictive equations using ANT to estimate, in kilograms and percentages, the segmental weight, FFM, and SLM of the right and left upper limbs, trunk, and right and left lower limbs, based on DXA results as the reference.

IV – HIPÓTESIS

IV -HIPÓTESIS

4.1. HIPÓTESIS GENERALES

Existen discrepancias significativas en la concordancia de las diferentes fórmulas en ANT para la estimación de la MM y la MO cuando se comparan entre sí, y en relación con los métodos BIA y DXA, tanto en estimaciones globales como segmentales de la composición corporal.

4.2. HIPÓTESIS ESPECÍFICAS

1. Las diferentes fórmulas para la estimación del TME, TO y el IMO mediante ANT presentan variaciones significativas en sus resultados, y estas diferencias están influenciadas por el sexo de los participantes.
2. Los valores de TME y MLG obtenidos por DXA, BIA y ANT presentan discrepancias significativas, con una influencia marcada del sexo y el nivel de hidratación de los participantes sobre estas estimaciones.
3. No hay concordancia entre las estimaciones de TME y MLG obtenidas mediante BIA y diversas ecuaciones en ANT, en comparación con DXA, y tanto el sexo como el estado de hidratación afectan estos resultados.
4. Existen diferencias significativas entre DXA, BIA y ANT en la estimación del peso segmental, MLG y MMB en las distintas regiones corporales (miembro superior derecho e izquierdo, tronco, miembro inferior derecho e izquierdo), y estas diferencias se ven influenciadas por el sexo.
5. Las nuevas ecuaciones de predicción desarrolladas mediante ANT para la estimación del peso segmental, MLG y MMB en las distintas

regiones corporales (miembro superior derecho e izquierdo, tronco, y miembro inferior derecho e izquierdo) presentan un nivel aceptable de concordancia con los valores obtenidos por DXA, lo cual valida su aplicación práctica en la evaluación segmental de la composición corporal.

4.3. GENERAL HYPOTHESIS

There are significant discrepancies in the agreement among different anthropometric equations for estimating SMM and BM, both when compared with each other and in relation to BIA and DXA, in both whole-body and segmental body composition estimations.

4.4. SPECIFIC HYPOTHESIS

1. The different equations for estimating skeletal muscle tissue (SMT), bone tissue (BT), and the muscle-bone index (MBI) using ANT show significant variations in their results, and these differences are influenced by the sex of the participants.
2. The values of SMT and fat-free mass (FFM) obtained through DXA, BIA, and ANT present significant discrepancies, with sex and hydration status of the participants having a marked influence on these estimations.
3. There is no agreement between the estimations of SMT and FFM obtained through BIA and various ANT equations when compared to DXA, and both sex and hydration status affect these results.
4. Significant differences exist among DXA, BIA, and ANT in the estimation of segmental weight, FFM, and soft lean mass (SLM) across different body regions (right and left upper limbs, trunk, and right and left lower limbs), and these differences are influenced by sex.
5. The new prediction equations developed using ANT for estimating segmental weight, FFM, and SLM in different body regions (right and left upper limbs, trunk, and right and left lower limbs) show an acceptable level of agreement with the values obtained by DXA, supporting their practical application in the segmental assessment of body composition.

V - MATERIAL Y MÉTODO

V - MATERIAL Y MÉTODO

El método, los resultados y la discusión de la presente tesis doctoral se componen de tres artículos científicos aceptados. A continuación, se detallan las referencias de los artículos ya publicados:

Artículo 1

Baglietto, N., Albaladejo-Saura, M., Esparza-Ros, F., & Vaquero-Cristóbal, R. (2024). Agreement and differences between the equations for estimating muscle and bone mass using the anthropometric method in recreational strength trainees. PeerJ, 12, (e17506), 1-16.

Factor de impacto: 2.4; Cuartil: Q2; Categoria: Multidisciplinary Sciences; Posición de la revista: 47; Número de revistas en la categoría: 135.

Artículo 2

Baglietto, N., Vaquero-Cristóbal, R., Albaladejo-Saura, M., Mecherques-Carini, M., & Esparza-Ros, F. (2024). Assessing skeletal muscle mass and lean body mass: An analysis of the agreement among dual X-ray absorptiometry, anthropometry, and bioelectrical impedance. Frontiers in Nutrition, 11(1445892), 1-22.

Factor de impacto: 5.1; Cuartil: Q2; Categoria: Nutrition & Dietetics; Posición de la revista: 16; Número de revistas en la categoría: 112.

Artículo 3

Baglietto, N., Albaladejo-Saura, M., Esparza-Ros, F., Mecherques-Carini, M., & Vaquero-Cristobal, R. (2024). Segmental fat-free mass and lean soft mass: A comparative study with dual x-ray absorptiometry (DXA), bioelectrical impedance analysis (BIA) and anthropometry and development of anthropometric prediction models. Journal of the International Society of Sports Nutrition, 22 (1), 2542368.

Factor de impacto: 3.9; Cuartil: Q1; Category: Sport sciences; Posición de la revista: 12; Número de revistas en la categoría: 133.

Para la realización de la presente tesis doctoral se han analizado tres muestras poblacionales distintas, cada una correspondiente a los estudios publicados que conforman este trabajo. Todas las muestras fueron evaluadas mediante métodos de estimación de la composición corporal, con el objetivo de analizar la concordancia y precisión de diversas técnicas, incluyendo la ANT, la BIA y DXA.

El diseño metodológico de esta tesis se basó en un enfoque comparativo, centrado en la estimación de la MME, la MO, MLG y la MMB a nivel general y segmental a través de distintas ecuaciones antropométricas, así como su relación con BIA y DXA en la cuantificación tanto de valores totales como segmentales. Cada muestra fue seleccionada atendiendo a criterios específicos de inclusión y exclusión, garantizando una adecuada representación de la población objetivo en cada uno de los estudios.

El primer estudio se centró en la comparación entre distintas ecuaciones antropométricas utilizadas para estimar la MME y la MO, analizando su grado de concordancia y las diferencias observadas, tanto en la muestra general como según el sexo, en una población de adultos jóvenes físicamente activos.

El segundo estudio examinó las diferencias y la concordancia entre DXA, BIA y diversas fórmulas antropométricas para la estimación del TME y la MLG considerando además la influencia del sexo y el estado de hidratación en las estimaciones observadas entre métodos.

Finalmente, el tercer estudio abordó la estimación segmental del peso, la masa libre de grasa (MLG) y la masa magra blanda (MMB) mediante DXA, BIA y ANT en las extremidades superiores, el tronco y las extremidades inferiores. Se evaluaron las diferencias y concordancias entre los métodos, así como el efecto del sexo en las comparaciones. Además, se desarrollaron ecuaciones de regresión basadas en medidas antropométricas para estimar estos componentes por segmentos corporales, utilizando DXA como método de referencia.

En los apartados siguientes se describen en detalle los procedimientos metodológicos específicos llevados a cabo en cada uno de los estudios, incluyendo las características de las muestras analizadas, los criterios utilizados para la inclusión y exclusión de participantes, las técnicas de medición empleadas y los métodos estadísticos aplicados para el tratamiento y análisis de los datos.

Para el desarrollo del primer estudio de esta tesis, se trabajó con una muestra de adultos jóvenes físicamente activos, con el objetivo de comparar la concordancia y las diferencias entre diversas fórmulas de estimación de la MM, MO y el IMO mediante ANT. Se llevó a cabo un diseño transversal descriptivo, en el que se analizaron diferentes modelos matemáticos utilizados para estimar la MM, la MO y el IMO, evaluando su grado de concordancia y las diferencias entre ellos.

La muestra estuvo conformada por 130 sujetos caucásicos (71 hombres y 59 mujeres), seleccionados mediante muestreo no probabilístico por conveniencia. Los criterios de inclusión fueron: tener entre 18 y 45 años, ser físicamente activo según la OMS, contar con al menos dos años de experiencia continua en entrenamiento de fuerza (mínimo dos sesiones semanales de una hora cada una), y en el caso de las mujeres, encontrarse entre los días 8 y 21 del ciclo menstrual al momento de la evaluación. Se excluyeron aquellos participantes que presentaran lesiones o patologías que condicionaran las mediciones, que hubieran realizado ejercicio vigoroso en las 24 h previas o ejercicio moderado en las 12 h anteriores, que hubieran consumido productos con efecto diurético o comidas copiosas el día anterior, así como aquellos que se encontraran bajo tratamiento hormonal o suplementación nutricional, con regímenes dietéticos específicos, en estado de deshidratación o hiperhidratación, o que no cumplieran con el protocolo de ayuno previo ni asistieran al turno asignado.

Las evaluaciones antropométricas se realizaron siguiendo los estándares de ISAK, por un antropometrista acreditado nivel 3. Se efectuó un perfil completo que incluyó dos mediciones básicas (masa corporal y talla), cuatro pliegues cutáneos (tríceps, subescapular, muslo y pierna), ocho perímetros (cabeza, brazo relajado, brazo flexionado y contraido, antebrazo, tórax, muslo 1 cm glúteo, muslo medio y pierna), y siete diámetros óseos (biacromial, biiliocrestal, transverso del tórax, húmero, biesloideo, fémur y bimaleolar). Cada variable fue medida dos veces, realizándose una tercera medición cuando las diferencias superaron el 5% en pliegues o el 1% en el resto de las variables, tomando como valor final la media (dos mediciones) o la mediana (tres mediciones). El error técnico de medición intraevaluador fue de 0.01% para las medidas básicas, 0.9% para pliegues, 0.6% para perímetros y 0.4% para diámetros.

Se utilizó una balanza SECA 862 (precisión 0.1 kg) y un estadiómetro SECA 213 (precisión 0.1 cm). Los pliegues fueron medidos con plicómetro Harpenden, los

perímetros con cinta métrica inextensible Lufkin W606PM, y los diámetros con calibres de pequeños y granes huesos (Rosscraft). Todo el instrumental fue calibrado previamente para asegurar la validez de las mediciones.

Posteriormente, se estimaron los kilogramos y porcentajes de MM mediante las fórmulas de Lee, Poortmans, Matiegka y Kerr; la MO con las fórmulas de Rocha y Kerr; y el IMO a través del cociente entre MM y MO en todas las combinaciones posibles. Todas las fórmulas empleadas habían sido previamente validadas en poblaciones con características similares. La misma metodología se aplicó tanto para la muestra general como para el análisis por sexo.

El análisis estadístico incluyó pruebas de normalidad (Kolmogorov-Smirnov) y de homogeneidad de varianza (Levene). Para comparar las estimaciones entre ecuaciones se utilizó ANOVA de medidas repetidas con ajuste de Bonferroni para comparaciones múltiples. La concordancia entre fórmulas se evaluó mediante el coeficiente de correlación de concordancia de Lin (CCC), incluyendo los índices de precisión (ϱ) y exactitud (Cb), y se interpretaron según los puntos de corte de McBride (concordancia casi perfecta >0.99; sustancial >0.95–0.99; moderada =0.90–0.95; pobre <0.90). El tamaño del efecto se calculó con eta cuadrado parcial (η^2p) y se calcularon percentiles para todas las variables. El nivel de significancia se fijó en $p \leq 0.05$. El análisis estadístico fue realizado con los programas SPSS v.23 (para descriptivos y ANOVA) y MedCalc v.20.106 (para el CCC de Lin).

En el segundo estudio se evaluó la validez y concordancia entre distintos métodos de estimación de la MLG y la MME, comparando la ANT, la BIA y la DXA. El diseño fue descriptivo y transversal, y siguió las directrices STROBE. El objetivo fue analizar hasta qué punto los valores de MLG y MME estimados mediante ANT y BIA presentan concordancia con los proporcionados por DXA, considerando además el efecto del sexo y del estado de hidratación sobre la precisión de las mediciones.

La muestra incluyó a 262 estudiantes universitarios (159 hombres y 103 mujeres), con edades comprendidas entre los 18 y 35 años, seleccionados por conveniencia. Los criterios de exclusión fueron: haber realizado actividad física intensa en las 24 h previas o moderada en las 12 h previas, consumo de diuréticos, tratamientos hormonales o corticosteroides recientes (excepto para regular el ciclo menstrual), consumo de suplementos deportivos que pudieran alterar la composición corporal, lesiones, o patologías que afectaran la acumulación de masa

muscular. En las mujeres, solo se incluyeron aquellas que se encontraban entre el día 8 y 21 del ciclo menstrual. También se excluyeron aquellos participantes que no completaron todas las evaluaciones de composición corporal.

Las mediciones se realizaron entre las 9:00 y las 14:00 h en condiciones ambientales controladas (24 °C, 60 % de humedad), por el mismo equipo de investigadores. Se recogió una muestra de orina estéril previo a las evaluaciones para controlar el estado de hidratación mediante gravedad específica (promedio: 1020.3 ± 8.5), utilizando un refractómetro (MASTER-URC/Nα, Atago, Japón). Luego se realizaron, en orden aleatorizado, las evaluaciones por DXA, BIA y ANT.

La medición por DXA se realizó con un equipo Hologic Horizon (Hologic Inc., EE.UU.), siguiendo el protocolo recomendado, con el participante en decúbito supino, pies en leve rotación interna y sin objetos metálicos. Se registraron los valores de MLG proporcionados por el software (APEX 13.6.0.5) y se calculó la MME aplicando la fórmula de Kim et al.

La evaluación por BIA se llevó a cabo con el modelo TANITA MC-780-MA (Tanita Corporation, Japón), con tecnología multifrecuencia segmental (5, 50 y 250 kHz), y siguiendo las recomendaciones del fabricante. Se controló que los participantes hubieran orinado en los 30 minutos previos y se retiraron objetos metálicos antes de la evaluación. Se obtuvieron los valores de MLG y MME mediante el software del dispositivo.

La ANT se realizó siguiendo el protocolo ISAK, por un antropometrista certificado nivel 3. Se evaluaron dos mediciones básicas (masa corporal y talla), cuatro pliegues (tríceps, subescapular, muslo y pierna) y ocho perímetros (brazo relajado, antebrazo, tórax, cintura, caderas, muslo 1 cm glúteo, muslo medio y pierna). Se utilizaron instrumentos calibrados: báscula TANITA MC-780-MA, estadiómetro SECA 213, plicómetro Harpenden y cinta métrica Lufkin W606PM. Las mediciones se realizaron por duplicado, o triplicado en caso de discrepancias, utilizando el valor medio o la mediana. Se calculó el error técnico de medición (ETM), que resultó inferior al 1 % para perímetros y del 0.7 % para pliegues. Los valores de MLG y MME se estimaron con fórmulas validadas, incluyendo las de Lee, Kulkarni, Kerr (opciones 1 y 2), Poortmans, Matiegka, Martin, Drinkwater y Ross, y Heymsfield.

Para el análisis estadístico, se comprobó la normalidad (Kolmogorov-Smirnov) y homogeneidad (Levene). Se realizaron ANCOVA de medidas repetidas para comparar los métodos y ecuaciones, considerando como covariables el sexo y la hidratación. Se aplicó corrección de Bonferroni y se estimó el tamaño del efecto con η^2p. La concordancia se analizó con el coeficiente de correlación de concordancia de Lin (CCC), incluyendo los índices de precisión (ϱ), exactitud (Cb) y la clasificación de McBride. También se utilizaron gráficos de Bland–Altman. El análisis se realizó con SPSS v23 y MedCalc v20.106. Se consideró significativa una $p \leq 0.05$.

Por último, el tercer estudio de esta tesis tuvo como objetivo analizar las diferencias intra-sujeto en los valores obtenidos mediante DXA, BIA y ANT para la estimación del peso total, MLG y MMB en cinco segmentos corporales (extremidad superior derecha, extremidad superior izquierda, tronco, extremidad inferior derecha y extremidad inferior izquierda), así como determinar la influencia del sexo sobre dichas diferencias. Además, se buscó examinar la concordancia entre BIA y ANT en comparación con DXA, y desarrollar ecuaciones de predicción a partir de variables antropométricas para estimar peso segmental, MLG y MMB en kilogramos y en porcentajes, utilizando DXA como método de referencia. Para ello, se diseñó un estudio descriptivo de corte transversal, en línea con las recomendaciones de la declaración STROBE. La muestra fue seleccionada por muestreo no probabilístico, y el protocolo fue aprobado por el Comité de Ética Institucional de la Universidad Católica de Murcia (código CE072103), cumpliendo con los principios éticos de la Declaración de Helsinki. Todos los participantes otorgaron su consentimiento informado antes de comenzar la evaluación.

El cálculo del tamaño muestral se realizó mediante el paquete pwr del software Rstudio 3.15.0, estableciendo un nivel de significación de $\alpha = 0.05$ y utilizando una desviación estándar del 1.58% en el porcentaje de MMB como referencia. Con un error máximo permitido de 0.19%, se estimó una muestra total de 258 sujetos, calculando además el tamaño mínimo necesario por sexo, que resultó en 101 hombres y 101 mujeres, con un margen de error del 0.31%. Participaron finalmente 258 adultos jóvenes entre 18 y 35 años. Los criterios de exclusión incluyeron: no completar las evaluaciones, presencia de lesiones al momento de la medición, tratamiento con corticosteroides o terapia hormonal en los tres meses previos (excepto anticonceptivos para regular el ciclo menstrual), no

encontrarse entre los días 8 y 21 del ciclo menstrual en el caso de las mujeres, haber realizado ejercicio físico en las 24 horas anteriores (intenso), en las 12 horas anteriores (moderado) o el mismo día (cualquier tipo), no haber ayunado al menos 8 horas, no estar bien hidratado según la gravedad específica urinaria, consumo reciente de diuréticos o creatina, o padecer enfermedades que alteren la acumulación de MLG o MMB.

Aquellos que cumplían con los criterios fueron citados a una fase de cribado y una evaluación, programada en función del ciclo menstrual en las mujeres. Se solicitó mantener la ingesta habitual de alimentos y líquidos en las 24 horas previas. Las evaluaciones se realizaron entre las 9:00 y las 14:00 h en un entorno controlado (24 °C y 60% de humedad), en orden aleatorizado y contrabalanceado para las tres técnicas: DXA, BIA y ANT, precedidas por 10 minutos de reposo en decúbito supino. Todas las mediciones fueron realizadas por evaluadores entrenados.

Se recogió información a través de un cuestionario ad hoc que incluía datos sociodemográficos, actividad física reciente, uso de fármacos o suplementos, antecedentes médicos y hábitos alimentarios. El estado de hidratación se evaluó mediante gravedad específica urinaria, utilizando un refractómetro MASTER-URC/Nα (Atago, Japón), y se excluyeron aquellos con valores superiores a 1.020. La dominancia lateral fue determinada mediante pruebas funcionales estandarizadas. La DXA se realizó con un escáner Hologic Horizon (Hologic Inc., EE.UU.), en decúbito supino, con manos alineadas al tronco y pies a 15°, eliminando objetos metálicos y vaciando la vejiga previamente. El análisis se realizó con el software APEX 13.6.0.5:5. La BIA se efectuó con la balanza segmental TANITA MC-780-MA (Tanita, Japón), siguiendo el protocolo del fabricante: en ayunas, tras micción, descalzos y con posición estandarizada de miembros superiores a 30° y miembros inferiores a 45°. La ANT siguió el protocolo completo de ISAK, con 43 variables medidas bilateralmente por dos antropometristas nivel 3 ISAK. Las mediciones se realizaron por duplicado, o triplicado en caso de discrepancias mayores al 5% en pliegues o al 1% en otras variables. Se emplearon instrumentos calibrados de alta precisión (Harpenden, SECA, Smartmet, RealMet, Lufkin y Cescorf). Se calcularon los perímetros corregidos mediante pliegues cutáneos, y la estimación de MLG segmentaria se realizó según las ecuaciones de Scafoglieri y Ritchie.

Para el análisis estadístico se verificaron los supuestos de normalidad (Kolmogorov-Smirnov) y homogeneidad de varianzas (Levene). Se utilizó un ANOVA de medidas repetidas para comparar los valores de peso segmental, MLG y MMB según el método (DXA, BIA, ANT), y un ANCOVA incluyendo el sexo como covariable. Para la comparación entre sexos se aplicó la prueba t de Student con cálculo del tamaño del efecto mediante d de Cohen. Se utilizó corrección de Bonferroni para las comparaciones múltiples, y se calcularon η^2 parcial e intervalos de confianza del 95%. La concordancia entre métodos respecto a DXA se analizó mediante gráficos de Bland-Altman y regresión de los residuos. También se aplicaron correlaciones de Pearson y modelos de regresión lineal múltiple por pasos hacia delante para predecir los valores de SW, MLG y MMB desde variables antropométricas. Se fijó un nivel de significación de $p < 0.05$. El análisis estadístico se realizó con SPSS v.27 (IBM, EE.UU.) y MedCalc v.20.106 (Bélgica) para los análisis de concordancia.

VI – COMPENDIO DE ARTÍCULOS

VI - COMPENDIO DE ARTÍCULOS

Artículo 1

Baglietto, N., Albaladejo-Saura, M., Esparza-Ros, F., & Vaquero-Cristóbal, R. (2024). Agreement and differences between the equations for estimating muscle and bone mass using the anthropometric method in recreational strength trainees. PeerJ, 12, (e17506), 1-16.

PeerJ

Agreement and differences between the equations for estimating muscle and bone mass using the anthropometric method in recreational strength trainees

Nicolás Baglietto[1,*], Mario Albaladejo-Saura[1,2], Francisco Esparza-Ros[1] and Raquel Vaquero-Cristóbal[3,*]

[1] Sport Injury Prevention Group, International Chair of Kineanthropometry, UCAM Universidad Católica de Murcia, Murcia, Spain
[2] Sport Injury Prevention Group, Facultad de Deporte, UCAM Universidad Católica de Murcia, Murcia, Murcia, Spain
[3] Department of Physical Activity and Sport Sciences, Faculty of Sport Sciences, University of Murcia, San Javier, Spain
* These authors contributed equally to this work.

ABSTRACT

Introduction: The interest in estimating muscle mass (MM) and bone mass (BM) has grown in the sporting arena, and more specifically in recreational strength trainees, leading to the creation of different strategies to assess them. The aims were: 1) to investigate the agreement between different MM and BM formulas, and the muscle-bone index (MBI), and to establish the differences between them, in a healthy young adult population; and 2) to analyze if there are differences between males and females in the comparison of MM, BM and MBI formulas.

Methods: This study followed a descriptive cross-sectional design. A total of 130 adult active recreational strength trainees were evaluated according to the procedures described by the International Society for the Advancement in Kinanthropometry (ISAK). Estimations were made in kilograms of MM and BM by following the equations by different authors.

Results: The results showed significant differences between the values obtained by all the MM and BM formulas in the general sample ($p < 0.001$), and by the majority of formulas for male and female samples. In the general sample, Lin's coefficient indicated a strong agreement between Kerr, Lee, and Poortmans' MM estimation equations (concordance correlation coefficient (CCC) = 0.96–0.97). However, when stratifying by sex, this agreement persisted only in males (CCC = 0.90–0.94), in contrast with a lack of agreement observed in females (CCC < 0.90). Discrepancies in bone mass agreement were noted both in the general sample (CCC < 0.15) and when stratified by sex (CCC < 0.12).

Conclusions: In general, differences were found between the values reported by the MM and BM formulas in recreational strength trainees, without an agreement between them. Sex was shown to significantly influence the differences found. The practical implications are that when comparing an individual with reference tables, other studies, or if analyzing an individual's evolution, the same estimation equation should be used, as they are not interchangeable.

Submitted 2 February 2024
Accepted 13 May 2024
Published 7 June 2024

Corresponding author
Mario Albaladejo-Saura,
mdalbaladejosaura@ucam.edu

Academic editor
Henrique Neiva

Additional Information and Declarations can be found on page 13

DOI **10.7717/peerj.17506**

Copyright
2024 Baglietto et al.

Distributed under
Creative Commons CC-BY 4.0

OPEN ACCESS

How to cite this article Baglietto N, Albaladejo-Saura M, Esparza-Ros F, Vaquero-Cristóbal R. 2024. Agreement and differences between the equations for estimating muscle and bone mass using the anthropometric method in recreational strength trainees. **PeerJ 12:e17506 DOI 10.7717/peerj.17506**

influence of sex has not been addressed in previous research. Furthermore, no previous study has examined the agreement between different equations for estimating BM using anthropometry or between different muscle/bone mass ratios (MBI).

Therefore, the aims of the present study were: 1) to investigate the agreement between different MM and BM formulas, and the MBI, and to establish the differences between them, in a healthy young adult population; and 2) to analyze if there are differences between males and females in the comparison of MM, BM and MBI formulas. Building upon the insights gleaned from prior research, our research hypotheses were as follows: a) the different formulas for estimate MM, BM and MBI with anthropometry are not interchangeable; and b) sex exerts influence on the comparative analysis of these formulas. This study is part of the doctoral thesis of Nicolás Baglietto.

MATERIALS AND METHODS

Participants

The calculations necessary to establish the sample size were performed with Rstudio 3.15.0 software (Rstudio Inc., Boston, MA, USA). The significance level was set at $\alpha = 0.05$. The standard deviation (SD) was established based on the percentage of MM from previous studies (SD = 1.58) (*Sellés-Pérez et al., 2019*). With an error (d) in the corrected arm circumference of 0.39 cm, the required sample was 59 subjects per group. Therefore, a total of 130 Caucasian subjects participated in the present study, of whom 71 were male (mean age = 26.52 ± 6.01 years, mean body mass = 75.66 ± 7.81, mean stretch stature = 174.73 ± 6.15 cm), and 59 female (mean age = 27.03 ± 6.19 years; mean body mass: 59.02 ± 7.38 kg, mean stretch stature = 161.87 ± 5.6 cm).

Study design

A prospective descriptive cross-sectional design was followed, in accordance with the Strengthening the Reporting of Observational studies in Epidemiology (STROBE) guidelines for observational studies (*Cuschieri, 2019*). The ethics committee of the Catholic University of Murcia reviewed and authorized the protocol designed for data collection according to the World Medical Association code (number CE072103). During the process, the statements of the Helsinki declaration were followed. All the participants were informed about the procedures and signed voluntarily by written an informed consent form before the start of the study where they gave their consent to participate in the present investigation.

Selection criteria

The inclusion criteria were: A) aged between 18 and 45 years old; B) Caucasian (*Esparza-Ros et al., 2022*); C) physically active individuals according to the World Health Organization (WHO) (*Bull et al., 2020*); D) having a minimum of 2 years of uninterrupted sports experience performing planned strength training, in at least two sessions per week lasting 1 h per session (*American College of Sports Medicine position stand, 2009*); and E) in the case of women, being between days 8 and 21 of the menstrual cycle at the time of the assessment (*Esparza-Ros et al., 2022*). The exclusion criteria were: A) having any injury or

pathology that would condition the measurements; B) having performed vigorous exercise within the 24 h prior to the measurement session or moderate exercise in the 12 h prior to the measurement session; C) having performed physical exercise on the same day as the measurements were taken; D) having consumed products with diuretic properties or having eaten a heavy meal in the 24 h prior to the study (*Kerr, Slater & Byrne, 2017*); E) consuming an ergogenic aid or sports supplement at the time of the evaluations (*Pakulak et al., 2021*); F) hormonal or corticosteroid treatment, excluding menstrual cycle regulation treatment, in the 3 months prior to the evaluation (*Esparza-Ros et al., 2022*); G) following a specific dietary regimen (*da Godois et al., 2020*); H) presenting dehydration or hyperhydration at the time of the test; I) not being in a state of fasting since the night before the evaluation (*Kerr, Slater & Byrne, 2017*); J) presenting any disease that could affect the estimation of body composition with anthropometry (*Esparza-Ros et al., 2022*); and K) not keeping the appointment for the anthropometric assessment.

Procedure

A full-profile anthropometric assessment was performed, following the guidelines from the International Society for the Advancement of Anthropometry (ISAK) (*Esparza-Ros, Vaquero-Cristóbal & Marfell-Jones, 2019*), to subsequently estimate MM with four different formulas, BM with two different formulas, and MBI with four different formulas.

Volunteers were recruited through targeted advertisements on social media, press releases, and local sports facilities in the La Plata region, Argentina. Interested individuals were required to complete an initial form providing basic information. Those meeting inclusion/exclusion criteria were then scheduled for anthropometric assessments. The flow diagram for the sampling is shows in Fig. 1.

Prior to the measurements, the participants were asked to avoid heavy meals, diuretic products, and physical activity starting from the day before the measurement session, to avoid physical activity on the day of the measurements, to follow normal hydration guidelines, and to fast starting from the night before the measurements were taken. For each subject, the full set of anthropometric measurements were performed in a single day, from 7 am to 11 am, in a private room with a comfortable, standardized temperature (*Esparza-Ros, Vaquero-Cristóbal & Marfell-Jones, 2019*).

First, the participants self-completed a sociodemographic questionnaire in which information was collected about their sex, age, diseases, corticosteroid hormone treatment, specific dietary regimes, physical exercise practice in the last 24 h, consumption of ergogenic aids or dietary supplements, and menstrual cycle periodization in the case of women, and their hydration status was checked through urine osmolarity, using protocols described in previous research (*Esparza-Ros et al., 2022*).

After this, the anthropometric variables were evaluated. Two basic measurements (height and body mass), four skinfolds (triceps, subscapular, thigh and calf), eight girths (head, arm relaxed, arm flexed and tensed, forearm, chest, thigh 1 cm gluteal, thigh middle, and calf), and seven breadths (biacromial, biilliocristal, transverse chest, humerus, bi-styloid, femur, and bimalleolar), were carried out according to the guidelines from the International Society for the Advancement in Kinanthropometry (ISAK) (*Esparza-Ros,*

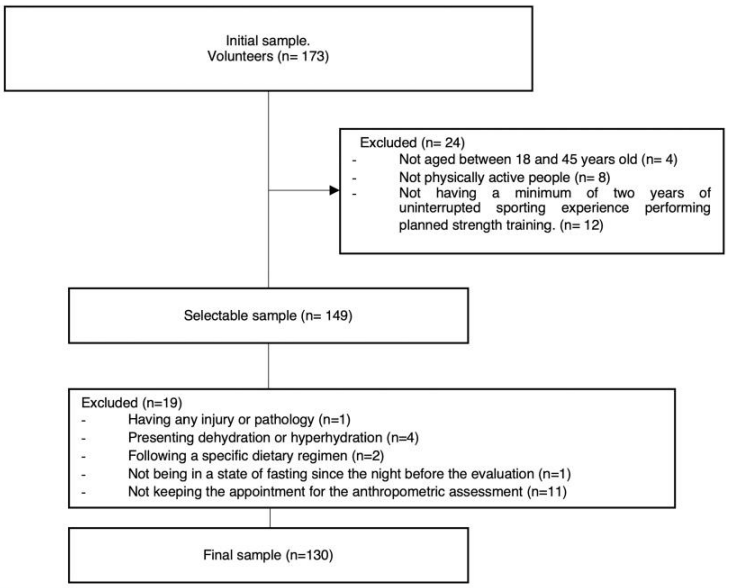


Figure 1 Flow diagram for the sample. Full-size DOI: 10.7717/peerj.17506/fig-1

Vaquero-Cristóbal & Marfell-Jones, 2019) by an ISAK-accredited level 3 anthropometrist. Each measurement was performed twice. If the difference between the measurements was greater than 5% in skinfolds and 1% in the rest of measurements between the two measurements, a third evaluation was performed. The final value for data analysis was the mean when two measurements were needed, or the median in cases where three measurements were taken. The intra-evaluator technical error of measurement was 0.01% for basic measurements, 0.9% for skinfolds, 0.6% for girths, and 0.4% for breadths.

A SECA 862 weighing scale (SECA, Hamburg, Germany) with an accuracy of 0.1 kg was used to measure body mass, and a SECA 213 portable stadiometer (SECA, Hamburg, Germany) was used to measure stretch stature. The skinfolds thicknesses were measured with a Harpenden skinfold caliper (British Indicators, Surrey, UK). Girths were measured with an inextensible anthropometric Lufkin W606PM tape measure (Lufkin, New York, NY, USA), and breadths with a large sliding caliper and a small sliding caliper (Rosscraft, Argentina). All the equipment was calibrated before taking measurements to avoid possible causes of error in the measurements.

Subsequently, the kilograms and percentages of MM were estimated according to the formulas from *Lee et al. (2000)*, *Poortmans et al. (2005)*, *Matiegka (1921)* and *Kerr & Ross (1991)*. The kilograms and percentages of BM were also estimated according to the formulas from *Rocha (1975)* and *Kerr & Ross (1991)*. All of these formulas had been

Table 1 Equations for the estimation of muscle mass, bone mass and muscle/bone index included in the study for general sample and divided by sex.

Formulas	Author	Specific formula
Muscle mass (kg)	Kerr	Muscle mass (kg) = [(Z-score muscle * 4.4) + 24.5]/(170.18/Height in cm)^3; where: Z-score muscle = [(Sum of corrected girths in cm * (170.18/Height in cm) − 207.21)/13.74]; and Sum of corrected girths in cm = (Relaxed arm girth in cm-π * Triceps skinfold in cm) + Forearm girth in cm + (Chest girth in cm-π * Subscapular skinfold in cm) + (Thigh middle girth in cm-π * Thigh skinfold in cm) + (Calf girth in cm-π * Calf skinfold in cm)
	Lee	Muscle mass (kg) = Height in m * [0.00744 * (Relaxed arm girth in cm-π * Triceps skinfold in cm)^2 + 0.00088 * (Thigh middle girth in cm-π * Thigh skinfold in cm)^2 + 0.00441 * (Calf girth in cm-π * Calf skinfold in cm)^2] + 2.4 * (1 if male; 0 if female) − 0.048 * Age in years + (1 if black race; 0 if Caucasian race; and −1 if Asian race) + 7.8
	Poortmans	Muscle mass (kg) = Height in m * [0.0064 * (Relaxed arm girth in cm-π * Triceps skinfold in cm)^2 + 0.0032 * (Thigh middle girth in cm-π * Thigh skinfold in cm)^2 + 0.0015 * (Calf girth in cm-π * Calf skinfold in cm)^2] + 2.56 * (1 if male; 0 if female) + 0.136 * Age in years
	Matiegka	Muscle mass (kg) = Height in m * [[(Arm relaxed girth in cm/π-Triceps skinfold in cm) + (Thigh middle girth in cm-π * Thigh skinfold in cm) + (Calf girth in cm-π * Calf skinfold in cm) + (Chest girth in cm-π * Subscapular skinfold in cm)] $^{0.125}$]^2 * 6.41
Bone mass (kg)	Kerr	Bone mass in kg = Bone mass of the body in kg + Bone mass of the head in kg; where: Bone mass of the body in kg = (Z-score body bone * 1.34 + 6.7)/(170.18 / Height in cm^3); Z-score body bone = [Sum of Breadths in cm * (170.18/Height in cm) − 98.88] / 5.33; Sum of Breadths in cm = Biacromial breadth in cm + Biiliocristal breadth in cm + (Humerus breath in cm * 2) + (Femur breadth in cm * 2); Bone mass of head in kg = (Z-score head bone * 0.18) + 1.2; and Z-score head bone = [Head girth in cm * (170.18/Height in cm) − 56]/1.44
	Rocha	Bone mass in kg = 3.02 * (Height in m^2 * Bi-styloid breadth in m * Femur breadth in m * 400)$^{0.712}$
Muscle/Bone index	Kerr/Kerr	Muscle mass with Kerr formula/Bone mass with Kerr formula
	Lee/Rocha	Muscle mass with Lee formula/Bone mass with Rocha formula
	Poortmans/Rocha	Muscle mass with Poortmans formula/Bone mass with Rocha formula
	Matiegka/Rocha	Muscle mass with Matiegka formula/Bone mass with Rocha formula

validated in a population with characteristics similar to those in the present study. Once the values of both MM and BM were obtained, the MBI was calculated: MBI = MM (kg)/BM (kg) (*Esparza-Ros & Vaquero-Cristóbal, 2023*) with all possible equation relations. The formulas used to estimate MM, BM and MBI were the same for the general sample as for the male and female sample. In summary, Table 1 shows the list of formulas used for the estimation of MM, BM and MBI both for the general sample and segmented by sex.

Patient and public involvement

The patients and the public were not involved in the development of the research questions, the design, or performance of the study. However, participants were involved in the recruitment of others through the snowball method. The study results were shared with the participants with an individual report and will be shared with other relevant stakeholders through various social media handles and conferences after the publication of the paper.

Statistical analysis

The normality of the distribution was tested with the Kolmogorov-Smirnov test. The kurtosis analysis showed a platykurtic distribution for all variables. All the variables included in the analysis showed a normal distribution, so parametric statistical tests were performed. Descriptive statistics were performed for all variables. The agreement between equations was determined using Lin's concordance correlation coefficient (CCC), including precision (ρ) and accuracy (Cb) indexes, as well as with McBride's strength concordance (almost perfect >0.99; substantial >0.95 to 0.99; moderate = 0.90–0.95; and poor <0.90), following previous research (*Esparza-Ros et al., 2022*). Differences between MM, BM and MBI equations were obtained with a one-way analysis of variance (ANOVA) for repeated measurements. The effect size was calculated with partial eta squared (η_p^2). The Bonferroni *post hoc* adjustment was used to analyze differences between groups when these differences were significant. The significance level was set at $p = 0.05$. The software used to perform the statistical analysis was SPSS, in the case of the descriptive analysis and the ANOVA (v.23, IBM, Endicott, NY, USA), and MedCalc Statistical Software in the case of Lin´s concordance correlation coefficient (v.20.106, Mariakerke, Belgium).

RESULTS

The descriptive analysis of MM, BM, and MBI calculated by the different authors are shown in Table 2 for the general sample and the male and female sample.

When analyzing the ANOVA results (Table 3), it was found that all the formulas for estimating MM and BM in kg and percentage, and MBI, showed significant differences between them (F = 212.57–657.99; $p < 0.001$; $\eta_p^2 = 0.657–0.837$). The covariable analysis revealed a significant effect of sex on the differences between formulas for all parameters analyzed (F = 23.56–212.57; $p < 0.001$; $\eta_p^2 = 0.155–0.624$), except for the percentage of bone mass (F = 0.000; $p = 0.996$; $\eta_p^2 = 0.000$) (Table 3).

When the pairwise comparison was performed for the general sample (Table 4), a significant difference was observed between all formula pairs of MM in kg ($p \leq 0.001$) and as a percentage ($p < 0.05$); of BM in kg ($p < 0.001$) and percentage ($p < 0.001$); and of MBI ($p < 0.001$). In the pairwise comparison within the male group (Table 4), considering MM in kilograms, significant differences were found in all the pairs ($p < 0.05$), except for Lee and Poortmans ($p = 1.000$), and Poortmans and Matiegka ($p = 0.29$). Regarding MM as a percentage, significant differences were found in all the pairs ($p < 0.05$), except for Lee and Matiegka ($p = 0.145$). Concerning BM, significant differences were found in kg and percentage ($p < 0.001$). With regard to MBI, significant differences were found in all the pairs ($p < 0.001$), except for Lee/Rocha *vs.* Poortmans/Rocha ($p = 1.000$), Lee/Rocha *vs.* Matiegka/Rocha ($p = 0.087$), and Poortmans/Rocha *vs.* Matiegka/Rocha ($p = 0.611$). In the female group (Table 4), MM in kg and percentage showed significant differences between all the formula pairs ($p < 0.001$), except Kerr and Lee ($p = 1.000$). Regarding BM, significant differences were found in kg and percentage ($p < 0.001$). Lastly, for MBI, significant differences were also found between all the indices ($p < 0.01$).

Table 2 Descriptive analysis of muscle and bone variables and muscle-bone index in the general sample and divided by sex.

Variable	Formula	General sample (n = 130)		Male sample (n = 71)		Female sample (n = 59)	
		Mean ± SD	Max.–Min.	Mean ± SD	Max.–Min.	Mean ± SD	Max.–Min.
MM (kg)	Kerr	28.50 ± 7.26	45.54–15.96	33.74 ± 5.24	45.55–20.39	22.21 ± 3.20	28.64–15.97
	Lee	27.93 ± 6.33	41.57–16.40	32.88 ± 3.84	41.57–23.08	21.98 ± 2.35	26.64–16.41.
	Poortmans	27.37 ± 6.86	41.94–15.52	32.66 ± 4.11	41.94–22.00	21.02 ± 3.04	29.86–15.53
	Matiegka	30.33 ± 2.17	34.67–25.96	31.89 ± 1.39	34.68–28.85	28.45 ± 1.25	31.14–25.97
MM (%)	Kerr	41.38 ± 5.15	53.10–27.97	44.49 ± 4.41	53.10–28.23	37.65 ± 3.09	43.88–27.98
	Lee	40.76 ± 4.42	50.37–27.52	43.51 ± 3.30	50.37–31.92	37.46 ± 3.16	44.81–27.53
	Poortmans	39.79 ± 5.20	50.57 – 28.05	43.20 ± 3.74	50.58–29.66	35.69 ± 3.48	43.53–28.06
	Matiegka	45.31 ± 5.02	59.17 – 36.21	42.47 ± 3.41	52.25–36.21	48.73 ± 4.51	59.18–39.32
BM (kg)	Kerr	7.77 ± 1.45	11.17–5.04	8.75 ± 1.12	11.18–5.37	6.59 ± 0.80	8.76–5.04
	Rocha	10.64 ± 1.79	14.52–7.06	11.94 ± 1.20	14.52–8.97	9.08 ± 0.92	10.71–7.07
BM (%)	Kerr	11.42 ± 1.05	6.81–14.37	11.59 ± 1.13	14.37–6.81	11.22 ± 0.93	13.51–9.43
	Rocha	15.68 ± 1.39	19.44–12.06	15.85 ± 1.47	19.45–13.01	15.48 ± 1.28	18.33–12.07
MBI	Kerr/Kerr	3.63 ± 0.44	4.70–2.71	3.86 ± 0.39	4.70–2.92	3.37 ± 0.35	4.31–2.71
	Lee/Rocha	2.60 ± 0.29	3.43–1.87	2.76 ± 0.28	3.44–2.17	2.43 ± 0.20	2.98–1.88
	Poortmans/Rocha	2.55 ± 0.36	3.66–1.74	2.74 ± 0.32	3.66–2.13	2.32 ± 0.26	3.36–1.74
	Matiegka/Rocha	2.89 ± 0.30	3.67–2.29	3.15 ± 0.22	3.67–2.71	2.69 ± 0.19	3.23–2.30

Note:
SD, standard deviation; Max, maximum value; Min, minimum value; MM, Muscle Mass; BM, Bone Mass; MBI, Muscle/Bone index; kg, Kilograms; %, Percentages.

Table 3 Differences in muscle and bone variables and muscle-bone index.

	ANOVA			ANCOVA		
Variable	F	p	η_p^2	F	p	η_p^2
MM (kg)	244.84	0.000	0.657	182.62	0.000	0.588
MM (%)	321.78	0.000	0.715	212.57	0.000	0.624
BM (kg)	212.57	0.000	0.808	23.56	0.000	0,155
BM (%)	657.99	0.000	0.837	0.000	0.996	0.000
MBI	375.19	0.000	0.745	147.22	0.000	0.534

Note:
F, ANOVA analysis value; η_p^2, eta-squared value; MM, Muscle Mass; BM, Bone Mass; MBI, Muscle/Bone index; kg, Kilograms; %, Percentages.

Table 5 shows the agreement between the formulas used to estimate MM, BM, and the MBI. Concerning the general sample, it is noteworthy that most equations displayed a poor concordance coefficient (CCC < 0.90; r = –0.37 to 0.91; Cb = 0.49–0.98), except in MM in kilograms for Kerr, Lee, and Poortmans (CCC = 0.96–0.97; r = 0.97; Cb = 0.98–0.99). For the male group, a similar trend was observed, where most equations showed a concordance coefficient below 0.90 (CCC < 0.90; r = –0.04 to 0.87; Cb = 0.44–0.99), with the exception of MM in kilograms for Kerr, Lee, and Poortmans (CCC = 0.95–0.97; r = 0.95 to 0.97; Cb = 0.94–0.99), and MBI for Lee/Rocha and Poortmans/Rocha (CCC = 0.92; r = 0.94; Cb = 0.99). For the female group, a poor concordance coefficient was evident among all estimation formulas (CCC < 0.90; r = –0.16 to 0.91; Cb = 0.11–0.99).

Baglietto et al. (2024), PeerJ, DOI 10.7717/peerj.17506

PeerJ

Table 4 Differences between the formulas for muscle mass, bone mass and muscle/bone index for the general sample and divided by sex.

Variable	Formula		General sample (n = 130)			Male sample (n = 71)			Female sample (n = 59)		
			Mean differences ± SD	p value	95%CI (min;max)	Mean differences ± SD	p value	95%CI (min;max)	Mean differences ± SD	p value	95%CI (min;max)
MM (kg)	Kerr	Lee	0.57 ± 0.14	0.001	[0.17–0.97]	0.86 ± 2.18	0.001	[0.27–1.45]	0.22 ± 1.91	1.000	[−0.29 to 0.74]
	Kerr	Poortmans	1.12 ± 0.14	0.000	[0.75–1.50]	1.08 ± 0.20	0.000	[0.53–1.64]	1.18 ± 1.90	0.000	[0.67–1.71]
	Kerr	Matiegka	−1.82 ± 0.47	0.001	[−3.08 to −0.56]	1.84 ± 5.10	0.003	[0.46–3.23]	−6.24 ± 2.99	0.000	[−7.06 to −5.43]
	Lee	Poortmans	0.55 ± 0.12	0.000	[0.21; 0.89]	0.22 ± 1.59	1.000	[−0.21 to 0.65]	0.96 ± 1.91	0.000	[0.44–1.48]
	Lee	Matiegka	−2.39 ± 0.38	0.000	[−3.43 to 1.36]	0.98 ± 3.39	0.030	[0.06–1.90]	−6.47 ± 1.97	0.000	[−7.01 to −5.93]
	Poortmans	Matiegka	−2.95 ± 0.43	0.000	[−4.12 to −1.78]	0.76 ± 3.82	0.298	[−0.27 to 1.80]	−7.43 ± 2.96	0.000	[−8.24 to −6.62]
MM (%)	Kerr	Lee	−0.62 ± 0.21	0.027	[0.47–1.20]	0.99 ± 2.83	0.005	[0.22–1.76]	0.19 ± 3.28	1.000	[−0.70 to 1.09]
	Kerr	Poortmans	1.59 ± 0.20	0.000	[1.05–2.13]	11.84 ± 3.47	0.000	[10.89–12.78]	16.64 ± 4.26	0.000	[15.47–17.80]
	Kerr	Matigka	−3.92 ± 0.74	0.000	[−5.90 to −1.93]	2.03 ± 6.74	0.022	[0.19–3.86]	−11.07 ± 6.43	0.000	[−12.83 to −9.32]
	Lee	Poortmans	0.96 ± 0.19	0.000	[0.43–1.49]	10.85 ± 4.60	0.000	[9.60–12.10]	16.44 ± 5.70	0.000	[14.88– 17.99]
	Lee	Matiegka	−4.54 ± 0.62	0.000	[−6.22 to −2.87]	1.04 ± 4.51	0.145	[−0.19 to 2.27]	−11.27 ± 4.39	0.000	[−12.47 to– 10.07]
	Poortmans	Matiegka	−5.51 ± 0.72	0.000	[−7.45 to −3.57]	−9.81 ± 7.86	0.000	[−11.95 to −7.68]	−27.71 ± 8.93	0.000	[−30.15 to −25.27]
BM (kg)	Kerr	Rocha	−2.86 ± 0.88	0.000	[−3.02 to −2.71]	−3.19 ± 1.04	0.000	[−3.39 to 2.98]	−2.49 ± 0.97	0.000	[−2.68 to −2.29]
BM (%)	Kerr	Rocha	−4.26 ± 1.27	0.000	[−4.48 to −4.03]	−4.26 ± 1.51	0.000	[−4.56 to −3.96]	−4.26 ± 1.66	0.000	[−4.59 to −3.93]
MBI	Kerr/Kerr	Lee/Rocha	1.02 ± 0.02	0.000	[0.95–1.10]	1.09 ± 0.34	0.000	[1.01–1.19]	0.94 ± 0.43	0.000	[0.83–1.06]
	Kerr/Kerr	Poortmans/Rocha	1.08 ± 0.02	0.000	[1.01–1.16]	1.11 ± 0.34	0.000	[1.02–1.21]	0.22 ± 0.58	0.002	[0.06–0.38]
	Kerr/Kerr	Matiegka/Rocha	0.73 ± 0.05	0.000	[0.59–0.88]	1.17 ± 0.48	0.000	[1.04–1.30]	1.06 ± 0.42	0.000	[0.94–1.17]
	Lee/Rocha	Poortmans/Rocha	0.06 ± 0.01	0.000	[0.02–0.09]	0.02 ± 0.14	1.000	[−0.02 to 0.06]	−0.73 ± 0.27	0.000	[−0.79 to −6.65]
	Lee/Rocha	Matiegka/Rocha	−0.28 ± 0.04	0.000	[−0.39 to −0.18]	0.07 ± 0.29	0.087	[−0.01 to 0.15]	0.11 ± 0.21	0.000	[0.05–0.17]
	Poortmans/Rocha	Matiegka/Rocha	−0.34 ± 0.04	0.000	[−0.47 to −0.22]	0.06 ± 0.33	0.611	[−0.04 to 0.146]	0.84 ± 0.38	0.000	[0.73–0.94]

Note:
SD, standard deviation; 95%CI, 95% Confidence Interval; Max, maximum value; Min, minimum value; MM, Muscle Mass; BM, Bone Mass; MBI, Muscle/Bone index; kg, Kilograms; %, Percentages.

Table 5 Lin's concordance correlation coefficient.

Variable	Formula		General sample (n = 130)			Male sample (n = 71)			Female sample (n = 59)		
			CCC	r	Cb	CCC	r	Cb	CCC	r	Cb
MM (kg)	Kerr	Lee	0.96	0.97	0.98	0.90	0.97	0.94	0.86	0.91	0.95
	Kerr	Poortmans	0.96	0.97	0.98	0.91	0.96	0.95	0.84	0.89	0.93
	Kerr	Matiegka	0.47	0.91	0.51	0.33	0.75	0.44	0.13	0.82	0.16
	Lee	Poortmans	0.97	0.97	0.99	0.94	0.95	0.99	0.80	0.88	0.91
	Lee	Matiegka	0.50	0.92	0.54	0.48	0.80	0.60	0.09	0.81	0.12
	Poortmans	Matiegka	0.44	0.91	0.49	0.44	0.74	0.59	0.08	0.75	0.11
MM (%)	Kerr	Lee	0.86	0.87	0.98	0.79	0.85	0.93	0.67	0.68	0.99
	Kerr	Poortmans	0.86	0.90	0.95	0.82	0.87	0.94	0.63	0.74	0.84
	Kerr	Matigka	−0.29	−0.37	0.76	−0.03	−0.04	0.85	0.04	0.20	0.18
	Lee	Poortmans	0.87	0.90	0.96	0.87	0.88	0.99	0.62	0.71	0.87
	Lee	Matiegka	−0.09	−0.13	0.67	0.34	0.36	0.95	0.12	0.66	0.18
	Poortmas	Matiegka	−0.18	−0.29	0.63	0.27	0.28	0.97	0.05	0.30	0.15
BM (kg)	Kerr	Rocha	0.33	0.86	0.38	0.15	0.72	0.21	0.12	0.64	0.19
BM (%)	Kerr	Rocha	0.06	0.48	0.13	0.08	0.54	0.15	0.04	0.38	0.11
MBI	Kerr/Kerr	Lee/Rocha	0.13	0.71	0.19	0.10	0.68	0.15	0.05	0.41	0.13
	Kerr/Kerr	Poortmans/Rocha	0.15	0.72	0.21	0.11	0.68	0.16	0.07	0.48	0.14
	Kerr/Kerr	Matiegka/Rocha	−0.12	−0.39	0.32	0.02	0.18	0.09	−0.11	−0.16	0.70
	Lee/Rocha	Poortmans/Rocha	0.88	0.92	0.96	0.92	0.94	0.99	0.68	0.78	0.87
	Lee/Rocha	Matiegka/Rocha	−0.10	−0.16	0.68	0.44	0.49	0.89	0.07	0.52	0.14
	Poortmans/Rocha	Matiegka/Rocha	−0.15	−0.24	0.63	0.41	0.48	0.85	0.04	0.27	0.14

Note:
CCC, Concordance Correlation Coefficient; r, Pearson correlation coefficient; Cb, Bias correction factor; MM, Muscle Mass; BM, Bone Mass; MBI, Muscle/Bone index; kg, Kilograms; %, Percentages.

DISCUSSION

The objectives of this study were: 1) to investigate the agreement between different MM and BM formulas, and the MBI, and to establish the differences between them, in a healthy young adult population; and 2) to analyze if there are differences between males and females in the comparison of MM, BM and MBI formulas. The research hypotheses were as follows: a) the different formulas for estimate MM, BM and MBI with anthropometry are not interchangeable; and b) sex exerts influence on the comparative analysis of these formulas. Considering the findings of the current study, the hypotheses can be accepted because formulas to estimate MM, BM and MBI are not interchangeable, as evidenced by the statistically significant differences observed among MM and BM estimation formulas, along with the MBI. Furthermore, finding support the hypothesis that sex significantly influences the comparative assessment of these formulas, as indicated by the significant sex effect observed in the divergences between formulas in the majority of parameters examined.

The present study showed significant differences between the values reported by all the formulas used to assess MM, and the lack of agreement between them in the general, male and female samples. Furthermore, concordance among equations was notably higher in

men, contrasting with lower levels in women. Only one previous study has been carried out on this issue in a sample of weightlifters, whose results largely agreed with those from the present findings (*Fernández-Vieitez & Aguilera, 2001*). However, this previous study had some limitations, such as having a very small sample size or not specifying the sex of the participants (*Fernández-Vieitez & Aguilera, 2001*), which, in the light of the results from the present research, could influence the comparability of the formulas. The differences found between the results reported by the formulas in the present investigation could be explained by the differences in the validation context. Along this line, Kerr's formula (*Kerr & Ross, 1991*) included a sample of 1,669 subjects of both sexes, aged between 6 and 77 years old with different levels of physical activity. In this formula, cadaver dissection was used as a means of comparison for validation of the formula. An advantage of this formula is that the anthropometric values were corrected according to the height of subject (*Kerr & Ross, 1991*), which could be essential when comparing subjects with different heights or a population undergoing growth (*Esparza-Ros & Vaquero-Cristóbal, 2023*). Regarding *Lee*'s *et al. (2000)* formula, it was validated in 324 sedentary individuals, of whom 244 were not obese, while 80 were obese. The formula was validated with magnetic resonance imaging (MRI). Paradoxically, despite the fact that the validation of this formula did not include the active population, it has been one of the most widely used in the assessment of the MM of athletes (*Alvero-Cruz et al., 2009*). With respect to Poortmans' formula (*Poortmans et al., 2005*), it was validated in only 59 individuals, 30 males and 29 females, aged between 7 and 24 years old. The formula was validated using Dual-energy X-ray absorptiometry (DXA) as validation method. Finally, with respect to *Matiegka (1921)* he validated his formula with only 12 young males. According to the present findings, the Matiegka equation demonstrated significantly higher values as compared to other formulas, particularly in the female group, which could have hindered the concordance results in the female group. Notably, the equation's author excluded women from the sample, raising concerns about its suitability for use in female populations. This finding raises important considerations regarding the equation's generalization, especially in contexts involving female populations. Therefore, in general terms, the different validation contexts in which these formulas were developed mean that the results reported by the different MM estimation formulas are not comparable.

Another finding of the present study was that differences were found between the formulas used to estimate BM, as well as a lack of concordance between the different formulas in the general sample and divided by sex. No previous studies have addressed this issue, despite the importance of BM assessment, given its influence on performance and health (*Kraemer et al., 2020*; *Clynes et al., 2021*). The differences in the results reported by the formulas could be due to differences in the validation context. Along this line, *Rocha (1975)* does not indicate the method used as the gold standard for validation. Thus, the differences also shown between the BM formulas might make the reported results not interchangeable.

In addition, the results from the present research indicated differences between all the MBI values, with no significant agreement between any of them for the general sample and separated by sex. The MBI parameter has been a novelty in recent years, and it has been

pointed out that it could be of great interest in the field of sports performance (*Esparza-Ros & Vaquero-Cristóbal, 2023*). However, few studies to date have included this parameter (*Bernal-Orozco et al., 2020*), and the results of the present study suggest that its use and interpretation need to take into consideration formulas used for the estimation of MM and BM prior to the calculation of this index.

Consequently, the present study represents the first investigation to assess, in a sample of significant size and with a known distribution of men and women, the comparability of MM estimation equations through anthropometric methods. Additionally, the current research Rhas been carried out on the influence of sex on this comparability, an aspect not explored until this research in the scientific literature. Lastly, the novelty of this study lies in its comprehensive analysis, not only of MM and MO but also of the index relating both masses, MBI, providing the first evidence of the comparability of both masses and their interrelationship, while not overlooking the influence of sex. This approach could mark the beginning of new lines of research dedicated to exploring this facet.

Concerning the practical implementation of this study, the use of anthropometry in practical contexts such as gyms and fitness centers is very common, making the comparison of results obtained by different estimation equations highly relevant, especially given the scarcity of research on this matter. The present study underscores the imperative of consistently employing the same anthropometric equation when evaluating MM, BM, and MBI during an individual's progression or in comparative analyses with a reference population. It is paramount to recognize that comparing outcomes obtained from different equations could yield notable inaccuracies that could affect the interpretation of MM, BM, and MBI data by professionals using anthropometry in clinical or research settings.

Regarding the limitations of this study, the present investigation did not analyze a method that could be used as a gold standard for the assessment of MM and BM. Thus, it is not possible to know which formula is the most valid, although this could be a future line of research. Another limitation of the present investigation is that because the development of muscle and bone mass could differ between subjects, the data cannot be extrapolated to other populations such as obese individuals, individuals with eating disorders, or individuals in other age ranges. Therefore, similar studies should be performed to assess outcomes in these specific population groups, using a gold standard to evaluate the validity of the findings, and to evaluate which equation should be used, once it has been found that the equations are not interchangeable.

In light of the results of the present study, future research avenues should not only analyze the differences found in anthropometry for the estimation of MM and BM but also explore the comparability of these results with different estimation methods such as DXA, MRI, bioelectrical impedance, 3D scanner analysis, among others; determining sex differences in this respect. A second line of development would be, once it is known that the anthropometry formulas are not comparable, to analyse which of them could be more valid with respect to the gold standard for muscle mass, *i.e.* MRI (*Costa-Moreira et al., 2015*), and for bone mass, *i.e.* with respect to DXA (*Costa-Moreira et al., 2015*), and the influence of sex on these issues.

CONCLUSIONS

In the present investigation, significant differences were found between all the values reported by the MM, BM, and MBI formulas in the general sample and divided by sex, without a significant agreement found between these formulas in recreational strength trainees. These findings highlight that when assessing the MM, BM or MBI of recreational strength trainees based on anthropometric variables, to compare their results with reference tables, other studies, or data from other athletes, or to analyze their evolution over time, extreme caution must be taken to always use the same prediction equation as those tables, studies, reference data or previous data. Otherwise, the comparisons would not be equivalent. Therefore, whenever an anthropometric assessment of both MM and BM is performed, the formula used must be clarified. Furthermore, in the absence of future research analyzing the validity of these equations against a reference method, in the light of the present research it could be recommended to use the Kerr equation both for the estimation of MM, BM and MBI in recreational strength trainers. This recommendation is based on the fact that almost all formulas differ in their result and at least Kerr's strategy follows the same line for the analysis of muscle and bone mass, it was validated by using the cadaver dissection as a comparison method, it adds a correction for height when estimating body composition and it included for validation a sufficient sample of male and female subjects and active subjects.

ACKNOWLEDGEMENTS

The authors would like to thank all the participants and helpers who made this research possible. This study is part of the doctoral thesis of Nicolás Baglietto.

ADDITIONAL INFORMATION AND DECLARATIONS

Funding

The authors received no funding for this work.

Competing Interests

The authors declare that they have no competing interests.

Author Contributions

- Nicolás Baglietto performed the experiments, prepared figures and/or tables, authored or reviewed drafts of the article, and approved the final draft.
- Mario Albaladejo-Saura analyzed the data, prepared figures and/or tables, authored or reviewed drafts of the article, and approved the final draft.
- Francisco Esparza-Ros conceived and designed the experiments, authored or reviewed drafts of the article, and approved the final draft.
- Raquel Vaquero-Cristóbal conceived and designed the experiments, analyzed the data, authored or reviewed drafts of the article, and approved the final draft.

Human Ethics

The following information was supplied relating to ethical approvals (*i.e.*, approving body and any reference numbers):

The Catholic University of Murcia granted Ethical approval to carry out the study within its facilities (Ethical Application: CE072103).

Data Availability

The following information was supplied regarding data availability:

The raw measurements are available in the Supplemental File 1.

Supplemental Information

Supplemental information for this article can be found online at http://dx.doi.org/10.7717/peerj.17506#supplemental-information.

REFERENCES

Alvero-Cruz JR, Cabañas-Armesilla D, Martinez Riaza L, Moreno Pascual C. 2009. Body composition assessment in sports medicine. Statement of Spanish Group of Kinanthropometry of Spanish Federation of Sports Medicine. *Archivos de Medicina del Deporte* **26**:166–179.

American College of Sports Medicine position stand. 2009. Progression models in resistance training for healthy adults. *Medicine and Science in Sports and Exercise* **41(3)**:687–708 DOI 10.1249/MSS.0b013e3181915670.

Bernal-Orozco MF, Posada-Falomir M, Quiñónez-Gastélum CM, Plascencia-Aguilera LP, Arana-Nuño JR, Badillo-Camacho N, Márquez-Sandoval F, Holway FE, Vizmanos-Lamotte B. 2020. Anthropometric and body composition profile of young professional soccer players. *Journal of Strength and Conditioning Research* **34(7)**:1911–1923 DOI 10.1519/JSC.0000000000003416.

Bredella MA. 2017. Sex differences in body composition. *Advances in Experimental Medicine and Biology* **1043**:9–27 DOI 10.1007/978-3-319-70178-3_2.

Bull FC, Al-Ansari SS, Biddle S, Borodulin K, Buman MP, Cardon G, Carty C, Chaput JP, Chastin S, Chou R, Dempsey PC, Dipietro L, Ekelund U, Firth J, Friedenreich CM, Garcia L, Gichu M, Jago R, Katzmarzyk PT, Lambert E, Leitzmann M, Milton K, Ortega FB, Ranasinghe C, Stamatakis E, Tiedemann A, Troiano RP, Van Der Ploeg HP, Wari V, Willumsen JF. 2020. World Health Organization 2020 guidelines on physical activity and sedentary behaviour. *British Journal of Sports Medicine* **54(24)**:1451–1462 DOI 10.1136/bjsports-2020-102955.

Clynes MA, Gregson CL, Bruyère O, Cooper C, Dennison EM. 2021. Osteosarcopenia: where osteoporosis and sarcopenia collide. *Rheumatology (Oxford, England)* **60(2)**:529–537 DOI 10.1093/rheumatology/keaa755.

Costa-Moreira O, Alonso-Aubin D, Oliveira C, Candia-Luján R. 2015. Methods of assessment of body composition: an updated review of description, application, advantages and disadvantages. *Archivos de Medicina del Deporte* **32**:387–394.

Cuschieri S. 2019. The STROBE guidelines. *Saudi Journal of Anaesthesia* **13(5)**:31 DOI 10.4103/sja.SJA_543_18.

da Godois AM, de Coelho-Ravagnani CF, Raizel R, Verly-Junior E. 2020. Development of a food frequency questionnaire for Brazilian athletes. *Nutrition & Dietetics: The Journal of the Dietitians Association of Australia* **77(2)**:260–267 DOI 10.1111/1747-0080.12456.

Esparza-Ros F, Moreira AC, Vaquero-Cristóbal R, Barrigas C, Albaladejo-Saura M, Vieira F. 2022. Differences between four skinfold calipers in the assessment of adipose tissue in young adult healthy population. *Nutrients* **14(10)**:2085 DOI 10.3390/nu14102085.

Esparza-Ros F, Vaquero-Cristóbal R. 2023. *Antropometría: Fundamentos para la aplicación e interpretación.* Madrid: Aula Magna, McGraw Hill.

Esparza-Ros F, Vaquero-Cristóbal R, Marfell-Jones M. 2019. *International standards for anthropometric assessment.* Murcia: International Society for the Advancement of Kinanthropometry.

Fernández-Vieitez J, Aguilera RR. 2001. Muscle mass estimation by different anthropometric equations in high performance weightlifters. *Archivos de Medicina del Deporte* **18**:585–591.

Kasper AM, Langan-evans C, Hudson JF, Brownlee TE, Harper LD, Naughton RJ, Morton JP, Close GL. 2021. Come back skinfolds, all is forgiven: a narrative review of the efficacy of common body composition methods in applied sports practice. *Nutrients* **13(4)**:1075 DOI 10.3390/nu13041075.

Kerr D, Ross W. 1991. Body mass fractionation: a new method for use in clinical nutrition and sports medicine. *Apunts* **28(109)**:175–188.

Kerr A, Slater GJ, Byrne N. 2017. Impact of food and fluid intake on technical and biological measurement error in body composition assessment methods in athletes. *British Journal of Nutrition* **117(4)**:591–601 DOI 10.1017/S0007114517000551.

Kraemer WJ, Caldwell LK, Post EM, DuPont WH, Martini ER, Ratamess NA, Szivak TK, Shurley JP, Beeler MK, Volek JS, Maresh CM, Todd JS, Walrod BJ, Hyde PN, Fairman C, Best TM. 2020. Body composition in elite strongman competitors. *Journal of Strength and Conditioning Research* **34(12)**:3326–3330 DOI 10.1519/JSC.0000000000003763.

Lee RC, Wang Z, Heo M, Ross R, Janssen I, Heymsfield SB. 2000. Total-body skeletal muscle mass: development and cross-validation of anthropometric prediction models. *The American Journal of Clinical Nutrition* **72(3)**:796–803 DOI 10.1093/ajcn/72.3.796.

Lockie RG, Carlock BN, Ruvalcaba TJ, Dulla JM, Orr RM, Dawes JJ, McGuire MB. 2021. Skeletal muscle mass and fat mass relationships with physical fitness test performance in law enforcement recruits before academy. *Journal of Strength and Conditioning Research* **35(5)**:1287–1295 DOI 10.1519/JSC.0000000000003918.

Mastavičiūtė A, Kilaitė J, Petroška D, Laurinavičius A, Tamulaitienė M, Alekna V. 2021. Associations between physical function, bone density, muscle mass and muscle morphology in older men with sarcopenia: a pilot study. *Medicina (Lithuania)* **57(2)**:1–10 DOI 10.3390/medicina57020156.

Matiegka J. 1921. The testing of physical efficiency. *American Journal of Physical Anthropology* **IV(3)**:223–230 DOI 10.1002/ajpa.1330040302.

Mecherques-Carini M, Esparza-Ros F, Albaladejo-Saura M, Vaquero-Cristóbal R. 2022. Agreement and differences between fat estimation formulas using kinanthropometry in a physically active population. *Applied Sciences* **12(24)**:13043 DOI 10.3390/app122413043.

Mosti MP, Kaehler N, Stunes AK, Hoff J, Syversen U. 2013. Maximal strength training in postmenopausal women with osteoporosis or osteopenia. *Journal of Strength and Conditioning Research* **27(10)**:2879–2886 DOI 10.1519/JSC.0b013e318280d4e2.

Pakulak A, Candow DG, Totosy de Zepetnek J, Forbes SC, Basta D. 2021. Effects of creatine and caffeine supplementation during resistance training on body composition, strength, endurance, rating of perceived exertion and fatigue in trained young adults. *Journal of Dietary Supplements* **19(5)**:587–602 DOI 10.1080/19390211.2021.1904085.

Poortmans J, Boisseau N, Moraine J, Moreno-Reyes R, Goldman S. 2005. Estimation of total-body skeletal muscle mass in children and adolescents. *Medicine and Science in Sports and Exercise* **37(2)**:316–322 DOI 10.1249/01.MSS.0000152804.93039.CE.

Rocha M. 1975. Bone weight of Brazilian men and women aged 17 to 25. *Arquivos de Anatomía e Antropología* **1**:1445–1451.

Sellés-Pérez S, Cejuela-Anta R, Fernández-Sáez J, Ferriz-Valero A. 2019. Effect of training intensity distribution on body composition in amateur triathletes. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte* **12(2)**:103–107 DOI 10.33155/j.ramd.2018.06.005.

Vaquero-Cristóbal R, Albaladejo-Saura M, Luna-Badachi AE, Esparza-Ros F. 2020. Differences in fat mass estimation formulas in physically active adult population and relationship with sums of skinfolds. *International Journal of Environmental Research and Public Health* **17(21)**:7777 DOI 10.3390/IJERPH17217777.

Wells JCK. 2007. Sexual dimorphism of body composition. *Best Practice and Research: Clinical Endocrinology and Metabolism* **21(3)**:415–430 DOI 10.1016/j.beem.2007.04.007.

Zambone MA, Liberman S, Garcia MLB. 2020. Anthropometry, bioimpedance and densitometry: comparative methods for lean mass body analysis in elderly outpatients from a tertiary hospital. *Experimental Gerontology* **138(1)**:111020 DOI 10.1016/j.exger.2020.111020.

Artículo 2

Baglietto, N., Vaquero-Cristóbal, R., Albaladejo-Saura, M., Mecherques-Carini, M., & Esparza-Ros, F. (2024). Assessing skeletal muscle mass and lean body mass: An analysis of the agreement among dual X-ray absorptiometry, anthropometry, and bioelectrical impedance. Frontiers in Nutrition, 11(1445892), 1-22.

frontiers | Frontiers in Nutrition

TYPE Original Research
PUBLISHED 19 August 2024
DOI 10.3389/fnut.2024.1445892

Check for updates

OPEN ACCESS

EDITED BY
Roberto Cannataro,
University of Calabria, Italy

REVIEWED BY
José Miguel Martínez Sanz,
University of Alicante, Spain
João Pedro Nunes,
Edith Cowan University, Australia

*CORRESPONDENCE
Raquel Vaquero-Cristóbal
raquel.vaquero@um.es
Mario Albaladejo-Saura
mdalbaladejosaura@ucam.edu

RECEIVED 08 June 2024
ACCEPTED 05 August 2024
PUBLISHED 19 August 2024

CITATION
Baglietto N, Vaquero-Cristóbal R, Albaladejo-Saura M, Mecherques-Carini M and Esparza-Ros F (2024) Assessing skeletal muscle mass and lean body mass: an analysis of the agreement among dual X-ray absorptiometry, anthropometry, and bioelectrical impedance. *Front. Nutr.* 11:1445892. doi: 10.3389/fnut.2024.1445892

COPYRIGHT
© 2024 Baglietto, Vaquero-Cristóbal, Albaladejo-Saura, Mecherques-Carini and Esparza-Ros. This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (CC BY). The use, distribution or reproduction in other forums is permitted, provided the original author(s) and the copyright owner(s) are credited and that the original publication in this journal is cited, in accordance with accepted academic practice. No use, distribution or reproduction is permitted which does not comply with these terms.

Assessing skeletal muscle mass and lean body mass: an analysis of the agreement among dual X-ray absorptiometry, anthropometry, and bioelectrical impedance

Nicolás Baglietto[1,2], Raquel Vaquero-Cristóbal[3]*, Mario Albaladejo-Saura[1,4]*, Malek Mecherques-Carini[1] and Francisco Esparza-Ros[1]

[1]International Kinanthropometry Chair, UCAM Universidad Católica San Antonio de Murcia, Murcia, Spain, [2]Health Sciences PhD Program, UCAM Universidad Catolica de Murcia, Murcia, Spain, [3]Research Group Movement Sciences and Sport (MS&SPORT), Department of Physical Activity and Sport Sciences, Faculty of Sport Sciences, University of Murcia, San Javier, Spain, [4]Facultad de Deporte, UCAM Universidad Católica San Antonio de Murcia, Murcia, Spain

Introduction: Methods of body composition estimation such as dual-energy X-ray absorptiometry (DXA), anthropometry, and bioimpedance (BIA) are used for the estimation of skeletal muscle mass (SMM) and lean body mass (LBM). No previous studies have examined whether these methods generate comparable results, or whether they are valid by using DXA as the reference. The aims of the present investigation were: (a) to assess the differences between DXA, anthropometry, and BIA in the estimation of SMM and LBM, taking into consideration the impact of sex and hydration status; and (b) to examine the agreement of anthropometry and BIA as compared to DXA for the estimation of SMM and LBM.

Methods: A descriptive cross-sectional design was followed with 262 healthy young adults (159 males and 103 females). LBM and SMM were assessed by anthropometry with the formulas from Lee et al. and Kulkarni et al. for LBM; and Kerr (opt a), Kerr (opt b), Lee et al., Poortmans, Matiegka, Martin et al., Drinkwater and Ross, and Heymsfield et al. for SMM; by BIA with the formula reported by the TANITA MC-780-MA software for LBM and SMM; and DXA with the formula reported by the Hologic Horizon software for LBM, and the conversion by Kim et al. for SMM.

Results: Significant differences were found for both SMM and LBM in kg, and percentages between most methods and formulas for the overall sample ($p < 0.001–0.003$) and divided by sex ($p < 0.001–0.035$). Hydration status did not have a significant effect on the differences between methods and formulas ($p = 0.058–0.870$). Lin's coefficient revealed limited agreement among the majority of formulas and methods (CCC = 0.007–0.880). The Bland–Altman analysis showed significant differences in most methods and formulas, both in the overall sample and divided by sex, when using SMM and LBM with DXA as the reference ($p < 0.001–0.030$).

Conclusion: There is a lack of agreement between methods and formulas for assessing SMM and LBM. Sex was found to be a significant factor in this analysis.

Furthermore, significant differences were observed between most formulas and methods as compared to DXA, except for the equations to estimate SMM with anthropometry by Poortmans.

KEYWORDS

skeletal muscle mass, lean body mass, DXA, anthropometry, bioimpedance, body composition

1 Introduction

An accurate estimation of skeletal muscle mass (SMM) is of vital importance in both health and sports (1–3). SMM is directly related to the improvement in sports performance due to its positive influence with strength, power, and endurance (4, 5). On the other hand, the accurate estimation of SMM is crucial for the diagnosis, treatment, and prevention of diseases such as sarcopenia, or even mortality (6, 7).

However, some considerations must be taken into account in the assessment of SMM in these settings. The first is that the terms SMM and lean body mass (LBM) are sometimes used as synonyms when they are not (8). SMM refers to the total weight of all skeletal muscles in the body (9, 10) analyzing body composition from a tissue perspective and positioning it at level 4 of Wang's classification, where tissues are estimated (11). On the other hand, LBM refers to the total weight of all non-fat components of the body (9, 10). This analysis estimates molecules, positioning it at level 2 of Wang's classification, which focuses on the molecular composition of the body (11). Specifically, it sums the molecules that constitute the non-fat components, explicitly excluding nonessential lipids. This includes water (the most predominant molecule, usually greater than 70% of the total), proteins, minerals, and other molecular components that make up LBM (11).

Secondly, several methods are used to estimate SMM and LBM, each with its specific characteristics and applications. Among these, the most commonly used in the clinical and sports fields are dual-energy X-ray absorptiometry (DXA), bioelectrical impedance (BIA), and anthropometry (12–14). DXA evaluates bone mineral content, fat, and lean soft mass by means of X-ray absorption of different tissues, and is considered by the scientific community as the reference method for analyzing bone mineral content (12, 15, 16). For estimating LBM, DXA operates directly at level 2 (molecular) dividing the body is fractionated into two components, evaluating fat mass and LBM (11), but also uses equations to indirectly estimate tissues, such as Kim's equation (17), for the estimation of SMM at level 4 set by Wang (11). However, while this method is highly reliable and accurate, it assumes that the degree of hydration of the SMM is constant, which could be a problem in estimating the SMM and LBM component (12, 18, 19).

On the other hand, BIA is used to evaluate bioelectrical properties by analyzing the body's resistance to the passage of an electric current, based on the premise that the conductivity of different tissues varies according to the amount of water present in them (20). It can assess molecules (level 2) through regression equations, respectively estimating fat and LBM (11, 21). Additionally, BIA can operate at level 4 when using advanced formulas to estimate tissues, allowing for the estimation of SMM, among others (11, 21). This method, although quick and easy to apply, can be unreliable due to the large number of external factors that could affect hydration status (12, 22). However, there has been little analysis of its applicability for estimating SMM and LBM (23).

Finally, anthropometry is based on taking measurements of the human body, such as skinfolds, girths, and breadths, among others (24).Through the use of equations, this tool enables the indirect estimation of SMM and LBM. For instance, sometimes anthropometry functions at level 2 (molecular), estimating LBM, and other times uses equations to estimate skeletal muscle tissue (25). However, it is important to note that it can generate problems in the interpretation of results due to possible discrepancies between the formulas used to estimate body composition by anthropometry (24, 25).

Because of the above, some studies have compared different methods for estimating SMM and LBM. The study by Reiter et al. (26) evaluated four equations for predicting appendicular LBM using BIA versus DXA in hospitalized geriatric patients, where the BIA equation proposed by Scafoglieri was highlighted as the best alternative for classifying LBM as compared to DXA (26). Another study compared SMM in climbers using DXA and the Kerr anthropometry equation, finding an overestimation of SMM using anthropometry with the Kerr formula (23). In an investigation with recreational cyclists, the Heymsfield and Drinkwater anthropometric equations showed similar results to DXA (27). Another study, focusing on male professional football players, found that the Lee anthropometric equation showed the smallest difference as compared to DXA (28). Another investigation in Brazilian male physical education students also supported Lee's equation in agreement with DXA (29). Another study that exclusively compared anthropometric equations found that the Kerr and Matiegka formulas proved to be interchangeable, with no concordance between all the other formulas (30–32).

However, these studies suffer from significant methodological limitations. Notably, none have assessed the impact of hydration status on the comparability of results, despite water being the predominant component of both SMM and LBM (11). In addition, most studies included small samples (23, 27, 32, 33); did not include a population of both sexes (23, 28, 29); did not report the sex of the participants (27, 32); used a sample with a limited age range (29); the age range of the subjects assessed was not been reported (23, 32); they did not include a wide variety of formulas (23, 32); and they included samples of athletes from a specific sport (23, 27, 28, 32) or with specific health conditions (26), which limits the extrapolation of the data. Thus, it has not yet been generally established which methods or formulas are the most suitable to assess SMM and LBM, which often leads to the choice depending on individual preferences (32).

In view of the above, it is necessary to evaluate the differences, comparability, interchangeability, and agreement of the methods and formulas in the estimation of SMM and LBM with DXA, BIA, and

anthropometry. Additionally, it is essential to scrutinize the influence of sex and hydration status on the comparability of these estimates. Prior studies have often had methodological limitations and failed to conduct a thorough analysis across different measurement tools within the same population (23, 26, 32, 33). To date, no study has comprehensively analyzed this issue using the three most commonly used methods for estimating body composition (DXA, BIA, and ANT) while controlling for significant covariates such as sex and hydration status. This is crucial given the large differences in SMM and LBM present in men and women due to sexual dimorphism (34), and the impact of hydration status on the estimation of SMM and LBM (12, 18, 19, 22, 35, 36). This study aims to fill this gap by addressing these methodological limitations.

Thus, the objectives of the present investigation are: (a) to evaluate the differences between DXA, anthropometry, and BIA in the estimation of SMM and LBM, as well as to analyzed the effect of sex and hydration level on the results obtained; and (b) to examine the agreement of anthropometry and BIA in comparison with DXA for the estimation of SMM and LBM, considering the various formulas available, and to analyzed whether sex and hydration level can influence these results.

In light of the previous findings, the hypotheses are: (a) the formulas and methods are not interchangeable, this being affected by sex and hydration level; and (b) anthropometry and BIA do not have agreement to estimate SMM and LBM as compared to DXA, this being affected by sex and hydration level.

2 Materials and methods

2.1 Design

A descriptive study was carried out using a cross-sectional design following the guidelines recommended by STROBE (37). The sample was selected using non-probability sampling. The protocol for data collection was submitted for review and approval by the Institutional Ethics Committee of the Catholic University of Murcia (code: CE072103). The present research followed the guidelines established by the World Medical Association and complied with the ethical principles stated in the Declaration of Helsinki. The participants were informed about the procedure and signed a consent form prior to starting the study.

The sample size was determined using the software Rstudio 3.15.0, specifically the package (R power package [library(pwr)]) (Rstudio Inc., Boston, MA, USA.). The significance level was set at $\alpha = 0.05$. The standard deviation (SD) was set based on the percentage of SMM from previous studies (SD = 1.58) (38, 39). With an error (d) in the percentage of SMM of 0.19%, the total sample needed was 262 subjects.

2.2 Participants

A total of 262 young university students participated in the study (mean age = 23.04 ± 5.61 years-old; mean body mass = 71.58 ± 13.67 kg; mean height = 172.47 ± 9.39 cm; mean BMI = 23.92 ± 3.32 kg/m^2). Of this group, 159 were men (mean age = 23.04 ± 5.61 years old; mean body mass = 78.35 ± 11.13 kg; mean height = 177.87 ± 6.82 cm; mean BMI = 24.74 ± 3.05 kg/m^2) and 103 were women (mean age = 22.29 ± 5.98 years old; mean body mass = 61.13 ± 10.23 kg; mean height = 164.14 ± 6.15 cm; mean BMI = 22.65 ± 2.02 kg/m^2). The flow diagram of the sample selection can be consulted in the Figure 1. The inclusion criteria were: (1) age between 18 and 35 years. The exclusion criteria were: (1) vigorous physical activity 24 h before the measurement, or 12 h prior in the case of moderate activity, or any type of physical exercise on the day of the measurement; (2) consumption of products with diuretic effects; (3) taking a hormonal or corticosteroid treatment 3 months before the evaluation (except for hormonal treatment to regulate the menstrual cycle); (4) for women, not being between the 8th and 21st day of the menstrual cycle; (5) taking sports supplements that could impact body composition; (6) being injured at the time of the assessment; (7) having pathologies that could affect the accumulation of SMM or LBM; and (8) failure to complete all body composition assessments.

2.3 Protocol

An invitation was disseminated within the virtual classroom of UCAM Universidad Católica San Antonio de Murcia (Murcia, Spain), pertaining to topics on body composition in the disciplines of Nutrition, Physiotherapy, and Sport Sciences. Students were encouraged to volunteer for a study, necessitating the completion of an initial questionnaire containing basic information. Subsequently, individuals meeting the inclusion criteria were contacted to receive additional instructions. Participants were instructed to maintain their normal intake of food and liquids in the 24 h prior to the measurements, based on previous studies (22, 40). Prior to participation, informed consent was acquired from each volunteer, and measurement appointments were arranged, taking into account the menstrual cycle for female participants.

Each volunteer was given an appointment to be assessed. All measurements were carried out in the same premises, with standardized humidity (60%) and temperature (24°C), between 9:00 and 14:00, and were conducted by the same researchers. The participants first self-completed the *ad hoc* questionnaire independently but supervised by an experienced researcher. The researcher was available to offer assistance and clarify any queries the subjects might have during this process.

Following this, a urine sample was obtained from all participants to assess their hydration levels based on urine specific gravity. Subjects were given a sterile, previously unused jar, which was clean and sealed, and asked to urinate into it.

Subsequently, DXA, anthropometry, and BIA assessments were randomly performed, by the same measurers for each test in all the measurement sessions to eliminate inter-rater technical error in the test.

2.3.1 Questionnaires

An *ad hoc* questionnaire was used to collect information on socio-demographic aspects. Data were collected on sex, ethnicity, date of birth, possible pathologies that could influence the accumulation or distribution of SMM and LBM, injuries at the time of assessment, hormonal treatments or administration of corticosteroids, and diuretic intake. For female participants, the date of their last menstrual period and the time elapsed since then was recorded. In addition, data

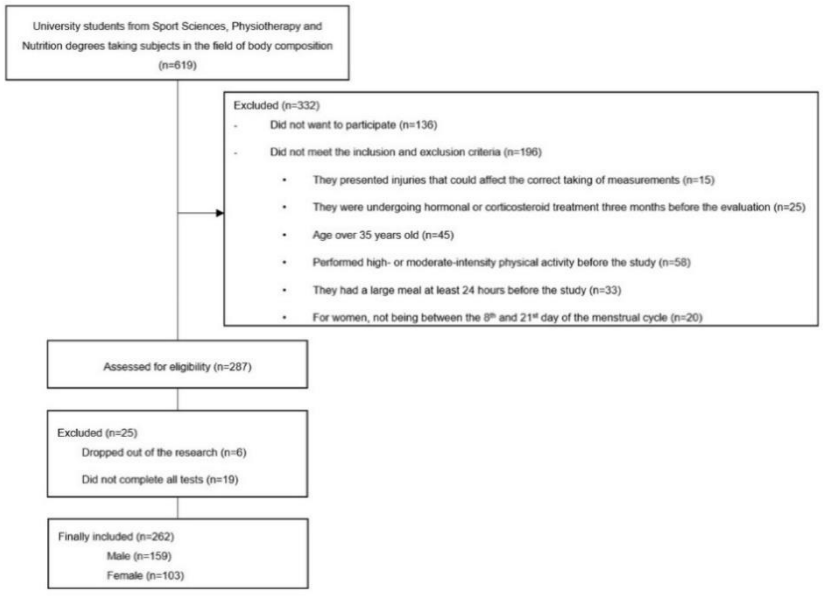


FIGURE 1
Participants' flow chart.

on dietary intake on the day prior to measurement were collected using a 24-h dietary recall, based on previous studies (41–43).

Physical activity was documented through a 48-h exercise recall, based on previously conducted studies (41). Participants were also asked about their regular use of sports supplements (44).

2.3.2 Analysis of hydration status

In order to classify the hydration status of all participants, hydration status was analyzed according to urine specific gravity (USG) (mean = 1020.26 ± 8.52 Specific Gravity) with a MASTER-URC/Nα model refractometer (Atago, Japan), following the methodology of previous studies on a urine sample taken immediately before the measurements, collected in a sterile, previously unused, clean and sealed container (45). Hydration status was categorized based on USG values: well-hydrated (USG: ≤1.020), moderately dehydrated (USG: 1.021–1.024), and significantly dehydrated (USG: >1.024). This classification is grounded in established thresholds for urinary density (46).

2.3.3 Dual-energy X-ray absorptiometry (DXA)

Each participant underwent a measurement of LBM by DXA. For the evaluation, the Hologic Horizon model scanner (Hologic Inc., USA) was used. The assessment was carried out by an experienced technician. To ensure the uniformity of the measurements, all participants were provided with specific sports clothing, and the protocols described in previous research were followed (47). Prior to the assessment, any metal objects were removed from the subject. In addition, participants were asked to urinate within 30 min prior to the measurements to minimize potential confounding variables (48). During the scan, subjects were positioned with their hands placed sideways and both feet in an internal alignment of 15° (47).

The results obtained were analyzed by means of the software Hologic APEX 13.6.0.5:5 (Hologic Inc., USA). The LBM values in kilograms (kg) and percentage reported by the system were recorded. In addition, the conversion of the results reported by the software to SMM was performed using the equation proposed by Kim et al. (17). The strategies used in the estimation of LBM and SMM by DXA can be observed in Table 1. Previous studies have reported high intra-day reliability for DXA measurements of LBM, with an intraclass correlation coefficient (ICC) of 0.994 and a standard error of measurement (SEM) of 0.42 kg, and for fat mass with an ICC of 0.998 and a SEM of 0.30 kg (49).

2.3.4 Bioimpedance analysis (BIA)

Each participant was measured with BIA using the TANITA MC-780-MA model (Tanita Cooperation, Japan). This device consists of a segmental multi-frequency device, which uses specific measurement frequencies (5 kHz/50 kHz/250 kHz) through a configuration composed of eight electrodes (50). Throughout the evaluation process, the guidelines established by both the

TABLE 1 Equations for the estimation of skeletal muscle mass and lean body mass included in the study.

	Lean body mass		Skeletal muscle mass	
DXA	Hologic Horizon software	Calculated using Hologic Horizon software (formula not available to users)	Kim et al.	Muscle mass (kg) = (1.13 * (Right leg lean mass in grams – Right leg bone mineral content in grams + Left leg lean mass in grams – Left leg bone mineral content in grams + Right arm lean mass in grams – Right arm bone mineral content in grams + Left arm lean mass in grams – Left arm bone mineral content in grams)/1,000) – (0.02 * Age in years) + (0.61 * (1 if male; 0 if female)) + 0.97
BIA	TANITA MC-780-MA software	Calculated using TANITA MC-780-MA software	TANITA MC-780-MA software	Calculated using TANITA MC-780-MA software (formula not available to users)
ANT	Lee et al.	Males: Lean body mass (kg) = –1.401 – (0.01 * Age in years) + (0.1 * Height in cm) + (0.632 * Body mass in kg) – (0.225 * Waist girth in cm) + (0.315 * Relaxed arm girth in cm) + (0.091 * Calf girth in cm) + (0.04 * Thigh girth in cm) – (0.304 * Triceps skinfold in cm) – (0.021 * Subscapular skinfold in cm) + 0.097 Females: Lean body mass (kg) = –9.193 – (0.045 * Age in years) + (0.158 * Height in cm) + (0.41 * Body mass in kg) – (0.04 * Waist girth in cm) + (0.095 * Relaxed arm girth in cm) + (0.193 * Calf girth in cm) – (0.105 * Thigh girth in cm) – (0.152 * Triceps skinfold in cm) – (0.004 * Subscapular skinfold in cm) + 0.082	Kerr (opt. 1)	Muscle mass (kg) = [(Z-score muscle * 4.4) + 24.5]/(170.18/Height in cm)^3; where: Z-score muscle = [(Sum of corrected girths in cm * (170.18/Height in cm) – 207.21)/13.74]; and Sum of corrected girths in cm = (Relaxed arm girth in cm-π * Triceps skinfold in cm) + Forearm girth in cm + (Chest girth in cm-π * Subscapular skinfold in cm) + (1 cm Gluteal Thigh Girth in cm-π * Thigh skinfold in cm) + (Calf girth in cm-π * Calf skinfold in cm)
	Kulkarni et al.	Males: Lean body mass (kg) = 10.385 – (0.005 * Age in years) + (0.103 * Height in cm) + (0.68 * Body mass in kg) + (0.288 * Relaxed arm girth in cm) + (0.13 * Calf girth in cm) – (0.183 * Hip girth in cm) – (5.278 * log(Suprailiac skinfold in cm + Subscapular skinfold in cm + Triceps skinfold in cm + Biceps skinfold in cm)) Females: Lean body mass (kg) = 10.632 – (0.009 * Age in years) + (0.102 * Height in cm) + (0.592 * Body mass in kg) + (0.055 * Relaxed arm girth in cm) + (0.043 * Calf girth in cm) – (0.158 * Hip girth in cm) – (3.174 * log(Suprailiac skinfold in cm + Subscapular skinfold in cm + Triceps skinfold in cm + Biceps skinfold in cm))	Kerr (opt. 2)	Muscle mass (kg) = [(Z-score muscle * 4.4) + 24.5]/(170.18/Height in cm)^3; where: Z-score muscle = [(Sum of corrected girths in cm * (170.18/Height in cm) – 207.21)/13.74]; and Sum of corrected girths in cm = (Relaxed arm girth in cm-π * Triceps skinfold in cm) + Forearm girth in cm + (Chest girth in cm-π * Subscapular skinfold in cm) + (Thigh middle girth in cm-π * Thigh skinfold in cm) + (Calf girth in cm-π * Calf skinfold in cm)
			Lee et al.	Muscle mass (kg) = Height in m * [0.00744 * (Relaxed arm girth in cm-π * Triceps skinfold in cm)^2 + 0.00088 * (Thigh middle girth in cm-π * Thigh skinfold in cm)^2] + 0.00441 * (Calf girth in cm-π * Calf skinfold in cm)^2] + 2.4 * (1 if male; 0 if female) – 0.048 * Age in years + (1 if black race; 0 if Caucasian race; and – 1 if Asian race) + 7.8
			Poortmans	Muscle mass (kg) = Height in m * [0.0064 * (Relaxed arm girth in cm-π * Triceps skinfold in cm)^2 + 0.0032 * (Thigh middle girth in cm-π * Thigh skinfold in cm)^2 + 0.0015 * (Calf girth in cm-π * Calf skinfold in cm)^2] + 2.56 * (1 if male; 0 if female) + 0.136 * Age in years
			Matiegka	Muscle mass (kg) = Height in m * [[(Arm relaxed girth in cm/π-Triceps skinfold in cm) + (Thigh middle girth in cm-π * Thigh skinfold in cm) + (Calf girth in cm-π * Calf skinfold in cm) + (Chest girth in cm-π * Subscapular skinfold in cm)] $^{0.123}$]^2 * 6.41
			Martin et al.	Muscle mass (kg) = [(Height in cm * (0.0553 * (Mid-Thigh Girth in cm - π * Thigh Skinfold in cm)^2 + 0.0987 * (Forearm Girth in cm)^2 + 0.0331 * (Calf Girth in cm – π * Calf Skinfold in cm)^2) – 2445) * 0.001]
			Drinkwater and Ross	Muscle mass (kg) = [(Z-score Drinkwater and Ross * 2.99 + 25.55)/(170.18/Height in cm)^3]; where: Z-score Drinkwater and Ross = [(Sum of corrected girths in cm * (170.18/Height in cm) – 182.07)/3.09]; and: Sum of corrected girths in cm = [(Relaxed arm girth in cm – π * Triceps skinfold in cm) * (170.18/Height in cm) – 22.05]/1.91 + [(Chest girth in cm – π * Subscapular skinfold in cm) * (170.18/Height in cm) – 82.46]/4.86 + [(Thigh middle girth in cm – π * Thigh skinfold in cm) * (170.18/Height in cm) – 47.34]/3.59 + [(Calf girth in cm – π * Calf skinfold in cm) * (170.18/Height in cm) – 30.22]/1.97 + Forearm girth in cm.
			Heymsfield et al.	Muscle mass (kg) = Height in cm * (0.0264 + (0.0029 * Braquial Muscle Area)); where: Braquial Muscle Area (cm^2) = [(Relaxed arm girth in cm - (Triceps skinfold in cm) * 3.415927)^2]/(4 * π);

* DXA, dual-energy X-ray Absorptiometry; BIA, bioimpedance; ANT: anthropometry.

10.3389/fnut.2024.1445892

manufacturer and previous research were strictly followed, including urination within 30 min prior to measurements, and questions were also asked about water consumption or dietary factors that might affect total body water levels in order to minimize potential sources of variability (40). Each participant was evaluated in tight-fitting sports clothing, making sure to remove all metallic elements before the evaluation. Prior to and during the analysis, the arms of the subjects were positioned at 30° with respect to the trunk of the body, and the legs at 45°. Before carrying out the evaluation, the location of the electrodes in direct contact with the individual's body was carefully verified (51). After the measurement was taken, the TANITA MC-780-MA system software (Tanita Cooperation, Japan) was used to obtain the percentage and kilograms of SMM and LBM (Table 1). Previous studies have reported high intra-day reliability for BIA measurements of LBM, with an intraclass correlation coefficient (ICC) of 0.987 and a standard error of measurement (SEM) of 0.53 kg, and for fat mass, with an ICC of 0.990 and a SEM of 0.40 kg (49).

2.3.5 Anthropometry

The evaluation of the anthropometric variables was carried out following the protocols established by the International Society for the Advancement in Kinanthropometry (ISAK) (52). Two basic measurements (body mass and stretch stature), four skinfolds (triceps, subscapular, thigh and calf); and eight girths (arm relaxed, forearm, chest, waist, hips, thigh 1 cm gluteal, thigh middle and calf) were assessed, following the guidelines from the ISAK (52). To measure body mass, a TANITA MC-780-MA scale (Tanita Cooperation, Japan) with an accuracy of 0.1 kg was used, while height was measured using a SECA 213 stadiometer (SECA, Germany) with an accuracy of 0.1 cm. Skinfolds were assessed using a Harpenden caliper (Harpenden, London, UK), with an accuracy of 0.2 mm. Girths were measured using an inextensible millimeter Lufkin W606PM tape (Lufkin, USA) with an accuracy of 0.1 cm. All instruments used were pre-calibrated to ensure accuracy and minimize the margin of error in the measurements.

These measurements were performed by an anthropometrist with an up-to-date level 3 certification issued by the ISAK. Each measurement was performed in duplicate, and in case of a difference of more than 5% for the skinfolds and 1% for the rest of the variables between measurements, a third evaluation was carried out. The final value used for data analysis was the mean when two measurements were taken, or the median for variables where three measurements were taken. Furthermore, intra-evaluator accuracy was assessed by calculating the technical error of measurement (TEM). The intra-evaluator TEM values were 0.01% for basic measurements, 0.7% for skinfolds, and 0.3% for girths. Anthropometric measurements of percentage fat mass has been reported to have an ICC of 0.991 and a SEM of 0.63% in previous studies (53).

After the assessments, LBM and SMM values in kg and percentage were calculated according to different equations. The equations for estimating LBM were those by Lee et al. (54), and Kulkarni et al. (55). For SMM, the formulas proposed by Kerr were used, using both proposed for its calculation, including the thigh 1 cm gluteal girth (Kerr – opt 1), as well as with the thigh middle girth (Kerr – opt 2) (30), Matiegka (31), Kulkarni (55), Lee et al. (56), Poortmans (57), Martin et al. (58), Drinkwater and Ross (59), and Heymsfield et al. (60). The equations used in the estimation of LBM and SMM by anthropometry can be found in Table 1.

2.3.6 Rationale for formula selection

The formulas used for estimating SMM and LBM by DXA and BIA were those applied by the software of the devices used.

The Kim 2002 equation was selected for the estimation of SMM via DXA due to its widespread use and acceptance in the scientific community. This particular equation is recognized for its reliability and validity across diverse populations. Its frequent application in numerous studies underscores its robustness and credibility (17, 23, 27, 28, 57, 61).

Regarding the formulas used by anthropometry, were selected based on their widespread use and compatibility with the variables measured through the ISAK protocol (6, 30, 31, 55, 56, 62, 63). The chosen formulas, such as those by Lee et al., Kerr, Poortmans, Matiegka, Martin, Drinkwater and Ross, Heymsfield et al., and Kulkarni, are well-established in the literature and have been utilized in previous studies (23, 25, 27–29, 32, 64). These formulas are aligned with the demographic and physical characteristics of our sample (6, 30, 31, 55, 56, 62, 63); Furthermore, current study included all recommended equations from the consensus for anthropometric assessment ensures comprehensive evaluation (65).

2.4 Statistical analysis

The normal distribution with the Kolmogorov–Smirnov test, kurtosis, and asymmetry of the variables were calculated. Levene's test was used to assess the homogeneity of the variables. The analysis of skewness and kurtosis showed a platykurtic distribution for all variables. As a normal and homogeneous distribution of the variables was found, parametric tests were performed. Descriptive statistics were carried out for all the variables analyzed. Sex differences in USG were analyzed with a Student's t-test. Differences between the LBM and SMM results, and the methods used, were subjected to a one-way analysis of covariance (ANCOVA) for repeated measurements, including the different formulas for estimating LBM and SMM, both in kg and in percentage. The influence of the covariates "sex" and "hydration status" was also assessed. A Bonferroni *post hoc* adjustment was applied to explore pairwise differences between equations and methods. The effect size for pairwise comparisons was quantified through the partial Eta-squared coefficient (η^2_p). Differences were also accompanied by the inclusion of confidence intervals (CI) at a 95% confidence level. The software used in the statistical analysis was SPSS (v.23, IBM, Endicott, NY, USA). The agreement between equations and methods was determined using Lin's concordance correlation coefficient (CCC), including precision (ρ) and accuracy (Cb) indexes, as well as with McBride's strength concordance (almost perfect >0.99; substantial >0.95 to 0.99; moderate = 0.90–0.95; and poor <0.90), following previous research (66).The Bland–Altman test was used to determine the agreement of different anthropometry and BIA equations with respect to DXA values. The regression equation for the model was also calculated. The software used to perform the Bland–Altman test and Lin's CCC was MedCalc Statistical Software v.20.106 (Mariakerke, Belgium). For all the statistical tests, the significance level was set *a priori* to $p \leq 0.05$.

3 Results

The mean USG value of the general sample was 1020.26 ± 8.52, with a minimum value of 1,002 and a maximum value of 1,036; with

no significant differences according to sex ($t = 2.042$; $p = 0.052$; ICC = −0.078; 4.297).

Table 2 shows the outcomes derived from the descriptive statistical examination conducted on the general population, as well as the values for the men and women groups. The data shown encompasses key metrics such as means, standard deviations, minimum, and maximum values.

3.1 Analysis of differences

The overall analysis of all methods is presented using ANOVA, ANCOVA and Bonferroni *post hoc* tests to assess the agreement and differences between the different methods for estimating SMM and LBM for the overall and sex-divided sample.

Table 3 shows the results of the ANOVA and ANCOVA performed to analyze separately the effect of the covariates sex and hydration status in both the overall sample and the sample segmented according to sex. For both the overall sample and the differentiated sample of men and women, significant differences were found between all the methods used to estimate SMM or LBM in both kilograms and in percentages ($p < 0.001$–0.021). Sex showed a significant effect on the comparability of all the variables analyzed ($p = 0.023$- < 0.001). On the other hand, hydration status did not show a significant effect on the comparability between methods ($p = 0.058$-0.870).

Table 4 shows the Bonferroni adjustment for both the general sample and the sample divided between men and women with respect to SMM in kilograms. In the general sample, significant differences were found between all methods and formulas ($p < 0.001$-0.003); with the exception of DXA with anthropometry according to Poortmans ($p = 1.000$); and the anthropometry proposals by Kerr (opt. 1) with Matiegka and Heymsfield ($p = 1.000$), Kerr (opt. 2) with Lee ($p = 0.253$), and Matiegka with Heymsfield ($p = 1.000$). In the men's group, all methods and formulas showed significant differences ($p < 0.001$–0.026), with the exception of DXA with anthropometry according to Matiegka ($p = 0.545$); BIA with the anthropometry equations of Kerr (opt. 1) and Heymsfield ($p = 0.093$-1.000); and the anthropometry proposals of Kerr (opt. 2) with Drinkwater ($p = 1.000$), and Matiegka with Poortmans ($p = 1.000$). Finally, in the female group, all equations presented significant differences ($p < 0.001$–0.007), with the exception of DXA with anthropometry according to Heymsfield and Poortmans ($p = 0.213$-0.792); and the anthropometry equations of Kerr (opt. 2) and Lee ($p = 1.000$).

Table 5 shows the Bonferroni adjustment for both the general sample and the segmented sample in men and women, with respect to SMM in percentages. In the overall sample, this adjustment showed significant differences between all methods and formulas ($p < 0.001$), with the exception of DXA with anthropometry proposal of Poortmans ($p = 1.000$); BIA with anthropometry equation of Matiegka ($p = 1.000$); and the anthropometry proposals of Kerr (opt. 1) with Matiegka and Heymsfield ($p = 0.397$–1.000), Kerr (opt. 2) with Lee ($p = 1.000$), Matiegka with Heymsfield ($p = 0.351$), and Drinkwater with Heymsfield (0.318). In the male group, all methods and formulas presented significant differences ($p < 0.001$–0.035), with the exception of BIA with the anthropometry equations proposed by Kerr (opt. 1) and Heymsfield ($p = 0.312$–0.393); and the anthropometry formulas of Kerr (opt. 2) with Matiegka, Drinkwater and Lee (0.167–0.257), and Matiegka with Lee and Poortmans ($p = 0.754$–1.000). In the female group, all methods and equations showed significant differences ($p < 0.001$-0.033), with the exception of DXA with Heymsfield and Poortmans anthropometry formulas ($p = 0.341$-0.482); and Kerr (opt. 1) and Lee ($p = 1.000$) anthropometry equations.

Table 6 shows the Bonferroni adjustment for the total group, as well as for the men and women groups, with respect to LBM in kilograms and percentages. All methods and equations presented significant differences ($p < 0.001$-0.001), except for the LBM in kilograms of DXA with anthropometry according to Lee ($p = 0.177$) in the men's group; and the LBM expressed in percentages of DXA and BIA ($p = 0.394$) also in the men's group.

3.2 Agreement and concordance with reference method (DXA)

Lin's Concordance Correlation Coefficient (CCC) was used to evaluate the concordance between each estimation method and the reference method, DXA. The findings are presented in Table 7 and Supplementary Figures S1–S9. Supplementary Figures S1–S3 show SMM in kilograms for the general sample, males and females, respectively. Supplementary Figures S4–S6 display SMM in percentages for the same groups. Supplementary Figures S7–S9 present LBM in both kilograms and percentages for the general sample, males, and females, respectively.

Overall, the analysis reveals poor concordance among the estimation methods and DXA (CCC = 0.007–0.880), as shown in Supplementary Figure S1–S9. Notable exceptions include moderate concordance between DXA and the anthropometry formulas of Kerr opt 2, Lee, and Poortmans for SMM in kilograms in the general sample (CCC = 0.910; 0.941) (Supplementary Figure S1). There is also a substantial concordance between DXA and BIA and DXA and Lee's anthropometry formula for LBM in kilograms in the general sample (CCC = 0.957; 0.969) (Supplementary Figure S7). Additionally, moderate to substantial concordance is noted for the general sample and the male subgroup between DXA and BIA, and DXA and Lee's anthropometry formula for LBM in kilograms (CCC = 0.913; 0.905-0.969), as shown in Supplementary Figure S8.

The Bland–Altman analysis was employed to evaluate the agreement between each estimation method and the reference method, DXA. Table 8 illustrates the results of this analysis for SMM and LBM in both kilograms and percentages for the overall sample and separated by sex. The findings are presented in Supplementary Figures S10–S18. Specifically, Supplementary Figure S10–S12 show SMM in kilograms for the general sample, males and females, respectively. Supplementary Figures S13–S15 display SMM in percentages for the general sample, males and females, respectively Supplementary Figures S16–S18 show LBM for the general sample, males and females, respectively. The Bland–Altman analysis revealed that most methods and equations did not show agreement with DXA for SMM ($p < 0.001$-0.023). Similarly, for LBM, most methods and equations did not show agreement with DXA ($p < 0.001$-0.029). However, the Poortmans anthropometric equation for SMM in percentages in the general sample showed agreement with DXA ($p = 0.177$) (Supplementary Figure S13). For LBM, BIA in percentages in the male group also showed agreement with DXA ($p = 0.066$) (Supplementary Figure S17).

Using the DXA values as a reference, all methods consistently showed a tendency to overestimate SMM in both kilograms and

TABLE 2 Descriptive analysis of kg and percentages of skeletal muscle mass and lean body mass in the general sample and divided into males and females.

				General sample ($n = 262$)		Male sample ($n = 159$)		Female sample ($n = 103$)	
Variable	Method	Formula	Unit	Mean ± SD	Min.-Max.	Mean ± SD	Min.-Max.	Mean ± SD	Min.-Max.
SMM	DXA	Kim et al.	Kg	26.77 ± 7.33	12.38;43.59	31.66 ± 4.82	19.79;43.59	19.23 ± 2.62	12.38;25.67
	BIA	TANITA MC-780-MA soft.		32.17 ± 6.54	19.10;48.60	36.43 ± 4.18	26.70;48.60	25.60 ± 3.25	19.10;36.30
	ANT	Kerr (opt. 1)		30.95 ± 8.14	16.71;51.91	36.06 ± 5.72	22.07;51.91	23.07 ± 3.93	16.71;36.32
		Kerr (opt. 2)		28.73 ± 8.19	14.41;48.23	33.97 ± 5.60	19.19;48.23	20.65 ± 3.82	14.41;33.69
		Lee et al.		28.38 ± 7.08	15.89;44.77	33.30 ± 41.13	23.92;44.77	20.79 ± 2.38	15.89;28.13
		Poortmans		27.14 ± 7.99	13.12;45.39	32.53 ± 5.04	20.14;45.39	18.81 ± 2.92	13.12;28.32
		Matiegka		30.92 ± 2.34	25.50;37.33	32.41 ± 1.52	28.54;37.33	28.61 ± 1.28	25.50;32.15
		Martin et al.		36.62 ± 9.99	17.94;62.33	42.90 ± 7.03	27.37;62.33	26.94 ± 4.77	17.94;43.48
		Drinkwater y Ross		29.56 ± 7.12	16.94;47.57	34.24 ± 4.69	23.92;47.57	22.36 ± 3.03	16.94;31.47
		Heymsfield et al.		30.73 ± 10.91	13.73;57.44	37.74 ± 7.93	23.09;57.44	19.92 ± 3.52	13.73;32.40
SMM	DXA	Kim et al.	%	37.15 ± 6.15	22.34;51.57	40.60 ± 4.67	25.98;51.57	31.81 ± 3.95	22.34;41.22
	BIA	TANITA MC-780-MA soft.		44.98 ± 3.98	33.46;56.28	46.74 ± 2.97	36.32;54.82	42.27 ± 3.81	33.46;56.28
	ANT	Kerr (opt. 1)		42.80 ± 5.08	30.13;54.44	46.01 ± 3.28	36.90;54.44	37.83 ± 2.90	30.13;45.32
		Kerr (opt. 2)		39.59 ± 5.80	27.21;53.16	43.33 ± 3.63	32.08;53.16	33.82 ± 3.21	27.21;42.75
		Lee et al.		39.49 ± 5.48	24.38;51.44	42.76 ± 3.67	29.80;51.44	34.45 ± 3.70	24.38;44.72
		Poortmans		37.44 ± 6.38	22.17;50.78	41.61 ± 3.82	28.09;50.78	31.02 ± 3.60	22.17;40.84
		Matiegka		44.26 ± 5.98	29.76;64.38	41.99 ± 4.65	30.66;53.64	47.77 ± 6.12	29.76;64.38
		Martin et al.		50.59 ± 6.85	32.62;67.00	54.74 ± 4.69	36.68;67.00	44.18 ± 4.19	32.62;55.25
		Drinkwater y Ross		41.08 ± 4.58	27.86;51.43	43.83 ± 3.17	33.97;51.43	36.84 ± 2.84	27.86;44.46
		Heymsfield et al.		42.12 ± 9.83	24.87;65.60	48.14 ± 7.35	32.95;65.60	32.84 ± 4.53	24.87;46.59
LBM	DXA	Hologic Horizon software	Kg	51.99 ± 12.02	30.48;82.51	59.83 ± 8.09	41.36;82.51	39.88 ± 4.93	30.48;55.18
	BIA	TANITA MC-780-MA soft.		53.94 ± 11.02	32.00;81.70	61.17 ± 7.05	44.70;81.70	42.79 ± 5.16	32.00;57.60
	ANT	Lee et al.		51.27 ± 11.61	31.28;77.16	59.26 ± 6.94	43.52;77.16	45.43 ± 4.16	31.28;54.65
		Kulkarni et al.		59.99 ± 13.57	36.03;89.50	69.42 ± 7.63	53.47;89.50	38.93 ± 5.33	36.03;66.48
LBM	DXA	Hologic Horizon software	%	73.51 ± 8.29	52.11;88.87	77.93 ± 6.44	57.75;88.87	66.69 ± 5.87	52.11;81.55
	BIA	TANITA MC-780-MA soft.		75.36 ± 6.56	56.00;92.10	78.43 ± 4.90	61.00;92.10	70.62 ± 5.94	56.00;85.60
	ANT	Lee et al.		71.37 ± 6.95	53.17;84.37	75.95 ± 3.70	63.97;84.37	64.31 ± 4.41	53.17;76.03
		Kulkarni et al.		83.47 ± 7.82	64.67;96.78	89.02 ± 3.47	79.44;96.78	74.92 ± 3.98	64.67;86.16

* SMM, skeletal muscle mass; LBM, lean body mass; DXA, Dual-energy X-ray absorptiometry; BIA, Bioimpedance analysis; ANT, anthropometry; Soft, software; Kg, kilograms; %, percentages; SG, Specific Gravity; CS, Color scale.

percentages compared to DXA in the general sample, as well as in the sex-specific groups ($r = -0.014$, $p < 0.001$-0.959, $p < 0.001$). For LBM, in both the general sample and when divided by sex, the methods that tended to overestimate compared to DXA were BIA ($r = 0.855$, $p < 0.001$ – $r = 0.979$, $p < 0.001$) and the Kulkarni anthropometric equation ($r = 0.704$, $p < 0.001$ – $r = 0.959$, $p < 0.001$). Conversely, the Lee anthropometric equation showed underestimation of the DXA results in both kilograms and percentages ($r = 0.727$, $p < 0.001$ – $r = 0.969$, $p < 0.001$). These findings are presented in Table 8.

4 Discussion

The main objective of this research was to evaluate the differences between DXA, BIA and anthropometry in the estimation of SMM and LBM. Firstly, significant emphasis is placed on accurately differentiating between SMM and LBM. Results obtained demonstrate notable disparities between the two metrics, with SMM yielding mean values ranging from 26.77 to 36.62 kilograms and from 37.15 to 50.59 in percentages, while LBM shows higher values between 51.27 and 59.99 kilograms and from 71.37 to 83.47 in percentages. These findings underscore the necessity of employing precise terminology in body composition assessments. Specifically, SMM yields lower values as it exclusively accounts for muscle tissue, whereas LBM includes all non-fat components, which are more abundant in the body (11). This study's findings align with the levels of analysis according to Wang's classification, which emphasizes the molecular and tissue-based perspectives in assessing body composition (11). These distinctions are crucial for accurate interpretations and decision-making in clinical and research settings.

The main finding of the current study was that significant differences were found between the formulas and methods used for both SMM and LBM. Previous research has revealed discrepancies when comparing different SMM formulas in anthropometry (25, 32), when comparing LBM estimation by DXA and BIA (26), and when comparing SMM results with DXA and various anthropometry equations (23, 27–29). One of the reasons for this could be the intrinsic characteristics of each method. DXA directly operates at the molecular level 2 using X-rays, estimating tissues at level 4 through regression equations based on magnetic resonance imaging as criteria (11, 17, 47). BIA is based on the differences in the conductivity properties of different tissues, estimating molecules at level 2 through estimation equations and tissues at level 4 through similar equations based on magnetic resonance imaging as reference (21, 67). Furthermore, BIA is influenced by tissue water content, leading to measurement variability (11, 12, 21). For its part, anthropometry using simple tools and indirectly estimates tissues at level 4 and molecules at level 2 through various equations that have been validated in different populations and using different methods as a reference (11, 24, 25). Discrepancies in results may arise from differences in the action principles and operational levels of DXA, BIA, and anthropometry (11, 12).

Bonferroni analysis unveiled notable discrepancies even within the same method, specifically anthropometry. This phenomenon could be elucidated by the variations encountered based on the criteria employed by each author in the development of their respective formulas (24, 25). Within this study, the discrepancies observed in the equations used for estimating SMM and LBM with anthropometry could be due, in part, to the fact that most of these formulas were validated for use in a specific population (6, 30, 31, 55–60), although the scarcity of formulas adapted to specific populations usually leads to their application in diverse contexts, including differences in sex, levels of physical activity, ethnicity, nutritional habits, and genetic factors, among others (68–70). In addition, there is a great diversity of

TABLE 3 Analysis of differences in skeletal muscle mass and lean body mass (kg and percentage) between DXA, Anthropometry, and BIA for the total sample and according to sex.

	ANOVA			Variable*Hydration status			Variable*Sex		
	F	*p*	ηp2	*F*	*p*	ηp2	*F*	*P*	ηp2
General sample ($n = 262$)									
Skeletal muscle mass (Kg)	169.091	<0.001	0.393	0.179	0.673	0.001	5.230	0.023	0.020
Skeletal muscle mass (%)	181.684	<0.001	0.410	0.027	0.870	<0.001	14.390	<0.001	0.052
Lean body mass (Kg)	32.975	<0.001	0.112	3.635	0.058	0.014	25.786	<0.001	0.090
Lean body mass (%)	5.371	0.021	0.020	2.998	0.085	0.011	17.230	<0.001	0.062
Males ($n = 159$)									
Skeletal muscle mass (Kg)	105.737	<0.001	0.401						
Skeletal muscle mass (%)	106.988	<0.001	0.404						
Lean body mass (Kg)	51.896	<0.001	0.247						
Lean body mass (%)	19.831	<0.001	0.112						
Females ($n = 103$)									
Skeletal muscle mass (Kg)	66.604	<0.001	0.395						
Skeletal muscle mass (%)	74.133	<0.001	0.421						
Lean body mass (Kg)	23.442	<0.001	0.166						
Lean body mass (%)	57.761	<0.001	0.362						

* Kg, kilograms; %, percentages.

TABLE 4 Differences between methods of estimating skeletal muscle mass in kg.

Comparison	General sample ($n = 262$)			Males ($n = 159$)			Females ($n = 103$)		
	Mean differences ± SD	95%CI (min; max)	p-value	Mean differences ± SD	95%CI (min; max)	p-value	Mean differences ± SD	95%CI (min; max)	p-value
DXA vs. BIA	−5.40 ± 0.14	−5.86; −4.95	<0.001	−4.78 ± 0.18	−5.37; −4.18	<0.001	−6.37 ± 0.19	−6.99; −5.75	<0.001
DXA vs. ANT Kerr (opt. 1)	−4.19 ± 0.19	−4.82; −3.56	<0.001	−4.41 ± 0.27	−5.32; −3.50	<0.001	−3.84 ± 0.24	−4.64; −3.04	<0.001
DXA vs. ANT Kerr (opt. 2)	−1.96 ± 0.18	−2.57; −1.35	<0.001	−2.31 ± 0.26	−3.18; −1.45	<0.001	−1.42 ± 0.23	−2.19; −0.65	<0.001
DXA vs. ANT Matiegka	−4.15 ± 0.33	−5.22; −3.07	<0.001	−0.75 ± 0.30	−1.74; 0.23	0.545	−9.38 ± 0.20	−10.05; −8.72	<0.001
DXA vs. ANT Martin	−9.85 ± 0.25	−10.66; −9.04	<0.001	−11.24 ± 0.32	−12.29; −10.19	<0.001	−7.72 ± 0.28	−8.66; −6.77	<0.001
DXA vs. ANT Drinkwater	−2.80 ± 0.13	−3.22; −2.38	<0.001	−2.58 ± 0.18	−3.19; −1.97	<0.001	−3.13 ± 0.16	−3.66;−2.61	<0.001
DXA vs. ANT Heymsfield	−3.96 ± 0.32	−5.02; −2.91	<0.001	−6.08 ± 0.43	−7.50; −4.66	<0.001	−0.69 ± 0.24	−1.50; 0.11	0.213
DXA vs. ANT Lee	−1.62 ± 0.13	−2.05; −1.18	<0.001	−1.65 ± 0.20	−2.32; −0.98	<0.001	−1.56 ± 0.14	−2.02; −1.11	<0.001
DXA vs. ANT Poortmans	−0.37 ± 0.16	−0.90; 0.16	1.000	−0.88 ± 0.23	−1.65; −0.10	0.011	0.42 ± 0.17	−0.16; 0.99	0.792
BIA vs. ANT Kerr (opt. 1)	1.22 ± 0.16	0.69; 1.74	<0.001	0.37 ± 0.20	−0.30; 1.03	1.000	2.53 ± 0.21	1.84; 3.23	<0.001
BIA vs. ANT Kerr (opt. 2)	3.44 ± 0.16	2.90; 3.98	<0.001	2.46 ± 0.20	1.81; 3.12	<0.001	4.96 ± 0.21	4.25 ± 5.66	<0.001
BIA vs. ANT Matiegka	1.26 ± 0.28	0.35; 2.17	<0.001	4.02 ± 0.25	3.21; 4.83	<0.001	−3.01 ± 0.24	−3.83 ± −2.19	<0.001
BIA vs. ANT Martin	−4.45 ± 0.25	−5.29; −3.61	<0.001	−6.46 ± 0.29	−7.42; −5.50	<0.001	−1.34 ± 0.25	−2.19 ± −0.50	<0.001
BIA vs. ANT Drinkwater	2.61 ± 0.09	2.30; 2.92	<0.001	2.19 ± 0.11	1.82; 2.57	<0.001	3.24 ± 0.14	2.76 ± 3.72	<0.001
BIA vs. ANT Heymsfield	1.44 ± 0.34	0.31; 2.57	0.002	−1.31 ± 0.42	−2.69; 0.08	0.093	5.68 ± 0.24	4.87 ± 6.49	<0.001
BIA vs. ANT Lee	3.79 ± 0.13	3.37; 4.21	<0.001	3.13 ± 0.15	2.62; 3.63	<0.001	4.81 ± 0.19	4.18 ± 5.44	<0.001
BIA vs. ANT Poortmans	5.04 ± 0.16	4.50; 5.57	<0.001	3.90 ± 0.19	3.28; 4.52	<0.001	6.79 ± 0.20	6.12 ± 7.46	<0.001
ANT Kerr (opt. 1) vs. ANT Kerr (opt. 2)	2.23 ± 0.05	2.07; 2.38	<0.001	2.10 ± 0.06	1.89; 2.30	<0.001	2.42 ± 0.07	2.19; 2.66	<0.001
ANT Kerr (opt. 1) vs. ANT Matiegka	0.04 ± 0.38	−1.22; 1.30	1.000	3.65 ± 0.38	2.39; 4.91	<0.001	−5.54 ± 0.31	−6.59; −4.49	<0.001
ANT Kerr (opt. 1) vs. ANT Martin	−5.67 ± 0.16	−6.20; −5.13	<0.001	−6.83 ± 0.20	−7.49; −6.17	<0.001	−3.87 ± 0.16	−4.40; 3.35	<0.001
ANT Kerr (opt. 1) vs. ANT Drinkwater	1.39 ± 0.10	1.05; 1.73	<0.001	1.83 ± 0.14	1.37; 2.29	<0.001	0.71 ± 0.13	0.28; 1.13	<0.001
ANT Kerr (opt. 1) vs. ANT Heymsfield	0.22 ± 0.26	−0.62; 1.07	1.000	−1.67 ± 0.32	−2.73; −0.62	<0.001	3.15 ± 0.22	2.43; 3.87	<0.001
ANT Kerr (opt. 1) vs. ANT Lee	2.57 ± 0.14	2.12:3.02	<0.001	2.76 ± 0.18	2.15; 3.37	<0.001	2.28 ± 0.20	1.62; 2.94	<0.001
ANT Kerr (opt. 1) vs. ANT Poortmans	3.81 ± 0.12	3.43; 4.20	<0.001	3.53 ± 0.14	3.06; 4.00	<0.001	4.26 ± 0.19	3.61; 4.90	<0.001
ANT Kerr (opt. 2) vs. ANT Matiegka	−2.19 ± 0.39	−3.46; −0.92	<0.001	1.56 ± 0.37	0.33; 2.79	0.002	−7.96 ± 0.31	−9.02; 6.91	<0.001
ANT Kerr (opt. 2) vs. ANT Martin	−7.89 ± 0.15	−8.40; −7.39	<0.001	−8.93 ± 0.19	−9.55 ± −8.30	<0.001	−6.30 ± 0.16	−6.84; −5.76	<0.001
ANT Kerr (opt. 2) vs. ANT Drinkwater	−0.84 ± 0.10	−1.18; −0.50	<0.001	−0.27 ± 0.13	−0.70; 0.16	1.000	−1.72 ± 0.13	−2.15; −1.28	<0.001
ANT Kerr (opt. 2) vs. ANT Heymsfield	−2.00 ± 0.24	−2.81; −1.20	<0.001	−3.77 ± 0.31	−4.80; −2.73	<0.001	0.73 ± 0.18	0.11; 1.35	0.007
ANT Kerr (opt. 2) vs. ANT Lee	0.35 ± 0.12	−0.06; 0.75	0.253	0.66 ± 0.16	0.12; 1.21	0.003	−0.15 ± 0.18	−0.75; 0.16	1.000
ANT Kerr (opt. 2) vs. ANT Poortmans	1.59 ± 0.10	1.27; 1.91	<0.001	1.44 ± 0.12	1.05; 1.82	<0.001	1.84 ± 0.17	1.28; 2.39	<0.001

(Continuad)

10.3389/fnut.2024.1445892

TABLE 4 (Continued)

Comparison	General sample ($n = 262$)			Males ($n = 159$)			Females ($n = 103$)		
	Mean differences ± SD	95%CI (min; max)	*p*-value	Mean differences ± SD	95%CI (min; max)	*p*-value	Mean differences ± SD	95%CI (min; max)	*p*-value
ANT Matiegka vs. ANT Martin	−5.71 ± 0.49	−7.33; −4.09	<0.001	−10.48 ± 0.48	−12.07; −8.90	<0.001	1.67 ± 0.39	0.37; 2.97	0.002
ANT Matiegka vs. ANT Drinkwater	1.35 ± 0.31	0.33; 2.37	0.001	−1.83 ± 0.28	−2.77; −0.89	<0.001	6.25 ± 0.21	5.55; 6.95	<0.001
ANT Matiegka vs. ANT Heymsfield	0.18 ± 0.56	−1.66; 2.02	1.000	−5.33 ± 0.56	−7.20; −3.46	<0.001	8.69 ± 0.31	7.66; 9.72	<0.001
ANT Matiegka vs. ANT Lee	2.53 ± 0.31	1.50; 3.57	<0.001	−0.89 ± 0.25	−1.74; −0.05	0.026	7.82 ± 0.18	7.21; 8.43	<0.001
ANT Matiegka vs. ANT Poortmans	3.78 ± 0.37	2.55; 5.00	<0.001	−0.12 ± 0.33	−1.21; 0.96	1.000	9.80 ± 0.23	9.02; 10.58	<0.001
ANT Martin vs. ANT Drinkwater	7.06 ± 0.20	6.39; 7.73	<0.001	8.66 ± 0.24	7.88; 9.44	<0.001	4.58 ± 0.19	3.93; 5.23	<0.001
ANT Martin vs. ANT Heymsfield	5.89 ± 0.26	5.04; 6.75	<0.001	5.16 ± 0.38	3.91; 6.40	<0.001	7.02 ± 0.28	6.07; 7.97	<0.001
ANT Martin vs. ANT Lee	8.24 ± 0.22	7.50; 8.97	<0.001	9.59 ± 0.28	8.67; 10.51	<0.001	6.15 ± 0.26	5.27; 7.04	<0.001
ANT Martin vs. ANT Poortmans	9.49 ± 0.17	8.93; 10.04	<0.001	10.36 ± 0.21	9.68; 11.04	<0.001	8.13 ± 0.23	7.35; 8.91	<0.001
ANT Drinkwater vs. ANT Heymsfield	−1.16 ± 0.29	−2.12; −0.21	0.003	−3.50 ± 0.35	−4.66; −2.34	<0.001	2.44 ± 0.20	1.78; 3.10	<0.001
ANT Drinkwater vs. ANT Lee	1.18 ± 0.08	0.91; 1.45	<0.001	0.93 ± 0.11	0.58 ± 1.29	<0.001	1.57 ± 0.12	1.18; 1.97	<0.001
ANT Drinkwater vs. ANT Poortmans	2.43 ± 0.11	2.07; 2.79	<0.001	1.70 ± 0.13	1.29 ± 2.12	<0.001	3.55 ± 0.14	3.09; 4.01	<0.001
ANT Heymsfield vs. ANT Lee	2.35 ± 0.27	1.45; 3.24	<0.001	4.43 ± 0.34	3.29; 5.57	<0.001	−0.87 ± 0.18	−1.47; −0.28	<0.001
ANT Heymsfield vs. ANT Poortmans	3.59 ± 0.24	2.82; 4.37	<0.001	5.20 ± 0.31	4.16; 6.25	<0.001	1.11 ± 0.17	0.55; 1.67	<0.001
ANT Lee vs. ANT Poortmans	1.25 ± 0.10	0.93; 1.56	<0.001	0.77 ± 0.12	0.37; 1.17	<0.001	1.98 ± 0.13	1.54; 2.42	<0.001

* DXA: computed axial densitometry; BIA: bioimpedance; ANT: anthropometry; Kg: kilograms.

10.3389/fnut.2024.1445892

TABLE 5 Differences between methods of estimating skeletal muscle mass in percentages.

Comparison	General sample ($n = 262$)			Males ($n = 159$)			Females ($n = 103$)		
	Mean differences ± SD	95%CI (min; max)	p-value	Mean differences ± SD	95%CI (min; max)	p-value	Mean differences ± SD	95%CI (min; max)	p-value
DXA vs. BIA	−7.84 ± 0.21	−8.54; −7.13	<0.001	−6.14 ± 0.22	−6.88; −5.40	<0.001	−10.45 ± 0.26	−11.32; −9.59	<0.001
DXA vs. ANT Kerr (opt. 1)	−5.65 ± 0.23	−6.42; −4.88	<0.001	−5.41 ± 0.32	−6.48; −4.35	<0.001	−6.02 ± 0.32	−7.10; −4.93	<0.001
DXA vs. ANT Kerr (opt. 2)	−2.45 ± 0.24	−3.23; −1.66	<0.001	−2.73 ± 0.32	−3.79; −1.67	<0.001	−2.01 ± 0.35	−3.19; −0.38	<0.001
DXA vs. ANT Matiegka	−7.12 ± 0.53	−8.87; −5.36	<0.001	−1.39 ± 0.39	−2.68; −0.09	0.022	−15.96 ± 0.48	−17.55; −14.36	<0.001
DXA vs. ANT Martin	−13.44 ± 0.24	−14.22; −12.66	<0.001	−14.14 ± 0.32	−15.19; −13.10	<0.001	−12.36 ± 0.33	−13.473; −11.25	<0.001
DXA vs. ANT Drinkwater	−3.94 ± 0.17	−4.50; −3.37	<0.001	−3.23 ± 0.22	−3.97; −2.48	<0.001	−5.03 ± 0.23	−5.80; −4.26	<0.001
DXA vs. ANT Heymsfield	−4.98 ± 0.40	−6.29; −3.66	<0.001	−7.54 ± 0.51	−9.24; −5.83	<0.001	−1.02 ± 0.39	−2.34; 0.30	0.482
DXA vs. ANT Lee	−2.35 ± 0.18	−2.94; −1.75	<0.001	−2.16 ± 0.25	−3.00; −1.32	<0.001	−2.63 ± 0.24	−3.42; −1.85	<0.001
DXA vs. ANT Poortmans	−0.30 ± 0.22	−1.01; 0.42	1.000	−1.00 ± 0.29	−1.97; −0.03	0.035	0.80 ± 0.29	−0.19; 1.78	0.341
BIA vs. ANT Kerr (opt. 1)	2.19 ± 0.24	1.40; 2.98	<0.001	0.73 ± 0.27	−0.16; 1.61	0.312	4.44 ± 0.35	3.27; 5.61	<0.001
BIA vs. ANT Kerr (opt. 2)	5.39 ± 0.27	4.49; 6.29	<0.001	3.41 ± 0.28	2.48; 4.35	<0.001	8.44 ± 0.38	7.16; 9.72	<0.001
BIA vs. ANT Matiegka	0.72 ± 0.39	−0.58; 2.02	1.000	4.75 ± 0.27	3.86; 5.65	<0.001	−5.50 ± 0.46	−7.04; −3.97	<0.001
BIA vs. ANT Martin	−5.61 ± 0.31	−6.62; −4.59	<0.001	−8.00 ± 0.32	−9.08; −6.93	<0.001	−1.91 ± 0.38	−3.20; −0.62	<0.001
BIA vs. ANT Drinkwater	3.90 ± 0.16	3.39; 4.41	<0.001	2.91 ± 0.16	2.39; 3.44	<0.001	5.43 ± 0.24	4.61; 6.24	<0.001
BIA vs. ANT Heymsfield	2.86 ± 0.48	1.27; 4.45	<0.001	−1.40 ± 0.53	−3.14; 0.35	0.393	9.43 ± 0.39	8.12; 10.74	<0.001
BIA vs. ANT Lee	5.49 ± 0.19	4.86; 6.12	<0.001	3.98 ± 0.18	3.37; 4.59	<0.001	7.82 ± 0.26	6.94; 8.70	<0.001
BIA vs. ANT Poortmans	7.54 ± 0.27	6.64; 8.44	<0.001	5.14 ± 0.26	4.29; 5.99	<0.001	11.25 ± 0.32	10.17; 12.33	<0.001
ANT Kerr (opt. 1) vs. ANT Kerr (opt. 2)	3.20 ± 0.07	2.96; 3.45	<0.001	2.68 ± 0.08	2.43; 2.93	<0.001	4.01 ± 0.11	3.64; 4.37	<0.001
ANT Kerr (opt. 1) vs. ANT Matiegka	−1.47 ± 0.56	−3.30; 0.37	0.397	4.03 ± 0.45	2.54; 5.51	<0.001	−9.94 ± 0.61	−11.98; −7.91	<0.001
ANT Kerr (opt. 1) vs. ANT Martin	−7.79 ± 0.19	−8.41; −7.17	<0.001	−8.73 ± 0.24	−9.52; −7.74	<0.001	−6.35 ± 0.25	−7.19; −5.51	<0.001
ANT Kerr (opt. 1) vs. ANT Drinkwater	1.71 ± 0.13	1.29; 2.13	<0.001	2.18 ± 0.16	1.65; 2.72	<0.001	0.99 ± 0.18	0.37; 1.60	<0.001
ANT Kerr (opt. 1) vs. ANT Heymsfield	0.67 ± 0.34	−0.46; 1.81	1.000	−2.12 ± 0.39	−3.43; −0.81	<0.001	4.99 ± 0.31	3.96; 6.03	<0.001
ANT Kerr (opt. 1) vs. ANT Lee	3.30 ± 0.16	2.79; 3.82	<0.001	3.25 ± 0.20	2.59; 3.92	<0.001	3.38 ± 0.26	2.52; 4.24	<0.001
ANT Kerr (opt. 1) vs. ANT Poortmans	5.35 ± 0.15	4.86; 5.85	<0.001	4.41 ± 0.15	3.91; 4.91	<0.001	6.81 ± 0.24	6.02; 7.60	<0.001
ANT Kerr (opt. 2) vs. ANT Matiegka	−4.67 ± 0.60	−6.65; −2.69	<0.001	1.34 ± 0.47	−0.21; 2.90	0.211	−13.95 ± 0.65	−16.14; −11.76	<0.001
ANT Kerr (opt. 2) vs. ANT Martin	−11.00 ± 0.16	−11.52; −10.47	<0.001	−11.41 ± 0.21	−12.10; −10.73	<0.001	−10.35 ± 0.23	−11.14; −9.57	<0.001
ANT Kerr (opt. 2) vs. ANT Drinkwater	−1.49 ± 0.16	−2.00; −0.98	<0.001	−0.50 ± 0.17	−1.06; 0.06	0.167	−3.02 ± 0.22	−3.77; −2.27	<0.001
ANT Kerr (opt. 2) vs. ANT Heymsfield	−2.53 ± 0.31	−3.56; −1.50	<0.001	−4.81 ± 0.39	−6.09; −3.52	<0.001	0.99 ± 0.28	0.04; 1.94	0.033

(Continued)

10.3389/fnut.2024.1445892

TABLE 5 (Continued)

Comparison	General sample ($n = 262$)			Males ($n = 159$)			Females ($n = 103$)		
	Mean differences ± SD	95%CI (min; max)	p-value	Mean differences ± SD	95%CI (min; max)	p-value	Mean differences ± SD	95%CI (min; max)	p-value
ANT Kerr (opt. 2) vs. ANT Lee	0.10 ± 0.17	−0.46; 0.66	1.000	0.57 ± 0.20	−0.11; 1.25	0.257	−0.62 ± 0.28	−1.58; 0.33	1.000
ANT Kerr (opt. 2) vs. ANT Poortmans	2.15 ± 0.12	1.74; 2.56	<0.001	1.73 ± 0.14	1.27; 2.18	<0.001	2.81 ± 0.22	2.07; 3.54	<0.001
ANT Matiegka vs. ANT Martin	−6.33 ± 0.64	−8.43; −4.23	<0.001	−12.75 ± 0.51	−14.43; −11.08	<0.001	3.59 ± 0.66	1.37; 5.82	<0.001
ANT Matiegka vs. ANT Drinkwater	3.18 ± 0.48	1.61; 4.75	<0.001	−1.84 ± 0.35	−2.99; −0.70	<0.001	10.93 ± 0.48	9.33; 12.53	<0.001
ANT Matiegka vs. ANT Heymsfield	2.14 ± 0.80	−0.49; 4.77	0.351	−6.15 ± 0.68	−8.41; −3.89	<0.001	14.93 ± 0.63	12.83; 17.04	<0.001
ANT Matiegka vs. ANT Lee	4.77 ± 0.50	3.14; 6.40	<0.001	−0.77 ± 0.32	−1.83; 0.29	0.754	13.32 ± 0.41	11.94; 14.71	<0.001
ANT Matiegka vs. ANT Poortmans	6.82 ± 0.60	4.84; 8.80	<0.001	0.38 ± 0.43	−1.03; 1.80	1.000	16.75 ± 0.56	14.87; 18.63	<0.001
ANT Martin vs. ANT Drinkwater	9.51 ± 0.20	8.83; 10.18	<0.001	10.91 ± 0.23	10.13; 11.69	<0.001	7.33 ± 0.25	6.50; 8.17	<0.001
ANT Martin vs. ANT Heymsfield	8.47 ± 0.35	7.30; 9.64	<0.001	6.61 ± 0.47	5.03; 8.18	<0.001	11.34 ± 0.38	10.05; 12.63	<0.001
ANT Martin vs. ANT Lee	11.10 ± 0.21	10.40; 11.80	<0.001	11.98 ± 0.26	11.11; 12.85	<0.001	9.73 ± 0.31	8.68; 10.78	<0.001
ANT Martin vs. ANT Poortmans	13.15 ± 0.14	12.68; 13.62	<0.001	13.14 ± 0.18	12.53; 13.74	<0.001	13.16 ± 0.23	12.39; 13.93	<0.001
ANT Drinkwater vs. ANT Heymsfield	−1.04 ± 0.38	−2.30; 0.22	0.318	−4.31 ± 0.43	−5.74; −2.88	<0.001	4.01 ± 0.31	2.96; 5.06	<0.001
ANT Drinkwater vs. ANT Lee	1.59 ± 0.11	1.24; 1.94	<0.001	1.07 ± 0.12	0.66; 1.48	<0.001	2.39 ± 0.16	1.85; 2.94	<0.001
ANT Drinkwater vs. ANT Poortmans	3.64 ± 0.17	3.09; 4.19	<0.001	2.23 ± 0.16	1.70; 2.76	<0.001	5.83 ± 0.21	5.14; 6.51	<0.001
ANT Heymsfield vs. ANT Lee	2.63 ± 0.35	1.48; 3.78	<0.001	5.38 ± 0.41	4.00; 6.75	<0.001	−1.61 ± 0.30	−2.61; −0.61	<0.001
ANT Heymsfield vs. ANT Poortmans	4.68 ± 0.29	3.72; 5.64	<0.001	6.53 ± 0.38	5.26; 7.81	<0.001	1.82 ± 0.27	0.91; 2.73	<0.001
ANT Lee vs. ANT Poortmans	20.05 ± 0.15	1.54; 2.56	<0.001	1.16 ± 0.17	0.60; 1.71	<0.001	3.43 ± 0.24	2.64; 4.23	<0.001

* DXA, computed axial densitometry; BIA, bioimpedance; ANT, anthropometry; %: percentages.

10.3389/fnut.2024.1445892

TABLE 6 Differences between the methods of estimating lean body mass in kg and percentages.

Comparison		General sample ($n = 262$)			Males ($n = 159$)			Females ($n = 103$)		
		Mean differences ± SD	95%CI (min; max)	*p*-value	Mean differences ± SD	95%CI (min; max)	*p*-value	Mean differences ± SD	95%CI (min; max)	*p*-value
Lean body mass (kg)	DXA vs. BIA	−1.96 ± 0.16	−2.37; −1.54	<0.001	−1.34 ± 0.21	−1.91; −0.77	<0.001	−2.91 ± 0.19	−3.42; −2.39	<0.001
	DXA vs. ANT Lee	0.72 ± 0.18	0.23; 1.21	0.001	0.57 ± 0.26	−0.12; 1.27	0.177	0.95 ± 0.24	0.31; 1.59	0.001
	DXA vs. ANT Kulkarni	−8.01 ± 0.25	−8.66; −7.36	<0.001	−9.59 ± 0.31	−10.42; −8.77	<0.001	−5.55 ± 0.26	−6.24; −4.87	<0.001
	BIA vs. ANT Lee	2.68 ± 0.14	2.29; 3.06	<0.001	1.91 ± 0.16	1.50; 2.33	<0.001	3.85 ± 0.23	3.23; 4.48	<0.001
	BIA vs. ANT Kulkarni	−6.05 ± 0.23	−6.66; −5.44	<0.001	−8.26 ± 0.20	−8.79; −7.72	<0.001	−2.65 ± 0.24	−3.29; −2.00	<0.001
	ANT Lee vs. ANT Kulkarni	8.73 ± 0.15	8.34; 9.11	<0.001	−10.17 ± 0.13	−10.50; −9.83	<0.001	−6.50 ± 0.15	−6.89; −6.11	<0.001
Lean body mass (%)	DXA vs. BIA	−1.85 ± 0.23	−2.45; −1.24	<0.001	−0.50 ± 0.27	−1.22; 0.22	0.394	−3.93 ± 0.31	−4.75; −3.10	<0.001
	DXA vs. ANT Lee	2.14 ± 0.25	1.48; 2.80	<0.001	1.98 ± 0.32	1.12; 2.84	<0.001	2.39 ± 0.40	1.32; 3.46	<0.001
	DXA vs. ANT Kulkarni	−9.96 ± 0.28	−10.72; −9.21	<0.001	−11.09 ± 0.37	−12.09; −10.09	<0.001	−8.22 ± 0.38	−9.25; −7.20	<0.001
	BIA vs. ANT Lee	3.99 ± 0.22	3.39; 4.58	<0.001	2.48 ± 0.20	1.95; 3.01	<0.001	6.31 ± 0.38	5.30; 7.33	<0.001
	BIA vs. ANT Kulkarni	−8.12 ± 0.27	−8.84; −7.39	<0.001	−10.59 ± 0.22	−11.17; −10.1	<0.001	−4.30 ± 0.37	−5.29; −3.31	<0.001
	ANT Lee vs. ANT Kulkarni	−12.10 ± 0.12	−12.42; −11.79	<0.001	−13.07 ± 0.14	−13.43; −12.71	<0.001	−10.61 ± 0.11	−10.91; −10.31	<0.001

*DXA, computed axial densitometry; BIA, bioimpedance; ANT, anthropometry; %, percentages.

methods used to validate the equations. While the anthropometric equations to estimate SMM by Matiegka, Kerr, and Martin used cadaver data as the reference, Poortmans validated his proposal with DXA, Heymsfield used computed axial tomography (CT), and Lee used magnetic resonance imaging (MRI) (30, 31, 56–58, 60). Not surprisingly, in light of these data, the Poortmans equation was the only anthropometric SMM approach that did not show significant differences compared to DXA.

Another objective of the present investigation was to analyze whether sex or hydration affected the comparability between methods and formulas. Sex was found to be a factor with significant influence on the comparability between methods and formulas. This could be because many equations and methods traditionally used to estimate SMM and LBM development have been used interchangeably in both sexes, irrespective of the sex for which they were validated, despite the influence of sexual dimorphism on this aspect (31, 71). Morphological divergences between males and females (72), as well as variations in bone mineralization and body water levels between sexes, exert a direct influence on estimates of body composition through methods such as DXA, BIA, and anthropometry, affecting the comparability and agreement of these instruments (34, 72–74). Therefore, sex is an essential factor to consider when using DXA, BIA, or anthropometry to assess SMM and LBM development, highlighting the imperative need to address this dimension in future research.

A relevant result of the present investigation was that hydration status did not affect the agreement between methods and formulas. This could be a consequence of the overall sample was predominantly in a well-hydrated state, although there was some variability (46).The results contrast with those found in previous studies, where it was pointed out that hydration status could have a great influence on the results found in body composition analysis, especially when assessed with BIA, as this technique is based on the evaluation of electrical conductivity, a property that is directly affected by the degree of hydration (75). It has also been suggested that hydration status should be controlled when performing DXA body composition assessments (76). Along the same lines, it has also been found that the degree of hydration could affect the results reported in the assessment of body composition with anthropometry (22). So, when assessing SMM/LBM under different hydration statuses, such as hypo-or hyper-hydration, estimates may be significantly affected (22, 76). Specifically, during hypo-hydration, where there is a deficit of body fluids, there may be a slowing down in the electrical conductivity, which may result in a BIA may overestimate body fat and underestimate lean mass or skeletal muscle mass, due to the decreased tissue water content affecting electrical conductivity (77). Conversely, in a state of hyper-hydration, where there is an excess of body fluids, BIA might overestimate lean mass and skeletal muscle mass while underestimating body fat due to increased water content which will improve electrical conductivity (77). In contrast, methods such as DXA and anthropometry are generally less sensitive to these fluctuations in hydration status and may provide more stable estimates (22, 78). This is supported by research indicating that methods such as BIA may exhibit greater variability in measurements due to their high sensitivity to changes in tissue water content (22). The fact that the present research did not show an influence of hydration status on the comparability between methods could be due to the fact that current study controlled for the main factors that could affect hydration status, such as the practice of

TABLE 7 Lin's Concordance Correlation Coefficient for the agreement between methods of estimating skeletal muscle mass and lean body mass for the overall sample and divided by sex.

Variable	Methods	General sample ($n = 262$)			Male sample ($n = 159$)			Female sample ($n = 103$)		
		CCC	ρ	Cb	CCC	ρ	Cb	CCC	ρ	Cb
SMM (kg)	DXA vs. BIA	0.690	0.957	0.721	0.539	0.883	0.610	0.244	0.833	0.293
	DXA vs. ANT Kerr (opt. 1)	0.813	0.930	0.874	0.592	0.792	0.747	0.455	0.784	0.581
	DXA vs. ANT Kerr (opt. 2)	0.910	0.935	0.973	0.735	0.804	0.915	0.696	0.779	0.895
	DXA vs. ANT Lee et al.	0.930	0.961	0.968	0.775	0.853	0.908	0.675	0.838	0.806
	DXA vs. ANT Poortmans	0.941	0.946	0.995	0.812	0.824	0.985	0.777	0.793	0.980
	DXA vs. ANT Matiegka	0.334	0.918	0.363	0.418	0.791	0.529	0.0450	0.684	0.066
	DXA vs. ANT Martin et al.	0.587	0.945	0.622	0.302	0.838	0.361	0.254	0.843	0.302
	DXA vs. ANT Drinkwater y Ross	0.880	0.961	0.915	0.757	0.877	0.862	0.519	0.844	0.615
	DXA vs. ANT Heymsfield et al.	0.848	0.927	0.915	0.514	0.754	0.682	0.682	0.710	0.961
SMM (%)	DXA vs. BIA	0.341	0.863	0.395	0.317	0.820	0.387	0.166	0.792	0.209
	DXA vs. ANT Kerr (opt. 1)	0.498	0.794	0.627	0.248	0.522	0.476	0.209	0.581	0.359
	DXA vs. ANT Kerr (opt. 2)	0.721	0.789	0.913	0.420	0.541	0.777	0.420	0.513	0.820
	DXA vs. ANT Lee et al.	0.804	0.884	0.910	0.618	0.731	0.844	0.643	0.802	0.801
	DXA vs. ANT Poortmans	0.845	0.846	0.998	0.609	0.645	0.945	0.675	0.690	0.978
	DXA vs. ANT Matiegka	0.007	0.011	0.578	0.433	0.453	0.957	0.103	0.620	0.166
	DXA vs. ANT Martin et al.	0.2691	0.833	0.323	0.118	0.639	0.185	0.118	0.661	0.178
	DXA vs. ANT Drinkwater y Ross	0.654	0.907	0.721	0.538	0.802	0.672	0.358	0.816	0.439
	DXA vs. ANT Heymsfield et al.	0.648	0.785	0.826	0.287	0.510	0.564	0.557	0.574	0.971
LBM (kg)	DXA vs. BIA	0.957	0.981	0.976	0.913	0.943	0.969	0.797	0.934	0.854
	DXA vs. ANT Kulkarni	0.813	0.964	0.843	0.489	0.882	0.554	0.540	0.881	0.613
	DXA vs. ANT Lee	0.969	0.971	0.998	0.905	0.916	0.988	0.850	0.877	0.96
LBM (%)	DXA vs. BIA	0.847	0.907	0.935	0.815	0.855	0.952	0.710	0.869	0.817
	DXA vs. ANT Kulkarni	0.474	0.841	0.564	0.173	0.706	0.245	0.289	0.767	0.377
	DXA vs. ANT Lee	0.838	0.874	0.958	0.669	0.815	0.821	0.656	0.742	0.885

*CCC, Concordance Correlation Coefficient; Cb, Bias correlation factor; SMM, Skeletal muscle mass; LBM, Lean body mass; DXA, computed axial densitometry; BIA, bioimpedance; ANT, anthropometry; Kg, kilograms, %, percentages.

physical exercise, the consumption of products with diuretic properties, eating heavy meals, having an injury, taking hormonal or corticosteroid treatment, or the timing of the menstrual cycle in the case of women (79–82). Therefore, it is possible that the hydration conditions of the current sample were standardized, preventing hydration status from influencing the agreement between methods

TABLE 8 Bland–Altman Plot for the agreement between methods of estimating skeletal muscle mass and lean body mass for the overall sample and divided by sex.

Variable	Method	Pearson's *r* (p)	Mean diff	95% CI	95% Limits of agreement		p	Regression equation	p
					Lower limit	Upper limit			
SMM (kg)	GENERAL SAMPLE (n = 262)								
	DXA vs. BIA	0.954 ($p < 0.001$)	−5.404	−5.677 to−5.131	−9.804	−1.004	<0.001	$y = -8.837 + 0.117\ x$	<0.001
	DXA vs. ANT Kerr (opt. 1)	0.926 ($p < 0.001$)	−4.186	−4.561 to−3.820	−10.238	1.867	<0.001	$y = -1.054 + -0.109\ x$	<0.001
	DXA vs. ANT Kerr (opt. 2)	0.932 ($p < 0.001$)	−1.961	−2.323 to−1.599	−7.796	3.874	<0.001	$y = 1.224 + -0.115\ x$	<0.001
	DXA vs. ANT Matiegka	0.913 ($p < 0.001$)	−4.146	−4.789 to−3.504	−14.498	6.206	<0.001	$y = -34.882 + 1.066\ x$	<0.001
	DXA vs. ANT Martin	0.940 ($p < 0.001$)	−9.853	−10.336 to−9.370	−17.639	−2.067	<0.001	$y = 0.157 + -0.316\ x$	<0.001
	DXA vs. ANT Drinkwater	0.959 ($p < 0.001$)	−2.798	−3.050 to−2.546	−6.857	1.261	<0.001	$y = -3.650 + 0.030\ x$	0.092
	DXA vs. ANT Heymsfield	0.912 ($p < 0.001$)	−3.963	−4.593 to−3.332	−14.121	6.196	<0.001	$y = 7.802 + -0.409\ x$	<0.001
	DXA vs. ANT Lee	0.956 ($p < 0.001$)	−1.615	−1.877 to−1.353	−5.832	2.602	<0.001	$y = -2.625 + 0.037\ x$	0.050
	DXA vs. ANT Poortmans	0.946 ($p < 0.001$)	−0.369	−0.686 to−0.0512	−5.4817	4.745	0.023	$y = 1.995 + -0.088\ x$	<0.001
	MALES (n = 159)								
	DXA vs. BIA	0.885 ($p < 0.001$)	−4.775	−5.126 to−4.423	−9.174	−0.376	<0.001	$y = -9.908 + 0.151\ x$	<0.001
	DXA vs. ANT Kerr (opt. 1)	0.800 ($p < 0.001$)	−4.408	−4.947 to−3.868	−11.156	2.341	<0.001	$y = 1.980 + -0.189\ x$	0.001
	DXA vs. ANT Kerr (opt. 2)	0.811 ($p < 0.001$)	−2.312	−2.826 to−1.797	−8.749	4.125	<0.001	$y = 3.050 + -0.163\ x$	0.002
	DXA vs. ANT Matiegka	0.790 ($p < 0.001$)	−0.754	−1.340 to−0.167	−8.093	6.586	0.0121	$y = -36.953 + 1.130\ x$	<0.001
	DXA vs. ANT Martin	0.838 ($p < 0.001$)	−11.238	−11.862 to−10.615	−19.040	−3.436	<0.001	$y = 3.824 + -0.404\ x$	<0.001
	DXA vs. ANT Drinkwater	0.883 ($p < 0.001$)	−2.580	−2.941 to−2.219	−7.098	1.938	<0.001	$y = -3.568 + 0.030\ x$	0.452
	DXA vs. ANT Heymsfield	0.749 ($p < 0.001$)	−6.081	−6.925 to−5.236	−16.647	4.486	<0.001	$y = 13.117 + -0.553\ x$	<0.001
	DXA vs. ANT Lee	0.851 ($p < 0.001$)	−1.648	−2.045 to−1.252	−6.610	3.314	<0.001	$y = -7.042 + 0.166\ x$	<0.001
	DXA vs. ANT Poortmans	0.824 ($p < 0.001$)	−0.876	−1.336 to−0.417	−6.627	4.875	<0.001	$y = 0.642 + -0.047\ x$	0.342
	FEMALES (n = 103)								
	DXA vs. BIA	0.817 ($p < 0.001$)	−6.375	−6.741 to−6.008	−10.054	−2.695	<0.001	$y = -1.102 + -0.235\ x$	<0.001
	DXA vs. ANT Kerr (opt. 1)	0.800 ($p < 0.001$)	−3.843	−4.315 to−3.370	−8.580	0.895	<0.001	$y = 5.494 + -0.442\ x$	<0.001
	DXA vs. ANT Kerr (opt. 2)	0.797 ($p < 0.001$)	−1.419	−1.877 to−0.962	−6.009	3.170	<0.001	$y = 6.766 + -0.411\ x$	<0.001
	DXA vs. ANT Matiegka	0.671 ($p < 0.001$)	−9.383	−9.775 to−8.992	−13.313	−5.454	<0.001	$y = -28.684 + 0.807\ x$	<0.001
	DXA vs. ANT Martin	0.856 ($p < 0.001$)	−7.715	−8.276 to−7.155	−13.338	−2.093	<0.001	$y = 6.641 + -0.622\ x$	<0.001
	DXA vs. ANT Drinkwater	0.850 ($p < 0.001$)	−3.134	−3.447 to−2.822	−6.266	−0.002	<0.001	$y = 0.113 + -0.156\ x$	0.007
	DXA vs. ANT Heymsfield	0.723 ($p < 0.001$)	−0.693	−1.169 to−0.217	−5.465	4.080	0.0047	$y = 5.921 + -0.338\ x$	<0.001
	DXA vs. ANT Lee	0.852 ($p < 0.001$)	−1.564	−1.834 to−1.294	−4.275	1.147	<0.001	$y = -3.709 + 0.107\ x$	<0.001
	DXA vs. ANT Poortmans	0.807 ($p < 0.001$)	0.416	0.0740 to 0.757	−3.010	3.841	0.018	$y = 2.692 + -0.120\ x$	0.068

(Continued)

10.3389/fnut.2024.1445892

TABLE 8 (Continued)

Variable	Method	Pearson's *r* (p)	Mean diff	95% CI	95% Limits of agreement		p	Regression equation	p
					Lower limit	Upper limit			
SMM (%)	GENERAL SAMPLE (n = 262)								
	DXA vs. BIA	0.853 ($p < 0.001$)	−7.836	−8.256 to−7.416	−14.600	−1.071	<0.001	$y = -26.785 + 0.462\,x$	<0.001
	DXA vs. ANT Kerr (opt. 1)	0.792 ($p < 0.001$)	−5.649	−6.107 to−5.191	−13.025	1.727	<0.001	$y = -14.130 + 0.212\,x$	<0.001
	DXA vs. ANT Kerr (opt. 2)	0.792 ($p < 0.001$)	−2.446	−2.917 to−1.976	−10.020	5.127	<0.001	$y = -4.950 + 0.065\,x$	0.123
	DXA vs. ANT Matiegka	−0.014 ($p = 0.817$)	−7.115	−8.166 to−6.064	−24.043	9.813	<0.001	$y = -9.496 + 0.059\,x$	0.642
	DXA vs. ANT Martin	0.831 ($p < 0.001$)	−13.442	−13.908 to−12.975	−20.954	−5.929	<0.001	$y = -8.293 + -0.117\,x$	0.002
	DXA vs. ANT Drinkwater	0.907 ($p < 0.001$)	−3.936	−4.275 to−3.598	−9.3894	1.517	<0.001	$y = -15.978 + 0.308\,x$	<0.001
	DXA vs. ANT Heymsfield	0.767 ($p < 0.001$)	−4.975	−5.762 to−4.188	−17.652	7.702	<0.001	$y = 15.577 + -0.519\,x$	<0.001
	DXA vs. ANT Lee	0.881 ($p < 0.001$)	−2.345	−2.698 to−1.992	−8.039	3.349	<0.001	$y = -7.010 + 0.122\,x$	<0.001
	DXA vs. ANT Poortmans	0.842 ($p < 0.001$)	−0.295	−0.725 to 0.134	−7.213	6.623	0.177	$y = 1.214 + -0.0405\,x$	0.266
	MALES (n = 159)								
	DXA vs. BIA	0.821 ($p < 0.001$)	−6.140	−6.580 to−5.701	−11.640	−0.641	<0.001	$y = -27.381 + 0.486\,x$	<0.001
	DXA vs. ANT Kerr (opt. 1)	0.529 ($p < 0.001$)	−5.412	−6.046 to−4.779	−13.340	2.516	<0.001	$y = -25.129 + 0.455\,x$	<0.001
	DXA vs. ANT Kerr (opt. 2)	0.551 ($p < 0.001$)	−2.729	−3.362 to−2.097	−10.644	5.186	<0.001	$y = -16.310 + 0.324\,x$	0.0002
	DXA vs. ANT Matiegka	0.443 ($p < 0.001$)	−1.387	−2.158 to−0.616	−11.029	8.255	0.001	$y = -1.673 + 0.007\,x$	0.944
	DXA vs. ANT Martin	0.641 ($p < 0.001$)	−14.141	−14.762 to−13.519	−21.917	−6.365	<0.001	$y = -13.973 + -0.004\,x$	<0.001
	DXA vs. ANT Drinkwater	0.806 ($p < 0.001$)	−3.229	−3.672 to−2.786	−8.774	2.317	<0.001	$y = -21.112 + 0.424\,x$	<0.001
	DXA vs. ANT Heymsfield	0.492 ($p < 0.001$)	−7.535	−8.551 to−6.520	−20.243	5.172	<0.001	$y = 18.498 + -0.587\,x$	<0.001
	DXA vs. ANT Lee	0.732 ($p < 0.001$)	−2.158	−2.658 to−1.658	−8.415	4.099	<0.001	$y = -13.655 + 0.276\,x$	<0.001
	DXA vs. ANT Poortmans	0.639 ($p < 0.001$)	−1.003	−1.580 to−0.425	−8.233	6.228	0.001	$y = -11.015 + 0.244\,x$	0.001
	FEMALES (n = 103)								
	DXA vs. BIA	0.772 ($p < 0.001$)	−10.453	−10.966 to−9.940	−15.597	−5.309	<0.001	$y = -11.998 + 0.042\,x$	0.560
	DXA vs. ANT Kerr (opt. 1)	0.583 ($p < 0.001$)	−6.015	−6.653 to−5.376	−12.419	0.389	<0.001	$y = -19.515 + 0.388\,x$	<0.001
	DXA vs. ANT Kerr (opt. 2)	0.525 ($p < 0.001$)	−2.010	−2.704 to−1.315	−8.975	4.955	<0.001	$y = -10.862 + 0.270\,x$	0.016
	DXA vs. ANT Matiegka	0.615 ($p < 0.001$)	−15.957	−16.900 to−15.014	−25.417	−6.497	<0.001	$y = 4.977 + -0.526\,x$	<0.001
	DXA vs. ANT Martin	0.662 ($p < 0.001$)	−12.363	−13.019 to−11.706	−18.943	−5.782	<0.001	$y = -9.669 + -0.071\,x$	0.431
	DXA vs. ANT Drinkwater	0.814 ($p < 0.001$)	−5.028	−5.484 to−4.573	−9.593	−0.464	<0.001	$y = -17.369 + 0.360\,x$	<0.001
	DXA vs. ANT Heymsfield	0.564 ($p < 0.001$)	−1.023	−1.803 to−0.242	−8.847	6.802	0.011	$y = 4.569 + -0.173\,x$	0.101
	DXA vs. ANT Lee	0.808 ($p < 0.001$)	−2.634	−3.099 to−2.169	−7.301	2.033	<0.001	$y = -5.045 + 0.073\,x$	0.263
	DXA vs. ANT Poortmans	0.695 ($p < 0.001$)	0.797	0.217 to 1.377	−5.023	6.617	0.008	$y = -2.705 + 0.112\,x$	0.189

(Continued)

10.3389/fnut.2024.1445892

TABLE 8 (Continued)

Variable	Method	Pearson's *r* (p)	Mean diff	95% CI	95% Limits of agreement		p	Regression equation	p
					Lower limit	Upper limit			
LBM (kg)	GENERAL SAMPLE (n = 262)								
	DXA vs. BIA	0.979 ($p < 0.001$)	−1.956	−2.265 to−1.646	−6.943	3.032	<0.001	$y = -6.600 + 0.088$ x	<0.001
	DXA vs. ANT Kulkarni	0.959 ($p < 0.001$)	−8.006	−8.488 to−7.524	−15.770	−0.241	<0.001	$y = -1.065 + -0.124$ x	<0.001
	DXA vs. ANT Lee	0.969 ($p < 0.001$)	0.720	0.358 to 1.081	−5.108	6.547	<0.001	$y = -1.078 + 0.035$ x	0.026
	MALES (n = 159)								
	DXA vs. BIA	0.945 ($p < 0.001$)	−1.339	−1.762 to−0.916	−6.636	3.958	<0.001	$y = -9.883 + 0.141$ x	<0.001
	DXA vs. ANT Kulkarni	0.879 ($p < 0.001$)	−9.594	−10.203 to−8.985	−17.215	−1.972	<0.001	$y = -13.617 + 0.062$ x	0.126
	DXA vs. ANT Lee	0.916 ($p < 0.001$)	0.572	0.0578 to 1.087	−5.867	7.012	0.030	$y = -8.918 + 0.159$ x	<0.001
	FEMALES (n = 103)								
	DXA vs. BIA	0.927 ($p < 0.001$)	−2.907	−3.286 to−2.529	−6.703	0.889	<0.001	$y = -0.960 + -0.047$ x	0.226
	DXA vs. ANT Kulkarni	0.875 ($p < 0.001$)	−5.554	−6.061 to−5.047	−10.641	−0.467	<0.001	$y = -1.946 + -0.085$ x	0.102
	DXA vs. ANT Lee	0.873 ($p < 0.001$)	0.947	0.476 to 1.418	−3.779	5.673	<0.001	$y = -6.193 + 0.181$ x	0.001
LBM (%)	GENERAL SAMPLE (n = 262)								
	DXA vs. BIA	0.903 ($p < 0.001$)	−1.845	−2.293 to−1.397	−9.064	5.3730	<0.001	$y = -20.118 + 0.246$ x	<0.001
	DXA vs. ANT Kulkarni	0.839 ($p < 0.001$)	−9.962	−10.521 to−9.403	−18.970	−0.953	<0.001	$y = -15.018 + 0.064$ x	<0.001
	DXA vs. ANT Lee	0.874 ($p < 0.001$)	2.140	1.648 to 2.632	−5.785	10.065	<0.001	$y = -11.441 + 0.188$ x	<0.001
	MALES (n = 159)								
	DXA vs. BIA	0.855 ($p < 0.001$)	−0.498	−1.028 to 0.032	−7.136	6.140	0.066	$y = -23.130 + 0.290$ x	<0.001
	DXA vs. ANT Kulkarni	0.704 ($p < 0.001$)	−11.088	−11.824 to−10.353	−20.289	−1.888	<0.001	$y = -68.966 + 0.693$ x	<0.001
	DXA vs. ANT Lee	0.812 ($p < 0.001$)	1.981	1.346 to 2.616	−5.967	9.929	<0.001	$y = -43.532 + 0.592$ x	<0.001
	FEMALES (n = 103)								
	DXA vs. BIA	0.860 ($p < 0.001$)	−3.925	−4.535 to−3.315	−10.042	2.192	<0.001	$y = -3.012 + -0.0133$ x	0.808
	DXA vs. ANT Kulkarni	0.758 ($p < 0.001$)	−8.223	−8.977 to−7.468	−15.785	−0.660	<0.001	$y = -38.960 + 0.434$ x	<0.001
	DXA vs. ANT Lee	0.727 ($p < 0.001$)	2.386	1.598 to 3.174	−5.517	10.290	<0.001	$y = -19.048 + 0.327$ x	<0.001

SMM, Skeletal muscle mass; LBM, Lean body mass; DXA, computed axial densitometry; BIA, bioimpedance; ANT, anthropometry; Kg, kilograms, %, percentages.

10.3389/fnut.2024.1445892

and formulas. However, care should be taken when interpreting these results if standard measurement procedures are not followed to estimate SMM/LBM, especially in relation to factors that may affect hydration. It is expected that under different hydration statuses (hypo-or hyper-hydration), the estimations of SMM/LBM might be affected differently among the methods. BIA, in particular, might provide more variable data due to its high sensitivity to tissue water content (12, 22, 77, 78). Future research should test these results without controlling for factors that could affect hydration.

The second objective was to assess the agreement of BIA and anthropometry in comparison with DXA. The latter was chosen as the reference, due to its high accuracy and reliability ($r^2 = 0.996$), and low measurement variability (coefficient of variation 0.5–4%), following the trend set by previous studies (12, 83–85). In the analysis of correlation and concordance using Lin's concordance coefficient between various methods and the reference method, DXA, there is a general lack of concordance in most cases. This discrepancy could be due to differences in evaluation methods and the populations used for validation (6, 24, 30, 31, 55, 56, 60, 62, 63, 86). For example, some anthropometric methods measure different body parts and use various populations, which can affect the accuracy and validity of SMM and LBM estimates (6, 24, 30, 31, 55, 56, 60, 62, 63, 86).

However, there are notable exceptions. Lee, Poortmans, and Kerr (option 2, estimation with mid-thigh girth) show concordance with DXA in estimating SMM. This could be because Lee's anthropometric SMM estimation formula was validated using nuclear magnetic resonance imaging as a reference method, and also the formula of Kim et al. that has been used in the present investigation to estimate SMM with DXA was validated using nuclear magnetic resonance imaging as a reference (17, 56). In the case of Poortmans, this formula was validated directly with DXA, which might explain the concordance (57). Respect to Kerr's case, the concordance could be due to multiple factors, including the use of a wide range of variables in the estimation, a large sample size, and cadaver validation, which makes it an indirect method, rather than a double indirect method like the other anthropometric equations, which could minimize errors and align results with DXA (30).

For LBM, most methods also show a lack of concordance, except in the general group expressed in kilograms. Both BIA and DXA showed concordance when the sample is analyzed as a group. This pattern has also been observed in earlier studies, where BIA and DXA exhibit concordance in general samples, but not in individual cases (87). Significant concordance was also found between DXA and Lee's formula for LBM in kg. The fact that Lee's formula was validated using DXA as a reference may explain the concordance between the results found by both methods (6).

Another relevant finding of this research was that the Bland–Altman analysis revealed significant differences in the estimation of SMM and LBM across all methods and formulas, except for the Poortmans's anthropometric proposal for SMM in the general sample. These differences can be partly attributed to the fact that most proposals for estimating SMM and LBM with anthropometry are indirect or doubly indirect (56, 57, 60, 88, 89), and often use validation methods other than DXA (31, 56, 58–60). However, the proposals by Poortmans for SMM, although using a doubly indirect approach, validates the equation using DXA as a reference, which could explain the similarities in the results with this reference method (6, 57).

Regarding the comparison between DXA and BIA, it was found that in most cases, BIA did not agree with the results showed by DXA. This could be due to discrepancies in the measurement principles of DXA and BIA (12, 22, 83, 90, 91). These divergences contribute to disparities in the sensitivity of the two methods to various physiological factors, which may influence the observed differences in the results obtained.

With regard to the strengths of the present research, to date, no previous study has addressed the comparison of results in the estimation of SMM and LBM using the three main methods of body composition assessment (DXA, BIA, and anthropometry), with a broad set of formulas; in such a large sample; without mixing methods that estimate SMM and LBM; and analyzing the influence of sex on the results found. Therefore, the present study has important implications for health professionals, such as nutritionists, physiotherapists and any other health professional interested in assessing SMM and/or LBM levels in their patients or athletes; as well as for sports professionals. The first is the realization that the formulas and methods are not interchangeable, and that neither BIA nor anthropometry are in agreement with DXA, except when using the Poortmans's SMM formula with anthropometry. Therefore, given that there are differences between the results found by most methods, it is necessary, in both clinical and research body composition assessment, to consistently use the same method and formula when monitoring changes in a patient's/user's SMM or LBM over time, so that the measurements can be compared. Likewise, when seeking to compare an athlete to the SMM or LBM references for their discipline, or an individual to the SMM or LBM references for a chronic disease, it is imperative that the practitioner ensures that the same formula and method is used as was employed in the baseline study for the generation of the reference values. The second practical application derived from the present study is that given the identified significant influence of sex on the assessment of SMM and LBM, it is necessary to consider this factor when choosing a method and equation for assessment.

However, this study also has certain limitations that need to be addressed. Firstly, formulas were used that were not specifically validated for the population analyzed or its context, physical exercise, age and sex. However, given that this practice is common in both clinical and research settings (68–70), the decision was made to follow the same trend in the present study in order to have a record of what occurs when doing this in the researcher/clinical setting. Another limitation relates to the use of a regression formula to transform DXA-estimated LBM into SMM (17). However, this strategy was adopted, as DXA does not directly provide SMM values, in order to assess whether unifying all methods and formulas under the same level of approach to body composition (28, 29, 83), maintained or varied the observed differences. Kim's formula 2002 (17) was chosen as it was the most popularly used in previous studies (17, 23, 27, 28, 57, 61). However, this article did not include other alternatives for estimating the SMM with DXA such as the one proposed by Kim 2004 (92) as it is less used in the literature, but future studies could also analyze the agreement with this formula.

Furthermore, regarding BIA, it was conducted in a standing position using a model that did not provide all the electrical properties in its report. Consequently, it has not been possible to calculate SMM and LBM using different bioelectrical formulas for bioimpedance in

this work, as was done for anthropometry and as has been suggested in previous studies with BIA (93).

In conclusion, most of the formulas and methods used to estimate SMM and LBM with BIA and anthropometry do not show agreement nor concordance with respect to DXA, with sex having an influence on this issue. However, from the present investigation it can be extracted that for a group analysis, Poortmans, Lee and Kerr (with mid-thigh girth) anthropometry formulas for the SMM; and BIA and Lee's anthropometry formula for the LBM showed concordance when the results were compared to DXA. For the individual analysis, only Portmans's anthropometry formula was found to be valid with respect to DXA.

Data availability statement

The raw data supporting the conclusions of this article will be made available by the authors, without undue reservation.

Ethics statement

The studies involving humans were approved by Institutional Ethics Committee of the Catholic University of Murcia (code: CE072103). The studies were conducted in accordance with the local legislation and institutional requirements. The participants provided their written informed consent to participate in this study.

Author contributions

NB: Conceptualization, Data curation, Formal analysis, Investigation, Methodology, Writing – original draft, Writing – review & editing. RV-C: Conceptualization, Data curation, Funding acquisition, Investigation, Methodology, Project administration, Supervision, Writing – original draft, Writing – review & editing. MA-S: Data curation, Formal analysis, Investigation, Methodology, Writing – original draft, Writing – review & editing. MM-C: Data curation, Investigation, Writing – original draft, Writing – review & editing. FE-R: Funding acquisition, Resources, Supervision, Writing – original draft, Writing – review & editing.

Funding

The author(s) declare that no financial support was received for the research, authorship, and/or publication of this article.

Acknowledgments

The authors would like to thank all the participants and helpers who made this research possible. This study is part of the doctoral thesis of Nicolas Baglietto.

Conflict of interest

The authors declare that the research was conducted in the absence of any commercial or financial relationships that could be construed as a potential conflict of interest.

The reviewer JM declared a past co-authorship with the authors RV-C, MA-S, and FE-R to the handling editor.

Publisher's note

All claims expressed in this article are solely those of the authors and do not necessarily represent those of their affiliated organizations, or those of the publisher, the editors and the reviewers. Any product that may be evaluated in this article, or claim that may be made by its manufacturer, is not guaranteed or endorsed by the publisher.

Supplementary material

The Supplementary material for this article can be found online at: https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fnut.2024.1445892/full#supplementary-material

References

1. Liu M, Zhang Z, Zhou C, Ye Z, He P, Zhang Y, et al. Predicted fat mass and lean mass in relation to all-cause and cause-specific mortality. *J Cachexia Sarcopenia Muscle.* (2022) 13:1064–75. doi: 10.1002/jcsm.12921

2. Hanna L, Nguo K, Furness K, Porter J, Huggins CE. Association between skeletal muscle mass and quality of life in adults with cancer: a systematic review and meta-analysis. *J Cachexia Sarcopenia Muscle.* (2022) 13:839–57. doi: 10.1002/jcsm.12928

3. Hilton EN, Lundberg TR. Transgender women in the female category of sport: perspectives on testosterone suppression and performance advantage. *Sports Med.* (2021) 51:199–214. doi: 10.1007/s40279-020-01389-3

4. Lockie RG, Carlock BN, Ruvalcaba TJ, Dulla JM, Orr RM, Dawes JJ, et al. Skeletal muscle mass and fat mass relationships with physical fitness test performance in law enforcement recruits before academy. *J Strength Cond Res.* (2021) 35:1287–95. doi: 10.1519/JSC.0000000000003918

5. Ferrari L, Colosio AL, Teso M, Pogliaghi S. Performance and anthropometrics of classic powerlifters: which characteristics matter? *J Strength Cond Res.* (2022) 36:1003–10. doi: 10.1519/JSC.0000000000003570

6. Lee DH, Keum NN, Hu FB, Orav EJ, Rimm EB, Willett WC, et al. Predicted lean body mass, fat mass, and all cause and cause specific mortality in men: prospective US cohort study. *BMJ.* (2018) 362:k2575. doi: 10.1136/bmj.k2575

7. Cruz-Jentoft AJ, Bahat G, Bauer J, Boirie Y, Bruyère O, Cederholm T, et al. Sarcopenia: revised European consensus on definition and diagnosis. *Age Ageing.* (2019) 48:601–1. doi: 10.1093/ageing/afz046

8. Tosato M, Marzetti E, Cesari M, Savera G, Miller RR, Bernabei R, et al. Measurement of muscle mass in sarcopenia: from imaging to biochemical markers. *Aging Clin Exp Res.* (2017) 29:19–27. doi: 10.1007/s40520-016-0717-0

9. Damluji AA, Alfaraidhy M, AlHajri N, Rohant NN, Kumar M, Al Malouf C, et al. Sarcopenia and cardiovascular diseases. *Circulation.* (2023) 147:1534–53. doi: 10.1161/CIRCULATIONAHA.123.064071

10. Holmes CJ, Racette SB. The utility of body composition assessment in nutrition and clinical practice: an overview of current methodology. *Nutrients.* (2021) 13:2493–2509. doi: 10.3390/nu13082493

11. Wang Z, Pierson N, Hetmsfield B. The five-level model: a new approach to organizing body-composition research. *Am J Clin Nutr.* (1992) 56:19–28.

12. Costa-Moreira O, Alonso-Aubin D, Oliveira C, Candia-Luján R. Body composition assessment methods: an updated review of description, application, advantages and disadvantages. *Archivos Medicina Deporte.* (2015) 32:387–94.

13. Blue MNM, Tinsley GM, Ryan ED, Smith-Ryan AE. Validity of body-composition methods across racial and ethnic populations. *Adv Nutr.* (2021) 12:1854–62. doi: 10.1093/advances/nmab016

14. Holway F. Body composition in sports nutrition In: Nutrición aplicada al deporte. *1st* ed. Buenos Aires: Editorial El Ateneo (2011). 195–226.

15. Aragon AA, Schoenfeld BJ, Wildman R, Kleiner S, VanDusseldorp T, Taylor L, et al. International society of sports nutrition position stand: diets and body composition. *J Int Soc Sports Nutr.* (2017) 14:1–25. doi: 10.1186/s12970-017-0174-y

16. Wang Z, Pi-Sunyer FX, Kotler DP, Wielopolski L, Withers RT, Pierson RN, et al. Multicomponent methods: evaluation of new and traditional soft tissue mineral models by in vivo neutron activation analysis. *Am J Clin Nutr.* (2002) 76:968–74. doi: 10.1093/ajcn/76.5.968

17. Kim J, Wang Z, Heymsfield SB, Baumgartner RN, Gallagher D. Total-body skeletal muscle mass: estimation by a new dual-energy X-ray absorptiometry method 1-3. *Am J Clin Nutr.* (2002) 76:378–83. doi: 10.1093/ajcn/76.2.378

18. Thamnirat K, Taweerat P, Permpongkosol S, Kamolnate N, Kositwattanarerk A, Utamakul C, et al. Precision and effects of a small meal on DXA-derived visceral adipose tissue, appendicular lean mass, and other body composition estimates in nonobese elderly men. *J Clin Densitom.* (2021) 24:308–18. doi: 10.1016/j.jocd.2020.04.001

19. Nana A, Slater GJ, Hopkins WG, Burke LM. Effects of exercise sessions on DXA measurements of body composition in active people. *Med Sci Sports Exerc.* (2013) 45:178–85. doi: 10.1249/MSS.0b013e31826c9cfd

20. Lee SY, Gallagher D. Assessment methods in human body composition. *NIH-PA.* (2008):566–72. doi: 10.1097/MCO.0b013e32830b5f23

21. Paoli A, Campa F. Problems and opportunities in the use of bioelectrical impedance analysis for assessing body composition during ketogenic diets: a scoping review. *Curr Obes Rep.* (2024) 13:496–509. doi: 10.1007/s13679-024-00573-0

22. Kerr A, Slater GJ, Byrne N. Impact of food and fluid intake on technical and biological measurement error in body composition assessment methods in athletes. *Br J Nutr.* (2017) 117:591–601. doi: 10.1017/S0007114517000551

23. Arias Téllez MJ, Carrasco F, España Romero V, Inostroza J, Bustamante A, Solar AI. A comparison of body composition assessment methods in climbers: which is better? *PLoS One.* (2019) 14:224–91. doi: 10.1371/journal.pone.0224291.eCollection2019

24. Esparza-Ros F, Vaquero-Cristóbal R. Anthropometry: Fundamentals of application and interpretation. Sevilla: Aula Magna. (2023).

25. Baglietto N, Albaladejo-Saura M, Esparza-Ros F, Vaquero-Cristóbal R. Agreement and differences between the equations for estimating muscle and bone mass using the anthropometric method in recreational strength trainees. *PeerJ.* (2024) 12:e17506. doi: 10.7717/peerj.17506

26. Reiter R, Iglseder B, Treschnitzer W, Alzner R, Mayr-Pirker B, Kreutzer M, et al. Quantifying appendicular muscle mass in geriatric inpatients: performance of different single frequency BIA equations in comparison to dual X-ray absorptiometry. *Arch Gerontol Geriatr.* (2019) 80:98–103. doi: 10.1016/j.archger.2018.10.010

27. Rodríguez Rodríguez FJ, Almagià Flores AA, Berral de la Rosa FJ. Estimation of appendicular limb muscle mass, based on dual photon densitometry (DXA). *Int J Morphol.* (2010) 28:1205–10. doi: 10.4067/S0717-95022010000400034

28. González-Mendoza RG, Gaytán-González A, Jiménez-Alvarado JA, Villegas-Balcázar M, Jáuregui-Ulloa EE, Torres-Naranjo F, et al. Accuracy of anthropometric equations to estimate DXA-derived skeletal muscle mass in professional male soccer players. *J Sports Med.* (2019) 2019:1–6. doi: 10.1155/2019/4387636

29. Gobbo LA, Cyrino ES, Petroski ÉL, Cardoso JR, Carvalho FO, Romanzini M, et al. Validation of anthropometric equations for estimating muscle mass using dual-energy X-ray absorptiometry in male university students. *Rev Bras Med Esporte.* (2008) 14:376–80. doi: 10.1590/S1517-86922008000400011

30. Kerr D, Ross W. Body mass fractionation: a new method for use in clinical nutrition and sports medicine. *Apunts.* (1991):18.

31. Matiegka J. The testing of physical efficiency. *Am J Phys Anthropol.* (1921) IV:223–30. doi: 10.1002/ajpa.1330040302

32. Fernández-Vicitez J, Aguilera RR. Estimation of muscle mass by different anthropometric equations in high-level weightlifters. *Archivos Medicina Deporte.* (2001) 18:585–91.

33. Herda AA, Cleary CJ. Agreement between multifrequency BIA and DXA for assessing segmental appendicular skeletal muscle mass in older adults. *Aging Clin Exp Res.* (2021) 34:2789–95. doi: 10.1007/s40520-021-02000-z

34. Bassett AJ, Ahlmen A, Rosendorf JM, Romeo AA, Erickson BJ, Bishop ME. The biology of sex and sport. *JBJS Rev.* (2020) 8:140. doi: 10.2106/JBJS.RVW.19.00140

35. Watson LPE, Carr KS, Orford ER, Venables MC. The importance of hydration in body composition assessment in children aged 6-16 years. *J Clin Densitom.* (2021) 24:481–9. doi: 10.1016/j.jocd.2020.12.004

36. Jeong S, Bonner R, Firari A, Kurti S, Saunders MJ, Womack CJ. The effect of acute hydration on body composition assessed by multi-frequency and single-frequency bioelectrical impedance. *J Sports Med Phys Fitness.* (2023) 63:1069–1074. doi: 10.23736/S0022-4707.23.14913-9

37. Vandenbroucke JP, Von Elm E, Altman DG, Gøtzsche PC, Mulrow CD, Pocock SJ, et al. Strengthening the reporting of observational studies in epidemiology (STROBE): explanation and elaboration. *Epidemiology.* (2007) 18:805–35. doi: 10.1097/EDE.0b013e3181577511

38. Albadalejo M, Vaquero-Cristóbal R, Esparza-Ros F. Effect of pre-season training on anthropometric and derivative variables in elite basketball players. *Retos.* (2019) 36:474–9. doi: 10.1038/s41598-024-58222-4

39. Sellés-Pérez S, Cejuela-Anta R, Fernández-Sáez J, Ferriz-Valero A. Effect of training intensity distribution on body composition in amateur triathletes. *Rev Andal Med Deport.* (2019) 12:103–7. doi: 10.2478/hukin-2018-0077

40. Schierbauer J, Günther S, Haupt S, Zimmer RT, Herz D, Voit T, et al. Acute fluid intake impacts assessment of body composition via bioelectrical impedance analysis. A randomized, controlled crossover pilot trial. *Meta.* (2023) 13:473–86. doi: 10.3390/metabo13040473

41. Esparza-Ros F, Moreira AC, Vaquero-Cristóbal R, Barrigas C, Albaladejo-Saura M, Vieira F. Differences between four skinfold calipers in the assessment of adipose tissue in young adult healthy population. *Nutrients.* (2022) 14:2085. doi: 10.3390/nu14102085

42. Vaquero-Cristóbal R, Garcia Roca JA, Albaladejo-Saura M, Fernández-Alarcón M, Esparza F. Evolution in anthropometric variables related to training and nutritional parameters in ultra-endurance mountain runners. *Nutr Hosp.* (2019) 36:706–13. doi: 10.20960/nh.2333

43. García-Morant A, Cortés-Castell E, Palazón-Bru A, Martínez-Amorós N, Gil-Guillén VF, Rizo-Baeza M. Macronutrients and micronutrients in Spanish adult vegans (Mediterranean population). *Nutr Hosp.* (2020) 35:549–58.

44. Ruano J, Teixeira VH. Prevalence of dietary supplement use by gym members in Portugal and associated factors. *J Int Soc Sports Nutr.* (2020) 17:1–8. doi: 10.1186/s12970-020-00342-z

45. Sebastiá-Rico J, Soriano JM, Sanchis-Chordà J, García-Fernández ÁF, López-Mateu P, de la Cruz MS, et al. Analysis of fluid balance and urine values in elite soccer players: impact of different environments, playing positions, sexes, and competitive levels. *Nutrients.* (2024) 16:903. doi: 10.3390/nu16060903

46. Travis TD, Louise BM, Kelly AE. Nutrition and athletic performance. *Med Sci Sports Exerc.* (2016) 48:543–68. doi: 10.1249/MSS.0000000000000852

47. Shepherd JA, Ng BK, Sommer MJ, Heymsfield SB. Body composition by DXA. *Bone.* (2017) 104:101–5. doi: 10.1016/j.bone.2017.06.010

48. Nana A, Slater GJ, Hopkins WG, Halson SL, Martin DT, West NP, et al. Importance of standardized DXA protocol for assessing physique changes in athletes. *Int J Sport Nutr Exerc Metab.* (2016) 26:259–67. doi: 10.1123/ijsnem.2013-0111

49. Wang W, Feng Y, Long Q, Chen F, Chen Y, Ma M, et al. A comparative analysis of body composition assessment by BIA and DXA in children with type II and III spinal muscular atrophy. *Front Neurol.* (2022):13. doi: 10.3389/fneur.2022.1034894

50. Jiang F, Tang S, Eom JJ, Song KH, Kim H, Chung S, et al. Accuracy of estimated bioimpedance parameters with Octapolar segmental bioimpedance analysis. *Sensors.* (2022) 22:2681. doi: 10.3390/s22072681

51. Alvero-Cruz JR, Correas Gómez L, Ronconi M, Fernández Vázquez R, Porta i Manzañido J. Electrical bioimpedance as a method for estimating body composition: practical rules of use. *Rev Andal Med Deporte.* (2011) 4:167–74.

52. Esparza-Ros F, Vaquero-Cristóbal R, Marfell-Jones M. International standards for anthropometric assessment. UCAM Universidad Católica de Murcia, editor. Murcia: International Society for the Advancement of Kinanthropometry (2019).

53. Totosy de Zepetnek JO, Lee JJ, Boateng T, Plastina SE, Cleary S, Huang L, et al. Test–retest reliability and validity of body composition methods in adults. *Clin Physiol Funct Imaging.* (2021) 41:417–25. doi: 10.1111/cpf.12716

54. Lee DH, Keum N, Hu FB, Orav EJ, Rimm EB, Sun Q, et al. Development and validation of anthropometric prediction equations for lean body mass, fat mass and percent fat in adults using the National Health and nutrition examination survey (NHANES) 1999-2006. *Br J Nutr.* (2017) 118:858–66. doi: 10.1017/S0007114517002665

55. Kulkarni B, Kuper H, Taylor A, Wells JC, Radhakrishna KV, Kinra S, et al. Development and validation of anthropometric prediction equations for estimation of lean body mass and appendicular lean soft tissue in Indian men and women. *J Appl Physiol.* (2013) 115:1156–62. doi: 10.1152/japplphysiol.00777.2013

56. Lee R, Wang Z, Heo M, Ross R, Janssen I, Heymsfield SB. Total-body skeletal muscle mass: development and cross-validation of anthropometric prediction models. *Am J Clin Nutr.* (2000) 18:796–803. doi: 10.1093/ajcn/72.3.796

57. Poortmans J, Boisseau N, Moraine J, Moreno-Reyes R, Goldman S. Estimation of Total-body skeletal muscle mass in children and adolescents. *Med Sci Sports Exerc.* (2005) 16:316–22. doi: 10.1249/01.mss.0000152804.93039.ce

58. Martin AD, Spenst LF, Drinkwater DT, Clarys JP. Anthropometric estimation of muscle mass in men. *Med Sci Sports Exerc.* (1990) 5:729–33.

59. Drinkwater DT, Ross WD In: M Ostyn, G Beunen and J Simons, editors. Anthropometric fractionation of body mass. Baltimore: University Park Press (1980). 183.International Series of Sports Science. Kinanthropometry II.

60. Heymsfield SB, McManus C, Smith J, Stevens V, Nixon DW. Revised equation for calculating bone-free arm muscle area. *Am J Clin Nutr.* (1982) 36:680. doi: 10.1093/ajcn/36.4.680

61. Scafoglieri A, Clarys JP. Dual energy X-ray absorptiometry: gold standard for muscle mass? *J Cachexia Sarcopenia Muscle.* (2018) 9:786–7. doi: 10.1002/jcsm.12308

62. Poortmans JR, Boisseau N, Moraine J, Moreno-reyes R, Goldman S. Estimation of total-body skeletal muscle mass in children and adolescents. *Med Sci Sports Exerc.* 37:316–22.

63. Withers RT, Craig NP, Ball CT, Norton KI, Whittingham NO. The Drinkwater-Ross anthropometric fractionation of body mass: comparison with measured body mass and densitometrically estimated fat and fat - free masses. *J Sports Sci*. (1991) 9:299–311. doi: 10.1080/02640419108729891

64. Berral de la Rosa FJ, Rodríguez-Bies EC, Berral de la Rosa CJ, Rojano Ortega D, Lara PE. Comparación de Ecuaciones Antropométricas para Evaluar la Masa Muscular en Jugadores de Badminton. *Int J Morphol*. (2010) 28:803–810. doi: 10.4067/S0717-95022010000300022

65. Alvero-Cruz JR, Lucas A, Martínez-Riaza L, Moreno-Pascual C, Porta-Manzañido J, Sillero-Quintana M, et al. Protocolo de valoración de la composición corporal para el reconocimiento médico-deportivo. documento de consenso del grupo español de cineantropometría (grec)de la federación española de medicina del deporte (femede). Versión 2010. *Archivos Medicina Deporte*. (2010) 27:330–44.

66. McBride G. Statistical Calculators. New Zealand: Lin's Concordance. Auckland (2007).

67. Janssen I, Heymsfield SB, Baumgartner RN, Ross R. Estimation of skeletal muscle mass by bioelectrical impedance analysis. *J Appl Physiol*. (2000) 89:465–71. doi: 10.1152/jappl.2000.89.2.465

68. Menargues-Ramírez R, Sospedra I, Holway F, Hurtado-Sánchez JA, Martínez-Sanz JM. Evaluation of body composition in CrossFit® athletes and the relation with their results in official training. *Int J Environ Res Public Health*. (2022) 19:11003. doi: 10.3390/ijerph191711003

69. Cherif M, Said MA, Bannour K, Alhumaid MM, Ben CM, Khammassi M, et al. Anthropometry, body composition, and athletic performance in specific field tests in Paralympic athletes with different disabilities. *Heliyon*. (2022) 8:e09023. doi: 10.1016/j.heliyon.2022.e09023

70. Porta M, Sebastiá-Rico J, Martínez-Sanz JM, Contreras C, Vaquero-Cristóbal R, López-Cáceres PA. Anthropometric values in Spanish elite soccer: differences between divisions and playing positions. *Appl Sci*. (2023) 13:11441. doi: 10.3390/app132011441

71. Pivtorak K, Fedzhaga I, Pivtorak N, Vozniuk L, Klekot O. Fat and muscle components of body weight and their relationship with the concentration of serum adipokines in patients with nonalcoholic fatty liver disease. *Wiad Lek*. (2022) 75:1289–94. doi: 10.36740/WLek202205210

72. Bredella MA. Sex differences in body composition (2017) 1043:9–27. doi: 10.1007/s10158-017-0202-2

73. Rodriguez-Giustiniani P, Rodriguez-Sanchez N, Galloway SDR. Fluid and electrolyte balance considerations for female athletes. *Eur J Sport Sci*. (2022) 22:697–708. doi: 10.1080/17461391.2021.1939428

74. Nuzzo JL. Sex differences in skeletal muscle fiber types: a meta-analysis. *Clin Anat*. (2024) 37:81–91. doi: 10.1002/ca.24091

75. Campa F, Toselli S, Mazzilli M, Gobbo LA, Coratella G. Assessment of body composition in athletes: a narrative review of available methods with special reference to quantitative and qualitative bioimpedance analysis. *Nutrients*. (2021) 13:1620. doi: 10.3390/nu13051620

76. Rodriguez-Sanchez N, Galloway SDR. Errors in dual energy X-ray absorptiometry estimation of body composition induced by Hypohydration. *Int J Sport Nutr Exerc Metab*. (2015) 25:60–8. doi: 10.1123/ijsnem.2014-0067

77. Fleck SJ, Hayes A, Stadler G, Goesch T, Goldammer M, Braun S. Urine specific gravity effect on Total and segmental body composition validity of multifrequency bioelectrical impedance analysis compared with dual energy X-ray absorptiometry. *J Strength Cond Res*. (2021) 35:373–84. doi: 10.1519/JSC.0000000000003886

78. Kasper AM, Langan-Evans C, Hudson JF, Brownlee TE, Harper LD, Naughton RJ, et al. Come Back skinfolds, all is forgiven: a narrative review of the efficacy of common body composition methods in applied sports practice. *Nutrients*. (2021) 13:1075. doi: 10.3390/nu13041075

79. Giersch GEW, Charkoudian N, Stearns RL, Casa DJ. Fluid balance and hydration considerations for women: review and future directions. *Sports Med*. (2020) 50:253–61. doi: 10.1007/s40279-019-01206-6

80. Aparicio-Ugarriza R, Luzardo-Socorro R, Palacios G, del Mar BM, Julibert A, Tur JA, et al. Impact of physical activity and sedentarism on hydration status and liquid intake in Spanish older adults. The PHYSMED study. *Nutr Hosp*. (2016) 33:4–8. doi: 10.20960/nh.309

81. San Mauro Martín I, Garicano Vilar E, Romo Orozco DA, Mendive Dubourdieu P, Paredes Barato V, Rincón Barrado M, et al. Hydration status: influence of exercise and diet quality. *Am J Lifestyle Med*. (2019) 13:414–23. doi: 10.1177/1559827617711906

82. Puga AM, Lopez-Oliva S, Trives C, Partearroyo T, Varela-Moreiras G. Effects of drugs and excipients on hydration status. *Nutrients*. (2019) 11:1–25. doi: 10.3390/nu11030669

83. Thibaut R, Genton L, Pichard C. Body composition: why, when and for who? *Clin Nutr*. (2012) 31:435–47. doi: 10.1016/j.clnu.2011.12.011

84. Lustgarten MS, Fielding RA. Assessment of analytical methods used to measure changes in body composition in the elderly and recommendations for their use in phase II clinical trials. *J Nutr Health Aging*. (2011) 15:368–75. doi: 10.1007/s12603-011-0049-x

85. Glickman SG, Marn CS, Supiano MA, Dengel DR. Validity and reability of dual-energy X-ray absorptiometry for the assessment of abdominal adiposity. *J Appl Physiol*. (2015) 97:509–14. doi: 10.1152/japplphysiol.01234.2003

86. Clarys J, Martins A, Drinkwater D. Gross tissue weights in the human body by cadaver dissection. *Hum Biol*. (1984) 56:459–73.

87. Nickerson BS, Mclester CN, Mclester JR, Kliszcewicz BM. Agreement between 2 segmental bioimpedance devices, BOD POD, and DXA in obese adults. *J. Clin. Densitometry*. (2020) 23:138–48. doi: 10.1016/j.jocd.2019.04.005

88. Toomey CM, Cremona A, Hughes K, Norton C, Jakeman P. A review of body composition measurement in the assessment of health. *Top Clin Nutr*. (2015) 30:16–32. doi: 10.1097/TIN.0000000000000017

89. Alves VA, Fayh APT, Queiroz SA, Gonzalez MC, de Sousa IM. Muscle mass evaluation in hospitalized patients: comparison between doubly indirect methods. *Clin Nutr ESPEN*. (2024) 59:188–93. doi: 10.1016/j.clnesp.2023.11.022

90. Tinsley GM, Morales E, Forsse JS, Grandjean PW. Impact of acute dietary manipulations on DXA and BIA body composition estimates. *Med Sci Sports Exerc*. (2017) 49:823–32. doi: 10.1249/MSS.0000000000001148

91. Gould LM, Cabre HE, Brewer GJ, Hirsch KR, Blue MNM, Smith-Ryan AE. Impact of follicular menstrual phase on body composition measures and resting metabolism. *Med Sci Sports Exerc*. (2021) 53:2396–404. doi: 10.1249/MSS.0000000000002702

92. Kim J, Heshka S, Gallagher D, Kotler DP, Mayer L, Albu J, et al. Intermuscular adipose tissue-free skeletal muscle mass: estimation by dual-energy X-ray absorptiometry in adults. *J Appl Physiol*. (2004) 97:655–60. doi: 10.1152/japplphysiol.00260.2004

93. Petri C, Micheli ML, Izzicupo P, Timperanza N, Lastrucci T, Vanni D, et al. Bioimpedance patterns and bioelectrical impedance vector analysis (BIVA) of body builders. *Nutrients*. (2023) 15:1–10. doi: 10.3390/nu15071606

Artículo 3

Baglietto, N., Albaladejo-Saura, M., Esparza-Ros, F., Mecherques-Carini, M., & Vaquero-Cristobal, R. (2024). Segmental fat-free mass and lean soft mass: A comparative study with dual x-ray absorptiometry (DXA), bioelectrical impedance analysis (BIA) and anthropometry and development of anthropometric prediction models. Journal of the International Society of Sports Nutrition, 22 (1), 2542368.

JOURNAL OF THE INTERNATIONAL SOCIETY OF SPORTS NUTRITION
2025, VOL. 22, NO. 1, 2542368
https://doi.org/10.1080/15502783.2025.2542368

Taylor & Francis
Taylor & Francis Group

OPEN ACCESS Check for updates

Segmental fat-free mass and lean soft mass: a comparative study with dual X-ray absorptiometry (DXA), bioelectrical impedance analysis (BIA) and anthropometry and development of anthropometric prediction models

Nicolás Baglietto [a,b], Mario Albaladejo-Saura [a,c], Francisco Esparza-Ros [a], Malek Mecherques-Carini [a] and Raquel Vaquero-Cristóbal [d]

[a]UCAM Universidad Católica San Antonio de Murcia, International Kinanthropometry Chair, Murcia, Spain; [b]UCAM Universidad Católica de Murcia, Health Sciences PhD Program, Guadalupe, Spain; [c]UCAM Universidad Católica San Antonio de Murcia, Facultad de Deporte, Murcia, Spain; [d]Faculty of Sport Sciences. University of Murcia, Research Group Movement Sciences and Sport (MS&SPORT), Department of Physical Activity and Sport Sciences, San Javier, Spain

ABSTRACT

Background: Although dual X-ray absorptiometry (DXA), bioelectrical impedance analysis (BIA), and anthropometry (ANT) are commonly used to evaluate body composition, evidence on their agreement at the segmental level remains limited. This study aimed to compare intra-subject differences in DXA, BIA, and ANT for estimating segmental weight (SW), fat-free mass (FFM), and lean soft mass (LSM) and to examines sex-related influences, and to develop anthropometric prediction equations using DXA as the reference.
Methods: A cross-sectional study was conducted on 258 young adults (157 males, 101 females). Participants were assessed using DXA, BIA, and ANT. SW, FFM, and LSM were estimated in kilograms and percentages for the upper limbs, trunk, and lower limbs using DXA and BIA. FFM was also estimated using anthropometry (ANT).
Results: Significant intra-subject differences were observed between methods across most body segments ($p \leq 0.049$), except for SW in the right upper limb ($p = 0.328$) and LSM in the trunk ($p = 0.186$) for females. Sex covariable showed a significant influence on the differences found in these comparisons ($p \leq 0.032$). Females exhibited lower values of SW, FFM, and LSM in the upper limbs, while males showed higher values of FFM and LSM specifically in the trunk and lower limbs. Bland – Altman analysis revealed a general lack of agreement between DXA and both BIA and ANT, except for BIA when estimating SW in the right upper limb in females ($p = 0.167$). The new anthropometric equations demonstrated high predictive accuracy ($R^2 > 0.750$), with slightly lower values in the upper limbs of females for FFM and LSM ($R^2 = 0.688–0.723$). Key predictors included body mass, corrected girths, and segmental lengths.
Conclusions: DXA, BIA, and ANT showed significant differences in estimating SW, FFM, and LSM, highlighting their lack of interchangeability. Sex was a significant factor, indicating its importance in body composition estimation. The new anthropometric equations showed good comparability with DXA, although their predictive performance was slightly lower in the upper limbs of females for FFM and LSM.

ARTICLE HISTORY
Received 5 September 2024
Accepted 15 July 2025

KEYWORDS
Segmental body composition; DEXA; bioimpedance; kinanthropometry; regional lean mass; prediction equations

1. Introduction

The body composition of athletes has been described primarily in terms of total body composition, which is useful for identifying desirable weights for competition, monitoring the effects of nutrition, and tracking training progress and performance [1]. More specifically, one of the components most analyzed for its influence on athletic performance is muscularity. However, before addressing this issue, it is important to consider that different terminologies have been used to assess this component, such as fat-free mass (FFM) or lean body mass, which must be clarified. In this regard, it has been noted that both terms are equivalent, as they represent body compartments without including essential fat. However, it is recommended to use

CONTACT Mario Albaladejo-Saura mdalbaladejosaura@ucam.edu Cátedra Internacional de Cineantropometría, Universidad Católica San Antonio, Campus de los Jerónimos, Guadalupe, Murcia 30107, Spain; Francisco Esparza-Ros fesparza@ucam.edu international kinanthropometry Chair, UCAM Universidad Católica San Antonio de Murcia, Campus de Los Jerónimos, Avda. de Guadalupe, s/n, 30107, Murcia, Spain
Supplemental data for this article can be accessed online at https://doi.org/10.1080/15502783.2025.2542368.

© 2025 The Author(s). Published by Informa UK Limited, trading as Taylor & Francis Group.
This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution-NonCommercial License (http://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/), which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited. The terms on which this article has been published allow the posting of the Accepted Manuscript in a repository by the author(s) or with their consent.

"FFM" due to its conceptual precision and greater acceptance in recent scientific literature, thereby facilitating scientific communication and the replicability of future studies [2].

Muscle mass assessment has traditionally been addressed globally, and this approach provides little information on regional mass distribution. Therefore, evaluating total body segmental weight (SW), along with the regional distribution of FFM and lean soft mass (LSM), becomes particularly relevant in sports with unilateral demands or predominant use of either the upper or lower limbs. These disciplines may generate substantial asymmetries in segmental mass distribution [3,4], potentially compromising performance and increasing injury risk due to altered load management and motor patterns [5,6].

In sports, performance relies heavily on strength and power generation in any of its manifestations, so the ability of a specific body segment to produce force is crucial [7]. The mass of a limb directly impacts its force-generating capacity in dynamic actions in which an active translation of the body segment is produced [8]. Assessing SW allows coaches and athletes to optimize training by adjusting limb mass to enhance performance [3]. Moreover, asymmetric mass distribution can affect balance and movement efficiency, which is especially important in sports requiring unilateral actions [9]. This may be specifically relevant when segmental mass increases due to soft tissue variation, and more specifically of the FFM or LSM [10,11], as the amount of muscle mass is directly related to the ability to exert force and power [10–12]. Therefore, measuring SW, and the regional distribution of FFM and LSM provides valuable information on diet, exercise, and aging [13,14].

Although many studies have addressed the various components of body composition, confusion still persists in the scientific literature about the terminology used to refer to these components. FFM is defined as total body weight minus nonessential fat, encompassing water, protein, minerals, glycogen and essential lipids, and is crucial for physical functionality and basal metabolism [15–17]. LSM, on the other hand, takes the totality of molecules, excluding both non-essential fat mass and bone mineral content (BMC) [17,18]. This differentiation is crucial, as in the literature, these terms have been used as synonymously, when they are not [17,19–21].

Several techniques are used to estimate FFM and LSM segmentally, with the most common being dual X-ray absorptiometry (DXA), bioelectrical impedance analysis (BIA), and anthropometry (ANT) [22–25]. DXA is considered the gold standard technique for BMC estimation due to its high accuracy and replicability [22,26]. BIA can operate with either single or multiple frequencies to measure the bioelectrical properties of the body [27,28]. This is especially important, given that previous research has shown that multi-frequency and single-frequency BIA are not interchangeable [28,29]. The multi-frequency approach is particularly advantageous, as it allows for a more precise assessment of intra- and extracellular spaces, differentiating between the different molecules that make up the body according to their ability to conduct electrical current [17,18,27–29]. This capability enhances the accuracy of body composition assessments, especially when assessing appendicular skeletal muscle [28]. The validity of BIA may depend on the position used to assess the subject and the processing of the results it provides [22,30,31]. Finally, ANT uses regression equations to predict different body components based on measurements of basic body measurements such as skinfolds, girths, breaths, height, lengths, and depths [32–35].

ANT is one of the most deeply rooted methods in body composition assessment due to its affordability and practical application [22,32,36]. Research has highlighted its robustness against external factors such as prior food and fluid intake, as well as hydration status [37,38]. However, the absence of reliable formulas for SW estimation, particularly in younger populations [39], limits its applicability. This gap constrains its use in clinical and sports settings, where more precise, segmental assessments are required.

The scientific literature has documented the advantages and limitations of each of these techniques [22]. DXA provides accurate measurements of segmental body composition, although access may be limited due to cost and availability [22,40,41]. BIA has been valued for its practicality, but some studies point out discrepancies of its estimates with DXA for the body in general, and that its results can be affected by the hydration levels of those assessed [18,35,38,42]. In ANT, the measurement of SW is based on regression equations derived from a small sample of six cadavers, five of whom were older adults and one adolescent [39]. While these foundational studies used cadaver dissection – considered the gold standard for comparison [39], the limited and specific sample makes it difficult to generalize these equations to broader populations [35], particularly healthy, physically active adults. As a result, the segmental equations have limited applicability. Furthermore, various equations have been proposed for the estimation of FFM,

although these proposals have measured only one side of the body, often assuming body symmetry [21,39,43–47] and do not declare the protocols used, which makes it impossible to replicate their results [19,20,43,48]. Other studies have used older protocols currently in disuse or they have been designed for a very specific population [21,43]. In the case of LSM, it is surprising that no study has documented a strategy for its estimation by body segments using ANT.

The absence of consensus on how to assess segmental body composition across different methods highlights the relevance of conducting intra-subject comparisons to better understand both the magnitude and direction of discrepancies. Recent studies have adopted this within-subject approach to compare DXA, BIA, and ANT, aiming to clarify their agreement and practical applicability. Evaluating the outcomes of different techniques within the same individual offers valuable insights that would likely be obscured by inter-individual variability [33,35,49,50].

Furthermore, to the best of our knowledge, we have not found studies that compare the resulting values between DXA, BIA, and ANT in the estimation of SW and segmental FFM and LSM. While previous research has compared segmental results between DXA and BIA and included ANT, it did not estimate SW or FFM, nor did it assess LSM. Additionally, it focused solely on mid-thigh segments and did not account for gender differences, and a small sample size of only 16 participants was utilized [51]. In view of these limitations, it is essential to evaluate the differences between methods and formulas in the estimation of SW, FFM, and LSM, and in the case of ANT, to develop new equations that overcome the limitations of the above formulas. In addition, previous studies have suggested that sex could be a determining factor in body composition estimation and comparability between methods [33,35,36,52], although this issue has not been considered or analyzed for SW and segmental FFM and LSM.

Therefore, the objectives of the present study were: 1) to analyze the intra-subject differences in the values obtained through the use of DXA, BIA, and ANT, in the estimation of SW, FFM, and LSM for the right upper limb, left upper limb, trunk, right lower limb, and left lower limb, and to determine whether these differences are influenced by the sex factor; 2) to examine the agreement between BIA and ANT in comparison with DXA for the estimation of SW, FFM, and LSM across body segments; and 3) to develop prediction equations using ANT to estimate SW, FFM, and LSM in kg and percentages, based on the results obtained through the use of DXA as a gold standard.

2. Materials and methods

2.1. Experimental design

A descriptive cross-sectional study was carried out following the STROBE recommendations [53]. The sample was selected through non-probabilistic sampling. The data collection protocol was submitted for review and approval by the Institutional Ethics Committee of the Catholic University of Murcia (code: CE072103). The research was aligned with the guidelines of the World Medical Association and complied with the ethical principles of the Declaration of Helsinki. The participants were informed about the procedure and signed an informed consent before starting the study.

The sample size was calculated using Rstudio 3.15.0 software, specifically the R power [library(pwr)] package (Rstudio Inc., Boston, MA, USA). A significance level of $\alpha = 0.05$ was established. The standard deviation (SD) was based on the percentage of skeletal muscle mass (SMM) from previous studies (SD = 1.58) [54,55]. With a margin of error (d) of 0.19% in the percentage of SMM, it was determined that 258 subjects were needed as the total sample. In addition, the required sample size of males and females, respectively, was calculated. The SD was based on the percentage of skeletal muscle mass (SMM) from previous studies (SD = 1.58) [54,55]. With a d of 0.31% in the percentage of SMM, it was determined that 101 subjects were needed for each group.

2.2. Participants

A total of 258 adults participated in the study. Figure 1 shows the flow chart of the sample selection. The inclusion criteria were: (1) age between 18 and 35 years. The exclusion criteria were: (1) failure to complete all body composition assessments; (2) having an injury at the time of the assessment; (3) being under hormonal

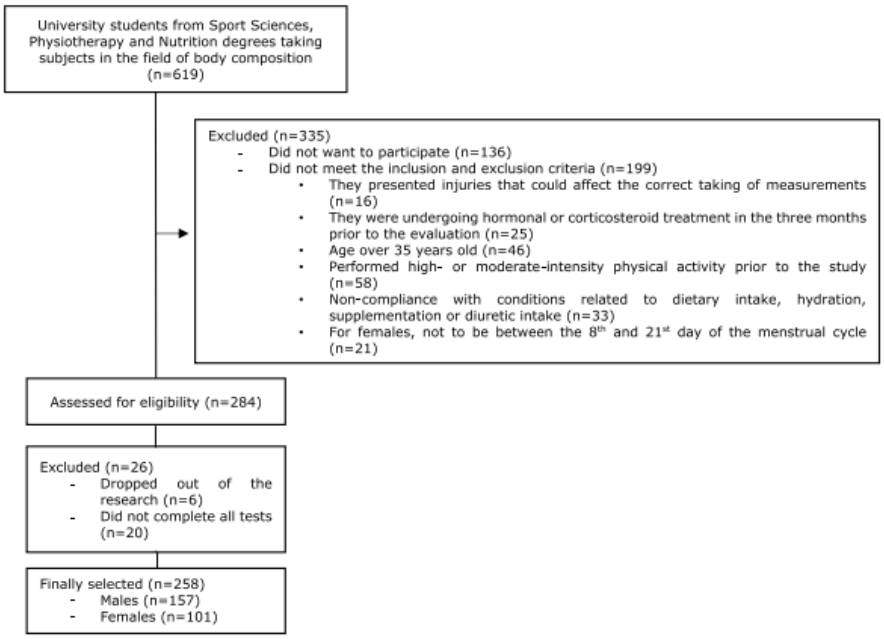


Figure 1. Participants' flow chart.

or corticosteroid treatment in the three months prior to the assessment (with the exception of hormonal treatments to regulate the menstrual cycle); (4) in the case of females, not being between the 8th and 21st day of the menstrual cycle, in order to avoid the influences that estrogen and luteinizing hormone variation may have on body water retention and distribution [56], which could affect the accuracy of both methods, particularly BIA, which is sensitive to hydration levels [37,38]; (5) performing intense physical activity 24 hours prior to the measurement, moderate physical activity 12 hours before, or any type of exercise on the day of the measurement; (6) having eaten a large meal the day before or not having fasted from food for at least 8 hours since the evening of the previous day; (7) not being well hydrated [57]; (8) consumption of products with diuretics effects with the 72 hours prior to the assessment, as these can affect hydration status [58,59]; (9) consumption of sports supplements that may affect body composition, specifically creatine, within four weeks, as its impact on water retention and muscle mass can persist for several weeks post-consumption [60–62]; and (10) suffering from diseases that may influence the accumulation of FFM or LSM (Figure 1).

2.3. Protocol

Students from the Catholic University of Murcia enrolled in Medicine, Nutrition, Physiotherapy and Sports Sciences, were contacted through digital advertisements (social networks, e-mail, and websites), and face-to-face events (information stands and presentations). As an incentive, they were offered a report of their body composition. Students interested in participating completed a questionnaire with basic information, and subsequently, those who met the inclusion criteria were contacted to provide additional instructions. Prior to participation, informed consent was obtained from each volunteer, and the process consisted of two distinct phases: first, data collection through an initial screening, and second, scheduling appointments for the measurements, considering the menstrual cycle in the case of females. They were asked to maintain their

normal food and fluid intake in the 24 hours prior to the measurements, according to previous studies [38,63].

Each volunteer was assigned an appointment to be evaluated. All measurements were performed at the same location, with a standardized humidity of 60% and a temperature of 24 °C, between 9:00 am and 2:00 pm, and were carried out by the same investigators. Participants independently completed the ad hoc questionnaire, supervised by an experienced researcher, who was available to resolve any doubts. They also completed a urine test to assess hydration status. A laterality test was performed to confirm the dominant side of both the upper and lower limbs of the subjects [64]. Subsequently, evaluations by DXA, BIA, and ANT were performed counterbalance randomly. The measurements were taken after a 10-minute rest period, during which the participants rested in a supine position, to minimize any influence of changes in posture [65,66]. The same evaluators performed all measurements in each session to eliminate technical errors of measurement between evaluators.

2.4. Instruments

2.4.1. Questionnaires

An ad hoc questionnaire was used to collect information on sociodemographic aspects. Date of birth, ethnicity and sex, possible pathologies that could influence the accumulation or distribution of SW, FFM, and LSM of the segments, injuries at the time of evaluation, hormonal treatments or administration of corticosteroids, and consumption of diuretics were recorded. The date of their last menstrual period and the time elapsed since then were noted for female participants. Information on dietary intake on the day prior to the measurements was collected using a 24-hour dietary recall, based on previous studies [67–69]. Participants were asked about their habitual consumption of sports supplements [70], and their physical activity was documented by means of a 48-hour exercise reminder, following previous studies [67].

2.4.2. Hydration status analysis

To measure hydration status, a urine sample was collected from each participant. Subjects were provided with a sterile, clean, and sealed jar and instructed to urinate into it [71]. The urine specific gravity (USG) was then measured using a MASTER-URC/Nα model refractometer (Atago, Japan), yielding an average of 1.020 ± 0.008 Specific Gravity. Hydration status was classified as well-hydrated (USG:≤1.020), moderately dehydrated (USG:1.021–1.024), or significantly dehydrated (USG: > 1.024) [57]. Participants who were not classified as well-hydrated were excluded from the study.

2.4.3. Laterality assessment

To assess lateral dominance, a series of established tests were performed, focusing on both upper and lower limbs. For the upper limbs, the participants completed five tasks, including identifying hand and foot prints, pointing to body parts, aiming a ball at a target, performing a throwing task, and executing a precision test with a specific apparatus [64]. The performance in these tasks was recorded, allowing for the determination of lateral dominance based on the side that produced superior results [64]. For the lower limbs, assessments included maintaining balance on one foot, stepping up and down from a platform, and performing a single-leg horizontal jump (forward lunge) [64]. The participants' results were evaluated to identify the dominant side based on their performance metrics [64]. These procedures adhered to protocols established in previous studies, ensuring the reliability and validity of the assessments [64].

2.5. Dual X-ray absorptiometry (DXA)

Each participant underwent SW, FFM, and LSM measurements by DXA. The Hologic Horizon model scanner (Hologic Inc., USA) was used, and the evaluation was performed by an experienced technician. To ensure uniformity of measurements, all participants wore specific sports clothing, and the protocols described in previous research were followed [72]. Prior to assessment, metal objects were removed from the subjects. In addition, participants were asked to urinate within 30 minutes prior to the measurements to minimize potentially confounding variables [73]. During the scan, subjects were positioned with their hands at their sides and both feet in an internal alignment of 15° [72].

The results obtained were analyzed using Hologic APEX 13.6.0.5:5 software (Hologic Inc., USA). The SW, FFM, and LSM values in kg and percentage, as reported by the system, were recorded. The strategies used in the estimation of SW, FFM, and LSM by DXA are detailed in Table 3.

2.6. Bioelectrical impedance analysis (BIA)

Each participant underwent BIA evaluation using the TANITA MC-780-MA model scale (Tanita Cooperation, Japan). This device employs a multi-frequency segmental system with electrodes configured for specific measurement frequencies (5 kHz/50 kHz/250 kHz) [74]. The electrodes used were touch-type, placed on the hand and foot platforms according to the manufacturer's guidelines [75]. Throughout the evaluation process, the manufacturer's guidelines and protocols established in previous research were strictly followed [65,66,75]. Before the measurements, the participants' skin was prepared by cleaning with wipes, as recommended in the device's manual [75]. Participants remained barefoot and made direct contact with the hand and foot electrodes [65,66]. Participants were instructed to urinate within 30 minutes prior to measurements, and information was collected on water intake and dietary factors that could influence body water levels, seeking to minimize potential sources of variability [63]. Each of the participants wore tight-fitting sports clothing and removed all metallic objects before the evaluation. The upper limbs were positioned at 30° to the trunk, and the lower limbs at 45° during the analysis, with the correct placement of the electrodes carefully checked before each measurement [31]. After taking the measurements, the TANITA MC-780-MA system software (Tanita Cooperation, Japan) was used to calculate the kg and percentage of SW, FFM, and LSM (Table 3).

2.7. Anthropometry (ANT)

The evaluation of anthropometric variables was performed following the full protocol established by the International Society for the Advancement of Kinanthropometry (ISAK) [76]. Measurements were performed by two anthropometrists with a current level 3 certification issued by the ISAK, one of whom took the measurements on the right side and the other on the left side. Each measurement was performed twice, randomly starting on either the right or left side, and the protocol applied to the left side was based on the ISAK protocol. In case of a difference of more than 5% in skinfolds and 1% in the rest of the variables between measurements, a third evaluation was performed. The final value used for data analysis was the mean when two measurements were taken, or the median for variables for which three measurements were taken. The intra- and inter-evaluator technical error of measurement (TEM) was calculated in a sub-sample ($n = 20$). The intra-evaluator TEM was found to be 0.01% for basic measurements, 0.70% for skinfolds, 0.30% for girths, 0.38% for lengths, 0.27% for heights, and 0.21% for breaths.

A total of 43 anthropometric variables were measured, corresponding to the complete profile established by the ISAK. All measurements were taken according to ISAK guidelines [76]. All measured variables and the site on which they were measured can be found in Table 1.

A TANITA MC-780-MA scale (Tanita Cooperation, Japan) with an accuracy of 0.1 kg was used to measure body mass, while height was measured with a SECA 213 stadiometer (SECA, Germany) with an accuracy of 0.1 cm. Arm span was measured with a Smartmet arm span segmometer (Smartmet, Mexico). Skinfolds were assessed using a Harpenden skinfold caliper (Harpenden, London, UK), accurate to 0.2 mm. Girths were measured with a Lufkin W606 PM inextensible millimeter tape measure (Lufkin, USA) with an accuracy of 0.1 cm. Lengths and heights were measured with a Cescorf segmometer (Cescorf, Brazil), large breadths and depths were measured with a RealMet large sliding caliper (RealMet Institute, Spain). Small breadths were evaluated with a RealMet small sliding caliper (RealMet Institute, Spain). All the instruments used were pre-calibrated to ensure accuracy and minimize the d in the measurements.

After the evaluations, the girths were adjusted for skinfold thickness using the formula: girth (cm) – (pi number, π) × skinfold (cm)) to arrive at the corrected girth (cm), a common procedure in ANT to more accurately estimate FFM or muscle mass [22–24,52,53]. This correction method is consistent with previous protocols and studies using similar anthropometric approaches, such as those by Scafoglieri et al. [44], which apply the full skinfold value (in cm) multiplied by π to estimate the subcutaneous fat contribution to the

Table 1. Anthropometric variables measured according to ISAK guidelines.

Type of variable	Variable	Variables taken generally for the whole body	Variables taken on both sides (right and left)
Basic measurements	Body mass	X	
	Stretch stature	X	
	Sitting height	X	
	Arm Span	X	
Skinfolds	Triceps		X
	Subscapular		X
	Biceps		X
	Iliac crest		X
	Supraspinale		X
	Abdominal		X
	Thigh		X
	Calf		X
Girths	Head	X	
	Neck	X	
	Arm relaxed		X
	Arm flexed and tensed		X
	Forearm		X
	Wrist		X
	Chest	X	
	Waist	X	
	Hips	X	
	Thigh 1 cm gluteal		X
	Thigh middle		X
	Calf		X
	Ankle		X
Lengths and Height	Acromiale-radiale		X
	Radiale-stylion		X
	Midstylion-dactylion		X
	Iliospinale height		X
	Trochanterion-tibiale laterale		X
	Tibiale laterale height		X
	Foot		X
	Tibiale mediale-sphyrion tibiale		X
Breadths and Depths	Biacromial	X	
	Antero-posterior abdominal depth	X	
	Biiliocristal	X	
	Transverse chest	X	
	Antero-posterior chest depth	X	
	Humerus		X
	Bi-styloid		X
	Femur		X
	Bimalleolar		X

measured girth. This supports the rationale of using the full skinfold value without dividing by two, in line with ISAK protocol recommendations [76].

Each corrected girth, along with the specific variables used in its calculation and the specific formula, is detailed in Table 2.

FFM values in kg were calculated according to the equations by Scafoglieri et al. [44] for the right and left upper limbs, and the right and left lower limbs, and Ritchie et al. [45] for the trunk, right and left upper limbs, and right and left lower limbs. The equations used in the estimations of FFM by segments in ANT can be found in Table 3.

Table 2. Corrected girths and variables used in the calculation and formula.

Corrected girth	Girth	Skinfold	Formula
Right arm	Right arm relaxed	Right triceps	Right arm relaxed girth – (π × right triceps skinfold)
Left arm	Left arm relaxed	Left triceps	Left arm relaxed girth – (π × left triceps skinfold)
Right chest	Chest	Right subscapular	Chest girth – (π × right subscapular skinfold)
Left chest	Chest	Left subscapular	Chest girth – (π × left subscapular skinfold)
Right waist	Waist	Right abdominal	Waist girth – (π × right abdominal skinfold)
Left waist	Waist	Left abdominal	Waist girth – (π × left abdominal skinfold)
Right thigh	Right thigh middle	Right thigh	Right thigh middle girth – (π × right thigh skinfold)
Left thigh	Left thigh middle	Left thigh	Left thigh middle girth – (π × left thigh skinfold)
Right calf	Right Calf	Right calf	Right calf girth – (π × right calf skinfold)
Left calf	Left Calf	Left calf	Left calf girth – (π × left calf skinfold)

* π: pi number.

Table 3. Methods of analysis by body segments with the equations used and their corresponding possible estimates, units and segments.

Method	Equation	Estimation	Units	Segments
DXA	Hologic Horizon software	SW	kg	Trunk
		FFM	%	Right upper limb
		LSM		Left upper limb
				Right lower limb
				Left lower limb
BIA	TANITA MC-780-MA software	SW	kg	Trunk
		FFM	%	Right upper limb
		LSM		Left upper limb
				Right lower limb
				Left lower limb
ANT	Ritchie et al.	FFM	kg	Trunk
				Right upper limb
				Left upper limb
				Right lower limb
				Left lower limb
	Scafoglieri et al.	FFM	kg	Right upper limb
				Left upper limb
				Right lower limb
				Left lower limb

* DXA: Dual X-ray absorptiometry; BIA: bioelectrical impedance analysis; ANT: anthropometry; SW: Segmental weight; FFM: Fat free Mass; LSM: Lean Soft Mass; kg: kilograms; %: percentages.

2.8. Statistical analysis

Statistical tests were applied to verify the normality and homogeneity of the variables, using the Kolmogorov-Smirnov test for distribution normality, and Levene's test for homogeneity. The results showed that all the variables exhibited a platykurtic distribution, confirming their normality and homogeneity, which allowed the application of parametric tests. Afterward, the descriptive analysis of all the variables studied was performed. Differences between SW, FFM, and LSM results, depending on the method used for their measurement, were evaluated by a repeated-measures one-way analysis of variance (ANOVA). The use of this statistical test answers to the aim of exploring the intra-individual differences in the results obtained with the different methods, is it has been done in previous researches with similar objectives [33,36,49,50]. In addition, an analysis of covariance (ANCOVA) was performed considering the covariate "sex" to explore its influence. The observed power was calculated in both the ANOVA and ANCOVA analyses to assess the statistical power of the tests. According to O'Keefe [77], a power value of > 0.8 indicates a sufficient power to detect differences, suggesting that the results are reliable, while values between 0.5 and 0.8 indicate moderate power, indicating that the study may still have detected significant effects but should be interpreted with caution due to the potential for errors. Values < 0.5 indicate low power, suggesting underpowered results and the need for a larger sample size. Student's t-test was used to determine the specific differences in SW, FFM as a percentage, and LSM, between the BIA and DXA methods when the sample was divided according to sex. Cohen's d was calculated to interpret the effect size of the differences observed in the Student's t-test, with values categorized as small (0.2), medium (0.5), or large (0.8) [78]. A post-hoc Bonferroni adjustment was applied to explore differences between equations and specific methods for FFM in kg. Effect size was assessed using the partial Eta squared coefficient (η^2 p), supplemented with 95% confidence intervals (CI). The agreement in kg between BIA and ANT with DXA for SW, FFM, and LSM was assessed using a Bland-Altman analysis, with DXA as the reference method. This technique was applied to evaluate each body segment analyzed, including right and left upper limbs, trunk, and right and left lower limbs. The limits of agreement and mean differences between methods were calculated to provide a comprehensive assessment of agreement. The regression equation for the model was also derived to complement the agreement analysis. Correlations between anthropometric variables and segmental mass estimates by DXA were assessed by Pearson's correlation test in the complete sample, and in the sample divided by sex groups. A forward stepwise multiple linear regression was then performed with the variables that had shown significant correlations, to discover which variables could predict segmental mass estimates by DXA. The significance level was set a priori at $p < 0.05$. The software used to perform the Bland-Altman test was MedCalc Statistical Software v.20.106 (Mariakerke, Belgium). The remaining statistical analyses were performed using SPSS version 27 (IBM, Endicott, NY, USA).

3. Results

3.1. Descriptive analysis

A total of 258 adults (mean age = 22.37 ± 3.41 years; mean body mass = 71.21 ± 13.60 kg; mean height = 172.27 ± 9.38 cm; mean BMI = 23.85 ± 3.30 kg/m^2) participated in the study. Of these, 157 were males (mean age = 22.84 ± 3.44 years; mean body mass = 77.88 ± 10.97 kg; mean height = 177.67 ± 6.73 cm; mean BMI = 24.64 ± 3.01 kg/m^2), and 101 were females (mean age = 21.65 ± 3.24 years; mean body mass = 60.85 ± 10.44 kg; mean height = 163.88 ± 6.22 cm; mean BMI = 22.61 ± 3.37 kg/m^2). All participants were Caucasian. Regarding hand dominance, 240 participants were right-handed, 16 were left-handed, and 2 were ambidextrous. For leg dominance, 213 were right-footed, 41 were left-footed, and 4 were ambidextrous.

Table 4 shows the results of the descriptive statistical analysis performed to estimate SW, FFM, and LSM by DXA, BIA, and ANT in kg and percentages in the overall sample, including means and SD.

3.2. Intra-subject differences between methods of estimating body composition in segmental analysis and the influence of sex

The results of the analysis of intra-subject differences across methods and the effect of sex on differences are included in Table 4. *In most cases, significant differences were observed between methods ($p \leq 0.049$). However, some exceptions were identified, such as SW (kg) in the left upper limb ($p = 0.328$) and LSM (kg) in the right lower limb ($p = 0.082$).*

Sex also showed a significant influence on the comparability of results ($p \leq 0.032$) for the majority of variables, although no effect was detected in SW (kg) of the left and right lower limbs ($p > 0.200$), FFM (%) of the left lower limb ($p = 0.425$), and LSM (kg) of the left upper limb and right lower limb ($p > 0.076$).

The analysis of observed power (OP) across the variables confirms that in most cases, the power was between moderate and high (OP = 0.756–1.000). However, in cases where no significant differences were observed, such as SW of the right lower limb ($p = 0.200$, OP = 0.249), LSM in kg of the right lower limb ($p = 0.171$, OP = 0.278), and FFM in percentage of the left lower limb ($p = 0.425$, OP = 0.533), the observed power was low.

3.3. Pairwise comparisons

To examine differences between both DXA and BIA for SW (kg), FFM (%), and LSM (kg and %), pairwise comparisons were conducted using Student's t-tests, with the analysis stratified (Table 5). Statistically significant differences were found in all segments ($p < 0.001$), except in LSM (%) in the trunk among females ($p = 0.186$).

However, to evaluate differences between DXA, BIA and ANT in FFM (kg) estimations, post hoc pairwise comparisons were performed using Bonferroni adjustment (Table 6). The analysis showed significant differences between all methods and estimation formulae ($p < 0.001$), except for DXA and BIA in the right lower limb in the female group ($p = 0.154$).

3.4. Agreement and concordance with a reference method (DXA)

The Bland-Altman analysis was used to assess the agreement between BIA and the two anthropometric equations with DXA when measuring SW (kg), FFM (kg) and LSM (kg) for the overall sample and by sex, as shown in Table 7. In the overall sample, neither BIA nor the anthropometric equations demonstrated an agreement with DXA ($p < 0.001$). This lack of agreement was also observed when the sample was divided by sex ($p \leq 0.026$), with the exception of BIA when estimating SW (kg) in the right upper limb in females, which showed a certain agreement ($p = 0.167$).

Using DXA as a reference, BIA consistently showed a tendency to overestimate SW in the trunk and upper limbs ($r = 0.897$-$r = 0.971$; $p < 0.001$), and to underestimate it in the lower limbs ($r = 0.876$-$r = 0.935$; $p < 0.001$), across the overall sample and both sexes. Similarly, BIA systematically overestimated FFM and LSM in kilograms in all body segments limbs ($r = 0.788$-$r = 0.962$; $p < 0.001$), with the exception of FFM (kg) in the left lower limb of males, where it was underestimated ($r = 0.878$, $p < 0.001$). Regarding the anthropometric

Table 4. Segmental weight, fat-free mass, and lean soft mass (in kilograms and percentages) estimated by DXA, BIA, and ANT in the general sample: descriptive statistics, intra-subject differences and sex interaction effects.

		Assessment method (mean ± SD)				Differences between methods/formulas				Differences between methods/formulas *Sex	
		DXA	BIA	ANT Ritchie et al	ANT Scafoglieri et al.	p	Ƞ2p	OP	p	Ƞ2p	OP
Segmental weight (kg)	Trunk	31.73±7.40	39.07±6.92	–	–	<0.001	0.860	1.000	<0.001	0.054	0.967
	Right upper limb	3.88±1.14	4.06±1.02	–	–	0.328	0.004	1.000	<0.001	0.144	1.000
	Left upper limb	3.74±1.12	4.01±1.00	–	–	<0.001	0.068	1.000	<0.001	0.132	1.000
	Right lower limb	13.21±2.11	12.04±2.33	–	–	<0.001	0.406	1.000	0.200	0.006	0.249
	Left lower limb	12.92±2.11	12.02±2.29	–	–	<0.001	0.289	1.000	0.740	0.000	0.063
Fat free mass (kg)	Trunk	24.00±5.30	31.17±5.01	8.30±4.37	–	<0.001	0.925	1.000	<0.001	0.665	1.000
	Right upper limb	2.96±1.02	3.26±1.09	1.10±0.45	5.68±1.96	<0.001	0.685	1.000	<0.001	0.314	1.000
	Left upper limb	2.81±1.02	3.18±1.06	1.09±0.44	5.60±1.94	<0.002	0.038	1.000	<0.001	0.690	1.000
	Right lower limb	9.27±2.37	9.50±2.27	4.03±1.57	17.20±3.90	0.049	0.015	1.000	<0.001	0.721	1.000
	Left lower limb	9.08±2.31	9.45±2.25	3.91±1.56	17.19±3.73	<0.001	0.012	1.000	<0.001	0.726	1.000
Fat free mass (%)	Trunk	75.98±7.94	80.42±6.74	–	–	<0.001	0.626	1.000	<0.001	0.362	1.000
	Right upper limb	75.18±10.85	79.39±8.52	–	–	<0.001	0.378	1.000	<0.001	0.085	0.998
	Left upper limb	73.52±11.71	78.31±8.61	–	–	<0.001	0.468	1.000	<0.001	0.159	1.000
	Right lower limb	69.72±10.36	78.46±9.90	–	–	<0.001	0.473	1.000	0.016	0.023	0.679
	Left lower limb	69.85±10.31	78.18±9.79	–	–	<0.001	0.233	1.000	0.425	0.002	0.533
Lean Soft Mass (kg)	Trunk	23.31±5.16	29.73±4.82	–	–	<0.001	0.892	1.000	<0.001	0.069	0.991
	Right upper limb	2.79±0.98	3.08±1.02	–	–	<0.001	0.217	1.000	0.003	0.033	0.840
	Left upper limb	2.65±0.98	3.00±0.99	–	–	<0.001	0.344	1.000	0.076	0.012	0.427
	Right lower limb	8.78±2.25	8.98±2.16	–	–	0.082	0.012	0.994	0.171	0.007	0.278
	Left lower limb	8.61±2.20	8.94±2.14	–	–	0.002	0.037	1.000	0.032	0.018	0.577
Lean Soft Mass (%)	Trunk	73.78±7.73	76.60±6.49	–	–	<0.001	0.496	1.000	<0.001	0.343	1.000
	Right upper limb	70.57±10.71	75.09±7.93	–	–	<0.001	0.495	1.000	<0.001	0.191	1.000
	Left upper limb	69.21±11.63	74.02±8.04	–	–	<0.001	0.529	1.000	<0.001	0.255	1.000
	Right lower limb	66.03±9.91	74.19±9.49	–	–	<0.001	0.450	1.000	0.008	0.027	0.756
	Left lower limb	66.20±9.86	73.91±9.37	–	–	<0.001	0.436	1.000	0.028	0.019	0.594

* DXA: Dual X-ray absorptiometry; BIA: bioelectrical impedance analysis; ANT: anthropometry; kg: kilograms; %: percentages; OP: Observed power.

equations, Ritchie et al. consistently underestimated all measurements ($r = -0.024$-$r = 0.809$; $p < 0.001$), while Scafoglieri et al. overestimated them ($r = 0.824$-$r = 0.972$; $p < 0.001$), a trend that was consistent in the general sample and when divided by sex. These findings are presented in Table 7.

3.5. Estimation models using anthropometric variables

Correlations between all anthropometric variables and DXA segmental estimates were performed. The corresponding tables are provided as supplementary documents (Tables S1 to S6). Subsequently, a regression analysis was performed to generate models for estimating SW, FFM, and LSM according to different segments in kg, using anthropometric variables, based on the results obtained through the use of DXA.

Tables 8 and 9 show the linear regression models to predict the SW for the male and female sample, respectively. Each segmental variable presents three prediction models, which explained between 85.2% and 95.1% of the cases analyzed in males, and between 87% and 96.1% of the cases analyzed in females ($p < 0.001$). When analyzing trunk SW, the body mass variable was found to be the main predictor ($R^2 = 0.915$–0.961). In the analysis of total upper limb SW, the variable body mass and arm span were found to be the main predictors in males ($R^2 = 0.852$–0.893), while body mass and arm flexed and tensed girth were found to be the main predictors in females ($R^2 = 0.877$–0.943). In the analysis of total weight of the lower limbs, the variable body mass was found to be the main predictor ($R^2 = 0.870$–0.907).

Tables 10 and 11 show the linear regression models using anthropometric variables to predict FFM for the male and female samples, respectively. Each segmental variable presents between 1 and 6 prediction models, which explained between 78.3% and 88.6% of the cases in males, and between 70.9% and 86.4% of the cases in females ($p < 0.001$). In males, body mass was the most consistent predictor for trunk FFM ($R^2 = 0.854$–0.872). For the upper limbs, arm corrected girth and arm span were key variables ($R^2 = 0.856$–0.886). In the lower limbs, the thigh corrected girth and calf corrected girth were the strongest predictors for both sides ($R^2 = 0.801$–0.828). In females, body mass and subscapular skinfold was the most consistent predictor for trunk FFM ($R^2 = 0.853$–0.864). In the upper limbs, arm corrected girth and bi-styloid breadth were the dominant predictors ($R^2 = 0.709$–0.723), while in the lower limbs, thigh corrected girth, calf corrected girth and foot length emerged as the most important variables ($R^2 = 0.756$–0.811).

Tables 12 and 13 present linear regression models utilizing anthropometric variables to estimate LSM for the male and female samples, respectively. Each segmental variable includes between 1 and 5 prediction models, which explained 78% to 88.5% of the male cases, and 68.8% to 86.1% of the female cases ($p < 0.001$). Body mass was the main predictor in both groups for FFM trunk ($R^2 = 0.853$–0.872) and LSM trunk ($R^2 = 0.850$–0.868). For males, the variables arm corrected girth and arm span were found to be the main predictors for FFM in both upper limbs ($R^2 = 0.856$–0.886), and LSM in both upper limbs ($R^2 = 0.855$–0.885). For females, arm corrected girth and bi-styloid breadth were found to be the main predictors FFM in both upper limbs ($R^2 = 0.709$–0.723) and LSM in both upper limbs ($R^2 = 0.688$–0.690). For lower limbs FFM, the variables thigh corrected girth and stretch stature were found to be the main predictors of FFM of both lower limbs in males ($R^2 = 0.783$–0.828), while thigh corrected girth and calf corrected girth were identified as the main predictors of LSM in both lower limbs ($R^2 = 0.780$–0.820). On the other hand, thigh corrected girth and foot were the main predictors of FFM in both lower limbs for females ($R^2 = 0.756$–0.811), while calf corrected girth and foot were the main predictors of LSM in both lower limbs for females ($R^2 = 0.751$–0.802).

4. Discussion

The first objective of the present investigation was to analyze the intra-subject differences between DXA, BIA, and ANT, in the estimation of SW, FFM, and LSM. In this regard, significant differences were found in most cases between the methods used, with a few exceptions, such as SW in the left upper limb and LSM in kg in the right lower limb, where no significant differences were observed. However, these variables, with non-significant results, had a low observed power, indicating that the likelihood of detecting a true effect, if present, was limited [77]. Therefore, the absence of significance may be due to insufficient statistical power rather than the absence of true differences, and these results should be interpreted with caution [77]. In contrast, most variables for which significant differences were observed had a moderate to high power, indicating that the chances of identifying a true effect were substantial [77].

In this context, we adopted a within-subject comparison design to explore the behavior of each method under identical individual conditions. This approach allows the influence of inter-subject variability to be minimized, offering greater sensitivity to detect method-specific differences. Similar strategies have been successfully implemented in recent studies comparing DXA, BIA, and ANT [33,35,49,50].

To ensure the accuracy of the comparison between DXA and BIA, all participants were required to be well-hydrated before the assessments [37,38]. Hydration status was controlled and evaluated through USG, and only individuals classified as well-hydrated (USG ≤1.020) were included in the final analysis [57]. This controlled hydration ensured that the differences observed between the methods were not influenced by hydration variability, reinforcing the robustness of the findings. Despite this control, the significant differences between methods persisted.

Table 5. Differences between DXA and BIA for segmental weight, fat-free mass, and lean soft mass (kg and %) in total sample and divided by sex.

		General sample (n=258)			Male sample (n=157)			Female sample (n=101)		
Methods	Segment	Mean diff ±SD	p value	Effect size (Cohen's d)	Mean diff ±SD	p value	Effect size (Cohen's d)	Mean diff ±SD	p value	Effect size (Cohen's d)
SW (kg)	Trunk	−7.33±1.78	<0.001	−1.025	−7.66±1.66	<0.001	−1.311	−6.82±1.84	<0.001	−1.143
	Right upper limb	−0.18±0.32	<0.001	−0.166	−0.28±0.34	<0.001	−0.368	−0.03±0.21	0.167	−0.049
	Left upper limb	−0.27±0.31	<0.001	−0.254	−0.36±0.34	<0.001	−0.481	−0.13±0.19	<0.001	−0.215
	Right lower limb	1.18±.83	<0.001	0.526	1.23±0.82	<0.001	0.627	1.09±0.85	<0.001	0.621
	Left lower limb	0.90±0.87	<0.001	0.409	0.92±0.86	<0.001	0.466	0.88±0.88	<0.001	0.509
FFM (%)	Trunk	−4.45±4.95	<0.001	9.402	−2.07±3.69	<0.001	−0.321	−8.15±4.35	<0.001	−1.090
	Right upper limb	−4.21±5.10	<0.001	−0.432	−3.02±4.15	<0.001	−0.544	−6.07±5.86	<0.001	−0.738
	Left upper limb	−4.79±5.62	<0.001	−0.466	−2.94±4.64	<0.001	−0.501	−7.67±5.82	<0.001	−0.942
	Right lower limb	−8.74±5.20	<0.001	−0.863	−9.37±5.21	<0.001	−1.512	−7.77±5.06	<0.001	−1.440
	Left lower limb	−8.34±5.16	<0.001	−0.829	−8.86±5.14	<0.001	−1.432	−7.52±5.10	<0.001	−1.385
LSM (kg)	Trunk	−6.41±1.56	<0.001	−0.018	−6.08±1.41	<0.001	−1.793	−6.92±1.66	<0.001	−2.356
	Right upper limb	−0.29±0.28	<0.001	−0.290	−0.33±0.32	<0.001	−0.562	−0.23±0.20	<0.001	−0.766
	Left upper limb	−0.36±0.28	<0.001	−0.355	−0.38±0.32	<0.001	−0.628	−0.32±0.18	<0.001	−1.085
	Right lower limb	−0.20±0.71	<0.001	−0.091	−0.25±0.80	<0.001	−0.165	−0.12±0.55	0.026	−0.140
	Left lower limb	−0.33±0.68	<0.001	−0.152	−0.40±0.77	<0.001	−0.266	−0.21±0.51	<0.001	−0.246
LSM (%)	Trunk	−2.81±5.08	<0.001	−0.395	−0.43±4.05	0.186	−0.068	−6.51±4.26	<0.001	−0.906
	Right upper limb	−4.52±5.16	<0.001	−0.480	−2.71±4.04	<0.001	−0.503	−7.32±5.46	<0.001	−0.959
	Left upper limb	−4.81±5.80	<0.001	−0.481	−2.47±4.48	<0.001	−0.433	−8.46±5.75	<0.001	−1.077
	Right lower limb	−8.16±5.02	<0.001	−0.841	−8.82±5.02	<0.001	−1.486	−7.14±4.86	<0.001	−1.371
	Left lower limb	−7.71±4.95	<0.001	−0.802	−8.26±4.92	<0.001	−1.397	−6.87±4.90	<0.001	−1.317

*SW: Segmental weight; FFM: Fat free Mass; LSM: Lean Soft Mass; kg: kilograms %: percentages.

The differences found can be attributed to the different terminologies and principles on which these different methods are based. More specifically, DXA, considered by the scientific community as the gold standard technique due to its high accuracy and replicability [22,79–81], works by differential X-ray absorption directly at the molecular level, to provide estimates of SW, FFM, and LSM [17,22,40]. In contrast, BIA can be operated using either single or multiple frequencies to assess the bioelectrical properties of the body, differentiating between the different molecules according to their ability to conduct electrical current [18,27,28]. Multi-frequency BIA presents distinct advantages, as it improves the accuracy of body composition assessments, particularly in evaluating appendicular skeletal muscle [28]. This capability may potentially allow for a more nuanced estimation of SW, FFM, and LSM as compared to single-frequency methods, which might not differentiate as effectively between various tissues in the body [18,27–29]. In addition, the results from single or multiple frequency BIA are not interchangeable [28,29]. ANT, based on body measurements, uses regression equations to provide molecular estimates [17,32,33,76]. Other studies have found similar intra-subject differences among the results reported by these methods for body composition, when assessing a body as a whole, highlighting the need for clear and standardized terminology in the scientific literature, as it can influence the interpretation and comparison of results between studies [33,35,82,83]. In fact, the present study clearly shows differences between FFM and LSM, which in previous research were used as equivalents [17,19–21]. This reinforces the analysis proposed by Wang et al. [17], in which the FFM presented the BMC within its quantification, which does not occur in the LSM [17].

In addition, an influence of sex was found on the intra-subject differences between variables and methods, indicating that sex had a significant effect on the comparability of most of the variables analyzed. This suggests that an individual's sex should be considered when comparing methods of estimating body

Table 6. Differences between DXA, BIA and ANT of estimating fat free mass by body segments (kg) for the total sample and divided by sex.

		General sample (n=258)			Male sample (n=157)			Female sample (n=101)		
Methods	Segment	Mean diff ±SD	p value	95%CI (min;max)	Mean diff ±SD	p value	95%CI (min;max)	Mean diff ±SD	p value	95%CI (min;max)
DXA vs BIA	Trunk	−6.41±0.10	<0.001	−6.65;-6.18	−6.08±0.11	<0.001	−6.36;-5.81	−6.92±0.17	<0.001	−7.33;-6.52
	Right upper limb	−0.29±0.02	<0.001	−0.34;-0.25	−0.33±0.03	<0.001	−0.40;-0.27	−0.23±0.02	<0.001	−0.28;-0.18
	Left upper limb	−0.36±0.02	<0.001	−0.40;-0.31	−0.38±0.03	<0.001	−0.45;-0.31	−0.32±0.02	<0.001	−0.37;-0.27
	Right lower limb	−0.20±0.04	<0.001	−0.32;-0.08	−0.25±0.06	0.001	−0.42;-0.08	−0.12±0.06	0.154	−0.27;0.02
	Left lower limb	−0.33±0.04	<0.001	−0.44;-0.21	−0.40±0.06	<0.001	−0.56;-0.24	−0.21±0.05	<0.001	−0.35;-0.08
DXA vs ANT Ritchie et al.	Trunk	15.70±0.35	<0.001	14.85;16.55	19.49±0.27	<0.001	18.85;20.13	9.80±0.26	<0.001	9.17;10.44
	Right upper limb	1.86±0.07	<0.001	1.68;2.04	2.69±0.04	<0.001	2.60;2.78	0.58±0.04	<0.001	0.48;0.67
	Left upper limb	1.72±0.07	<0.001	1.53;1.90	2.55±0.04	<0.001	2.45;2.64	0.42±0.04	<0.001	0.33;0.52
	Right lower limb	5.24±0.08	<0.001	5.02;5.46	7.13±0.11	<0.001	6.84;7.43	2.30±0.12	<0.001	1.98;2.63
	Left lower limb	5.17±0.16	<0.001	4.74;5.61	7.02±0.11	<0.001	6.74;7.30	2.30±0.12	<0.001	1.98;2.63
DXA vs ANT Scafoglieri et al.	Right upper limb	−2.72±0.06	<0.001	−2.88;-2.55	−3.36±0.05	<0.001	−3.49;-3.23	−1.72±0.06	<0.001	−1.87;-1.56
	Left upper limb	−2.80±0.06	<0.001	−2.96;-2.64	−3.42±0.05	<0.001	−3.55;3.29	−1.83±0.06	<0.001	−2.00;-1.66
	Right lower limb	−7.93±0.10	<0.001	−8.21;-7.66	−8.78±0.13	<0.001	−9.11;-8.45	−6.61±0.18	<0.001	−7.09;-6.14
	Left lower limb	−8.11±0.12	<0.001	−8.42;-7.80	−8.83±0.12	<0.001	−9.15;-8.51	−6.86±0.18	<0.001	−7.48;-6.49
BIA vs ANT Ritchie et al	Trunk	22.86±0.33	<0.001	22.06;23.67	26.37±0.25	<0.001	25.76;26.97	17.42±0.31	<0.001	16.68;18.17
	Right upper limb	2.16±0.07	<0.001	1.97;2.35	3.05±0.03	<0.001	2.97;3.13	0.78±0.03	<0.001	0.70;0.85
	Left upper limb	2.09±0.07	<0.001	1.90;2.28	2.97±0.03	<0.001	2.89;3.05	0.72±0.03	<0.001	0.65;0.79
	Right lower limb	5.47±0.06	<0.001	5.32;5.62	7.40±0.07	<0.001	7.23;7.58	2.46±0.10	<0.001	2.19;2.73
	Left lower limb	5.54±0.16	<0.001	5.12;5.96	7.46±0.07	<0.001	7.29;7.64	2.55±0.10	<0.001	2.28;2.82
BIA vs ANT Scafoglieri et al.	Right upper limb	−2.42±0.06	<0.001	−2.57;-2.26	−3.00±0.05	<0.001	−3.13;-2.86	−1.52±0.06	<0.001	−1.67;-1.36
	Left upper limb	−2.43±0.06	<0.001	−2.59;-2.27	−3.00±0.05	<0.001	−3.13;-2.87	−1.53±0.06	<0.001	−1.69;-1.36
	Right lower limb	−7.71±0.10	<0.001	−7.97;-7.44	−8.51±0.11	<0.001	−8.80;-8.21	−6.46±0.18	<0.001	−6.95;-5.97
	Left lower limb	−7.74±0.11	<0.001	−8.03;-7.45	−8.39±0.11	<0.001	−8.67;-8.10	−6.73±0.18	<0.001	−7.23;-6.24
ANT Ritchie et al. vs ANT Scafoglieri et al.	Right upper limb	4.58±0.12	<0.001	4.25;4.90	6.06±0.07	<0.001	5.86;6.23	2.29±0.06	<0.001	2.13;2.45
	Left upper limb	4.51±0.12	<0.001	4.19;4.84	5.97±0.07	<0.001	5.79;6.15	2.25±0.06	<0.001	2.10;2.40
	Right lower limb	13.17±0.09	<0.001	12.94;13.41	15.91±0.12	<0.001	15.59;16.23	8.91±0.13	<0.001	8.57;9.27
	Left lower limb	13.28±0.22	<0.001	12.70;13.86	−15.85±0.12	<0.001	−16.15;-15.54	9.28±0.12	<0.001	8.96;9.62

* DXA: Dual X-ray absorptiometry; BIA: bioelectrical impedance analysis; ANT: anthropometry.

composition, as it may affect the accuracy and interpretation of the results. These findings are along the same lines of previous studies, where a significant influence of sex was observed in body composition evaluation with different methods [33,35,36,52]. This could be due to physiological and anatomical differences between males and females, which affect the distribution and composition of body tissues [84–86]. These differences are influenced by sex hormones [87]. In females, estrogen tends to promote the accumulation of subcutaneous fat, whereas in males, testosterone promotes a greater development of FFM [88,89].

Table 7. Bland-Altman analysis for the agreement between methods of estimating segmental weight (kg), fat free mass (kg) and lean soft mass by body segments (kg) for the overall sample and divided by sex.

Variable	Body segment	Method	Pearson's r (p)	Mean diff	95% CI	95% Limits of agreement		p	Regression equation	p
						Lower limit	Upper limit			
SW (kg)	**GENERAL SAMPLE (*n*=258)**									
	Trunk	DXA vs BIA	0.971 ($p<0.001$)	−7.334	−7.552 to −7.116	−10.816	−3.851	<.001	y = −4.929 + −0.068 x	<.001
	Right upper limb	DXA vs BIA	0.963 ($p<0.001$)	−.179	−0.218 to −0.140	−0.8041	0.446	<.001	y = 0.289 + −0.118 x	<.001
	Left upper limb	DXA vs BIA	0.962 ($p<0.001$)	−.267	−0.306 to −0.229	−0.881	0.347	<.001	y = 0.159 + −0.110 x	<.001
	Right lower limb	DXA vs BIA	0.935 ($p<0.001$)	1.177	1.075 to 1.279	−0.453	2.806	<.001	y = −0.156 + 0.106 x	<.001
	Left lower limb	DXA vs BIA	0.926 ($p<0.001$)	.904	0.797 to 1.010	−0.797	2.604	<.001	y = −0.188 + 0.088 x	<.001
	MALES (*n*=157)									
	Trunk	DXA vs BIA	0.961 ($p<0.001$)	−7.664	−7.926 to −7.402	−10.922	−4.407	<.001	y = −5.770 + −0.049 x	.033
	Right upper limb	DXA vs BIA	0.900 ($p<0.001$)	−.276	−0.330 to −0.222	−0.942	0.391	<.001	y = 0.079 + −0.077 x	.040
	Left upper limb	DXA vs BIA	0.897 ($p<0.001$)	−.358	−0.412 to −0.305	−1.027	0.310	<.001	y = −0.076 + −0.062 x	.299
	Right lower limb	DXA vs BIA	0.919 ($p<0.001$)	9.410	9.182 to 9.638	6.575	12.246	<.001	y = 0.324 + 0.959 x	<.001
	Left lower limb	DXA vs BIA	0.910 ($p<0.001$)	.918	0.782 to 1.054	−0.773	2.609	<.001	y = −0.617 + 0.115 x	.001
	FEMALES (*n*=101)									
	Trunk	DXA vs BIA	0.954 ($p<0.001$)	−6.821	−7.183 to −6.458	−10.417	−3.224	<.001	y = −5.133 + −0.056 x	.074
	Right upper limb	DXA vs BIA	0.941 ($p<0.001$)	−.029	−0.070 to 0.012	−0.437	0.379	.167	y = 0.196 + −0.07654 x	.032
	Left upper limb	DXA vs BIA	0.948 ($p<0.001$)	−.300	−0.337 to −0.264	−0.665	0.064	<.001	y = −0.271 + −0.016 x	.811
	Right lower limb	DXA vs BIA	0.891 ($p<0.001$)	1.094	0.926 to 1.261	−0.569	2.756	<.001	y = −0.527 + 0.145 x	.003
	Left lower limb	DXA vs BIA	0.876 ($p<0.001$)	.881	0.708 to 1.055	−0.841	2.604	<.001	y = −0.4330 + 0.119 x	.023

(*Continued*)

Table 7. (Continued).

Variable	Body segment	Method	Pearson´s r (p)	Mean diff	95% CI	95% Limits of agreement		p	Regression equation	p
						Lower limit	Upper limit			
FFM (kg)	**GENERAL SAMPLE (*n*=258)**									
	Trunk	DXA vs BIA	0.954 (p<0.001)	−7.165	−7.360 to −6.969	−10.288	−4.042	<.001	y = −8.723 + 0.057 x	.004
		DXA vs ANT Ritchie et al.	0.332 (p<0.001)	15.699	15.008 to 16.391	4.644	26.755	<0.001	y = 11.067 + .287 x	0.001
	Right upper limb	DXA vs BIA	0.962 (p<0.001)	−.298	−0.334 to −0.262	−0.878	0.282	<.001	y = −0.108 + −0.061 x	<.001
		DXA vs ANT Ritchie et al.	0.020 (p=0.751)	1.860	1.724 to 1.996	−0.315	4.035	<0.001	y = −.836 + 1.326 x	<0.001
		DXA vs ANT Scafoglieri et al.	0.972 (p<0.001)	−2.715	−2.837 to −2.593	−4.667	−0.763	<0.001	y = .039 + −.637 x	<0.001
	Left upper limb	DXA vs BIA	0.961 (p<0.001)	−.373	−0.409 to −0.337	−0.946	0.200	<.001	y = −0.253 + −0.040 x	.025
		DXA vs ANT Ritchie et al.	−0.024 (p=0.705)	1.715	1.578 to 1.852	−0.474	3.904	<0.001	y = −.987 + 1.387 x	<0.001
		DXA vs ANT Scafoglieri et al.	0.966 (p<0.001)	−2.799	−2.921 to −2.678	−4.742	−0.857	<0.001	y = −.132 + −.634 x	<0.001
	Right lower limb	DXA vs BIA	0.949 (p<0.001)	−.227	−0.318 to −0.135	−1.689	1.236	<.001	y = −0.638 + 0.044 x	.031
		DXA vs ANT Ritchie et al.	0.104 (p=0.096)	5.2411	4.910 to 5.572	−0.057	10.539	<0.001	y = .478 + .716 x	<0.001
		DXA vs ANT Scafoglieri et al.	0.919 (p<0.001)	−7.931	−8.172 to −7.691	−11.771	−4.092	<0.001	y = −1.213 + −.508 x	<0.001
	Left lower limb	DXA vs BIA	0.950 (p<0.001)	−.368	−0.456 to −0.279	−1.780	1.044	<.001	y = −0.595 + 0.025 x	.221
		DXA vs ANT Ritchie et al.	0.111 (p=0.075)	5.172	4.849 to 5.496	−0.001	10.346	<0.001	y = .783 + .676 x	<0.001
		DXA vs ANT Scafoglieri et al.	0.913 (p<0.001)	−8.106	−8.336 to −7.877	−11.774	−4.438	<0.001	y = −1.675 + −.4896 x	<0.001
	MALES (*n*=157)									
	Trunk	DXA vs BIA	0.922 (p<0.001)	−6.874	−7.101 to −6.647	−9.699	−4.049	<.001	y = −10.800 + 0.128 x	<.001
		DXA vs ANT Ritchie et al.	0.674 (p<0.001)	19.492	18.968 to 2.016	12.978	26.006	<0.001	y = 23.041 + −.202 x	0.005
	Right upper limb	DXA vs BIA	0.866 (p<0.001)	−.361	−0.413 to −0.309	−1.007	0.285	<.001	y = −0.459 + 0.026 x	.553
		DXA vs ANT Ritchie et al.	0.745 (p<0.001)	2.687	2.619 to 2.756	1.835	3.540	<0.001	y = 1.500 + .512 x	<0.001
		DXA vs ANT Scafoglieri et al.	0.920 (p<0.001)	−3.358	−3.453 to −3.263	−4.542	−2.174	<0.001	y = −.262 + −.580 x	<0.001
	Left upper limb	DXA vs BIA	0.859 (p<0.001)	−.419	−0.472 to −0.366	−1.079	0.240	<.001	y = −0.590 + 0.046 x	.299
		DXA vs ANT Ritchie et al.	0.739 (p<0.001)	2.547	2.477 to 2.617	1.678	3.416	<0.001	y = 1.303 + .560 x	<0.001
		DXA vs ANT Scafoglieri et al.	0.909 (p<0.001)	−3.423	−3.519 to −3.327	−4.615	−2.231	<0.001	y = −.446 + −.572 x	<0.001
	Right lower limb	DXA vs BIA	0.874 (p<0.001)	6.733	6.526 to 6.939	4.167	9.299	<.001	y = −0.859 + 1.028 x	<.001
		DXA vs ANT Ritchie et al.	0.620 (p<0.001)	7.131	6.913 to 7.350	4.414	9.849	<0.001	y = 5.128 + .279 x	<0.001
		DXA vs ANT Scafoglieri et al.	0.824 (p<0.001)	−8.779	−9.026 to −8.532	−11.852	−5.706	<0.001	y = −1.789 + −.462 x	<0.001
	Left lower limb	DXA vs BIA	0.878 (p<0.001)	−.443	−0.572 to −0.314	−2.043	1.157	<.001	y = −2.187 + 0.163 x	<.001
		DXA vs ANT Ritchie et al.	0.644 (p<0.001)	7.018	6.808 to 7.227	4.411	9.624	<0.001	y = 5.050 + .281 x	<0.001
		DXA vs ANT Scafoglieri et al.	0.835 (p<0.001)	−8.828	−9.063 to −8.592	−11.761	−5.894	<0.001	y = −2.160 + −.447 x	<0.001
	FEMALES (*n*=101)									
	Trunk	DXA vs BIA	0.868 (p<0.001)	−7.617	−7.956 to −7.278	−10.981	−4.253	<.001	y = −1.776 + −0.258 x	<.001
		DXA vs ANT Ritchie et al.	0.809 (p<0.001)	9.804	9.287 to 1.321	4.672	14.936	<0.001	y = 16.802 + −.501 x	<0.001
	Right upper limb	DXA vs BIA	0.795 (p<0.001)	−.200	−0.240 to −0.16	−0.591	0.191	<.001	y = −0.152 + −0.025 x	.719
		DXA vs ANT Ritchie et al.	0.609 (p<0.001)	0.575	.505 to .645	−0.124	1.274	<0.001	y = 1.298 + −.454 x	<0.001
		DXA vs ANT Scafoglieri et al.	0.855 (p<0.001)	−1.715	−1.827 to −1.603	−2.825	−0.604	<0.001	y = .887 + −.9501 x	<0.001
	Left upper limb	DXA vs BIA	0.811 (p<0.001)	−.300	−0.337 to −0.264	−0.665	0.064	<.001	y = −0.271 + −0.016 x	.811
		DXA vs ANT Ritchie et al.	0.581 (p<0.001)	0.422	.352 to .491	−0.268	1.111	<0.001	y = 1.089 + −.438 x	<0.001
		DXA vs ANT Scafoglieri et al.	0.838 (p<0.001)	−1.829	−1.952 to −1.707	−3.047	−0.611	<0.001	y = .872 + −1.020 x	<0.001
	Right lower limb	DXA vs BIA	0.830 (p<0.001)	−.155	−0.266 to −0.043	−1.261	0.952	.007	y = −2.064 + 0.271 x	<.001
		DXA vs ANT Ritchie et al.	0.684 (p<0.001)	2.303	2.065 to 2.540	−0.056	4.661	<0.001	y = 5.579 + −.563 x	<0.001
		DXA vs ANT Scafoglieri et al.	0.844 (p<0.001)	−6.614	−6.964 to −6.263	−10.090	−3.137	<0.001	y = 2.870 + −.923 x	<0.001
	Left lower limb	DXA vs BIA	0.849 (p<0.001)	−.251	−0.354 to −0.148	−1.272	0.770	<.001	y = −1.794 + 0.221 x	<.001
		DXA vs ANT Ritchie et al.	0.678 (p<0.001)	2.303	2.063 to 2.543	−0.086	4.693	<0.001	y = 5.695 + −.594 x	<0.001
		DXA vs ANT Scafoglieri et al.	0.828 (p<0.001)	−6.985	−7.350 to −6.620	−10.610	−3.360	<0.001	y = 2.973 + −.962 x	<0.001

(*Continued*)

Table 7. (Continued).

Variable	Body segment	Method	Pearson's r (p)	Mean diff	95% CI	95% Limits of agreement		p	Regression equation	p
						Lower limit	Upper limit			
LSM (kg)	**GENERAL SAMPLE (*n*=258)**									
	Trunk	DXA vs BIA	0.953 (*p*<0.001)	−6.413	−6.604 to −6.221	−9.474	−3.351	<.001	y = −8.295 + 0.071 x	<.001
	Right upper limb	DXA vs BIA	0.962 (*p*<0.001)	−.294	−0.328 to −0.259	−0.841	0.253	<.001	y = −0.182 + −0.038 x	.030
	Left upper limb	DXA vs BIA	0.960 (*p*<0.001)	−.358	−0.392 to −0.324	−0.903	0.187	<.001	y = −0.312 + −0.016 x	.358
	Right lower limb	DXA vs BIA	0.949 (*p*<0.001)	−.199	−0.287 to −0.112	−1.596	1.197	<.001	y = −0.591 + 0.044 x	.031
	Left lower limb	DXA vs BIA	0.950 (*p*<0.001)	−.326	−0.410 to −0.242	−1.669	1.016	<.001	y = −0.560 + 0.027 x	.183
	MALES (*n*=157)									
	Trunk	DXA vs BIA	0.921 (*p*<0.001)	−6.084	−6.306 to −5.862	−8.843	−3.325	<.001	y = −9.981 + 0.132 x	<.001
	Right upper limb	DXA vs BIA	0.865 (*p*<0.001)	−.334	−0.384 to −0.285	−0.953	0.284	<.001	y = −0.474 + 0.039 x	.375
	Left upper limb	DXA vs BIA	0.859 (*p*<0.001)	−.382	−0.433 to −0.332	−1.014	0.250	<.001	y = −0.581 + 0.057 x	.202
	Right lower limb	DXA vs BIA	0.874 (*p*<0.001)	−.248	−0.374 to −0.122	−1.813	1.316	<.001	y = −2.215 + 0.191 x	<.001
	Left lower limb	DXA vs BIA	0.880 (*p*<0.001)	−.400	−0.521 to −0.278	−1.911	1.111	<.001	y = −2.159 + 0.173 x	<.001
	FEMALES (*n*=101)									
	Trunk	DXA vs BIA	0.861 (*p*<0.001)	−6.924	−7.251 to −6.597	−10.171	−3.677	<.001	y = −1.854 + −0.233 x	<.001
	Right upper limb	DXA vs BIA	0.788 (*p*<0.001)	−.230	−0.269 to −0.192	−0.613	0.152	<.001	y = −0.138 + −0.049 x	.477
	Left upper limb	DXA vs BIA	0.802 (*p*<0.001)	−.319	−0.356 to −0.283	−0.680	0.0414	<.001	y = −0.249 + −0.040 x	.554
	Right lower limb	DXA vs BIA	0.823 (*p*<0.001)	−.124	−0.232 to −0.015	−1.199	0.952	.026	y = −2.025 + 0.286 x	<.001
	Left lower limb	DXA vs BIA	0.843 (*p*<0.001)	−.212	−0.312 to −0.112	−1.206	0.782	<.001	y = −1.739 + 0.231 x	<.001

*SW: Segmental weight; FFM: Fat free Mass; LSM: Lean Soft Mass; kg: kilograms; DXA: Dual X-ray; BIA: bioelectrical impedance analysis; ANT: anthropometry.

Table 8. Regression models of segmental total body weight estimated by DXA using anthropometric variables in the male group in kg.

Variable	Analysis	R^2	p value	Included independent variables	F	SC	p value	Equation
Trunk SW	Model 1	0.915	<0.001	Body Mass	1668.229	0.957	<0.001	TTSW= −3.909+0.498*Body Mass
	Model 2	0.944	<0.001	Body Mass	1295.349	0.853	<0.001	TTSW= −2.561+0.444*Body Mass 0.250*Left Subscapular Skinfold
				Left Subscapular Skinfold		0.199	<0.001	
	Model 3	0.951	<0.001	Body Mass	986.003	0.716	<0.001	TTSW= −11.811+0.373*Body mass+0.275*Left subscapular sf+0.156*Right Chest Corrected Girth
				Left Subscapular Skinfold		0.219	<0.001	
				Right Chest Corrected Girth		0.153	<0.001	
Right upper limb SW	Model 1	0.872	<0.001	Right Arm Flexed and Tensed Girth	346.517	0.583	<0.001	TRULSW= −5.128+0.133*Right Arm Flexed and Tensed Girth+0.021*Body Mass+0.019*Arm Span
				Body Mass		0.318	<0.001	
				Arm Span		0.204	<0.001	
	Model 2	0.882	<0.001	Right Arm Flexed and Tensed Girth	283.770	0.554	<0.001	TRULSW= −6.024+0.126*Right Arm Flexed and Tensed Girth+0.018*Body Mass+0.015*Arm Span +0.278*Right Humerus Breadth(cm)
				Body Mass		0.278	<0.001	
				Arm Span		0.164	<0.001	
				Right Humerus Breadth		0.134	<0.001	
	Model 3	0.890	<0.001	Right Arm Flexed and Tensed Girth	245.092	0.308	<0.001	TRULSW= −5.285+0.070*Right Arm Flexed and Tensed Girth+0.022*Body Mass+0.012*Arm Span +0.258*Right Humerus Breadth+0.055*Right Arm Corrected Girth
				Body Mass		0.337	<0.001	
				Arm Span		0.133	<0.001	
				Right Humerus Breadth		0.125	0.001	
				Right Arm Corrected Girth		0.235	0.001	
Left arm SW	Model 1	0.852	<0.001	Left Forearm Girth	443.135	0.611	<0.001	TLULSW= −4.098+0.244*Left Forearm Girth+0.024*Body Mass
				Body Mass		0.358	<0.001	
	Model 2	0.877	<0.001	Left Forearm Girth	363.783	0.342	<0.001	TLULSW= −3.350+0.137*Left Forearm Girth+0.026*Body Mass+0.068*Left Arm Corrected Girth
				Body Mass		0.402	<0.001	
				Left Arm Corrected Girth		0.283	<0.001	
	Model 3	0.893	<0.001	Left Forearm Girth	318.707	0.376	<0.001	TLULSW= −5.71+0.151*Left Forearm Girth+0.020*Body Mass+0.067* Left Arm Corrected Girth+0.014*Arm Span
				Body Mass		0.299	<0.001	
				Left Arm Corrected Girth		0.277	<0.001	
				Arm Span		0.151	<0.001	
Right lower limb SW	Model 1	0.886	<0.001	Body Mass	600.719	0.857	<0.001	TRLLSW= −6.986+0.162*Body Mass+0.086*Right Trochanterion Height
				Right Trochanterion Height		0.211	<0.001	
	Model 2	0.910	<0.001	Body Mass	518.272	0.638	<0.001	TRLLSW= −13.203+0.121*Body Mass+0.099*Right Trochanterion Height+0.218*Right Calf Girth
				Right Trochanterion Height		0.243	<0.001	
				Right Calf Girth		0.262	<0.001	
	Model 3	0.920	<0.001	Body Mass	435.267	0.471	<0.001	TRLLSW= −16.642+0.089*Body Mass+0.120*Right Trochanterion Height+0.173*Right Calf Girth +0.100*Right Thigh Middle Girth
				Right Trochanterion Height		0.294	<0.001	
				Right Calf Girth		0.209	<0.001	
				Right Thigh Middle Girth		0.226	<0.001	

(*Continued*)

Table 8. (Continued).

Variable	Analysis	R^2	p value	Included independent variables	F	SC	p value	Equation
Left lower limb SW	Model 1	0.870	<0.001	Body Mass	516.785	0.843	<0.001	TLLLSW = −7.305+0.159*Body Mass+0.088*Left Iliospinale Height
				Left Iliospinale Height		0.206	<0.001	
	Model 2	0.893	<0.001	Body Mass	426.031	0.599	<0.001	TLLLSW= −14.231+0.113*Body Mass+0.103*Left Iliospinale Height+0.240*Left Calf Girth
				Left Iliospinale Height		0.242	<0.001	
				Left Calf Girth		0.278	<0.001	
	Model 3	0.903	<0.001	Body Mass	355.701	0.368	<0.001	TLLLSW= −19.133+0.070*Body Mass+0.128*Left Iliospinale Height+0.236*Left Calf Girth+0.100*Left 1cm Gluteal Thigh Girth
				Left Iliospinale Height		0.301	<0.001	
				Left Calf Girth		0.273	<0.001	
				Left 1cm Gluteal Thigh Girth		0.245	<0.001	

*SW: Segmental weight; TTSW: Total trunk segmental weight; TRULSW: Total right upper limb segmental weight; TLULSW: Total left upper limb segmental weight; TRLLSW: Total Right lower limb segmental weight; TLLLSW: Total Left lower limb segmental weight.

These hormonal differences result in different patterns of body composition and mass distribution between the sexes that may affect comparability between methods [88,89].

The second objective of this study was to assess the agreement of BIA and two anthropometric equations in comparison with DXA, which was chosen as the reference method due to its high accuracy and low measurement variability, as supported by previous studies [22,79–81]. Additionally, the hydration status of all participants was controlled, ensuring they were well-hydrated before measurements, minimizing its potential impact on the comparison between BIA and DXA [37,38,57]. The Bland-Altman analysis indicated that most methods did not demonstrate agreement in estimating SW, FFM, and LSM as compared to DXA, with the only exception being BIA, which showed agreement when estimating SW in the right upper limb in females. The lack of agreement between DXA and BIA may be partially explained by the differences in the operating principles of the devices, as previously mentioned [17,22,40,66]. Furthermore, differences in the software used to process the data between both methods could also have influenced the results [18,90]. Future studies should examine how the application of various BIA formulas might improve the agreement with DXA in the body segments analyzed.

Regarding the anthropometric equations, several factors could explain the lack of agreement with the DXA values. The equation of Ritchie et al. [45] utilized a different DXA instrument model, specifically the LUNAR DXA (GE Medical Systems), which differs from the Hologic Horizon used in the present study [45]. Previous research has demonstrated that different DXA instrument models can produce significantly different estimates [90,91]. Moreover, Ritchie et al. [45] did not specify the anthropometric protocol used, which may have led to measurements being taken at different sites as compared to the ISAK protocol followed in this study [45,76]. Additionally, their division of body segments was different from the present study, as the authors subdivided the trunk into chest, waist, and hips, and the lower limbs into upper leg and calf [45]. This variation in body segmentation could have contributed to the lack of agreement, since it was necessary to integrate their segments into the groups we used in order to make comparisons in this study. In the case of Scafoglieri et al. [44] both the DXA instrument models and the software used were different. That study employed the Hologic QDR model with software for Windows XP (version 12.4.3) [44], whereas this study used the Hologic Horizon and APEX 13.6.0.5 software. Previous studies have shown that different DXA instrument models and software versions can yield divergent results [90]. Additionally, Scafoglieri's equation estimated both arms and legs simultaneously, which may have limited its precision when applied to individual segments, as was done in this study [44].

The third objective of the present study was to develop prediction equations using ANT to estimate SW, FFM, and LSM in kg and percentages, based on the results obtained by DXA as a gold standard. In the SW analysis of both males and females, body mass was present in all the prediction equations in the different segments. This could be because body mass reflects the sum of fat, muscle, bone, and residual mass, which explains why it is the variable that most predicts SW for all segments [17]. However, for the upper limbs in the male group, the body mass variable alone did not achieve a sufficient level of prediction. Thus, the right

Table 9. Regression models of segmental total body weight estimated by DXA using anthropometric variables in the female group in kg.

Variable	Analysis	R^2	p value	Included independent variables	F	SC	p value	Equation
Trunk SW	Model 1	0.936	<0.001	Body Mass	1444.372	0.967	<0.001	TTSW=−5.790+0.537*Body Mass
	Model 2	0.954	<0.001	Body Mass	1011.709	0.827	<0.001	TTSW=−3.234+0.459*Body mass+0.144*Right subscapular skinfold
				Right Subscapular Skinfold		0.194	<0.001	
	Model 3	0.961	<0.001	Body Mass	797.221	0.725	<0.001	TTSW=−6.949+0.403*Body Mass+0.104*Right Subscapular Skinfold+0.440*Antero-posterior Chest Depth
				Right Subscapular Skinfold		0.140	<0.001	
				Antero-posterior Chest Depth		0.169	<0.001	
Right upper limb SW	Model 1	0.879	<0.001	Body Mass	716.683	0.937	<0.001	TRULSW=−0.191+0.051*Body Mass
	Model 2	0.927	<0.001	Body Mass	626.034	0.584	<0.001	TRULSW=−1.321+0.032*Body Mass+0.083*Right Arm Flexed and Tensed Girth
				Right Arm Flexed and Tensed Girth		0.416	<0.001	
	Model 3	0.942	<0.001	Body Mass	525.716	0.430	<0.001	TRULSW=−2.708+0.023*Body Mass+0.086*Right Arm Flexed and Tensed Girth+0.125*Right Wrist Girth
				Right Arm Flexed and Tensed Girth		0.433	<0.001	
				Right Wrist Girth		0.186	<0.001	
Left upper limb SW	Model 1	0.877	<0.001	Body Mass	708.609	0.937	<0.001	TLULSW=−0.264+0.050*Body Mass
	Model 2	0.932	<0.001	Body Mass	673.433	0.516	<0.001	TLULSW=−2.612+0.028*Body Mass+0.163*Left Forearm Girth
				Left Forearm Girth		0.481	<0.001	
	Model 3	0.943	<0.001	Body Mass	531.563	0.479	<0.001	TLULSW=−2.407+0.026*Body Mass+0.104*Left Forearm Girth+0.047*Left Arm Flexed and Tensed Girth
				Left Forearm Girth		0.306	<0.001	
				Left Arm Flexed and Tensed Girth		0.232	<0.001	
Right lower limb SW	Model 1	0.873	<0.001	Body Mass	335.649	0.857	<0.001	TRLLSW=−4.917+0.148*Body Mass+0.083*Right Iliospinale Height
				Right Iliospinale Height		0.211	<0.001	
	Model 2	0.890	<0.001	Body Mass	261.356	0.638	<0.001	TRLLSW=−9.797+0.085*Body Mass+0.098*Right Iliospinale Height+0.125*Right 1cm Gluteal Thigh Girth
				Right Iliospinale Height		0.243	<0.001	
				Right 1cm Gluteal Thigh Girth		0.262	<0.001	
	Model 3	0.904	<0.001	Body Mass	226.888	0.471	<0.001	TRLLSW=−11.499+0.080*Body Mass+0.089*Right Iliospinale Height+0.116*Right 1cm Gluteal Thigh Girth +0.113*Right Calf Corrected Girth
				Right Iliospinale Height		0.294	<0.001	
				Right 1cm Gluteal Thigh Girth		0.209	<0.001	
				Right Calf Corrected Girth		0.226	<0.001	
Left lower limb SW	Model 1	0.870	<0.001	Body Mass	328.527	0.821	<0.001	TLLLSW=−5.937+0.143*Body Mass+0.095*Left Iliospinale Height
				Left Iliospinale Height		0.230	<0.001	
	Model 2	0.888	<0.001	Body Mass	257.438	0.562	<0.001	TLLLSW=−10.303+0.098*Body Mass+0.101*Left Iliospinale Height+0.186*Left Calf Girth
				Left Iliospinale Height		0.246	<0.001	
				Left Calf Girth		0.287	<0.001	
	Model 3	0.907	<0.001	Body Mass	233.240	0.208	<0.001	TLLLSW=−17.449+0.036*Body Mass+0.117*Left Iliospinale Height+0.193*Left Calf Girth+0.094*Hips Girth
				Left Iliospinale Height		0.284	<0.001	
				Left Calf Girth		0.300	<0.001	
				Hips Girth		0.357	<0.001	

*SW: Segmental weight; TTSW: Total trunk segmental weight; TRULSW: Total tight upper limb segmental weight; TLULSW: Total left upper limb segmental weight; TRLLSW: Total Right lower limb segmental weight; TLLLSW: Total Left lower limb segmental weight.

Table 10. Regression models of segmental fat free mass estimated by DXA using anthropometric variables in the male group in kg.

Variable	Analysis	R^2	p value	Included independent variables	F	SC	p value	Equation
FFM trunk	Model 1	0.854	<0.001	Body Mass	222.172	1.241	<0.001	FFMT=15.335+0.419*Body Mass-0.150*Hips Girth-0.556*Waist Girth+0.516*Left Waist Corrected Girth
				Hips Girth		−0.252	0.004	
				Waist Girth		−1.050	<0.001	
				Left Waist Corrected Girth		0.850	<0.001	
	Model 2	0.860	<0.001	Body Mass	185.677	1.092	<0.001	FFMT=8.026+0.368*Body Mass-0.116*Hips Girth-0.535*Waist Girth+0.469*Left Waist Corrected Girth+0.105*Right Chest Corrected Girth
				Hips Girth		−0.194	0.028	
				Waist Girth		−1.011	<0.001	
				Left Waist Corrected Girth		0.773	<0.001	
				Right Chest Corrected Girth		0.157	0.011	
	Model 3	0.872	<0.001	Body Mass	169.961	1.097	p<0.001	FFMT=5.903+0.307*Body Mass-0.115*Hips Girth-0.289*Waist Girth+0.293*Left Waist Corrected Girth+0.548*Right Chest Corrected Girth-0.437*Chest Girth
				Hips Girth		−0.193	0.023	
				Waist Girth		−0.546	0.003	
				Left Waist Corrected Girt		0.482	0.003	
				Right Chest Corrected Girth		0.824	<0.001	
				Chest Girth		−0.807	<0.001	
FFM right upper limb	Model 1	0.856	<0.001	Right Arm Corrected Girth	456.163	0.753	<0.001	FFMRUL=−6.572+0.155*Right Arm Corrected Girth+0.032*Arm Span
				Arm Span		0.388	<0.001	
	Model 2	0.879	<0.001	Right Arm Corrected Girth	372.185	0.715	<0.001	FFMRUL=−6.930+0.147*Right Arm Corrected Girth+0.024*Arm Span+0.379*Right Bi-Styloid Breadth
				Arm Span		0.285	<0.001	
				Right Bi-Styloid Breadth		0.195	<0.001	
	Model 3	0.886	<0.001	Right Arm Corrected Girth	294.853	0.715	<0.001	FFMRUL=−7.084+0.147*Right Arm Corrected Girth+0.017*Arm Span+0.316*Right Bi-Styloid Breadth+0.086*Right Midstylion-dactylion Length
				Arm Span		0.202	<0.001	
				Right Bi-Styloid Breadth		0.162	<0.001	
				Right Midstylion-dactylion Length		0.132	0.004	
FFM left upper limb	Model 1	0.869	<0.001	Left Arm Corrected Girth	337.435	0.703	<0.001	FFMLUL=−7.227+0.152*Left Arm Corrected Girth +0.026*Arm Span+0.324*Left Bi-Styloid Breadth
				Arm Span		0.309	<0.001	
				Left Bi-Styloid Breadth		0.172	<0.001	
	Model 2	0.874	<0.001	Left Arm Corrected Girth	262.432	0.554	<0.001	FFMLUL=−7.501+0.120*Left Arm Corrected Girth +0.026*Arm Span+0.325*Left Bi-Styloid Breadth+0.034*Left Arm Flexed and Tensed Girth
				Arm Span		0.312	<0.001	
				Left Bi-Styloid Breadth		0.173	<0.001	
				Left Arm Flexed and Tensed Girth		0.163	0.017	
	Model 3	0.884	<0.001	Left Arm Corrected Girth	231.229	0.542	<0.001	FFMLUL=−7.198+0.117*Left Arm Corrected Girth +0.026*Arm Span+0.271*Left Bi-Styloid Breadth+0.108*Left Arm Flexed and Tensed Girth-0.075*Left Arm Relaxed Girth
				Arm Span		0.309	<0.001	
				Left Bi-Styloid Breadth		0.144	<0.001	
				Left Arm Flexed and Tensed Girth		0.524	<0.001	
				Left Arm Relaxed Girth		−0.358	<0.001	

(*Continued*)

Table 10. (Continued).

Variable	Analysis	R^2	p value	Included independent variables	F	SC	p value	Equation
FFM right lower limb	Model 1	0.801	<0.001	Right Calf Corrected Girth	205.149	0.313	<0.001	FFMRLL=−21.228+0.224*Right Calf Corrected Girth+0.163*Right Trochanterion Height +0.161*Right Thigh Corrected Girth
				Right Trochanterion Height		0.483	<0.001	
				Right Thigh Corrected Girth		0.396	<0.001	
	Model 2	0.810	<0.001	Right Calf Corrected Girth	162.334	0.281	<0.001	FFMRLL=−22.161+0.201*Right Calf Corrected Girth+0.137*Right Trochanterion Height +0.158*Right Thigh Corrected Girth +0.174*Right Foot(cm)
				Right Trochanterion Height		0.404	<0.001	
				Right Thigh Corrected Girth		0.388	<0.001	
				Right Foot		0.137	0.007	
	Model 3	0.816	<0.001	Right Calf Corrected Girth	133.572	0.263	<0.001	FFMRLL=−21.224+0.189*Right Calf Corrected Girth+0.129*Right Trochanterion Height +0.215*Right Thigh Corrected Girth +0.190*Right Foot-0.055 Right Thigh Middle Girth
				Right Trochanterion Height		0.382	<0.001	
				Right Thigh Corrected Girth		0.528	<0.001	
				Right Foot		0.149	0.003	
				Right Thigh Middle Girth		−0.149	0.039	
	Model 4	0.822	<0.001	Right Calf Corrected Girth	115.666	0.208	<0.001	FFMRLL=−21.588+0.149*Right Calf Corrected Girth+0.127*Right Trochanterion Height +0.234*Right Thigh Corrected Girth +0.151*Right Foot-0.088*Right Thigh Middle Girth+0.170*Right Ankle Girth
				Right Trochanterion Height		0.375	<0.001	
				Right Thigh Corrected Girth		0.575	<0.001	
				Right Foot		0.118	0.020	
				Right Thigh Middle Girth		−0.240	0.003	
				Right Ankle Girth		0.133	0.019	
	Model 5	0.828	<0.001	Right Calf Corrected Girth	102.415	0.187	0.001	FFMRLL=−18.260+0.134*Right Calf Corrected Girth+0.117*Right Trochanterion Height +0.253*Right Thigh Corrected Girth +0.103*Right Foot-0.156*Right Thigh Middle Girth+0.162*Right Ankle Girth+0.031*Body Mass
				Right Trochanterion Height		0.346	<0.001	
				Right Thigh Corrected Girth		0.621	<0.001	
				Right Foot		0.081	0.127	
				Right Thigh Middle Girth		−0.426	<0.001	
				Right Ankle Girth		0.127	0.023	
				Body Mass		0.197	0.028	
	Model 6	0.825	<0.001	Right Calf Corrected Girth	118.024	0.190	0.001	FFMRLL=−17.188+0.136*Right Calf Corrected Girth+0.128*Right Trochanterion Height +0.257*Right Thigh Corrected Girth-0.173*Right Thigh Middle Girth+0.187*Right Ankle Girth+0.038*Body Mass
				Right Trochanterion Height		0.378	<0.001	
				Right Thigh Corrected Girth		0.632	<0.001	
				Right Thigh Middle Girth		−0.470	<0.001	
				Right Ankle Girth		0.146	0.008	
				Body Mass		0.241	0.005	

(*Continued*)

Table 10. (Continued).

Variable	Analysis	R^2	p value	Included independent variables	F	SC	p value	Equation
FFM left lower limb	Model 1	0.783	<0.001	Left Thigh Corrected Girth	184.173	0.369	<0.001	FFMLLL=−25.114+0.156*Left Thigh Corrected Girth+0.117*Stretch Stature+0.207*Left Calf Corrected Girth
				Stretch Stature		0.463	<0.001	
				Left Calf Corrected Girth		0.279	<0.001	
	Model 2	0.803	<0.001	Left Thigh Corrected Girth	154.451	0.377	<0.001	FFMLLL=−24.213+0.159*Left Thigh Corrected Girth+0.079*Stretch Stature+0.181*Left Calf Corrected Girth+0.262*Left Foot
				Stretch Stature		0.311	<0.001	
				Left Calf Corrected Girth		0.243	<0.001	
				Left Foot		0.216	<0.001	
	Model 3	0.815	<0.001	Left Thigh Corrected Girth	133.034	0.589	<0.001	FFMLLL=−22.985+0.249*Left Thigh Corrected Girth+0.076*Stretch Stature+0.174*Left Calf Corrected Girth+0.254*Left Foot-0.087*Left Thigh Middle Girth
				Stretch Stature		0.300	<0.001	
				Left Calf Corrected Girth		0.234	<0.001	
				Left Foot		0.210	<0.001	
				Left Thigh Middle Girth		−0.230	0.002	
	Model 4	0.824	<0.001	Left Thigh Corrected Girth	116.760	0.558	<0.001	FFMLLL=−22.505+0.236*Left Thigh Corrected Girth+0.032*Stretch Stature+0.198*Left Calf Corrected Girth+0.230*Left Foot±0.075*Left Thigh Middle Girth+0.071*Left Iliospinale Height
				Stretch Stature		0.126	0.131	
				Left Calf Corrected Girth		0.267	<0.001	
				Left Foot		0.190	0.001	
				Left Thigh Middle Girth		−0.198	0.006	
				Left Iliospinale Height		0.204	0.007	
	Model 5	0.821	<0.001	Left Thigh Corrected Girth	138.453	0.554	<0.001	FFMLLL=−21.238+0.234*Left Thigh Corrected Girth+0.210*Left Calf Corrected Girth +0.263*Left Foot-0.072*Left Thigh Middle Girth +0.102*Left Iliospinale Height
				Left Calf Corrected Girth		0.283	<0.001	
				Left Foot		0.218	<0.001	
				Left Thigh Middle Girth		−0.189	0.009	
				Left Iliospinale Height		0.292	<0.001	

*FFM: Fat free mass; FFMT: Fat free mass trunk; FFMRUL: Fat free mass light upper limb; FFMLUL: Fat free mass left upper limb; FFMRLL: Fat free mass right lower limb; FFMLLL: Fat free mass left lower limb.

upper limb SW equation included right arm flexed and tensed girth and arm span, while the left upper limb SW equation included left forearm girth. The inclusion of the girths could be because these variables in limbs are an indicator of FFM [24,32]. The presence of arm span suggests that the length of the upper limbs significantly contributes to the overall weight of the upper limbs. This is likely because longer limbs have more bone and muscle mass, which increases their overall weight, making arm span a relevant predictor of upper limb SW [92].

Body mass also did not have a sufficient level of prediction along for the prediction of lower limb SW in either sex. Thus, trochanterion height was included in the right lower limb SW equation in males, while iliospinale height was included in the left lower limb SW equation for males, and both right and left lower limb SW for females. The inclusion of both heights highlights the importance of limb length in estimating SW. Longer limbs have greater muscle and bone mass, which increases their total weight [92]. Therefore, these height measurements are critical for accurately predicting lower limb SW, as they take into account the distribution of muscle and bone mass throughout the limbs [92].

Body mass also played an important role to consider in trunk FFM and LSM for both males and females. However, in both cases, other variables had to be included to obtain a meaningful model. In this sense, hip girth and waist girth were inversely related to trunk FFM and LSM in both males and females. Hip and waist girth are related with abdominal fat mass in this area [93,94], which could justify its opposite influence on FFM and LSM. Furthermore, left waist corrected girth was directly related with trunk FFM and LSM in males. Corrected girths are indicators of musculoskeletal development [24,32,43], which together with the fact that males have a greater tendency to hypertrophy than females [24,32,92,95,96], explains why it predicts FFM and LSM for the trunk in males. In the case of females, the right abdominal skinfold, left subscapular skinfold, and stretch stature, were inversely related to trunk FFM and LSM. This inverse relationship can be explained by the fact that higher trunk skinfold measurements indicate higher fat mass, which reduces the proportion of lean mass in the trunk [32,52,97]. Additionally, stretch stature, being inversely related, suggests that taller

Table 11. Regression models of segmental fat free mass estimated by DXA using anthropometric variables in the female group in kg.

Variable	Analysis	R^2	p value	Included independent variables	F	SC	p value	Equation
FFM trunk	Model 1	0.853	<0.001	Body Mass	138.959	1.229	<0.001	FFMT=11.135+0.315*Body Mass-0.082*Right Abdominal Skinfold-0.107*Left Subscapular Skinfold-0.053*Stretch Stature
				Right Abdominal Skinfold		−0.214	0.001	
				Left Subscapular Skinfold		−0.237	0.002	
				Stretch Stature		−0.123	0.016	
	Model 2	0.864	<0.001	Body Mass	120.755	1.509	<0.001	FFMT=19.771+0.387* Body Mass-0.067*Right Abdominal Skinfold-0.120*Left Subscapular Skinfold-0.066*Stretch Stature-0.111*Hips Girth
				Right Abdominal Skinfold		−0.176	0.004	
				Left Subscapular Skinfold		−0.265	0.001	
				Stretch Stature		−0.154	0.002	
				Hips Girth		−0.288	0.006	
FFM right upper limb	Model 1	0.709	<0.001	Right Arm Corrected Girth	78.654	0.655	<0.001	FFMRUL=−3.005+0.091* Right Arm Corrected Girth+0.011* Arm Span+0.241*Right Bi-Styloid Breadth
				Arm Span		0.257	<0.001	
				Right Bi-Styloid Breadth		0.234	<0.001	
FFM left upper limb	Model 1	0.723	<0.001	Left Arm Corrected Girth	62.717	0.669	<0.001	FFMLUL=−3.107+0.093*Left Arm Corrected Girth+0.069*Left Midstylion-dactylion Lenghth+0.0162* Left Bi-Styloid Breadth+0.036*Left Radiale Stylion Length
				Left Midstylion-dactylion Length		0.216	0.005	
				Left Bi-Styloid Breadth		0.170	0.016	
				Left Radiale Stylion Length		0.141	0.034	
FFM right lower limb	Model 1	0.756	<0.001	Right Thigh Corrected Girth	99.961	0.433	<0.001	FFMRLL=−8.952+0.113*Right Thigh Corrected Girth+0.317*Left Foot+0.129*Right Calf Corrected Girth
				Left Foot		0.352	<0.001	
				Right Calf Corrected Girth		0.288	<0.001	
	Model 2	0.774	<0.001	Right Thigh Corrected Girth	82.308	0.443	<0.001	FFMRLL=−11.180+0.115*Right Thigh Corrected Girth+0.194*Left Foot+0.126*Right Calf Corrected Girth+0.031*Stretch Stature
				Left Foot		0.216	0.004	
				Right Calf Corrected Girth		0.281	<0.001	
				Stretch Stature		0.193	0.006	
FFM left lower limb	Model 1	0.790	<0.001	Left Calf Corrected Girth	90.424	0.356	<0.001	FFMLLL=−9.792+0.157* Left Calf Corrected Girth+0.146*Left Foot+0.092*Left Thigh Corrected Girth+0.052*Left Iliospinale Height
				Left Foot		0.208	0.002	
				Left Thigh Corrected Girth		0.362	<0.001	
				Left Iliospinale Height		0.231	<0.001	
	Model 2	0.799	<0.001	Left Calf Corrected Girth	75.634	0.421	<0.001	FFMLLL=−9.810+0.186*Left Calf Corrected Girth+0.160*Left Foot+0.113*Left Thigh Corrected Girth+0.053*Left Iliospinale Height-0.060*Left Calf Girth
				Left Foot		0.229	0.001	
				Left Thigh Corrected Girth		0.442	<0.001	
				Left Iliospinale Height		0.237	<0.001	
				Left Calf Girth		−0.172	0.042	
	Model 3	0.811	<0.001	Left Calf Corrected Girth	67.135	0.526	<0.001	FFMLLL=−7.442+0.232*Left Calf Corrected Girth+0.140*Left Foot+0.086*Left Thigh Corrected Girth+0.042*Left Iliospinale Height-0.144*Left Calf Girth+0.029*Body Mass
				Left Foot		0.200	0.003	
				Left Thigh Corrected Girth		0.336	<0.001	
				Left Iliospinale Height		0.190	0.003	
				Left Calf Girth		−0.412	0.002	
				Body Mass		0.306	0.019	

*FFM: Fat free mass; FFMT: Fat free mass trunk; FFMRUL: Fat free mass right upper limb; FFMLUL: Fat free mass left upper limb; FFMRLL: Fat free mass right lower limb; FFMLLL: Fat free mass Left lower limb.

Table 12. Regression models of segmental lean soft mass estimated by DXA using anthropometric variables in the male group in kg.

Variable	Analysis	R^2	p value	Included independent variables	F	SC	p value	Equation
LSM trunk	Model 1	0.851	$p<0.001$	Body Mass	217.742	1.232	<0.001	LSMT=14.678+0.404*Body Mass-0.145*Hips Girth-0.539*Waist Girth+0.505*Left Waist Corrected Girth
				Hips Girth		−0.250	0.005	
				Waist Girth		−1.048	<0.001	
				Left Waist Corrected Girth		0.856	<0.001	
	Model 2	0.858	$p<0.001$	Body Mass	181.732	1.083	<0.001	LSMT=7.619+0.355*Body Mass-0.112*Hips Girth-0.519*Waist Girth+0.460*Left Waist Corrected Girth +0.101*Right Chest Corrected Girth
				Hips Girth		−0.193	0.030	
				Waist Girth		−1.008	<0.001	
				Left Waist Corrected Girth		0.780	<0.001	
				Right Chest Corrected Girth		0.156	0.012	
	Model 3	0.868	$p<0.001$	Body Mass	164.765	1.088	<0.001	LSMT=5.637+0.357*Body Mass-0.111*Hips Girth-0.289*Waist Girth+0.295*Left Waist Corrected Girth +0.515*Right Chest Corrected Girth-0.442*Chest Girth
				Hips Girth		−0.192	0.025	
				Waist Girth		−0.562	0.003	
				Left Waist Corrected Girth		−0.501	0.002	
				Right Chest Corrected Girth		0.796	<0.001	
				Chest Girth		−0.775	0.001	
LSM right upper limb	Model 1	0.855	$p<0.001$	Right Arm Corrected Girth	452.652	0.760	<0.001	LSMRUL=−6.219+0.150*Right Arm Corrected Girth +0.030*Arm Span
				Arm Span		0.376	<0.001	
	Model 2	0.878	$p<0.001$	Right Arm Corrected Girth	368.248	0.722	<0.001	LSMRUL=−6.560+0.143*Right Arm Corrected Girth +0.022*Arm Span+0.362*Right Bi-Styloid Breadth
				Arm Span		0.273	<0.001	
				Right Bi-Styloid Breadth		0.194	<0.001	
	Model 3	0.885	$p<0.001$	Right Arm Corrected Girth	292.567	0.722	<0.001	LSMRUL=−6.712+0.143*Right Arm Corrected Girth +0.015*Arm Span+0.300*Right Bi-Styloid Breadth +0.085*Right Midstylion-dactylion Length
				Arm Span		0.188	<0.001	
				Right Bi-Styloid Breadth		0.161	<0.001	
				Right Midstylion-dactylion Length		0.135	0.003	
LSM left upper limb	Model 1	0.864	$p<0.001$	Left Arm Corrected Girth	324.557	0.710	<0.001	LSMLUL=−6.842+0.147*Left Arm Corrected Girth +0.024*Arm Span+0.303*Left Bi-Styloid Breadth
				Arm Span		0.300	<0.001	
				Left Bi-Styloid Breadth		0.168	<0.001	
	Model 2	0.869	$p<0.001$	Left Arm Corrected Girth	252.218	0.560	<0.001	LSMLUL=−7.107+0.116*Left Arm Corrected Girth +0.024*Arm Span+0.305*Left Bi-Styloid Breadth +0.032*Left Arm Flexed and Tensed Girth
				Arm Span		0.302	<0.001	
				Left Bi-Styloid Breadth		0.169	<0.001	
				Left Arm Flexed and Tensed Girth		0.164	0.019	
	Model 3	0.885	$p<0.001$	Left Arm Corrected Girth	233.244	0.217	0.030	LSMLUL=−6.779+0.045*Left Arm Corrected Girth +0.025*Arm Span+0.220*Left Bi-Styloid Breadth +0.100*Left Arm Flexed and Tensed Girth-0.029*Left Triceps Skinfold
				Arm Span		0.313	<0.001	
				Left Bi-Styloid Breadth		0.122	0.001	
				Left Arm Flexed and Tensed Girth		0.504	<0.001	
				Left Triceps Skinfold		−0.203	<0.001	

(*Continued*)

Table 12. (Continued).

Variable	Analysis	R^2	p value	Included independent variables	F	SC	p value	Equation
LSM right lower limb	Model 1	0.795	$p<0.001$	Right Calf Corrected Girth	198.291	0.315	<0.001	LSMRLL=−19.988+0.214*Right Calf Corrected Girth +0.153*Right Trochanterion Height+0.152*Right Thigh Corrected Girth
				Right Trochanterion Height		0.476	<0.001	
				Right Thigh Corrected Girth		0.395	<0.001	
	Model 2	0.803	$p<0.001$	Right Calf Corrected Girth	155.293	0.285	<0.001	LSMRLL=−20.803+0.194*Right Calf Corrected Girth +0.130*Right Trochanterion Height+0.150*Right Thigh Corrected Girth+0.152*Right Foot
				Right Trochanterion Height		0.404	<0.001	
				Right Thigh Corrected Girth		0.388	<0.001	
				Right Foot		0.126	0.014	
	Model 3	0.809	$p<0.001$	Right Calf Corrected Girth	127.769	0.268	<0.001	LSMRLL=−19.903+0.182*Right Calf Corrected Girth +0.123*Right Trochanterion Height+0.204*Right Thigh Corrected Girth+0.167*Right Foot-0.052*Right Thigh Middle Girth
				Right Trochanterion Height		0.381	<0.001	
				Right Thigh Corrected Girth		0.529	<0.001	
				Right Foot		0.138	0.007	
				Right Thigh Middle Girth		−0.151	0.040	
	Model 4	0.815	$p<0.001$	Right Calf Corrected Girth	110.076	0.243	<0.001	LSMRL=−16.644+0.165*Right Calf Corrected Girth +0.113*Right Trochanterion Height+0.224*Right Thigh Corrected Girth+0.118*Right Foot-0.121*Right Thigh Middle Girth+0.030Body Mass
				Right Trochanterion Height		0.350	<0.001	
				Right Thigh Corrected Girth		0.579	<0.001	
				Right Foot		0.098	0.067	
				Right Thigh Middle Girth		−0.347	0.003	
				Body Mass		0.204	0.028	
	Model 5	0.820	$p<0.001$	Right Calf Corrected Girth	97.191	0.194	0.001	LSMRL=−17.104+0.132*Right Calf Corrected Girth +0.111*Right Trochanterion Height+0.239*Right Thigh Corrected Girth+0.087*Right Foot-0.147*Right Thigh Middle Girth+0.029*Body Mass +0.145*Right Ankle Girth
				Right Trochanterion Height		0.346	<0.001	
				Right Thigh Corrected Girth		0.620	<0.001	
				Right Foot		0.072	0.003	
				Right Thigh Middle Girth		−0.421	<0.001	
				Body Mass		0.195	0.034	
				Right Ankle Girth		0.120	0.036	

(*Continued*)

Table 12. (Continued).

Variable	Analysis	R^2	p value	Included independent variables	F	SC	p value	Equation
LSM left lower limb	Model 1	0.780	$p<0.001$	Left Thigh Corrected Girth	181.012	0.373	<0.001	LSMLLL=−23.714+0.150*Left Thigh Corrected Girth +0.110*Stretch Stature+0.197*Left Calf Corrected Girth
				Stretch Stature		0.457	<0.001	
				Left Calf Corrected Girth		0.279	<0.001	
	Model 2	0.799	$p<0.001$	Left Thigh Corrected Girth	151.382	0.381	<0.001	LSMLLL=−22.863+0.153*Left Thigh Corrected Girth +0.074*Stretch Stature+0.172*Left Calf Corrected Girth+0.247*Left Foot
				Stretch Stature		0.307	<0.001	
				Left Calf Corrected Girth		0.244	<0.001	
				Left Foot		0.215	<0.001	
	Model 3	0.812	$p<0.001$	Left Thigh Corrected Girth	130.287	0.387	<0.001	LSMLLL=−21.694+0.155*Left Thigh Corrected Girth +0.071*Stretch Stature+0.166*Left Calf Corrected Girth+0.239*Left Foot-0.026*Left Thigh Skinfold
				Stretch Stature		0.296	<0.001	
				Left Calf Corrected Girth		0.234	<0.001	
				Left Foot		0.208	<0.001	
				Left Thigh Skinfold		−0.113	0.002	
	Model 4	0.820	$p<0.001$	Left Thigh Corrected Girth	113.860	0.384	<0.001	LSMLLL=−21.252+0.154*Left Thigh Corrected Girth +0.031*Stretch Stature+0.188*Left Calf Corrected Girth+0.218*Left Foot-0.023*Left Thigh Skinfold +0.066*Left Iliospinale Height
				Stretch Stature		0.127	0.133	
				Left Calf Corrected Girth		0.266	<0.001	
				Left Foot		0.189	0.001	
				Left Thigh Skinfold		−0.098	0.007	
				Left Iliospinale Height		0.198	0.010	
	Model 5	0.817	$p<0.001$	Left Thigh Corrected Girth	135.033	0.388	<0.001	LSMLLL=−20.043+0.156*Left Thigh Corrected Girth +0.199*Left Calf Corrected Girth+0.249*Left Foot-0.022*Left Thigh Skinfold+0.095*Left Iliospinale Height
				Left Calf Corrected Girth(cm)		0.282	<0.001	
				Left Foot		0.217	<0.001	
				Left Thigh Skinfold		−0.094	0.009	
				Left Iliospinale Height		0.286	<0.001	

*LSM: Lean soft mass; LSMT: Lean soft mass trunk; LSMRUL: Lean soft mass right upper limb; LSMLUL: Lean soft mass left upper limb; LSMRL: Lean soft mass right lower limb; LSMLLL: Lean soft mass left lower limb.

females may have a lower FFM and LSM. The inverse relationship may be due to taller females tending to greatly distribute lean mass across their limbs rather than concentrating it in the trunk, leading to a lower proportion of trunk FFM and LSM [98]. Additionally, females generally have a predisposition to accumulate fat in the central region, including the abdomen and hips, due to influences from hormones such as estrogen [98,99]. Taller females may particularly exhibit this tendency of fat accumulation in the trunk, which could further reduce the relative amount of lean mass in that region, reinforcing the observed inverse relationship [98,99]. Given these preliminary results, some questions still remain.

The prediction models for both right and left upper limb FFM and LSM included arm corrected girth, arm span, and bi-styloid breadth in males. The same variables were significant predictors, with the addition of the midstylion-dactylion length for the left upper limb in females. The positive relationship of arm corrected girth suggests that a larger corrected arm girth, reflecting greater muscle mass, directly contributes to higher FFM and LSM [32,100]. Additionally, the inclusion of arm span indicates that a longer upper limb length, associated with more bone and muscle mass, plays a significant role in predicting upper limb composition [92]. Similarly, bi-styloid breadth further reinforces the influence of skeletal size on FFM and LSM [101,102]. The inclusion of midstylion-dactylion length in females suggests that hand size plays a crucial role in the distribution and estimation of FFM and LSM in the arms. Since the hands contain minimal FM, larger hands could contribute to a greater amount of fat-free mass in the upper limbs [32,92,103,104]. However, despite these predictors, the models for females did not reach the expected levels of accuracy ($R^2 = 0.688–0.723$), indicating that the estimation of FFM and LSM in the upper limbs may be less reliable in females.

In predicting both right and left lower limb FFM and LSM, both males and females had common predictors, such as calf corrected girth and thigh corrected girth, which are strong indicators of muscle

Table 13. Regression models of segmental lean soft mass estimated by DXA using anthropometric variables in the female group in kg.

Variable	Analysis	R^2	p value	Included independent variables	F	SC	p value	Equation
LSM trunk	Model 1	0.850	$p<0.001$	Body Mass	135.496	1.231	<0.001	LSMT=11.494+0.307*Body Mass-0.078*Right Abdominal Skinfold-0.104*Left Subscapular Skinfold-0.056*Stretch Stature
				Right Abdominal Skinfold		−0.209	0.001	
				Left Subscapular Skinfold		−0.237	0.003	
				Stretch Stature		−1.134	0.009	
	Model 2	0.861	$p<0.001$	Body Mass	117.738	1.513	<0.001	LSMT= 19.962+0.378*Body Mass-0.064*Right Abdominal Skinfold-0.116*Left Subscapular Skinfold-0.069*Stretch Stature-0.109*Hips Girth
				Right Abdominal Skinfold		−0.171	0.005	
				Left Subscapular Skinfold		−0.265	0.001	
				Stretch Stature		−0.166	0.001	
				Hips Girth		−0.291	0.006	
LSM right upper limb	Model 1	0.688	$p<0.001$	Right Arm Corrected Girth	71.334	0.659	<0.001	LSMLUL=−2.735+0.087*Right Arm Corrected Girth+0.010*Arm Span+0.217*Right Bi-Styloid Breadth
				Arm Span		0.241	<0.001	
				Right Bi-Styloid Breadth		0.221	0.001	
LSM left upper limb	Model 1	0.690	$p<0.001$	Left Arm Corrected Girth	72.040	0.679	<0.001	LSMLUL=−2.600+0.090*Left Arm Corrected Girth+0.085*Left Midstylion-dactylion Length+0.158Left Bi-Styloid Breadth
				Left Midstylion-dactylion Length		0.278	0.003	
				Left Bi-Styloid Breadth		0.173	0.003	
LSM right lower limb	Model 1	0.760	$p<0.001$	Right Thigh Corrected Girth	75.804	0.441	<0.001	LSMRLL=−10.229+0.109*Right Thigh Corrected Girth+0.177*Right Foot+0.126*Right Calf Corrected Girth +0.027*Stretch Stature
				Left Foot		0.206	0.007	
				Right Calf Corrected Girth		0.293	<0.001	
				Stretch Stature		0.175	0.015	
LSM left lower limb	Model 1	0.751	$p<0.001$	Left Calf Corrected Girth	97.634	0.390	<0.001	LSMLLL=−6.973+0.164*Left Calf Corrected Girth+0.228*Left Foot+0.078*Left Thigh Corrected Girth
				Left Foot		0.340	<0.001	
				Left Thigh Corrected Girth		0.322	<0.001	
	Model 2	0.778	$p<0.001$	Left Calf Corrected Girth	84.062	0.365	<0.001	LSMLLL=−9.095+0.154*Left Calf Corrected Girth+0.138*Left Foot+0.088*Left Thigh Corrected Girth+0.045*Left Iliospinale Height
				Left Foot		0.206	0.003	
				Left Thigh Corrected Girth		0.360	<0.001	
				Left Iliospinale Height		0.212	0.001	
	Model 3	0.789	$p<0.001$	Left Calf Corrected Girth	71.062	0.437	<0.001	LSMLLL=−9.114+0.184*Left Calf Corrected Girth+0.153*Left Foot+0.109*Left Thigh Corrected Girth+0.047*Left Iliospinale Height+0.064*Left Calf Girth
				Left Foot		0.229	0.001	
				Left Thigh Corrected Girth		0.449	<0.001	
				Left Iliospinale Height		0.218	0.001	
				Left Calf Girth		−0.192	0.028	
	Model 4	0.802	$p<0.001$	Left Calf Corrected Girth	63.377	0.547	<0.001	LSMLLL=−6.738+0.231*Left Calf Corrected Girth+0.133*Left Foot+0.082*Left Thigh Corrected Girth+0.036*Left Iliospinale Height+0.148*Left Calf Girth+0.029*Body Mass
				Left Foot		0.199	0.004	
				Left Thigh Corrected Girth		0.338	<0.001	
				Left Iliospinale Height		0.169	0.009	
				Left Calf Girth		−0.444	0.001	
				Body Mass		0.321	0.016	

*LSM: Lean soft mass; LSMT: Lean soft mass trunk; LSMRUL: Lean soft mass right upper limb; LSMLUL: Lean soft mass left upper limb; LSMRLL: Lean soft mass right lower limb; LSMLLL: Lean soft mass left lower limb.

mass in the lower extremities [32,100,101]. Additionally, measurements related to lower limb length, such as trochanterion height in males and iliospinale height in females, were included, highlighting the importance of skeletal structure in these estimates [92]. Furthermore, for males, the variable stretch stature was incorporated, emphasizing the relevance of total height in predicting FFM and LSM of the lower limbs [32,34,100]. Total height serves as an indicator of overall body size and significantly impacts the distribution of muscle and bone mass throughout the body. An increased height is typically associated with larger skeletal structures and a greater volume of muscle mass, thereby contributing to elevated levels of FFM and LSM in the lower limbs [34,105–107]. The prediction model for females also included foot length, suggesting that foot size plays a significant role in estimating FFM and LSM in the lower limbs. Given the minimal adipose tissue in the feet, a larger foot size likely contributes to an increased amount of fat-free mass in the lower limbs [32,92,108,109].

This study presents several innovative and relevant strengths for the assessment of body composition. Among them, we find that the current investigation offers an anthropometric strategy capable of estimating SW, FFM, and LSM, it analyses the influence of sex on this estimation, and validates the results with DXA. In addition, it introduces the first approach that takes into account the left and right side of the body for the generation of prediction equations for SW, FFM, and LSM in kg and percentages of each segment. This novel approach allows for the accurate estimation of FFM and LSM percentages in specific segments, offering a significant innovation and advance in ANT. Furthermore, this is the first study to analyze the differences obtained through the use of DXA, BIA, and ANT in the segmental masses. Another strength is that all the participants' hydration status was carefully controlled, ensuring accurate comparisons between methods such as DXA and BIA. The analysis of the differences between the regression models for SW, FFM, and LSM highlights the importance of considering sex and lateral differences in body composition. The dominance of the right side in most individuals may explain the variability in predictors between the right and left sides of the body, as the preferential use of one limb may influence the development of FFM and LSM [104]. This holistic approach allows for the identification of body asymmetries and personalized interventions based on the specific structure and composition of each body segment, marking an important advance in sports science and medicine.

The findings of this study carry significant practical implications for both sports and clinical settings. The comparison between DXA, BIA, and current anthropometric proposals demonstrates that these methods are not interchangeable for assessing SW, FFM, or LSM segmentally. This underscores the necessity for consistency in employing the same technique when evaluating an individual over time. The introduction of new anthropometric equations facilitates the segmental estimation of SW, FFM, and LSM, offering a viable alternative to DXA, which, while more precise, is also more costly [22,32]. This anthropometric approach presents practical advantages, as it is one of the most cost-effective and accessible methods for body composition assessment [22,24]. Segmental evaluations yield insights into the distribution of body composition across various regions, enabling tailored interventions in both athletic and clinical contexts [13,14]. In sports, the capacity to assess SW alongside segmental FFM and LSM allows for a comprehensive analysis of muscle and weight distribution [3,10]. This is vital for optimizing athletic performance, as SW reveals how different proportions of FFM and LSM contribute to each segment's ability to generate force and power [10,11]. Identifying imbalances enables coaches to target specific areas, enhancing symmetry, improving performance, and reducing injury risks [5,6]. In clinical environments, segmental assessments are crucial for monitoring changes in body composition, particularly during rehabilitation or body recomposition efforts [110,111]. Understanding the relative proportions of FFM and LSM within specific segments allows clinicians to track localized changes in response to treatment, exercise, or nutritional strategies [13,14,110]. This approach enhances the monitoring of muscle recovery, fat loss, and muscle gain across various body regions, facilitating personalized interventions to restore optimal health and functionality [13,14,111].

In terms of limitations, it is important to note that the anthropometric equations used were originally formulated for the right side of the body, and for the purposes of this research, were replicated on both sides [44,45]. As for BIA, the device used did not provide all electrical properties, which limited the analysis [18]. Furthermore, in the prediction of the left and right upper limb in the female group, for both FFM and LSM, the target level of prediction of $R^2 = 0.750$ was not reached, indicating that ANT may have limitations in estimating these masses in the segments. Additionally, it is possible that not all female participants had a standard 28-day menstrual cycle, as individual cycles can vary significantly in length and consistency.

Previous studies have demonstrated that menstrual cycle length can widely differ among women, as they are influenced by factors such as hormonal birth control and other physiological conditions [56,112]. This variability may have impacted the standardization of the timing of assessments in relation to their menstrual phases. Therefore, further in-depth studies on this issue are needed. Moreover, all participants in this study were Caucasian, which limits the generalizability of the findings to other ethnic groups. The predictive equations developed may not be applicable to individuals of different racial or ethnic backgrounds, as body composition can vary significantly across populations [23]. Future studies should aim to replicate this research with other racial and ethnic groups to expand the applicability of the findings.

Future lines of research should focus on applying this strategy at the tissue level for muscle mass estimation and in other masses and tissues, such as skeletal mineral mass and skeletal tissue, where there are currently no strategies available for segmental estimation by ANT.

In conclusion, the present study revealed that in general, there are intra-subject differences in the estimation of SW, FFM, and LSM between DXA, BIA, and ANT. In addition, the sex factor was found to significantly influence the differences found, indicating that it should be considered when comparing methods of estimating body composition. In general, BIA and the previous ANT equations did not show agreement with DXA for estimating SW, FFM, and segmental LSM. Therefore, new prediction equations were developed based on anthropometric measurements, using DXA as a reference. The equations showed significant differences between males and females, reflecting the different distribution of FFM and LSM between the sexes. Body mass stood out as the strongest predictor in both sexes for the trunk. In females, subcutaneous fat had a greater impact on the prediction of FFM, LSM, and SW in the limbs, while in males, the variables more strongly linked to muscle mass, such as girths, proved to be more pertinent for SW, FFM, and LSM. In both sexes, the variables related to bone structure, such as lengths and heights, also had an influence on these parameters. The equations developed demonstrate an acceptable accuracy, although they have limitations in the estimation of FFM and LSM in the upper limbs of females.

Acknowledgments

The authors would like to thank all those involved both as measurers and participants in this project for their participation.

Disclosure statement

No potential conflict of interest was reported by the author(s).

Funding

This work was supported by the Universidad Católica San Antonio de Murcia [COMPOSIFAT - INVENTIUM].

ORCID

Nicolás Baglietto http://orcid.org/0009-0005-9615-6054
Mario Albaladejo-Saura http://orcid.org/0000-0003-0234-7756
Francisco Esparza-Ros http://orcid.org/0000-0002-4519-1635
Malek Mecherques-Carini http://orcid.org/0000-0003-4073-4511
Raquel Vaquero-Cristóbal http://orcid.org/0000-0003-2708-4817

References

1. Sinning WE. Body composition in athletes. A. F. Roche, S. B. Heymsfield, T. G. Lohman, editors. Champaign: Human Kinetics; 1996.
2. Heymsfield SB, Brown J, Ramirez S, et al. Are lean body mass and fat-free mass the same or different body components? A critical perspective. Adv Nutr. 2024;15(12):100335. doi: 10.1016/j.advnut.2024.100335
3. Maloney SJ. The relationship between asymmetry and athletic performance: a critical review. J Strength Cond Res. 2019;33(9):2579–2593. doi: 10.1519/JSC.0000000000002608

4. Chapelle L, Bishop C, D'Hondt J, et al. Morphological and functional asymmetry in elite youth tennis players compared to sex- and age-matched controls. J Sports Sci. 2022;40(14):1618–1628. doi: 10.1080/02640414.2022.2096769
5. Chaari F, Boyas S, Sahli S, et al. Postural balance asymmetry and subsequent noncontact lower extremity musculoskeletal injuries among Tunisian soccer players with groin pain: a prospective case control study. Gait Posture. 2022;98:134–140. doi: 10.1016/j.gaitpost.2022.09.004
6. Resta T, Frenette S, Rizk A, et al. Body composition asymmetries in University ice hockey players and their implications for lower back pain and leg injury. J Strength Cond Res. 2022;36(10):2830–2836. doi: 10.1519/JSC.0000000000004328
7. Hermassi S, Chelly MS, Wagner H, et al. Relationships between maximal strength of lower limb, anthropometric characteristics and fundamental explosive performance in handball players. Sportverletzung · Sportschaden. 2019;33(2):96–103. doi: 10.1055/s-0043-124496
8. Burnett JK, Kim Y-W, Kwon HJ, et al. Whole body mass estimates and error propagation in countermovement jump: a simulated error study. Sports Biomech. 2023;24(5):1–14. doi: 10.1080/14763141.2023.2236589
9. Bańkosz Z, Hawrylak A, Kołodziej M, et al. Interlimb and trunk asymmetry in the frontal plane of table tennis female players. PeerJ. 2024;12:e17526. doi: 10.7717/peerj.17526
10. de Honorato RC, Soares Marreiros Ferraz A, Kassiano W, et al. Regional phase angle, not whole-body, is augmented in response to pre-season in professional soccer players. Res Sports Med. 2023;31(6):831–845. doi: 10.1080/15438627.2022.2052069
11. Monti E, Toniolo L, Marcucci L, et al. Are muscle fibres of body builders intrinsically weaker? A comparison with single fibres of aged-matched controls. Acta Physiologica. 2021;231(2):231. doi: 10.1111/apha.13557
12. Lee H, Lee K, Lee Y, et al. Correlation between cycling power and muscle thickness in cyclists. Clin Anat. 2018;31(6):899–906. doi: 10.1002/ca.23214
13. Ross R. Magnetic resonance imaging provides new insights into the characterization of adipose and lean tissue distribution. Can J Physiol Pharmacol. 1996;74(6):778–785. doi: 10.1139/y96-072
14. Fouladiun M, Körner U, Bosaeus I, et al. Body composition and time course changes in regional distribution of fat and lean tissue in unselected cancer patients on palliative care—correlations with food intake, metabolism, exercise capacity, and hormones. Cancer. 2005;103(10):2189–2198. doi: 10.1002/cncr.21013
15. Damluji AA, Alfaraidhy M, AlHajri N, et al. Sarcopenia and cardiovascular diseases. Circulation. 2023;147(20):1534–1553. doi: 10.1161/CIRCULATIONAHA.123.064071
16. Holmes CJ, Racette SB. The utility of body composition assessment in nutrition and clinical practice: an overview of current methodology. Nutrients MDPI. 2021;13(8):2493. doi: 10.3390/nu13082493
17. Wang Z, Pierson N, Heymsfield SB. The five-level model: a new approach to organizing body-composition research. Am J Clin Nutr. 1992;56(1):19–28. doi: 10.1093/ajcn/56.1.19
18. Paoli A, Campa F. Problems and opportunities in the use of bioelectrical impedance analysis for assessing body composition during ketogenic diets: a scoping review. Curr Obes Rep. 2024;13(3):496–509. doi: 10.1007/s13679-024-00573-0
19. Holmes JD, Andrews DM, Durkin JL, et al. Predicting in vivo soft tissue masses of the lower extremity using segment anthropometric measures and DXA. J Appl Biomech. 2005;21(4):371–382. doi: 10.1123/jab.21.4.371
20. Arthurs KL, Andrews DM. Upper extremity soft and rigid tissue mass prediction using segment anthropometric measures and DXA. J Biomech. 2009;42(3):389–394. doi: 10.1016/j.jbiomech.2008.11.021
21. Bell W, Cobner DM, Evans WD. Prediction and validation of fat-free mass in the lower limbs of young adult male Rugby Union players using dual-energy X-ray absorptiometry as the criterion measure. Ergonomics. 2000;43(10):1708–1717. doi: 10.1080/001401300750004113
22. Costa-Moreira O, Alonso-Aubin D, Oliveira C, et al. Body composition assessment methods: an updated review of description, application, advantages and disadvantages. Archivos de Medicina Del Deporte. 2015;32:387–394.
23. Blue MNM, Tinsley GM, Ryan ED, et al. Validity of body-composition methods across racial and ethnic populations. Adv Nutr. 2021;12(5):1854–1862. doi: 10.1093/advances/nmab016
24. Holway F. Nutrición aplicada al deporte. 1ed. Buenos Aires, Argentina: El Ateneo. 2011. Body composition in sport nutrition, 195–226.
25. Scafoglieri A, Clarys JP, Bauer JM, et al. Predicting appendicular lean and fat mass with bioelectrical impedance analysis in older adults with physical function decline – the PROVIDE study. Clin Nutr. 2017;36(3):869–875. doi: 10.1016/j.clnu.2016.04.026
26. Kim J, Wang Z, Heymsfield SB, et al. Total-body skeletal muscle mass: estimation by a new dual-energy X-ray absorptiometry method 1–3. Am J Clin Nutr. 2002;76(2):378–383. doi: 10.1093/ajcn/76.2.378
27. Silva AM, Matias CN, Nunes CL, et al. Lack of agreement of in vivo raw bioimpedance measurements obtained from two single and multi-frequency bioelectrical impedance devices. Eur J Clin Nutr. 2019;73(7):1077–1083. doi: 10.1038/s41430-018-0355-z
28. Yamada Y, Watanabe Y, Ikenaga M, et al. Comparison of single- or multifrequency bioelectrical impedance analysis and spectroscopy for assessment of appendicular skeletal muscle in the elderly. J Appl Physiol. 2013;115(6):812–818. doi: 10.1152/japplphysiol.00010.2013

29. Silva AM, Campa F, Stagi S, et al. The bioelectrical impedance analysis (BIA) international database: aims, scope, and call for data. Eur J Clin Nutr. 2023;77(12):1143–1150. doi: 10.1038/s41430-023-01310-x
30. Petri C, Micheli ML, Izzicupo P, et al. Bioimpedance patterns and bioelectrical impedance vector analysis (BIVA) of body builders. Nutrients. 2023;15(7):1–10. doi: 10.3390/nu15071606
31. Alvero-Cruz JR, Correas-Gómez L, Ronconi M, et al. Electrical bioimpedance as a method for estimating body composition: practical rules of use. Rev Andal Med Deporte. 2011;4:167–174.
32. Esparza-Ros F, Vaquero-Cristóbal R. Anthropometry: fundamentals of application and interpretation. Aula Magna. 2023.
33. Baglietto N, Albaladejo-Saura M, Esparza-Ros F, et al. Agreement and differences between the equations for estimating muscle and bone mass using the anthropometric method in recreational strength trainees. PeerJ. 2024;12:e17506. doi: 10.7717/peerj.17506
34. Kerr D, Ross W. Body mass fractionation: a new method for use in clinical nutrition and sports medicine. Apunts. Sport Medicine. 1991;18:175–188.
35. Mecherques-Carini M, Albaladejo-Saura M, Vaquero-Cristóbal R, et al. Validity and agreement between dual-energy X-ray absorptiometry, anthropometry and bioelectrical impedance in the estimation of fat mass in young adults. Front Nutr. 2024;11:11. doi: 10.3389/fnut.2024.1421950
36. Baglietto N, Vaquero-Cristóbal R, Albaladejo-Saura M, et al. Assessing skeletal muscle mass and lean body mass: an analysis of the agreement among dual X-ray absorptiometry, anthropometry, and bioelectrical impedance. Front Nutr. 2024;11:11. doi: 10.3389/fnut.2024.1445892
37. Kasper AM, Langan-Evans C, Hudson JF, et al. Come back skinfolds, all is forgiven: a narrative review of the efficacy of common body composition methods in applied sports practice. Nutrients. 2021;13(4):1075. doi: 10.3390/nu13041075
38. Kerr A, Slater GJ, Byrne N. Impact of food and fluid intake on technical and biological measurement error in body composition assessment methods in athletes. Br J Nutr. 2017;117(4):591–601. doi: 10.1017/S0007114517000551
39. Clarys JP, Marfell-Jones MJ. Anatomical segmentation in humans and the prediction of segmental masses from intra-segmental anthropometry. Hum Biol. 1986;58(5):771–782.
40. Pietrobelli A, Formica C, Wang Z, et al. Dual-energy X-ray absorptiometry body composition model: review of physical concepts. Am J physiol-Endocrinol Metab. 1996;271(6):941–951. doi: 10.1152/ajpendo.1996.271.6.E941
41. Wang Z, Heymfield S, Chen Z, et al. Estimation of percentage body fat by dual-energy x-ray absorptiometry: evaluation by in vivo human elemental composition. Phys Med Biol. 2010;55(9):2619–2635. doi: 10.1088/0031-9155/55/9/013
42. Reiter R, Iglseder B, Treschnitzer W, et al. Quantifying appendicular muscle mass in geriatric inpatients: performance of different single frequency BIA equations in comparison to dual X-ray absorptiometry. Arch Gerontol Geriatr. 2019;80:98–103. doi: 10.1016/j.archger.2018.10.010
43. Kulkarni B, Kuper H, Taylor A, et al. Development and validation of anthropometric prediction equations for estimation of lean body mass and appendicular lean soft tissue in Indian men and women. J Appl Physiol. 2013;115(8):1156–1162. doi: 10.1152/japplphysiol.00777.2013
44. Scafoglieri A, Tresignie J, Provyn S, et al. Prediction of segmental lean mass using anthropometric variables in young adults. J Sports Sci. 2012;30(8):777–785. doi: 10.1080/02640414.2012.670716
45. Ritchie CB, Davidson RT. Regional body composition in college-aged caucasians from anthropometric measures. Nutr Metab (lond). 2007;4(1):29. doi: 10.1186/1743-7075-4-29
46. Scafoglieri A, Tresignie J, Provyn S, et al. Accuracy and concordance of anthropometry for measuring regional fat distribution in adults aged 20–55 years. Am J Hum Biol. 2013;25(1):63–70. doi: 10.1002/ajhb.22342
47. Rodríguez Rodríguez JF, Aldo A, Flores A, et al. Estimación de la masa muscular de los Miembros Apendiculares, a partir de densitometría Fotónica dual (DEXA) muscle mass estimation of appendicular limb, for dual energy X Ray Absorciometry (DEXA). Int J Morphol. 2010;28(4):1205–1210. doi: 10.4067/S0717-95022010000400034
48. Gyemi DL, Kahelin C, George NC, et al. Head, neck, trunk, and pelvis tissue mass predictions for young adults using anthropometric measures and dual-energy X-Ray absorptiometry. Journal Of Applied Biomechanics. 2017;33(5):366–372. doi: 10.1123/jab.2016-0228
49. Alvero-Cruz JR, Marfell-Jones M, Alacid F, et al. Comparison of two field methods for estimating body fat in different Spanish dance disciplines. Nutr Hosp. 2014;30(3):614–621. doi: 10.3305/nh.2014.30.3.7240
50. Eisenmann JC, Heelan KA, Welk GJ. Assessing body composition among 3- to 8-year-Old children: anthropometry, BIA, and DXA. Obes Res. 2004;12(10):1633–1640. doi: 10.1038/oby.2004.203
51. Elia M, Fuller NJ, Hardingham CR, et al. Modeling leg sections by bioelectrical impedance analysis, dual-energy X-ray absorptiometry, and anthropometry: assessing segmental muscle volume using magnetic resonance imaging as a reference. Ann N Y Acad Sci. 2000;904(1):298–305. doi: 10.1111/j.1749-6632.2000.tb06471.x
52. Mecherques-Carini M, Esparza-Ros F, Albaladejo-Saura M, et al. Agreement and differences between fat estimation formulas using Kinanthropometry in a physically active population. Appl Sci. 2022;12(24):13043. doi: 10.3390/app122413043
53. Vandenbroucke JP, Von Elm E, Altman DG, et al. Strengthening the reporting of observational studies in epidemiology (STROBE): explanation and elaboration. Epidemiology. 2007;18(6):805–835. doi: 10.1097/EDE.0b013e3181577511

54. Albadalejo M, Vaquero-Cristóbal R, Esparza-Ros F. Effect of pre-season training on anthropometric and derivative variables in elite basketball players. Retos. 2019;36:474–479. doi: 10.47197/retos.v36i36.68535
55. Sellés-Pérez S, Cejuela-Anta R, Fernández-Sáez J, et al. Effect of training intensity distribution on body composition in amateur triathletes. Rev Andal Med Deport. 2019;12(2):103–107. doi: 10.33155/j.ramd.2018.06.005
56. Carmichael MA, Thomson RL, Moran LJ, et al. The impact of menstrual cycle phase on athletes' performance: a narrative review. Int J Environ Res Public Health. 2021;18(4):1667. doi: 10.3390/ijerph18041667
57. Travis TD, Louise BM, Kelly AE. Nutrition and athletic performance. Med Sci Sports Exerc. 2016;48:543–568.
58. Escalante G, Stevenson SW, Barakat C, et al. Peak week recommendations for bodybuilders: an evidence based approach. BMC Sports Sci Med Rehabil. 2021;13(1):68. doi: 10.1186/s13102-021-00296-y
59. Novak JE, Ellison DH. Diuretics in states of volume overload: core curriculum 2022. Am J Kidney Dis. 2022;80 (2):264–276. doi: 10.1053/j.ajkd.2021.09.029
60. Huso ME, Hampl JS, Johnston CS, et al. Creatine supplementation influences substrate utilization at rest. J Appl Physiol. 2002;93(6):2018–2022. doi: 10.1152/japplphysiol.01170.2001
61. Hultman E, Soderlund K, Timmons JA, et al. Muscle creatine loading in men. J Appl Physiol. 1996;81(1):232–237. doi: 10.1152/jappl.1996.81.1.232
62. Powers ME, Arnold BL, Weltman AL, et al. Creatine supplementation increases total body water without altering fluid distribution. J Athl Train. 2003;38:44–50.
63. Schierbauer J, Günther S, Haupt S, et al. Acute fluid intake impacts assessment of body composition via bioelectrical impedance analysis. A randomized, controlled crossover Pilot trial. Metabolites. 2023;13(4):473–486. doi: 10.3390/metabo13040473
64. Carmen MP. A new lateraity valoration test for physical education professionals. Apunts Educación Física Y Deportes. 2003;71:14–22.
65. Kyle UG, Bosaeus I, De Lorenzo AD, et al. Bioelectrical impedance analysis—part II: utilization in clinical practice. Clin Nutr. 2004;23(6):1430–1453. doi: 10.1016/j.clnu.2004.09.012
66. Moon JR. Body composition in athletes and sports nutrition: an examination of the bioimpedance analysis technique. Eur J Clin Nutr. 2013;67(S1):S54–9. doi: 10.1038/ejcn.2012.165
67. Esparza-Ros F, Moreira AC, Vaquero-Cristóbal R, et al. Differences between four Skinfold calipers in the assessment of adipose tissue in young adult healthy population. Nutrients. 2022;14(10):2085. doi: 10.3390/nu14102085
68. Vaquero-Cristóbal R, Garcia Roca JA, Albaladejo-Saura M, et al. [Evolution in anthropometric variables related to training and nutritional parameters in ultra-endurance mountain runners]. Nutr Hosp. 2019;36(3):706–713. doi: 10.20960/nh.2333
69. García-Morant A, Cortés-Castell E, Palazón-Bru A, et al. Macronutrients and micronutrients in Spanish adult vegans (Mediterranean population). Nutr Hosp. 2020;35:549–558.
70. Ruano J, Teixeira VH. Prevalence of dietary supplement use by gym members in Portugal and associated factors. J Int Soc Sports Nutr. 2020;17(1):1–8. doi: 10.1186/s12970-020-00342-z
71. Sebastiá-Rico J, Soriano JM, Sanchis-Chordà J, et al. Analysis of fluid balance and urine values in elite soccer players: impact of different environments, playing positions, sexes, and competitive levels. Nutrients. 2024;16(6):903. doi: 10.3390/nu16060903
72. Shepherd JA, Ng BK, Sommer MJ, et al. Body composition by DXA. Bone. 2017;104:101–105. doi: 10.1016/j.bone.2017.06.010
73. Nana A, Slater GJ, Hopkins WG, et al. Importance of standardized DXA protocol for assessing physique changes in athletes. Int J Sport Nutr Exerc Metab. 2016;26(3):259–267. doi: 10.1123/ijsnem.2013-0111
74. Jiang F, Tang S, Eom J-J, et al. Accuracy of estimated bioimpedance parameters with Octapolar segmental bioimpedance analysis. Sensors. 2022;22(7):2681. doi: 10.3390/s22072681
75. Tanita Corporation. Tanita MC-780MA user manual. Tokyo, Japan; 2015.
76. Esparza-Ros F, Vaquero-Cristóbal R, Marfell-Jones M. International standards for anthropometric assessment. UCAM Universidad Católica de Murcia, editor. Murcia: International Society for the Advancement of Kinanthropometry; 2019.
77. O'Keefe DJ. Brief report: Post hoc power, observed power, a priori power, retrospective power, prospective power, achieved power: sorting out appropriate uses of statistical power analyses. Commun Methods Meas. 2007;1 (4):291–299. doi: 10.1080/19312450701641375
78. Cohen J. Statistical power analysis for the behavioral Sciences. 2nd ed. Hillsdale (NJ): Lawrence Erlbaum Associates; 1988.
79. Thibaut R, Genton L, Pichard C. Body composition: why, when and for who? Clin Nutr. 2012;31(4):435–447. doi: 10.1016/j.clnu.2011.12.011
80. Lustgarten MS, Fielding RA. Assessment of analytical methods used to measure changes in body composition in the elderly and recommendations for their use in phase II clinical trials. J Nutr Health Aging. 2011;15(5):368–375. doi: 10.1007/s12603-011-0049-x
81. Glickman SG, Marn CS, Supiano MA, et al. Validity and reability of dual-energy X-ray absorptiometry for the assessment of abdominal adiposity. J Appl Physiol. 2015;97(2):509–514. doi: 10.1152/japplphysiol.01234.2003

82. Nickerson BS, Mclester CN, Mclester JR, et al. Agreement between 2 segmental bioimpedance devices, BOD POD, and DXA in obese adults. J Clin Densitometry: Assess Y Manag Og Musculoeskeletal Helath. 2020;23(1):138–148. doi: 10.1016/j.jocd.2019.04.005
83. Herda AA, Cleary CJ. Agreement between multifrequency BIA and DXA for assessing segmental appendicular skeletal muscle mass in older adults. Aging Clin Exp Res. 2021;34(11):2789–2795. doi: 10.1007/s40520-021-02000-z
84. Bredella MA. Sex differences in body composition. 2017:9–27.
85. Nuzzo JL. Sex differences in skeletal muscle fiber types: a meta-analysis. Clin Anat. 2024;37(1):81–91. doi: 10.1002/ca.24091
86. Bassett AJ, Ahlmen A, Rosendorf JM, et al. The biology of sex and Sport. JBJS Rev. 2020;8(3):e0140–e0140. doi: 10.2106/JBJS.RVW.19.00140
87. Varghese M, Griffin C, Singer K. The role of sex and sex hormones in regulating obesity-induced inflammation. 2017:65–86.
88. Chang E, Varghese M, Singer K. Gender and sex differences in adipose tissue. Curr Diab Rep. 2018;18(9):69. doi: 10.1007/s11892-018-1031-3
89. Mansour MF, Chan C-W, Laforest S, et al. Sex differences in body fat distribution. Adipose tissue biology. Cham: Springer International Publishing; 2017. p. 257–300.
90. Vendrami C, Gatineau G, Rodriguez EG, et al. Standardization of body composition parameters between GE lunar iDXA and Hologic Horizon a and their clinical impact. JBMR Plus. 2024;8(9). doi: 10.1093/jbmrpl/ziae088
91. Park SS, Lim S, Kim H, et al. Comparison of two DXA Systems, Hologic Horizon W and GE lunar prodigy, for assessing body composition in healthy Korean adults. Endocrinol Metab. 2021;36(6):1219–1231. doi: 10.3803/EnM.2021.1274
92. Vidal Pérez D, Martínez-Sanz JM, Ferriz-Valero A, et al. Relationship of limb lengths and body composition to lifting in weightlifting. Int J Environ Res Public Health. 2021;18:756. doi: 10.3390/ijerph18020756
93. Taylor R, Keil D, Gold E, et al. Body mass index, waist girth, and waist-to-hip ratio as indexes of total and regional adiposity in women: evaluation using receiver operating characteristic curves. Am J Clin Nutr. 1998;67(1):44–49. doi: 10.1093/ajcn/67.1.44
94. Raja C, Hansen R, Baber R, et al. Hip girth as a predictor of abdominal adiposity in postmenopausal women. Nutrition. 2004;20(9):772–777. doi: 10.1016/j.nut.2004.05.007
95. Hilton EN, Lundberg TR. Transgender women in the female category of Sport: perspectives on testosterone suppression and performance advantage. Sports Med. 2021;51(2):199–214. doi: 10.1007/s40279-020-01389-3
96. Graybeal AJ, Moore ML, Cruz MR, et al. Body composition assessment in male and female bodybuilders: a 4-compartment model comparison of dual-energy X-Ray absorptiometry and impedance-based devices. J Strength Cond Res. 2020;34(6):1676–1689. doi: 10.1519/JSC.0000000000002831
97. Kawada T. Body mass index and fat mass by skin-fold thickness are good predictors for body fat composition change by dual-energy x-ray absorptiometry in obesity adolescent. Clin Nutr. 2016;35(4):983. doi: 10.1016/j.clnu.2016.04.023
98. Wu D, Shi L, Xu Q, et al. The different effects of skeletal muscle and fat mass on Height increment in children and adolescents aged 6–11 years: a cohort study from China. Front Endocrinol (lausanne). 2022;13. doi: 10.3389/fendo.2022.915490
99. Schautz B, Later W, Heller M, et al. Total and regional relationship between lean and fat mass with increasing adiposity—impact for the diagnosis of sarcopenic obesity. Eur J Clin Nutr. 2012;66(12):1356–1361. doi: 10.1038/ejcn.2012.138
100. Martin AD, Spenst LF, Drinkwater DT, et al. Anthropometric estimation of muscle mass in men. Med Sci Sports Exerc. 1990;22(5):729–733. doi: 10.1249/00005768-199010000-00027
101. Albaladejo-Saura M, Vaquero-Cristóbal R, García-Roca JA, et al. Influence of biological maturation status on selected anthropometric and physical fitness variables in adolescent male volleyball players. PeerJ. 2022;10:e13216. doi: 10.7717/peerj.13216
102. Rocha M. Peso ósseo do brasileiro de ambos os sexos de 17 a 25 años. Arquivos de anatomía E antropología. 1975;1:1445–1451.
103. Kanchan T, Krishan K. Anthropometry of hand in sex determination of dismembered remains - a review of literature. J Forensic Leg Med. 2011;18(1):14–17. doi: 10.1016/j.jflm.2010.11.013
104. Lijewski M, Burdukiewicz A, Pietraszewska J, et al. Asymmetry of muscle mass distribution and Grip strength in professional handball players. Int J Environ Res Public Health. 2021;18(4):1913. doi: 10.3390/ijerph18041913
105. Withers RT, Craig NP, Ball CT, et al. The drinkwater - Ross anthropometric fractionation of body mass: comparison with measured body mass and densitometrically estimated fat and fat - free masses. J Sports Sci. 1991;9(3):37–41. doi: 10.1080/02640419108729891
106. Drinkwater DT, Ross WD. Anthropometric fractionation of body mass. In: Ostyn M; Beunen G Simons J, editors. International series of sports science. Kinanthropometry II. Baltimore: University Park Press; 1980. p. 183.
107. Clarys J, Martins A, Drinkwater D. Gross tissue weights in the human body by cadaver dissection. Hum Biol. 1984;56(3):459–473.
108. Escalona-Marfil C, Prats-Puig A, Ortas-Deunosajut X, et al. Children's foot parameters and basic anthropometry, do arch height and midfoot width change? Eur J Pediatr. 2022;182(2):777–784. doi: 10.1007/s00431-022-04715-1

109. Hawley VS, Gurchiek RD, van Werkhoven H. Can Foot anthropometry predict vertical jump performance? J Strength Cond Res. 2022;36(7):1860–1865. doi: 10.1519/JSC.0000000000003733
110. Kim SJ, E-H Y, Min JH, et al. Segmental bioelectrical impedance analysis of the body composition of affected and unaffected limbs after Hemiparetic Stroke. Am J Phys Med Rehabil. 2020;99(9):830–836. doi: 10.1097/PHM.0000000000001434
111. Chang K-V, Wu W-T, Huang K-C, et al. Segmental body composition transitions in stroke patients: trunks are different from extremities and strokes are as important as hemiparesis. Clin Nutr. 2020;39(6):1968–1973. doi: 10.1016/j.clnu.2019.08.024
112. Najmabadi S, Schliep KC, Simonsen SE, et al. Menstrual bleeding, cycle length, and follicular and luteal phase lengths in women without known subfertility: a pooled analysis of three cohorts. Paediatr Perinat Epidemiol. 2020;34(3):318–327. doi: 10.1111/ppe.12644

VII – RESULTADOS Y DISCUSIÓN

VII - RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Las discrepancias observadas en la estimación de la MM y MO mediante diferentes fórmulas en ANT, así como en su comparación con métodos como la BIA y la DXA, plantean un reto sustancial en la valoración precisa de la composición corporal (30,121–123). Esta variabilidad metodológica no solo repercute en la cuantificación de estos tejidos estructurales, sino que también condiciona la aplicación de los resultados en entornos clínicos, deportivos y de investigación. Las diferencias entre técnicas, en particular cuando se analizan estimaciones tanto globales como segmentales, pueden atribuirse al fundamento fisiológico y matemático de cada método, así como a las características de las muestras poblacionales empleadas para su desarrollo y validación (23,112,119,120).

La utilización de una fórmula antropométrica inadecuada o la elección de un método que no se ajusta al perfil del evaluado puede conducir a interpretaciones erróneas, limitando la utilidad de la evaluación en el seguimiento longitudinal, la toma de decisiones clínicas o el diseño de programas de intervención (30). Esta problemática se agudiza en el caso de componentes como la MME y la MO, cuyo análisis es fundamental para caracterizar el estado estructural del individuo y valorar riesgos asociados a la sarcopenia, la fragilidad o la desmineralización ósea (5,10). Por ello, resulta imprescindible identificar el grado de concordancia y comparabilidad entre los métodos disponibles, estableciendo criterios de selección fundamentados en evidencia científica y ajustados al objetivo de evaluación.

El objetivo general de esta tesis doctoral fue analizar la concordancia entre las distintas fórmulas antropométricas para la estimación de la MME y la MO, así como su comparabilidad con BIA y DXA tanto a nivel global como segmental, en una población de adultos jóvenes físicamente activos. Para ello, se llevaron a cabo tres estudios complementarios: el primero, centrado en la comparación interna entre fórmulas antropométricas; el segundo, en la validación cruzada de ANT y BIA frente a DXA; y el tercero, en el análisis segmental de diferentes masas, desarrollando modelos predictivos a partir de la ANT. A continuación, se

presentan y discuten los principales hallazgos obtenidos en relación con cada uno de los objetivos específicos planteados en esta tesis.

Los resultados del primer estudio de esta tesis muestran diferencias significativas entre las ecuaciones antropométricas analizadas para la estimación de la MM, la MO y el IMO, lo que evidencia que no pueden considerarse intercambiables en la práctica clínica ni en la investigación. En el caso de la MM, se compararon las fórmulas de Kerr, Lee, Poortmans y Matiegka, observándose notables discrepancias entre sus estimaciones. En la muestra general, las estimaciones oscilaron entre los 27.37 ± 6.86 kg (Poortmans) y los 30.33 ± 2.17 kg (Matiegka), siendo esta última la que arrojó los valores más altos, estrategia basada en un modelo muy antiguo y desarrollado en una muestra limitada. En los hombres, los valores oscilaron entre 31.89 ± 1.39 kg (Matiegka) y 33.74 ± 5.24 kg (Kerr), mientras que en mujeres el rango fue de 21.02 ± 1.25 kg (Poortmans) a 28.45 ± 1.25 kg (Matiegka). Estas diferencias reflejan la influencia de los fundamentos metodológicos de cada fórmula: Kerr y Matiegka se desarrollaron mediante disección cadavérica, Poortmans validó su ecuación con DXA, y Lee lo hizo con RM, lo que explica, en parte, las divergencias encontradas (25,27,115,116). Estos resultados coinciden con lo reportado en la literatura, donde también se ha evidenciado una falta de concordancia entre las ecuaciones de estimación de MM, especialmente al comparar grupos según el sexo (21). En particular, se ha observado que la concordancia entre fórmulas tiende a ser mayor en hombres y menor en mujeres, probablemente debido a las características de las muestras originales utilizadas para validar dichas ecuaciones, muchas de las cuales incluían proporciones reducidas de mujeres o directamente las excluían (25,27,115,116). Esta limitación en el diseño de los estudios originales podría explicar en parte la menor concordancia observada en mujeres, y subraya la necesidad de desarrollar o validar ecuaciones específicas para esta población.

En cuanto a la estimación de la MO, se compararon las ecuaciones de Kerr y Rocha (24,56). Los resultados revelaron que la fórmula de Rocha tiende sistemáticamente a sobreestimar la masa ósea en relación con Kerr. En la muestra general, los valores medios fueron de 7.77 ± 1.45 kg con Kerr y 10.64 ± 1.79 kg con Rocha, mientras que en los hombres la diferencia fue de 8.75 ± 1.12 kg (Kerr) frente a 11.94 ± 1.20 kg (Rocha). En las mujeres, las medias estimadas fueron de 6.59 ± 0.80 kg (Kerr) y 9.08 ± 0.92 kg (Rocha). Estos hallazgos deben interpretarse con cautela,

ya que no se dispone de datos de validación directa de la ecuación de Rocha frente a un método de referencia reconocido como DXA o TAC (80). La ausencia de información sobre el método de validación empleado por Rocha constituye una limitación relevante, ya que impide valorar con precisión la fiabilidad de sus estimaciones (80). Esto refuerza la necesidad de investigaciones que comparen su ecuación con métodos de referencia como DXA o RMN. En consecuencia, su uso debería ser cuidadosamente contextualizado según el perfil de la población evaluada, especialmente en escenarios donde la cuantificación ósea tiene implicaciones clínicas o funcionales.

Por último, al analizar el comportamiento del IMO, se observó que la elección de las ecuaciones para MM y MO influye considerablemente en el valor final de este índice. La combinación de fórmulas Kerr/Kerr arrojó un valor medio de 3.63 ± 0.44, mientras que la estimación más elevada correspondió a Matiegka/Rocha con un promedio de 2.89 ± 0.30, y la más baja a Poortmans/Rocha con 2.55 ± 0.36. Estas diferencias tienen implicaciones prácticas, ya que el IMO es un indicador sensible para evaluar perfiles morfofuncionales y podría verse afectado por la sobreestimación de la MO derivada de fórmulas como la de Rocha, cuyas estimaciones pueden considerarse cuestionables (80). En este sentido, se destaca la necesidad de considerar el origen, el modelo de validación y la población de referencia de cada ecuación al seleccionar la herramienta antropométrica para estimar componentes musculares y óseos, evitando decisiones sin un análisis crítico. Este hallazgo resulta relevante dado que el IMO ha sido recientemente propuesto como un parámetro útil para valorar el rendimiento deportivo y la salud ósea-muscular, pero su cálculo depende directamente de la validez de las fórmulas utilizadas para estimar la MM y la MO (56). En consecuencia, su interpretación debe realizarse con precaución, asegurando la coherencia en las ecuaciones seleccionadas y teniendo en cuenta sus limitaciones metodológicas. Cabe destacar que esta investigación representa una de las primeras en analizar de forma conjunta la MM, la MO y su relación a través del IMO, aportando evidencia novedosa y útil tanto para el ámbito científico como para su aplicación práctica en contextos clínicos y deportivos.

Estos resultados refuerzan la necesidad de una selección rigurosa de las ecuaciones antropométricas en función del componente corporal a estimar, el

modelo metodológico en el que se basan y las características de la población evaluada. La notable variabilidad en la estimación de la MM, la MO y el IMO observada entre fórmulas con fundamentos distintos evidencia que su uso no puede ser indiscriminado. En consecuencia, resulta indispensable establecer criterios estandarizados para la elección y aplicación de estas ecuaciones, con el objetivo de mejorar la precisión diagnóstica y evitar interpretaciones erróneas que puedan comprometer la toma de decisiones en ámbitos clínicos, deportivos o de investigación. Además, se considera prioritario que futuras investigaciones determinen qué ecuaciones ofrecen mayor validez al compararse con métodos de referencia como la RMN o DXA (16). Esta línea de trabajo permitiría generar recomendaciones más fundamentadas sobre la elección de fórmulas según el contexto de evaluación y las características del sujeto, favoreciendo así una aplicación más precisa y coherente de la ANT en la práctica profesional.

Más allá de las discrepancias entre ecuaciones antropométricas, el segundo estudio desarrollado en esta tesis permitió evidenciar que la estimación de la MLG y de la MME varía significativamente según el método empleado. En la muestra general, los valores medios de MME oscilaron entre 26.77 ± 7.23 kg (DXA) y 36.62 ± 4.33 kg (mediante la ecuación de Heymsfield en ANT), mientras que para la MLG se registraron valores entre 51.27 ± 11.61 kg (DXA) y 75.36 ± 6.36 kg (BIA), reflejando una notable heterogeneidad en los resultados. Estas discrepancias podrían responder a los fundamentos operativos de cada técnica: mientras que DXA estima la composición mediante la atenuación diferencial de los rayos X, BIA lo hace a partir de la conductividad eléctrica condicionada por el contenido hídrico corporal, y la ANT emplea ecuaciones con bases referenciales diversas, como disección cadavérica, RM, TAC o DXA (92).

Los análisis de varianza (ANOVA) confirmaron diferencias significativas entre los métodos ($p < 0.001$), lo que fue respaldado por los ajustes post hoc de Bonferroni, donde se evidenciaron discrepancias sistemáticas en la mayoría de las comparaciones. No obstante, se observaron algunas excepciones relevantes, como las fórmulas en ANT de Poortmans para la estimación de MME ($p = 1.000$) y la de Lee para la MLG en kilogramos ($p = 1.000$), que no mostraron diferencias estadísticamente significativas con respecto a DXA. Estos hallazgos sugieren que, si bien la mayoría de los métodos presentan sesgos respecto al estándar, algunas fórmulas específicas podrían ofrecer estimaciones más consistentes.

La concordancia entre métodos se evaluó mediante el coeficiente de correlación de concordancia de Lin, revelando niveles de acuerdo moderado a alto en determinadas combinaciones. Para la estimación de MME en kilogramos, se destacaron las fórmulas antropométricas de Kerr (calculado mediante muslo media) (CCC = 0.910) y Poortmans (CCC = 0.941), así como BIA (CCC = 0.880). En cuanto a la MLG en kilogramos, se observaron los mayores niveles de concordancia entre DXA y BIA (CCC = 0.957) y entre DXA y la ecuación de Lee en ANT (CCC = 0.969). No obstante, los análisis de Bland–Altman evidenciaron desacuerdos relevantes, con una tendencia general a la sobreestimación de la MME por parte de BIA y la mayoría de las fórmulas antropométricas. La única excepción fue la ecuación en ANT de Poortmans, que no presentó diferencias significativas con DXA en MME en porcentaje ($p = 0.177$). En cuanto a la MLG, BIA mostró concordancia aceptable con DXA únicamente en el grupo masculino ($p = 0.066$).

El análisis de las covariables evidenció que el sexo tuvo un efecto significativo sobre la comparabilidad entre métodos ($p = 0.023$–<0.001), mientras que el estado de hidratación no mostró influencia significativa en ninguna de las variables evaluadas ($p = 0.058$–0.870). Al segmentar por sexo, se encontró que en los hombres persistieron diferencias significativas entre la mayoría de las fórmulas para la estimación de MME y MLG, salvo algunas comparaciones puntuales, como DXA con las ecuaciones de ANT de Matiegka ($p = 0.545$) o Kerr (calculado mediante muslo media) con Drinkwater ($p = 1.000$). En las mujeres, se observaron comportamientos más consistentes en las fórmulas mediante ANT de Poortmans y Heymsfield para la MME, así como en la ecuación de Lee para la MLG. Estas diferencias evidencian el impacto del dimorfismo sexual sobre la composición corporal y la sensibilidad de los métodos empleados ante estas variaciones fisiológicas (130,131).

En relación con el estado de hidratación, no se hallaron efectos significativos sobre la concordancia entre métodos, lo cual contrasta con estudios previos que señalan la susceptibilidad de la BIA a variaciones en los niveles de agua corporal. Este hallazgo puede atribuirse a los estrictos controles metodológicos aplicados en este estudio, que incluyeron restricciones en la actividad física previa, el consumo de alimentos o sustancias diuréticas, el ciclo menstrual y la presencia de lesiones. Esta estandarización podría haber minimizado la variabilidad atribuible al estado

hídrico. Sin embargo, estos resultados deben interpretarse con cautela fuera de entornos controlados, ya que condiciones como la hipo o la hiperhidratación podrían alterar las estimaciones, especialmente al emplear BIA (87).

En conjunto, estos hallazgos refuerzan la importancia de evitar el uso intercambiable de los métodos de estimación de la composición corporal, especialmente en contextos que exigen precisión diagnóstica o seguimiento longitudinal. El empleo de distintas fórmulas o técnicas puede introducir sesgos significativos, afectando tanto el monitoreo clínico como la toma de decisiones en el ámbito del rendimiento deportivo. Por ello, resulta esencial estandarizar el método y la fórmula utilizada, especialmente al comparar con valores de referencia o realizar evaluaciones secuenciales. Este estudio aporta evidencia sólida al demostrar que, salvo excepciones como las fórmulas mediante ANT de Poortmans (para MME) o de Lee (para MLG), ni la ANT ni la BIA pueden considerarse equivalentes a DXA, por lo que deben utilizarse con cautela y en función del contexto evaluativo.

Complementariamente, el tercer estudio se centró en el análisis intra-sujeto de la estimación segmentaria del peso corporal total, la MLG y la MMB utilizando los métodos de DXA, BIA y ANT. En términos generales, se observaron diferencias estadísticamente significativas entre los métodos en la mayoría de los segmentos corporales evaluados ($p \leq 0.049$), especialmente en el tronco y las extremidades inferiores. No obstante, algunas excepciones relevantes incluyeron el peso segmental (kg) del miembro superior izquierdo ($p = 0.328$) y la MMB (kg) del miembro inferior derecho ($p = 0.082$), en las que no se encontraron diferencias significativas. En estos casos, el poder estadístico fue bajo ($OP \leq 0.278$), por lo que la falta de significación debe interpretarse con cautela. La influencia del sexo resultó significativa en la mayoría de las variables ($p \leq 0.032$), con excepción del peso segmental (kg) en los miembros inferiores, la MLG (%) en el miembro inferior izquierdo y la MMB (kg) en el miembro inferior derecho y superior izquierdo.

El análisis de comparaciones por pares reveló diferencias sistemáticas entre DXA y BIA para todas las variables segmentales en kilogramos y porcentajes ($p < 0.001$), con excepción de la MMB (%) en el tronco en mujeres ($p = 0.186$). En cuanto a la comparación entre DXA, BIA y ANT para la MLG (kg), las pruebas post hoc con corrección de Bonferroni mostraron discrepancias significativas entre todos los métodos y fórmulas ($p < 0.001$), salvo entre DXA y BIA en el miembro inferior

derecho en mujeres ($p = 0.154$). Estos hallazgos destacan que, incluso bajo condiciones de hidratación controlada y protocolos estandarizados, las técnicas no son equivalentes en su estimación de la composición segmentaria.

Los análisis de Bland–Altman confirmaron la falta de concordancia entre los métodos evaluados y DXA en la muestra general y segmentada por sexo ($p < 0.001$), con una única excepción: el peso segmental (kg) estimado por BIA en el miembro superior derecho en mujeres, donde no se hallaron diferencias significativas ($p = 0.167$). BIA tendió a sobreestimar el peso segmental en el tronco y miembros superiores, mientras que lo subestimó en las extremidades inferiores. Asimismo, sobrestimó sistemáticamente la MLG y la MMB en kilogramos en todos los segmentos, salvo en el caso de la MLG (kg) en el miembro inferior izquierdo en varones, donde se observó una subestimación. Respecto a las ecuaciones antropométricas, la de Ritchie mostró una tendencia general a subestimar los valores respecto a DXA, mientras que la de Scafoglieri presentó una sobreestimación sistemática, replicada tanto en la muestra general como en ambos sexos.

Para hacer frente a las limitaciones encontradas en la comparabilidad entre métodos, se desarrollaron modelos de regresión multivariada que permiten estimar el peso segmental, la MLG y la MMB en cada segmento corporal a partir de variables antropométricas, utilizando como referencia los datos obtenidos por DXA. En general, los modelos mostraron un alto poder explicativo, con coeficientes de determinación (R^2) que oscilaron entre el 78% y el 96% ($p < 0.001$), lo que evidencia su potencial aplicabilidad práctica en contextos donde no se dispone de herramientas de laboratorio avanzadas.

En la estimación del peso segmental, la masa corporal fue el predictor más recurrente en ambos sexos, especialmente en el tronco ($R^2 = 0.915–0.961$). Sin embargo, en extremidades, esta variable necesitó complementarse con otras medidas. En hombres, el perímetro del brazo flexionado y contraído y la envergadura fueron claves en la predicción del peso del miembro superior derecho, mientras que el perímetro del antebrazo fue relevante para el izquierdo. En mujeres, la envergadura y el perímetro del brazo flexionado y contraído fueron también fundamentales, lo que sugiere que tanto el volumen muscular como la longitud del segmento contribuyen significativamente al peso de las extremidades.

En las extremidades inferiores, la altura trochanterion en varones y la altura iliospinale en mujeres mejoraron el ajuste de los modelos, reforzando el papel estructural de la longitud de los miembros en la estimación del peso segmental.

En relación con la MLG segmentaria, los modelos también presentaron una alta capacidad explicativa (R^2 = 0.709–0.886), aunque con ligeras diferencias entre sexos. En varones, la masa corporal y los perímetros corregidos del brazo, muslo y pierna fueron los principales predictores en tronco y extremidades, mientras que la envergadura aportó valor adicional en miembros superiores. En mujeres, además de los perímetros corregidos, las medidas óseas como el diámetro biestiloideo y la longitud del pie se asociaron positivamente con la MLG, destacando el papel del componente esquelético en la distribución de la masa libre de grasa. El pliegue subescapular y la estatura también aparecieron con relación inversa en el tronco, lo cual podría vincularse con la acumulación de grasa central y la redistribución tisular en mujeres de mayor talla.

Para la predicción de la MMB segmentaria, los modelos mostraron resultados similares a los de la MLG (R^2 = 0.688–0.885), aunque con ligeras reducciones en el poder explicativo, especialmente en mujeres. Los perímetros corregidos continuaron siendo los principales predictores en extremidades, y en el caso del tronco, tanto el perímetro de cintura como el pliegue abdominal y la estatura se asociaron de forma inversa con la MMB en mujeres. En los miembros inferiores, la longitud del pie emergió como una variable consistente, lo que sugiere que estructuras con bajo contenido adiposo pueden ser marcadores útiles para estimar la MMB en segmentos distales. En varones, la estatura y los perímetros corregidos mostraron una fuerte relación con la MMB de las extremidades inferiores, reflejando un patrón de desarrollo muscular más estable y predecible en esta población.

En conjunto, estos hallazgos refuerzan el potencial de la ANT como herramienta útil y accesible para la estimación de la composición corporal segmentaria. No obstante, es fundamental considerar la especificidad de cada modelo según sexo y segmento corporal, así como utilizar siempre las mismas ecuaciones validadas, evitando el uso intercambiable entre métodos. Solo mediante la aplicación estandarizada y contextualizada de estas ecuaciones será posible obtener estimaciones confiables que puedan ser utilizadas con fines clínicos, deportivos o de investigación.

En síntesis, el presente estudio evidenció que, si bien existen discrepancias metodológicas relevantes en la estimación segmentaria del peso, la MLG y la MMB al comparar DXA con BIA y ANT, el desarrollo de modelos específicos de regresión antropométrica permite avanzar hacia estimaciones más precisas y contextualizadas. La inclusión de variables morfológicas ajustadas por sexo y segmento corporal aporta solidez a estos modelos, ofreciendo una alternativa válida en escenarios donde el acceso a tecnologías de referencia es limitado. Estos hallazgos no solo refuerzan la utilidad práctica de la ANT en la evaluación segmentaria de la composición corporal, sino que también subrayan la importancia de aplicar metodologías consistentes, específicas y validadas para garantizar interpretaciones válidas y comparables en el seguimiento clínico, deportivo y científico.

En conjunto, los resultados obtenidos a lo largo de esta tesis doctoral destacan la relevancia de avanzar hacia metodologías accesibles, validadas y contextualizadas para la estimación de la composición corporal. Si bien DXA continúa siendo el método de referencia por su precisión (16,67), su escasa disponibilidad en determinados entornos resalta el valor de la ANT como herramienta aplicable y robusta, especialmente cuando se emplea con ecuaciones específicas desarrolladas bajo protocolos rigurosos (16,20). La correcta elección del método, el respeto por los principios de estandarización y la utilización de modelos acordes a la población y al objetivo de evaluación constituyen pilares fundamentales para garantizar datos válidos y comparables. Así, esta tesis no solo contribuye con evidencia empírica sobre la precisión de distintas técnicas, sino que también propone alternativas prácticas que pueden ser transferidas a contextos clínicos, deportivos y de investigación, con una perspectiva de mejora continua en la evaluación de la composición corporal.

VIII – CONCLUSIONES

VIII - CONCLUSIONES

8.1. CONCLUSIÓN GENERAL

En respuesta al objetivo general de esta tesis, se concluye que, en la estimación del TME y el TO, existen discrepancias significativas entre las diferentes fórmulas antropométricas y su comparabilidad con los métodos BIA y DXA, tanto a nivel global como segmental. En general, se observó una falta de concordancia entre las fórmulas antropométricas evaluadas en población adulta sana que practica entrenamiento de fuerza, especialmente al compararlas con DXA.

8.2. CONCLUSIONES ESPECÍFICAS

En respuesta al primer objetivo específico, se concluye que se encontraron diferencias significativas entre los valores reportados por las fórmulas de estimación mediante ANT de TME, TO y el IMO en la muestra general y en los grupos divididos por sexo, sin que se hallara una concordancia significativa entre estas fórmulas en personas que practican entrenamiento de fuerza recreativo. Estos hallazgos subrayan que, al evaluar el TME, TO o el IMO de individuos que realizan entrenamiento de fuerza recreativo basándose en variables antropométricas, debe ejercerse extrema cautela para asegurar el uso de la misma ecuación de predicción que aquellas tablas de referencia, estudios, datos de otros atletas o datos previos con los cuales se desee realizar la comparación, ya que, de no ser así, las comparaciones no serían equivalentes. Por tanto, cada vez que se realice una evaluación antropométrica tanto del TME como del TO, es esencial aclarar la fórmula empleada. Además, ante la ausencia de investigaciones prévias que analicen la validez de estas ecuaciones frente a un método de referencia, se podría recomendar el uso de la ecuación de Kerr para la estimación del TME, TO y el IMO en entrenadores de fuerza recreativos. Esta recomendación se basa en el hecho de que, si bien la mayoría de las fórmulas difieren en sus resultados, la estrategia de Kerr, según nuestra opinión, sigue la línea más adecuada para el análisis del TME y TO. Además, fue validada mediante disección cadavérica como método de

referencia, incorpora una estrategia de proporcionalidad por la altura en la estimación de la composición corporal y su validación incluyó una muestra adecuada de sujetos de ambos sexos y activos físicamente.

En respuesta a los objetivos específicos 2 y 3, se concluye que existen diferencias significativas entre los valores obtenidos por DXA, BIA y ANT en la estimación del TME y la MLG, las cuales varían en función del método y las fórmulas empleadas. Estas discrepancias pueden atribuirse a los diferentes principios operativos de cada método: mientras que DXA opera a nivel molecular y emplea ecuaciones basadas en RM para estimar tejidos, BIA se basa en la conductividad eléctrica de los tejidos, siendo especialmente sensible al contenido hídrico, y ANT utiliza mediciones manuales con ecuaciones derivadas de poblaciones específicas. Se observó que el factor sexo se identificó como un elemento influyente en estas diferencias, mientras que el estado de hidratación no evidenció influencia en la comparabilidad entre métodos, lo cual puede atribuirse a un estricto control de factores que afectan la hidratación, como el ejercicio físico reciente y la ingesta previa de alimentos. En cuanto a la concordancia entre los métodos, la mayoría de las fórmulas y métodos empleados para estimar el TME y la MLG mediante BIA y ANT no muestran un acuerdo significativo respecto a DXA, el factor sexo se identificó como un elemento influyente en estas diferencias, mientras el nivel de hidratación no mostró influencia. No obstante, para un análisis grupal, las fórmulas de Poortmans, Lee y Kerr (con perímetro de muslo medio) para estimar TME, y las fórmulas de BIA y Lee para MLG, presentaron concordancia en comparación con DXA. En el análisis individual, únicamente la fórmula de Poortmans para la estimación de MME mediante ANT mostró validez con respecto a DXA.

En respuesta a los objetivos específicos 4 y 5, se concluye que, en general, existen diferencias significativas en la estimación del peso segmental, MLG y MMB entre DXA, BIA y ANT para el miembro superior derecho e izquierdo, tronco y miembro inferior derecho e izquierdo. Además, el factor sexo mostró una influencia significativa en estas diferencias, lo que indica que debe ser considerado al comparar métodos de estimación de la composición corporal segmental. En general, BIA y las ecuaciones antropométricas previas no demostraron acuerdo con DXA en la estimación del peso segmental, MLG y MMB segmental. A partir de estos hallazgos, se desarrollaron nuevas ecuaciones de predicción basadas en

mediciones mediante ANT, utilizando DXA como método de referencia. Estas ecuaciones mostraron diferencias significativas entre hombres y mujeres, reflejando la distinta distribución de peso segmental, MLG y MMB entre ambos sexos. La masa corporal se destacó como el predictor más relevante para el tronco en ambos sexos. En mujeres, la grasa subcutánea tuvo un impacto mayor en la predicción de peso segmental, MLG y MMB en las extremidades, mientras que en hombres, las variables relacionadas con la masa muscular, como los perímetros, resultaron más influyentes en estas estimaciones. En ambos sexos, variables vinculadas a la estructura ósea, como las longitudes y alturas, también influyeron en estos parámetros. Las ecuaciones desarrolladas demostraron una precisión aceptable, aunque presentan limitaciones en la estimación de MLG y MMB en los miembros superiores de las mujeres.

8.3. GENERAL CONCLUSION

In response to the general objective of this thesis, it is concluded that, in the estimation of SMM and BM, significant discrepancies exist between the different anthropometric formulas and their comparability with BIA and DXA methods, both at the whole-body and segmental level. Overall, a lack of agreement was observed among the anthropometric formulas evaluated in healthy adults engaged in strength training, particularly when compared to DXA.

8.4. SPECIFIC CONCLUSIONS

In response to the first specific objective, it is concluded that significant differences were found between the values reported by the anthropometric estimation formulas for SMM, BM, and the MBR in both the general sample and the sex-stratified groups. No significant agreement was observed between these formulas in individuals engaged in recreational strength training. These findings underscore that, when evaluating SMM, BM, or MBR based on anthropometric variables in individuals who perform recreational strength training, extreme caution should be exercised to ensure the same prediction equation is used as in the reference tables, previous studies, athlete data, or historical data to which comparisons are intended. Otherwise, such comparisons would not be equivalent. Therefore, it is essential to explicitly report the equation used whenever an anthropometric evaluation of SMM or BM is performed. Moreover, due to the lack of prior studies analyzing the validity of these equations against a reference method, the use of the Kerr equation is recommended for the estimation of SMM, BM, and MBR in recreational strength trainers. This recommendation is based on the fact that, although most formulas differ in their outputs, Kerr's approach, in our opinion, represents the most appropriate strategy for assessing SMM and BM. Additionally, it was validated using cadaver dissection as the reference method, incorporates a proportionality strategy based on height for body composition estimation, and its validation included an adequate sample of physically active male and female subjects.

In relation to specific objectives 2 and 3, it is concluded that significant differences exist among the values obtained by DXA, BIA, and ANT in the

estimation of SMM and FFM, which vary depending on the method and formulas used. These discrepancies may be attributed to the different operating principles of each method: while DXA operates at the molecular level and employs equations based on magnetic resonance imaging to estimate tissue, BIA relies on tissue electrical conductivity, making it particularly sensitive to water content, and ANT uses manual measurements with equations derived from specific populations. Sex was identified as an influencing factor in these differences, whereas hydration status did not show an effect on method comparability, likely due to strict control of confounding factors such as recent physical activity and food intake. Regarding agreement between methods, most formulas and techniques used to estimate SMM and FFM through BIA and ANT did not show significant agreement with DXA. Nonetheless, for group analysis, the equations of Poortmans, Lee, and Kerr (using mid-thigh girth) for SMM, and the BIA and Lee formulas for FFM, demonstrated agreement when compared to DXA. In individual-level analysis, only the Poortmans formula for estimating skeletal muscle mass via ANT showed validity relative to DXA.

Based on the findings related to specific objectives 4 and 5, it is concluded that, overall, there are significant differences in the estimation of segmental weight, FFM, and LSM among DXA, BIA, and ANT for the right and left upper limbs, trunk, and right and left lower limbs. Additionally, sex had a significant influence on these differences, indicating that it must be considered when comparing methods for segmental body composition assessment. Overall, BIA and previously published anthropometric equations did not show agreement with DXA in the estimation of segmental weight, FFM, or LSM. Based on these findings, new prediction equations were developed using ANT measurements, with DXA as the reference method. These equations revealed significant differences between men and women, reflecting the distinct distribution of segmental weight, FFM, and LSM between sexes. Body mass emerged as the most relevant predictor for the trunk in both sexes. In women, subcutaneous fat had a greater impact on the prediction of segmental weight, FFM, and LSM in the limbs, while in men, variables associated with muscle mass, such as girths, were more influential. In both sexes, bone structure-related variables—such as lengths and heights—also played a role in these estimates. The developed equations demonstrated acceptable accuracy,

although limitations were noted in estimating FFM and LSM in the upper limbs of females.

IX – APLICACIONES PRACTICAS

IX - APLICACIONES PRÁCTICAS

Las siguientes aplicaciones prácticas se extraen de los estudios incluidos en el apartado de métodos, resultados y discusión de esta tesis doctoral. Cada uno de estos estudios presenta implicaciones prácticas específicas para contextos diversos, como gimnasios, centros de salud y el ámbito deportivo, y subraya la importancia de la consistencia en la elección de métodos y ecuaciones para la evaluación de la composición corporal.

En relación con el primer estudio, se destaca la importancia de la consistencia en el uso de una misma ecuación de ANT para estimar el TME, TO e IMO en la evaluación de individuos, tanto para analizar su progreso a lo largo del tiempo como para realizar comparaciones con poblaciones de referencia. En contextos prácticos, como gimnasios y centros de entrenamiento, la ANT es una herramienta común y accesible; sin embargo, la variedad de ecuaciones de estimación corporal puede llevar a resultados divergentes. Por ello, la elección de la ecuación debe responder a criterios de validez y aplicabilidad al contexto evaluado, evitando cambios que puedan dificultar la comparación de datos. Este estudio indica que los resultados obtenidos con diferentes ecuaciones no son intercambiables, ya que podrían surgir discrepancias significativas que afectarían la interpretación del TME, TO e IMO en evaluaciones individuales o en investigaciones. Así, se recomienda que profesionales de la salud y el deporte, como entrenadores, nutricionistas y terapeutas, presten especial atención a la elección de la ecuación utilizada en las mediciones mediante ANT, asegurando su consistencia en todo proceso de evaluación y comparación. Basándonos en nuestra experiencia y en la revisión de las ecuaciones disponibles para estimar TME, TO e IMO, se sugiere utilizar la ecuación de Kerr siempre que sea posible, dada su validación cadavérica y la incorporación de la proporcionalidad respecto a la talla con su enfoque en áreas críticas del desarrollo músculo-esquelético. No obstante, para reforzar la validez de futuros trabajos, sería recomendable contrastar los resultados con métodos de referencia como la RMN, que ofrece alta precisión sin recurrir a técnicas invasivas.

El segundo estudio tiene implicaciones prácticas importantes para los profesionales de la salud y del deporte, ya que es el primero en abordar una comparación exhaustiva entre los tres métodos más utilizados de evaluación de la composición corporal (DXA, BIA y ANT) para la estimación del TME y la MLG, analizando una gran variedad de fórmulas mediante ANT en una muestra amplia y homogénea. Este estudio demuestra que ni BIA ni la mayoría de las ecuaciones de ANT son intercambiables con DXA, excepto las fórmulas de Poortmans, Lee y Kerr (con perímetro de muslo medio) para la estimación de TME y la fórmula de Lee en ANT y BIA para MLG en análisis grupales. En análisis individuales, solo la ecuación de Poortmans mediante ANT fue válida respecto a DXA. La investigación proporciona una directriz clara: al monitorear la composición corporal de un individo o atleta a lo largo del tiempo, se debe emplear de manera consistente el mismo método y fórmula, ya que cambiar de método podría llevar a interpretaciones erróneas en las variaciones del TME y la MLG. Además, para los profesionales que deseen comparar a un sujeto con valores de referencia, es fundamental verificar que las ecuaciones y métodos coincidan con los utilizados en el estudio de referencia, especialmente cuando los valores están orientados a poblaciones específicas, como deportistas o personas con enfermedades crónicas. Por un lado, el estudio destaca que el sexo influye significativamente en las estimaciones de TME y MLG, lo cual debe considerarse al seleccionar el método y la fórmula de evaluación, pues podría impactar en la precisión de las recomendaciones de tratamiento o entrenamiento. Por otro lado, la presente investigación no halló que el nivel de hidratación influyera en la comparabilidad de los métodos para estimar TME y MLG. Cabe resaltar que en este estudio se controlaron factores que pudieran afectan la hidratación, como la práctica reciente de ejercicio físico, la ingesta de alimentos y productos con efectos diuréticos, lesiones, tratamientos hormonales o corticosteroides, y el momento del ciclo menstrual en mujeres. Es posible que estas condiciones hayan estandarizado el estado de hidratación de la muestra, evitando que este factor influyera en la concordancia entre métodos y fórmulas; sin embargo, estas conclusiones podrían no ser aplicables en muestras donde estos factores no hayan sido controlados. También se destaca que DXA se utilizó como referencia por su precisión y replicabilidad, aunque esta técnica no es el gold standard en estimación de TME, por lo cual este estudio no invalida las estrategias que no concuerdan con DXA.

Para determinar con mayor certeza la estrategia óptima para estimar TME, se necesitan estudios adicionales utilizando RMN.

Por último, el tercer estudio presenta aplicaciones prácticas de gran relevancia en las ciencias del deporte y la salud. En primer lugar, reafirma que DXA, BIA y las ecuaciones de ANT disponibles actualmente no son intercambiables para la evaluación del peso segmental, MLG segmental y MMB segmental, exigiendo consistencia en la elección del método en valoraciones longitudinales. Este estudio introduce nuevas ecuaciones antropométricas para la estimación de peso segmental y MLG y MMB segmentales, ofreciendo una alternativa sólida cuando DXA no está disponible. Aunque DXA proporciona una mayor precisión, su costo limita su accesibilidad, lo que convierte a la ANT en una opción económica y accesible para profesionales y centros con recursos limitados. Las evaluaciones segmentales de la composición corporal permiten comprender detalladamente la distribución de las masas en diferentes regiones corporales, lo cual es valioso en la personalización de intervenciones tanto deportivas como en rehabilitación clínica. En el ámbito deportivo, la capacidad de analizar el SW y su relación con la MLG y MMB segmentales permite a los entrenadores identificar desbalances específicos que podrían afectar el rendimiento y aumentar el riesgo de lesiones. Esta información es crucial para optimizar la distribución de las cargas de entrenamiento y mejorar el equilibrio entre los segmentos corporales, maximizando el rendimiento y reduciendo los posibles riesgos asociados a ciertas asimetrías. En el ámbito clínico, las evaluaciones segmentales son valiosas para monitorear los cambios en la composición corporal durante procesos de rehabilitación o recomposición corporal. La capacidad de identificar cambios localizados en respuesta a tratamientos o intervenciones de ejercicio y nutrición permite a los profesionales de la salud adaptar de manera personalizada las estrategias de recuperación y maximizar los beneficios del tratamiento.

En conclusión, los resultados de estos tres estudios proporcionan directrices prácticas para el uso de métodos y ecuaciones de estimación en diversos contextos, subrayando la necesidad de consistencia y la consideración de factores específicos como el sexo y la elección adecuada del método y ecuación para una evaluación precisa. Estos hallazgos fortalecen el uso de la ANT como una herramienta

económica, accesible y viable en la evaluación de la composición corporal, y ofrecen una alternativa eficaz frente a métodos como DXA en la práctica cotidiana.

X - LIMITACIONES Y FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN

X - LIMITACIONES Y FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN

10.1. LIMITACIONES

Las limitaciones identificadas en los estudios incluidos en esta tesis doctoral fueron las siguientes:

a) La ausencia de un método de referencia considerado "gold standard" en la evaluación del TME y el TO impide determinar cuál de las fórmulas antropométricas evaluadas es la más válida. Esto representa una limitación importante, sin un método de referencia como la RMN, no es posible asegurar la precisión comparativa de las ecuaciones evaluadas.

b) La aplicabilidad de los resultados obtenidos es limitada a la población de sujetos entrenados en fuerza y no puede extrapolarse a otras poblaciones, como individuos con obesidad, trastornos alimentarios o en otros rangos de edad. La falta de diversidad en la muestra restringe la generalización de los hallazgos a poblaciones más amplias.

c) Las fórmulas de predicción empleadas mediante ANT no estaban específicamente validadas para la población analizada, ni para sus características específicas como edad, sexo, o contexto de entrenamiento de fuerza. Sin embargo, esta práctica fue adoptada para reflejar el uso común de estas fórmulas en contextos clínicos y de investigación, aunque representa una limitación que debe ser considerada en futuros estudios.

d) Para la transformación de la MLG en TME se empleó una fórmula de regresión, ya que el DXA no ofrece valores directos de TME. La elección de la fórmula de Kim (2002), ampliamente utilizada en estudios previos, limita el alcance de los resultados al no considerar otras alternativas menos estudiadas, pero potencialmente útiles.

e) La evaluación de la BIA se realizó en posición de pie con un modelo que no proporcionaba todas las propiedades eléctricas en su reporte, lo que limitó la posibilidad de calcular MLG y TME mediante diferentes fórmulas de BIA. Esto restringe la comparabilidad con métodos que incluyen una mayor cantidad de propiedades bioeléctricas en la evaluación.

f) Para las estimaciones de composición corporal a nivel segmental, las ecuaciones de ANT utilizadas se formularon originalmente para la estimación del lado derecho del cuerpo, replicándose en el lado izquierdo para fines de esta investigación. Esto podría no ser adecuado teniendo en cuenta las posibles diferencias entre ambos hemisferios posiblemente afectadas por la dominancia lateral.

g) La precisión en la predicción de los miembros superiores en el grupo femenino no alcanzó el nivel objetivo (R^2=0.750), señalando una posible limitación de la ANT para estimar MLG y MMB en esos segmentos. Este resultado subraya la necesidad de estudiar con mayor profundidad la aplicabilidad de las ecuaciones mediante ANT en segmentos específicos, especialmente en mujeres.

h) La posible variabilidad del ciclo menstrual en las participantes pudo haber afectado la estandarización de los momentos de evaluación. Factores como el uso de anticonceptivos hormonales y otras condiciones fisiológicas influyen en la composición corporal y pueden haber afectado los resultados de manera no controlada.

i) La homogeneidad étnica de los participantes, todos de origen caucásico, limita la aplicabilidad de los resultados a otras etnias y poblaciones con posibles diferencias en la composición corporal. Esto representa una barrera para la generalización de los hallazgos.

10.2. FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN

Basándonos en las limitaciones encontradas en los estudios desarrollados en la presente tesis doctoral, las investigaciones futuras deberían considerar los siguientes aspectos:

a) Es esencial que investigaciones futuras comparen las ecuaciones de ANT actuales con métodos de referencia como la RMN para el TME y el TO. Esto permitirá establecer la precisión de las ecuaciones y verificar su aplicabilidad en distintos contextos, lo cual resulta fundamental para mejorar la confiabilidad de las estimaciones mediante ANT en la práctica deportiva y clínica.

b) Los futuros estudios deberían incluir la validación de ecuaciones mediante ANT en poblaciones con características específicas, como personas con obesidad, diferentes rangos de edad y condiciones de salud particulares. Esto permitiría

mejorar la representatividad de los resultados y, con ello, la precisión de las estimaciones en una amplia variedad de grupos poblacionales.

c) Para mejorar la comparabilidad y precisión de los estudios de composición corporal, se recomienda el uso de dispositivos de BIA que proporcionen un reporte completo de las propiedades bioeléctricas. Esto facilitaría la evaluación de MLG y el TME, y contribuiría a la estandarización de los métodos empleados, logrando así resultados más fiables y aplicables en contextos variados.

d) Sería beneficioso que investigaciones futuras se centren en la creación de nuevas ecuaciones antropométricas específicas para la estimación de masas segmentales como TME y TO validadas con técnicas de referencia como RMN o disección cadavérica. Esto permitiría realizar evaluaciones más detalladas de la composición corporal en distintas regiones del cuerpo, incrementando la capacidad de personalizar las intervenciones tanto en el ámbito deportivo como en el clínico.

e) Dado que las fluctuaciones hormonales durante el ciclo menstrual pueden influir en la composición corporal, es fundamental que futuros estudios tengan en cuenta este factor para mejorar la homogeneidad de los resultados en las evaluaciones de composición corporal en mujeres, permitiendo así obtener conclusiones más precisas y representativas de este grupo poblacional.

f) Las futuras investigaciones deberían incluir participantes de diferentes etnias para evaluar la aplicabilidad de las ecuaciones en contextos multiculturales y así obtener resultados representativos de una población diversa. Esto permitiría explorar si las ecuaciones actuales mantienen su validez en distintas poblaciones y en qué medida es necesario desarrollar adaptaciones específicas para diferentes grupos étnicos.

10.3. PERSPECTIVAS FUTURAS EN LA EVALUACIÓN DE LA MASA MUSCULAR Y ÓSEA

El futuro de la ciencia en la evaluación de la MM y MO debe enfocarse en validar las ecuaciones de ANT actuales con métodos de referencia a nivel tisular, como la RMN o la disección cadavérica, estableciendo una base sólida que facilite la estandarización y el consenso en la comunidad científica. Además, se requiere adaptar estas comparaciones a diversas poblaciones con características específicas, tales como personas con obesidad o deportistas de élite, y ampliar las muestras en

términos de edad, género y etnicidad para mejorar la representatividad de los resultados.

Asimismo, es fundamental que futuras investigaciones desarrollen nuevas ecuaciones de estimación de TO mediante ANT, usando RMN como referencia, para proporcionar una alternativa más rápida y accesible en comparación con la ecuación de Kerr para TO. Además, se necesita investigar la concordancia entre DXA, BIA y ANT en la estimación de CMO y TO, aplicando estrategias similares a las empleadas en la MM. Adicionalmente, sería ideal profundizar en el análisis segmental a nivel tisular con RMN como referencia permitiendo establecer estimaciones precisas de TME segmental, y avanzar en las estimaciones segmentales tanto a nivel molecular como tisular de los componentes óseos, concretamente en las estimaciones mediante ANT de CMO y TO segmental, empleando DXA y RMN respectivamente como métodos de referencia.

La ciencia también debe explorar la concordancia entre nuevas tecnologías, como la ANT digital, y la ANT manual tradicional en la evaluación de la composición corporal. También es necesario corroborar los datos generados por BIA basándose en los datos crudos de los reportes bioeléctricos y verificar la precisión de las ecuaciones ya existentes.

Para mejorar la aplicabilidad en contextos multiculturales, se recomienda incluir diferentes etnias en futuras investigaciones y promover protocolos estandarizados para reducir la variabilidad en la aplicación de las ecuaciones. Este enfoque interdisciplinario, que integra conocimientos de diversas áreas y promueve la accesibilidad en métodos antropométricos, permitirá una evaluación más inclusiva, precisa y aplicable en distintos contextos de salud, deporte e investigación, especialmente en aquellos con recursos limitados.

XI - REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

XI - REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Kasper AM, Langan-evans C, Hudson JF, Brownlee TE, Harper LD, Naughton RJ, et al. Come Back Skinfolds, All Is Forgiven: A Narrative Review of the Efficacy of Common Body Composition Methods in Applied Sports Practice. Nutrients. 2021 Mar 25;13(4):1075.
2. Holmes CJ, Racette SB. The utility of body composition assessment in nutrition and clinical practice: an overview of current methodology. Nutrients. 2021 Aug 1;13(8):2493–509.
3. Sui SX, Williams LJ, Holloway-Kew KL, Hyde NK, Pasco JA. Skeletal Muscle Health and Cognitive Function: A Narrative Review. Int J Mol Sci. 2020 Dec 29;22(1):255.
4. Hanna L, Nguo K, Furness K, Porter J, Huggins CE. Association between skeletal muscle mass and quality of life in adults with cancer: a systematic review and meta-analysis. J Cachexia Sarcopenia Muscle. 2022 Apr 1;13(2):839–57.
5. Clynes MA, Gregson CL, Bruyère O, Cooper C, Dennison EM. Osteosarcopenia: where osteoporosis and sarcopenia collide. Rheumatology (Oxford). 2021 Feb 1;60(2):529–37.
6. Mudd L, Fornetti W, Pivarnik JM. Bone Mineral Density in Collegiate Female Athletes : Comparisons Among Sports. J Athl Train. 2007;42:403–8.
7. Mastavičiūtė A, Kilaitė J, Petroška D, Laurinavičius A, Tamulaitienė M, Alekna V. Associations between physical function, bone density, muscle mass and muscle morphology in older men with sarcopenia: A pilot study. Medicina (Lithuania). 2021 Feb 1;57(2):1–10.
8. Mosti MP, Kaehler N, Stunes AK, Hoff J, Syversen U. Maximal Strength Training in Postmenopausal Women With Osteoporosis or Osteopenia. J Strength Cond Res. 2013 Oct;27(10):2879–86.
9. Lockie RG, Carlock BN, Ruvalcaba TJ, Dulla JM, Orr RM, Dawes JJ, et al. Skeletal Muscle Mass and Fat Mass Relationships With Physical Fitness Test Performance in Law Enforcement Recruits Before Academy. J Strength Cond Res. 2021 May 1;35(5):1287–95.

10. Ferrari L, Colosio AL, Teso M, Pogliaghi S. Performance and Anthropometrics of Classic Powerlifters: Which Characteristics Matter? J Strength Cond Res. 2022 Apr;36(4):1003–10.

11. Fouladiun M, Körner U, Bosaeus I, Daneryd P, Hyltander A, Lundholm KG. Body composition and time course changes in regional distribution of fat and lean tissue in unselected cancer patients on palliative care—Correlations with food intake, metabolism, exercise capacity, and hormones. Cancer. 2005 May 15;103(10):2189–98.

12. Bell DR, Sanfilippo JL, Binkley N, Heiderscheit BC. Lean Mass Asymmetry Influences Force and Power Asymmetry During Jumping in Collegiate Athletes. J Strength Cond Res. 2014 Apr;28(4):884–91.

13. Chapelle L, Bishop C, D'Hondt J, D'Hondt E, Clarys P. Morphological and functional asymmetry in elite youth tennis players compared to sex- and age-matched controls. J Sports Sci. 2022 Jul 18;40(14):1618–28.

14. Chaari F, Boyas S, Sahli S, Fendri T, Harrabi MA, Rebai H, et al. Postural balance asymmetry and subsequent noncontact lower extremity musculoskeletal injuries among Tunisian soccer players with groin pain: A prospective case control study. Gait Posture. 2022 Oct;98:134–40.

15. Aragon AA, Schoenfeld BJ, Wildman R, Kleiner S, VanDusseldorp T, Taylor L, et al. International society of sports nutrition position stand: diets and body composition. J Int Soc Sports Nutr. 2017 Jan 3;14(1).

16. Costa-Moreira O, Alonso-Aubin D, Oliveira C, Candia-Luján R. Body composition assessment methods: an updated review of description, application, advantages and disadvantages. Archivos de Medicina del Deporte. 2015;32(6):387–94.

17. Moon JR. Body composition in athletes and sports nutrition: an examination of the bioimpedance analysis technique. Eur J Clin Nutr. 2013 Jan 9;67(S1):S54–9.

18. Paoli A, Campa F. Problems and Opportunities in the use of Bioelectrical Impedance Analysis for Assessing Body Composition During Ketogenic Diets: A Scoping Review. Curr Obes Rep. 2024 May 27;13:496–509.

19. Kerr A, Slater GJ, Byrne N. Impact of food and fluid intake on technical and biological measurement error in body composition assessment methods in athletes. British Journal of Nutrition. 2017 Feb 28;117(4):591–601.

20. Esparza-Ros F, Vaquero-Cristóbal R. Anthropometry: Fundamentals of Application and Interpretation. Springer; 2023.

21. Fernández-Vieitez J, Aguilera RR. Estimation of muscle mass by different anthropometric equations in high-level weightlifters. Arch Med Deporte. 2001;18:585–91.

22. Prieto SL, Pasquali MB, Festa RR, Mazza JC. Comparison Between Anthropometric Prediction Of Fat Mass, Using Different Equations And Models. Med Sci Sports Exerc. 2022 Sep;54(9S):366–366.

23. Mecherques-Carini M, Esparza-Ros F, Albaladejo-Saura M, Vaquero-Cristóbal R. Agreement and Differences between Fat Estimation Formulas Using Kinanthropometry in a Physically Active Population. Applied Sciences. 2022 Dec 19;12(24):13043.

24. Alvero-Cruz J, Cabañas-Armesilla D, Herrero-de-Lucas A, Martinez-Riaza L. Protocol for the assessment of body composition for the medical-sports examination. Consensus document of the Spanish group of kinanthropometry of the Spanish federation of sports medicine. Archivos de Medicina del Deporte. 2009;26(131):166–79.

25. Poortmans J, Boisseau N, Moraine J, Moreno-Reyes R, Goldman S. Estimation of Total-Body Skeletal Muscle Mass in Children and Adolescents. Med Sci Sports Exerc. 2005;(16):316–22.

26. Kerr D, Ross W. Body mass fractionation: a new method for use in clinical nutrition and sports medicine. Apunts. 1991;18.

27. Lee R, Wang Z, Heo M, Ross R, Janssen I, Heymsfield SB. Total-body skeletal muscle mass: Development and cross-validation of anthropometric prediction models. Am J Clin Nutr. 2000;18:796–803.

28. Elia M, Fuller NJ, Hardingham CR, Graves M, Screaton N, Dixon AK, et al. Modeling Leg Sections by Bioelectrical Impedance Analysis, Dual-Energy X-ray Absorptiometry, and Anthropometry: Assessing Segmental Muscle Volume Using Magnetic Resonance Imaging as a Reference. Ann N Y Acad Sci. 2000 May 25;904(1):298–305.

29. Herda AA, Cleary CJ. Agreement between multifrequency BIA and DXA for assessing segmental appendicular skeletal muscle mass in older adults. Aging Clin Exp Res. 2021 Oct 16;34(11):2789–95.

30. Arias Téllez MJ, Carrasco F, España Romero V, Inostroza J, Bustamante A, Solar Altamirano I. A comparison of body composition assessment methods in climbers: Which is better? PLoS One. 2019 Nov 20;14(11):224–91.

31. Holmes JD, Andrews DM, Durkin JL, Dowling JJ. Predicting in Vivo Soft Tissue Masses of the Lower Extremity Using Segment Anthropometric Measures and DXA. J Appl Biomech. 2005 Nov;21(4):371–82.

32. Gyemi DL, Kahelin C, George NC, Andrews DM. Head, Neck, Trunk, and Pelvis Tissue Mass Predictions for Young Adults Using Anthropometric Measures and Dual-Energy X-Ray Absorptiometry. J Appl Biomech. 2017 Oct 1;33(5):366–72.

33. Kulkarni B, Kuper H, Taylor A, Wells JC, Radhakrishna K V, Kinra S, et al. Development and validation of anthropometric prediction equations for estimation of lean body mass and appendicular lean soft tissue in Indian men and women. J Appl Physiol. 2013;115:1156–62.

34. Clarys JP, Marfell-Jones MJ. Anatomical Segmentation in Humans and the Prediction of Segmental Masses from lntra-segmental Anthropometry. Hum Biol. 1986 Oct;58(5):771–82.

35. Heymsfield SB, Gonzalez MC, Lu J, Jia G, Zheng J. Skeletal muscle mass and quality: evolution of modern measurement concepts in the context of sarcopenia. Proceedings of the Nutrition Society. 2015 Nov 8;74(4):355–66.

36. Belzunce MA, Henckel J, Di Laura A, Horga LM, Hart AJ. Similarities and differences in skeletal muscle and body composition between sexes: an MRI study of recreational cyclists. BMJ Open Sport Exerc Med. 2023 Aug;9(3):e001672.

37. Roberts CK, Hevener AL, Barnard RJ. Metabolic Syndrome and Insulin Resistance: Underlying Causes and Modification by Exercise Training. In: Comprehensive Physiology. Wiley; 2013. p. 1–58.

38. Holten MK, Zacho M, Gaster M, Juel C, Wojtaszewski JFP, Dela F. Strength Training Increases Insulin-Mediated Glucose Uptake, GLUT4 Content, and

Insulin Signaling in Skeletal Muscle in Patients With Type 2 Diabetes. Diabetes. 2004 Feb 1;53(2):294–305.

39. Hegmann KT, Thiese MS, Wood EM, Kapellusch J, Foster JC, Drury DL, et al. Cardiovascular Disease Risk Factors Predict the Development and Numbers of Common Musculoskeletal Disorders in a Prospective Cohort. J Occup Environ Med. 2023 Aug;65(8):e527–33.
40. Jin H, Li M, Jeong E, Castro-Martinez F, Zuker CS. A body–brain circuit that regulates body inflammatory responses. Nature. 2024 Jun 20;630(8017):695–703.
41. Fernandez R, Nardocci G, Navarro C, Reyes EP, AcuÃ±a-Castillo C, Cortes PP. Neural reflex regulation of systemic inflammation: potential new targets for sepsis therapy. Front Physiol. 2014 Dec 15;5.
42. Novgorodtseva TP, Gvozdenko TA, Vitkina TI, Denisenko YK, Antonyuk MV, Knyshova VV. Regulatory signal mechanisms of systemic inflammation in respiratory pathology. Russian Open Medical Journal. 2019 Mar 7;8(1):e0106.
43. Suchomel TJ, Nimphius S, Stone MH. The Importance of Muscular Strength in Athletic Performance. Sports Medicine. 2016 Oct 2;46(10):1419–49.
44. Berryman N, Mujika I, Arvisais D, Roubeix M, Binet C, Bosquet L. Strength Training for Middle- and Long-Distance Performance: A Meta-Analysis. Int J Sports Physiol Perform. 2018 Jan 1;13(1):57–64.
45. Nuzzo JL. Sex differences in skeletal muscle fiber types: A meta-analysis. Clinical Anatomy. 2024 Jan 10;37(1):81–91.
46. Miguel-Ortega Á, Calleja-González J, Mielgo-Ayuso J. Endurance in Long-Distance Swimming and the Use of Nutritional Aids. Nutrients. 2024 Nov 19;16(22):3949.
47. Barengo N, Meneses-Echávez J, Ramírez-Vélez R, Cohen D, Tovar G, Bautista J. The Impact of the FIFA 11+ Training Program on Injury Prevention in Football Players: A Systematic Review. Int J Environ Res Public Health. 2014 Nov 19;11(11):11986–2000.
48. Santos JF da S, Franchini E. Developing muscle power for combat sports athletes. Revista de Artes Marciales Asiáticas. 2021 Mar 23;16(1s):133–73.

49. Zaccagni L, Gualdi-Russo E. The Impact of Sports Involvement on Body Image Perception and Ideals: A Systematic Review and Meta-Analysis. Int J Environ Res Public Health. 2023 Mar 22;20(6):5228.

50. Alam N, Attis L. Non-Traditionally Aesthetic Body Types for Ideal Sport Performance. Sport Social Work Journal. 2024 Mar 14;

51. Heymsfield SB, Adamek M, Gonzalez MC, Jia G, Thomas DM. Assessing skeletal muscle mass: historical overview and state of the art. J Cachexia Sarcopenia Muscle. 2014 Mar 15;5(1):9–18.

52. Squillace C, Oliva ML, Alorda B, Maffei L, Rossi ML, Torresani ME. Relación entre densidad mineral ósea, pérdida de talla y estilo de vida de mujeres adultas. Actualizaciones en Osteología. 2013;9:36-.

53. D'Elia G, Caracchini G, Cavalli L, Innocenti P. Bone fragility and imaging techniques. Clin Cases Miner Bone Metab. 2009 Sep;6(3):234–46.

54. Rolighed L, Rejnmark L, Christiansen P. Bone Involvement in Primary Hyperparathyroidism and Changes After Parathyroidectomy. Eur Endocrinol. 2014 Feb;10(1):84–7.

55. Allen DG, Trajanovska S. The multiple roles of phosphate in muscle fatigue. Front Physiol. 2012;3.

56. Holway FE, Garavaglia R. Kinanthropometry of group I rugby players in Buenos Aires, Argentina. J Sports Sci. 2009 Sep;27(11):1211–20.

57. Elloumi M, Courteix D, Sellami S, Tabka Z, Lac G. Bone Mineral Content and Density of Tunisian Male Rugby Players: Differences Between Forwards and Backs. Int J Sports Med. 2006 May;27(5):351–8.

58. Hamstra-Wright KL, Huxel Bliven KC, Napier C. Training Load Capacity, Cumulative Risk, and Bone Stress Injuries: A Narrative Review of a Holistic Approach. Front Sports Act Living. 2021 May 28;3.

59. Anderson T. Biomechanics and Running Economy. Sports Medicine. 1996 Aug;22(2):76–89.

60. Junior RC, Barreto RV, Oliveira AS, Greco CC. Does Grappling Combat Sports Experience Influence Exercise Tolerance of Handgrip Muscles in the Severe-Intensity Domain? Sports. 2024 Feb 21;12(3):66.

61. Bacciotti S, Baxter-Jones A, Gaya A, Maia J. The Physique of Elite Female Artistic Gymnasts: A Systematic Review. J Hum Kinet. 2017 Aug 1;58(1):247–59.

62. Holway F. Body composition in sports nutrition. In: Nutrición aplicada al deporte. 1st ed. El Ateneo; 2011. p. 195–226.

63. Holway F, Campa F, Petri C, Pincella M, Gallo PO, Forchino F, et al. Kinanthropometry and Anatomical Body Composition of Elite Soccer Players in Argentina: The FUTREF Project. International Journal of Kinanthropometry. 2024 Apr 30;4(1):62–71.

64. Sanchez-Martinez J, Hernández-Jaña S. Morphological Differences of Street Workout Athletes According to the Training Experience. International Journal of Morphology. 2022;40(2):320–6.

65. Connor B. Weir, Arif Jan. BMI Classification Percentile And Cut Off Points [Internet]. Arif Jan, editor. 2022 [cited 2022 May 18]. Available from: https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31082114/

66. Wang Z, Pierson N, Heymsfield SB. The five-level model: a new approach to organizing body-composition research. Am J Clin Nutr. 1992;56:19–28.

67. Silva AM, Campa F, Sardinha LB. The usefulness of total body protein mass models for adolescent athletes. Front Nutr. 2024 Jul 8;11.

68. Khalil S, Mohktar M, Ibrahim F. Bioimpedance Vector Analysis in Diagnosing Severe and Non-Severe Dengue Patients. Sensors. 2016 Jun 18;16(6):911.

69. Martinez Pardo E; Carrasco Paez L; Pleguezuelos Zarco P; Menchón Esteve L. Effect of sport practice on bone characteristics of the lower extremities in athletes. Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte. 2005;1–7.

70. Kuriyan R. Body composition techniques. Indian Journal of Medical Research. 2018;148(5):648.

71. Wu D, Shi L, Xu Q, Zeng Y, Lin X, Li X, et al. The Different Effects of Skeletal Muscle and Fat Mass on Height Increment in Children and Adolescents Aged 6–11 Years: A Cohort Study From China. Front Endocrinol (Lausanne). 2022 Jul 22;13.

72. Pivtorak K, Fedzhaga I, Pivtorak N, Vozniuk L, Klekot O. Fat and muscle components of body weight and their relationship with the concentration of serum adipokines in patients with nonalcoholic fatty liver disease. Wiadomości Lekarskie. 2022 May;75(5):1289–94.

73. Liu M, Zhang Z, Zhou C, Ye Z, He P, Zhang Y, et al. Predicted fat mass and lean mass in relation to all-cause and cause-specific mortality. J Cachexia Sarcopenia Muscle. 2022 Apr 1;13(2):1064–75.

74. Ellis KJ. Human Body Composition: In Vivo Methods. Physiol Rev. 2000 Jan 4;80(2):649–80.

75. Brožek J, Grande F, Anderson JT, Keys A. Densitometric analysis of body composition: revision of some quantitative assumptions*. Ann N Y Acad Sci. 1963 Sep 15;110(1):113–40.

76. Shepherd JA, Ng BK, Sommer MJ, Heymsfield SB. Body composition by DXA. Bone. 2017 Nov 1;104:101–5.

77. Heymsfield SB, Ebbeling CB, Zheng J, Pietrobelli A, Strauss BJ, Silva AM, et al. Multi-component molecular-level body composition reference methods: evolving concepts and future directions. Obesity Reviews. 2015 Apr 3;16(4):282–94.

78. Matiegka J. The testing of physical efficiency. Am J Phys Anthropol. 1921;IV:223–30.

79. Drinkwater DT, Ross WD. Anthropometric fractionation of body mass. In: Ostyn M, Beunen G, Simons J, editors. International Series of Sports Science. Kinanthropometry II. Baltimore: University Park Press; 1980. p. 183.

80. Rocha M. Peso ósseo do brasileiro de ambos os sexos de 17 a 25 años. Arquivos de anatomía e antropología. 1975;1:1445–51.

81. Kim J, Wang Z, Heymsfield SB, Baumgartner RN, Gallagher D. Total-body skeletal muscle mass: estimation by a new dual-energy X-ray absorptiometry method 1-3. Am J Clin Nutr. 2002;76:378–83.

82. Aerssens J, Dequeker J, Mbuyi-Muamba J. Bone tissue composition: biochemical anatomy of bone. Clin Rheumatol. 1994;13:54–62.

83. Heymsfield S, Smith R, Aulet M, Bensen B, Lichtman S, Wang J, et al. Appendicular skeletal muscle mass: measurement by dual-photon absorptiometry. Am J Clin Nutr. 1990 Aug;52(2):214–8.

84. Haseltine KN, Chukir T, Smith PJ, Jacob JT, Bilezikian JP, Farooki A. Bone Mineral Density: Clinical Relevance and Quantitative Assessment. Journal of Nuclear Medicine. 2021 Apr;62(4):446–54.

85. Granke M, Does MD, Nyman JS. The Role of Water Compartments in the Material Properties of Cortical Bone. Calcif Tissue Int. 2015 Sep;97(3):292–307.

86. Clarys J, Martins A, Drinkwater D. Gross Tissue Weights in the Human Body By Cadaver Dissection. Hum Biol. 1984;56:459–73.

87. Campa F, Toselli S, Mazzilli M, Gobbo LA, Coratella G. Assessment of Body Composition in Athletes: A Narrative Review of Available Methods with Special Reference to Quantitative and Qualitative Bioimpedance Analysis. Nutrients. 2021 May 12;13(5):1620.

88. Vaquero-Cristóbal R. Assessing fat mass from a body composition perspective: a critical review. Cultura, Ciencia y Deporte. 2023 Jun 1;18(56).

89. Demerath, EW; Guo, WC; CHumlea, WC; Towne, B; Roche, AF; Siervogel RM. Comparison of percent body fat estimates using air displacement plethysmography and hydrodensitometry in adults and children. Int J Obes. 2002;389–97.

90. Graybeal AJ, Swafford SH, Compton AT, Renna ME, Thorsen T, Stavres J. Predicting bone mineral content from smartphone digital anthropometrics: evaluation of an existing application and the development of new prediction models. Journal of Clinical Densitometry. 2024 Oct;101537.

91. Canda AS. Muscle mass index estimated by anthropometry vs bioelectrical impedance: Study in athletes competing by weight categories. Apunts Sports Medicine. 2021 Jul;56(211):100360.

92. Duren DL, Sherwood RJ, Czerwinski SA, Lee M, Choh AC, Siervogel RM, et al. Body Composition Methods: Comparisons and Interpretation. J Diabetes Sci Technol. 2008 Nov 1;2(6):1139–46.

93. Brozek J, Grande F, Anderson JT, Keys A. Densitometric analysis of body composition: Revision of some quantitative assumptions. Annals New York Academy of Sciences. 1953;113–40.

94. Wingfield HL, Smith-Ryan AE, Woessner MN, Melvin MN, Fultz SN, Graff RM. Body composition assessment in overweight women: validation of air displacement plethysmography. Clin Physiol Funct Imaging. 2014 Jan;34(1):72–6.

95. Messina C, Albano D, Gitto S, Tofanelli L, Bazzocchi A, Ulivieri FM, et al. Body composition with dual energy X-ray absorptiometry: From basics to new tools. Vol. 10, Quantitative Imaging in Medicine and Surgery. AME Publishing Company; 2020. p. 1687–98.

96. Ross R. Magnetic resonance imaging provides new insights into the characterization of adipose and lean tissue distribution. Can J Physiol Pharmacol. 1996;74:778–85.

97. Carlier PG, Marty B, Scheidegger O, Loureiro de Sousa P, Baudin PY, Snezhko E, et al. Skeletal Muscle Quantitative Nuclear Magnetic Resonance Imaging and Spectroscopy as an Outcome Measure for Clinical Trials. J Neuromuscul Dis. 2016 Mar 3;3(1):1–28.

98. Sinha R, Dufour S, Petersen KF, LeBon V, Enoksson S, Ma YZ, et al. Assessment of Skeletal Muscle Triglyceride Content by 1H Nuclear Magnetic Resonance Spectroscopy in Lean and Obese Adolescents. Diabetes. 2002 Apr 1;51(4):1022–7.

99. Hendrickson NR, Pickhardt PJ, Del Rio AM, Rosas HG, Anderson PA. Bone Mineral Density T-Scores Derived from CT Attenuation Numbers (Hounsfield Units): Clinical Utility and Correlation with Dual-energy X-ray Absorptiometry. Iowa Orthop J. 2018;38:25–31.

100. du Fossé NA, Grootjans W, Navas A, Appelman-Dijkstra NM, Elzo Kraemer CV, van Westerloo DJ, et al. Exploring bone density analysis on routine CT scans as a tool for opportunistic osteoporosis screening. Sci Rep. 2024 Aug 7;14(1):18359.

101. Szeluga DJ, Stuart RK, Utermohlen V, Santos GW. Nutritional assessment by isotope dilution analysis of body composition. Am J Clin Nutr. 1984 Oct;40(4):847–54.

102. Silva AM, Matias CN, Nunes CL, Santos DA, Marini E, Lukaski HC, et al. Lack of agreement of in vivo raw bioimpedance measurements obtained from two single and multi-frequency bioelectrical impedance devices. Eur J Clin Nutr. 2019 Jul 22;73(7):1077–83.

103. Albaladejo-Saura M, Vaquero-Cristóbal R, González-Gálvez N, Esparza-Ros F. Relationship between biological maturation, physical fitness, and kinanthropometric variables of young athletes: A systematic review and meta-analysis. Vol. 18, International Journal of Environmental Research and Public Health. MDPI AG; 2021. p. 1–20.

104. Mocini E, Cammarota C, Frigerio F, Muzzioli L, Piciocchi C, Lacalaprice D, et al. Digital Anthropometry: A Systematic Review on Precision, Reliability and Accuracy of Most Popular Existing Technologies. Nutrients. 2023 Jan 7;15(2):302.

105. Bušić A, Bušić J, Coleman J, Šimenko J. Comparison of Manual Anthropometry and a Mobile Digital Anthropometric System. In: Proceedings of the 8th International Conference on Sport Sciences Research and Technology Support. SCITEPRESS - Science and Technology Publications; 2020. p. 109–15.

106. Kim J, Heshka S, Gallagher D, Kotler DP, Mayer L, Albu J, et al. Intermuscular adipose tissue-free skeletal muscle mass: estimation by dual-energy X-ray absorptiometry in adults. J Appl Physiol. 2004 Aug;97(2):655–60.

107. Vendrami C, Gatineau G, Rodriguez EG, Lamy O, Hans D, Shevroja E. Standardization of body composition parameters between GE Lunar iDXA and Hologic Horizon A and their clinical impact. JBMR Plus. 2024 Aug 4;8(9).

108. Janssen I, Heymsfield SB, Baumgartner RN, Ross R. Estimation of skeletal muscle mass by bioelectrical impedance analysis. J Appl Physiol. 2000 Aug 1;89(2):465–71.

109. Sergi G, De Rui M, Veronese N, Bolzetta F, Berton L, Carraro S, et al. Assessing appendicular skeletal muscle mass with bioelectrical impedance analysis in free-living Caucasian older adults. Clinical Nutrition. 2015 Aug;34(4):667–73.

110. Beaudart C, Bruyère O, Geerinck A, Hajaoui M, Scafoglieri A, Perkisas S, et al. Equation models developed with bioelectric impedance analysis tools to assess muscle mass: A systematic review. Clin Nutr ESPEN. 2020 Feb;35:47–62.

111. Yamada Y, Watanabe Y, Ikenaga M, Yokoyama K, Yoshida T, Morimoto T, et al. Comparison of single- or multifrequency bioelectrical impedance analysis and spectroscopy for assessment of appendicular skeletal muscle in the elderly. J Appl Physiol. 2013 Sep 15;115(6):812–8.

112. Mecherques-Carini M, Albaladejo-Saura M, Vaquero-Cristóbal R, Baglietto N, Esparza-Ros F. Validity and agreement between dual-energy X-ray absorptiometry, anthropometry and bioelectrical impedance in the estimation of fat mass in young adults. Front Nutr. 2024 Jun 11;11.

113. Lee DH, Keum N, Hu FB, Orav EJ, Rimm EB, Sun Q, et al. Development and validation of anthropometric prediction equations for lean body mass, fat mass and percent fat in adults using the National Health and Nutrition Examination Survey (NHANES) 1999-2006. British Journal of Nutrition. 2017 Nov 28;118(10):858–66.

114. Heymsfield SB, McManus C, Smith J, Stevens V, Nixon DW. Revised equation for calculating bone-free arm muscle area. Am J Clin Nutr. 1982;36:680.

115. Lohman T, Roche A, Martorell R. Anthropometric Standardization Reference Manual. Champaign, IL: Human Kinetics; 1988.

116. Esparza-Ros F, Vaquero-Cristóbal R, Marfell-Jones M. International standards for anthropometric assessment. UCAM Universidad Católica de Murcia, editor. Murcia: International Society for the Advancement of Kinanthropometry; 2019.

117. Ritchie CB, Davidson RT. Regional body composition in college-aged Caucasians from anthropometric measures. Nutr Metab (Lond). 2007;4(1):29.

118. Scafoglieri A, Tresignie J, Provyn S, Marfell-Jones M, Reilly T, Bautmans I, et al. Prediction of segmental lean mass using anthropometric variables in young adults. J Sports Sci. 2012 Apr;30(8):777–85.

119. Baglietto N, Albaladejo-Saura M, Esparza-Ros F, Vaquero-Cristóbal R. Agreement and differences between the equations for estimating muscle and

bone mass using the anthropometric method in recreational strength trainees. PeerJ. 2024 Jun 7;12:e17506.

120. Baglietto N, Vaquero-Cristóbal R, Albaladejo-Saura M, Mecherques-Carini M, Esparza-Ros F. Assessing skeletal muscle mass and lean body mass: an analysis of the agreement among dual X-ray absorptiometry, anthropometry, and bioelectrical impedance. Front Nutr. 2024 Aug 19;11.

121. Rodríguez Rodríguez FJ, Almagià Flores AA, Berral de la Rosa FJ. Estimation of Appendicular Limb Muscle Mass, based on Dual Photon Densitometry (DXA). International Journal of Morphology. 2010 Dec;28(4):1205–10.

122. González-Mendoza RG, Gaytán-González A, Jiménez-Alvarado JA, Villegas-Balcázar M, Jáuregui-Ulloa EE, Torres-Naranjo F, et al. Accuracy of Anthropometric Equations to Estimate DXA-Derived Skeletal Muscle Mass in Professional Male Soccer Players. Journal of Sports Medicine. 2019 Jan 1;2019:1–6.

123. Gobbo LA, Cyrino ES, Petroski ÉL, Cardoso JR, Carvalho FO, Romanzini M, et al. Validation of anthropometric equations for estimating muscle mass using dual-energy X-ray absorptiometry in male university students. Revista Brasileira de Medicina do Esporte. 2008 Aug;14(4):376–80.

124. Bell W, Cobner DM, Evans WD. Prediction and validation of fat-free mass in the lower limbs of young adult male Rugby Union players using dual-energy X-ray absorptiometry as the criterion measure. Ergonomics. 2000 Oct 10;43(10):1708–17.

125. Reiter R, Iglseder B, Treschnitzer W, Alzner R, Mayr-Pirker B, Kreutzer M, et al. Quantifying appendicular muscle mass in geriatric inpatients: Performance of different single frequency BIA equations in comparison to dual X-ray absorptiometry. Arch Gerontol Geriatr. 2019 Jan;80:98–103.

126. Arthurs KL, Andrews DM. Upper extremity soft and rigid tissue mass prediction using segment anthropometric measures and DXA. J Biomech. 2009 Feb;42(3):389–94.

127. Nickerson, BS; Mclester, CN; Mclester, JR; Kliszcewicz BM. Agreement Between 2 Segmental Bioimpedance Devices , BOD POD , and DXA in Obese Adults. Journal of Clinical Densitometry: Assessment y Management og Musculoeskeletal Helath. 2020;23:138–48.

128. Achamrah N, Colange G, Delay J, Rimbert A, Folope V, Petit A, et al. Comparison of body composition assessment by DXA and BIA according to the body mass index: A retrospective study on 3655 measures. PLoS One. 2018 Jul 12;13(7):e0200465.

129. Martin AD, Spenst LF, Drinkwater DT, Clarys JP. Anthropometric estimation of muscle mass in men. Med Sci Sports Exerc. 1990;22:729.

130. Bredella MA. Sex Differences in Body Composition. In 2017. p. 9–27.

131. Bassett AJ, Ahlmen A, Rosendorf JM, Romeo AA, Erickson BJ, Bishop ME. The Biology of Sex and Sport. JBJS Rev. 2020 Mar;8(3):140.

132. Rodriguez-Sanchez N, Galloway SDR. Errors in Dual Energy X-Ray Absorptiometry Estimation of Body Composition Induced by Hypohydration. Int J Sport Nutr Exerc Metab. 2015 Feb;25(1):60–8.

133. Zambone MA, Liberman S, Garcia MLB. Anthropometry, bioimpedance and densitometry: Comparative methods for lean mass body analysis in elderly outpatients from a tertiary hospital. Exp Gerontol. 2020 Sep 1;138.

134. Vaquero-Cristóbal R, Albaladejo-Saura M, Luna-Badachi AE, Esparza-Ros F. Differences in Fat Mass Estimation Formulas in Physically Active Adult Population and Relationship with Sums of Skinfolds. International Journal of Environmental Research and Public Health 2020, Vol 17, Page 7777. 2020 Jun;17(21):7777.

135. Wells JCK. Sexual dimorphism of body composition. Best Pract Res Clin Endocrinol Metab. 2007;21(3):415–30.

136. Sellés-Pérez S, Cejuela-Anta R, Fernández-Sáez J, Ferriz-Valero A. Effect of training intensity distribution on body composition in amateur triathletes. Rev Andal Med Deport. 2019;12:103–7.

137. Esparza-Ros F, Moreira AC, Vaquero-Cristóbal R, Barrigas C, Albaladejo-Saura M, Vieira F. Differences between Four Skinfold Calipers in the Assessment of Adipose Tissue in Young Adult Healthy Population. Nutrients. 2022 May 16;14(10):2085.

138. Bull FC, Al-Ansari SS, Biddle S, Borodulin K, Buman MP, Cardon G, et al. World Health Organization 2020 guidelines on physical activity and sedentary behaviour. Br J Sports Med. 2020 Dec 1;54(24):1451–62.

139. American College of Sports Medicine position stand. Progression models in resistance training for healthy adults. Med Sci Sports Exerc. 2009 Mar;41(3):687–708.

140. Pakulak A, Candow DG, Totosy de Zepetnek J, Forbes SC, Basta D. Effects of Creatine and Caffeine Supplementation During Resistance Training on Body Composition, Strength, Endurance, Rating of Perceived Exertion and Fatigue in Trained Young Adults. J Diet Suppl. 2021;19(5):587–602.

141. Godois A da M, Coelho-Ravagnani C de F, Raizel R, Verly-Junior E. Development of a Food Frequency Questionnaire for Brazilian athletes. Nutr Diet. 2020 Apr 1;77(2):260–7.

142. Kraemer WJ, Caldwell LK, Post EM, DuPont WH, Martini ER, Ratamess NA, et al. Body Composition in Elite Strongman Competitors. J Strength Cond Res. 2020 Dec 1;34(12):3326–30.

143. Bernal-Orozco MF, Posada-Falomir M, Quiñónez-Gastélum CM, Plascencia-Aguilera LP, Arana-Nuño JR, Badillo-Camacho N, et al. Anthropometric and Body Composition Profile of Young Professional Soccer Players. J Strength Cond Res. 2020 Jul 1;34(7):1911–23.

144. Hilton EN, Lundberg TR. Transgender Women in the Female Category of Sport: Perspectives on Testosterone Suppression and Performance Advantage. Sports Medicine. 2021 Feb 1;51(2):199–214.

145. Lee DH, Keum NN, Hu FB, Orav EJ, Rimm EB, Willett WC, et al. Predicted lean body mass, fat mass, and all cause and cause specific mortality in men: prospective US cohort study. BMJ. 2018 Jul 3;362:k2575.

146. Cruz-Jentoft AJ, Bahat G, Bauer J, Boirie Y, Bruyère O, Cederholm T, et al. Sarcopenia: revised European consensus on definition and diagnosis. Age Ageing. 2019 Jul 1;48(4):601–601.

147. Tosato M, Marzetti E, Cesari M, Savera G, Miller RR, Bernabei R, et al. Measurement of muscle mass in sarcopenia: from imaging to biochemical markers. Aging Clin Exp Res. 2017 Feb 7;29(1):19–27.

148. Damluji AA, Alfaraidhy M, AlHajri N, Rohant NN, Kumar M, Al Malouf C, et al. Sarcopenia and Cardiovascular Diseases. Circulation. 2023 May 16;147(20):1534–53.

149. Blue MNM, Tinsley GM, Ryan ED, Smith-Ryan AE. Validity of Body-Composition Methods across Racial and Ethnic Populations. Adv Nutr. 2021 Sep 1;12(5):1854–62.

150. Wang Z, Pi-Sunyer FX, Kotler DP, Wielopolski L, Withers RT, Pierson RN, et al. Multicomponent methods: evaluation of new and traditional soft tissue mineral models by in vivo neutron activation analysis,,. Am J Clin Nutr. 2002 Nov;76(5):968–74.

151. Thamnirat K, Taweerat P, Permpongkosol S, Kamolnate N, Kositwattanarerk A, Utamakul C, et al. Precision and Effects of a Small Meal on DXA-Derived Visceral Adipose Tissue, Appendicular Lean Mass, and Other Body Composition Estimates In Nonobese Elderly Men. Journal of Clinical Densitometry. 2021 Apr;24(2):308–18.

152. Nana A, Slater GJ, Hopkins WG, Burke LM. Effects of Exercise Sessions on DXA Measurements of Body Composition in Active People. Med Sci Sports Exerc. 2013 Jan;45(1):178–85.

153. Lee SY, Gallagher D. Assessment methods in human body composition. NIH-PA Author manuscript. 2008;1–12.

154. Watson LPE, Carr KS, Orford ER, Venables MC. The Importance of Hydration in Body Composition Assessment in Children Aged 6-16 Years. Journal of Clinical Densitometry. 2021 Jul;24(3):481–9.

155. Jeong S, Bonner R, Firari A, Kurti S, Saunders MJ, Womack CJ. The effect of acute hydration on body composition assessed by multi-frequency and single-frequency bioelectrical impedance. J Sports Med Phys Fitness. 2023 Sep;63(10):1069–74.

156. Vandenbroucke JP, Von Elm E, Altman DG, Gøtzsche PC, Mulrow CD, Pocock SJ, et al. Strengthening the Reporting of Observational Studies in Epidemiology (STROBE): Explanation and elaboration. Vol. 18, Epidemiology. 2007. p. 805–35.

157. Albadalejo M, Vaquero-Cristóbal R, Esparza-Ros F. Effect of pre-season training on anthropometric and derivative variables in elite basketball players. Retos. 2019;36:474–9.

158. Schierbauer J, Günther S, Haupt S, Zimmer RT, Herz D, Voit T, et al. Acute Fluid Intake Impacts Assessment of Body Composition via Bioelectrical

Impedance Analysis. A Randomized, Controlled Crossover Pilot Trial. Metabolites. 2023 Apr 1;13(4):473–86.

159. Vaquero-Cristóbal R, Garcia Roca JA, Albaladejo-Saura M, Fernández-Alarcón M, Esparza F. Evolution in anthropometric variables related to training and nutritional parameters in ultra-endurance mountain runners. Nutr Hosp. 2019 Jul 1;36:706–13.

160. García-Morant A, Cortés-Castell E, Palazón-Bru A, Martínez-Amorós N, Gil-Guillén VF, Rizo-Baeza M. Macronutrients and micronutrients in Spanish adult vegans (Mediterranean population). Nutr Hosp. 2020 Jul 13;35(3):549–58.

161. Ruano J, Teixeira VH. Prevalence of dietary supplement use by gym members in Portugal and associated factors. J Int Soc Sports Nutr. 2020 Feb 24;17(1):1–8.

162. Feng Y, Fang G, Qu C, Cui S, Geng X, Gao D, et al. Validation of urine colour L*a*b* for assessing hydration amongst athletes. Front Nutr. 2022 Aug 10;9.

163. Nana A, Slater GJ, Hopkins WG, Halson SL, Martin DT, West NP, et al. Importance of Standardized DXA Protocol for Assessing Physique Changes in Athletes. Int J Sport Nutr Exerc Metab. 2016 Jun;26(3):259–67.

164. Jiang F, Tang S, Eom JJ, Song KH, Kim H, Chung S, et al. Accuracy of Estimated Bioimpedance Parameters with Octapolar Segmental Bioimpedance Analysis. Sensors. 2022 Mar 31;22(7):2681.

165. Alvero-Cruz JR, Correas-Gómez L, Ronconi M, Fernández Vázquez R, Porta i Manzañido J. Electrical bioimpedance as a method for estimating body composition: practical rules of use. Rev Andal Med Deporte. 2011;4(4):167–74.

166. McBride G. Statistical Calculators; Lin's Concordance. Auckland, New Zealand; 2007.

167. Menargues-Ramírez R, Sospedra I, Holway F, Hurtado-Sánchez JA, Martínez-Sanz JM. Evaluation of Body Composition in CrossFit® Athletes and the Relation with Their Results in Official Training. Int J Environ Res Public Health. 2022 Sep 2;19(17):11003.

168. Cherif M, Said MA, Bannour K, Alhumaid MM, Chaifa M Ben, Khammassi M, et al. Anthropometry, body composition, and athletic performance in

specific field tests in Paralympic athletes with different disabilities. Heliyon. 2022 Mar;8(3).

169. Porta M, Sebastiá-Rico J, Martínez-Sanz JM, Contreras C, Vaquero-Cristóbal R, López-Cáceres PA. Anthropometric Values in Spanish Elite Soccer: Differences between Divisions and Playing Positions. Applied Sciences. 2023 Oct 18;13(20):11441.

170. Rodriguez-Giustiniani P, Rodriguez-Sanchez N, Galloway SDR. Fluid and electrolyte balance considerations for female athletes. Eur J Sport Sci. 2022 May 4;22(5):697–708.

171. Giersch GEW, Charkoudian N, Stearns RL, Casa DJ. Fluid Balance and Hydration Considerations for Women: Review and Future Directions. Vol. 50, Sports Medicine. Springer; 2020. p. 253–61.

172. Aparicio-Ugarriza R, Luzardo-Socorro R, Palacios G, del Mar Bibiloni M, Julibert A, Tur JA, et al. Impact of physical activity and sedentarism on hydration status and liquid intake in Spanish older adults. The PHYSMED study. Nutr Hosp. 2016;33:4–8.

173. San Mauro Martín I, Garicano Vilar E, Romo Orozco DA, Mendive Dubourdieu P, Paredes Barato V, Rincón Barrado M, et al. Hydration Status: Influence of Exercise and Diet Quality. Am J Lifestyle Med. 2019 Jul 1;13(4):414–23.

174. Puga AM, Lopez-Oliva S, Trives C, Partearroyo T, Varela-Moreiras G. Effects of drugs and excipients on hydration status. Vol. 11, Nutrients. MDPI AG; 2019.

175. Thibaut, R; Genton, L; Pichard C. Body composition : Why , when and for who ? Clinical Nutrition. 2012;31:435–47.

176. Lustgarten MS, Fielding RA. Assessment of analytical methods used to measure changes in body composition in the elderly and recommendations for their use in phase II clinical trials. J Nutr Health Aging. 2011;15:368–75.

177. Glickman SG, Marn CS, Supiano MA, Dengel DR. Validity and reability of dual-energy X-ray absorptiometry for the assessment of abdominal adiposity. J Appl Physiol. 2015;97:509–14.

178. Withers RT, Craig NP, Ball CT, Norton KI, Whittingham NO. The Drinkwater - Ross anthropometric fractionation of body mass : Comparison

with measured body mass and densitometrically estimated fat and fat - free masses. J Sports Sci. 1991;37–41.

179. Toomey CM, Cremona A, Hughes K, Norton C, Jakeman P. A Review of Body Composition Measurement in the Assessment of Health. Top Clin Nutr. 2015 Jan;30(1):16–32.

180. Alves VA, Fayh APT, Queiroz SA, Gonzalez MC, de Sousa IM. Muscle mass evaluation in hospitalized patients: Comparison between doubly indirect methods. Clin Nutr ESPEN. 2024 Feb;59:188–93.

181. Tinsley GM, Morales E, Forsse JS, Grandjean PW. Impact of Acute Dietary Manipulations on DXA and BIA Body Composition Estimates. Med Sci Sports Exerc. 2017 Apr;49(4):823–32.

182. Gould LM, Cabre HE, Brewer GJ, Hirsch KR, Blue MNM, Smith-Ryan AE. Impact of Follicular Menstrual Phase on Body Composition Measures and Resting Metabolism. Med Sci Sports Exerc. 2021 Nov;53(11):2396–404.

183. Sinning WE. Body composition in athletes. AF Roche, SB Heymsfield, TG Lohman, editors. Champaign: Human Kinetics; 1996. 257–273 p.

184. Heymsfield SB, Brown J, Ramirez S, Prado CM, Tinsley GM, Gonzalez MC. Are Lean Body Mass and Fat-Free Mass the Same or Different Body Components? A Critical Perspective. Advances in Nutrition. 2024 Dec;15(12):100335.

185. Maloney SJ. The Relationship Between Asymmetry and Athletic Performance: A Critical Review. J Strength Cond Res. 2019 Sep;33(9):2579–93.

186. Resta T, Frenette S, Rizk A, Fortin M. Body Composition Asymmetries in University Ice Hockey Players and Their Implications for Lower Back Pain and Leg Injury. J Strength Cond Res. 2022 Oct;36(10):2830–6.

187. Hermassi S, Chelly MS, Wagner H, Fieseler G, Schulze S, Delank KS, et al. Relationships between maximal strength of lower limb, anthropometric characteristics and fundamental explosive performance in handball players. Sportverletzung · Sportschaden. 2019 Jun 14;33(02):96–103.

188. Burnett JK, Kim YW, Kwon HJ, Miller RH, Shim JK. Whole body mass estimates and error propagation in countermovement jump: a simulated error study. Sports Biomech. 2023 Aug 9;1–14.

189. Maloney SJ. The Relationship Between Asymmetry and Athletic Performance: A Critical Review. J Strength Cond Res. 2019 Sep;33(9):2579–93.

190. Bańkosz Z, Hawrylak A, Kołodziej M, Murinova L, Barczyk-Pawelec K. Interlimb and trunk asymmetry in the frontal plane of table tennis female players. PeerJ. 2024 Jun 21;12:e17526.

191. Honorato R de C, Soares Marreiros Ferraz A, Kassiano W, Martins PC, Silva DAS, Ceccatto VM. Regional phase angle, not whole-body, is augmented in response to pre-season in professional soccer players. Research in Sports Medicine. 2023 Nov 2;31(6):831–45.

192. Monti E, Toniolo L, Marcucci L, Bondì M, Martellato I, Šimunič B, et al. Are muscle fibres of body builders intrinsically weaker? A comparison with single fibres of aged-matched controls. Acta Physiologica. 2021 Feb 20;231(2).

193. Lee H, Lee K, Lee Y, Kim H. Correlation between Cycling Power and Muscle Thickness in Cyclists. Clinical Anatomy. 2018 Sep 9;31(6):899–906.

194. Holmes CJ, Racette SB. The utility of body composition assessment in nutrition and clinical practice: an overview of current methodology. Vol. 13, Nutrients. MDPI; 2021.

195. Scafoglieri A, Clarys JP, Bauer JM, Verlaan S, Van Malderen L, Vantieghem S, et al. Predicting appendicular lean and fat mass with bioelectrical impedance analysis in older adults with physical function decline – The PROVIDE study. Clinical Nutrition. 2017 Jun;36(3):869–75.

196. Silva AM, Campa F, Stagi S, Gobbo LA, Buffa R, Toselli S, et al. The bioelectrical impedance analysis (BIA) international database: aims, scope, and call for data. Eur J Clin Nutr. 2023 Dec 2;77(12):1143–50.

197. Petri C, Micheli ML, Izzicupo P, Timperanza N, Lastrucci T, Vanni D, et al. Bioimpedance Patterns and Bioelectrical Impedance Vector Analysis (BIVA) of Body Builders. Nutrients. 2023 Mar 25;15(7):1–10.

198. Kasper AM, Langan-Evans C, Hudson JF, Brownlee TE, Harper LD, Naughton RJ, et al. Come Back Skinfolds, All Is Forgiven: A Narrative Review of the Efficacy of Common Body Composition Methods in Applied Sports Practice. Nutrients. 2021 Mar 25;13(4):1075.

199. Pietrobelli A; Formica C; Wang Z; Heymsfield SB. Dual-energy X-ray absorptiometry body composition model: review of physical concepts. American journal of Physiology-Endocrinology and Metabolism. 1996;941–51.

200. Wang Z, Heymfield S, Chen Z, Zhu S, Pierson R. Estimation of percentage body fat by dual-energy x-ray absorptiometry: evaluation by in vivo human elemental composition. Phys Med Biol. 2010;55:2619–35.

201. Scafoglieri A, Tresignie J, Provyn S, Marfell-Jones M, George K, Clarys JP, et al. Accuracy and concordance of anthropometry for measuring regional fat distribution in adults aged 20–55 years. American Journal of Human Biology. 2013 Jan 7;25(1):63–70.

202. Fernando *, Rodríguez Rodríguez J, Aldo A, Flores A, José F, De La B, et al. Estimación de la Masa Muscular de los Miembros Apendiculares, a Partir de Densitometría Fotónica Dual (DEXA) Muscle Mass Estimation of Appendicular Limb, for Dual Energy X Ray Absorciometry (DEXA). Vol. 28, Int. J. Morphol. 2010.

203. Carmichael MA, Thomson RL, Moran LJ, Wycherley TP. The Impact of Menstrual Cycle Phase on Athletes' Performance: A Narrative Review. Int J Environ Res Public Health. 2021 Feb 9;18(4):1667.

204. Travis TD, Louise BM, Kelly AE. Nutrition and Athletic Performance. Med Sci Sports Exerc. 2016 Mar;48(3):543–68.

205. Escalante G, Stevenson SW, Barakat C, Aragon AA, Schoenfeld BJ. Peak week recommendations for bodybuilders: an evidence based approach. BMC Sports Sci Med Rehabil. 2021 Dec 13;13(1):68.

206. Novak JE, Ellison DH. Diuretics in States of Volume Overload: Core Curriculum 2022. American Journal of Kidney Diseases. 2022 Aug;80(2):264–76.

207. Huso ME, Hampl JS, Johnston CS, Swan PD. Creatine supplementation influences substrate utilization at rest. J Appl Physiol. 2002 Dec 1;93(6):2018–22.

208. Hultman E, Soderlund K, Timmons JA, Cederblad G, Greenhaff PL. Muscle creatine loading in men. J Appl Physiol. 1996 Jul 1;81(1):232–7.

209. Powers ME, Arnold BL, Weltman AL, Perrin DH, Mistry D, Kahler DM, et al. Creatine Supplementation Increases Total Body Water Without Altering Fluid Distribution. J Athl Train. 2003 Mar;38(1):44–50.

210. Mayolas Pi C. A new lateraity valoration test for Physical Education professionals. Apunts Educación Física y Deportes. 2003;71:14–22.

211. Kyle UG, Bosaeus I, De Lorenzo AD, Deurenberg P, Elia M, Manuel Gómez J, et al. Bioelectrical impedance analysis—part II: utilization in clinical practice. Clinical Nutrition. 2004 Dec;23(6):1430–53.

212. Esparza-Ros F, Moreira AC, Vaquero-Cristóbal R, Barrigas C, Albaladejo-Saura M, Vieira F. Differences between Four Skinfold Calipers in the Assessment of Adipose Tissue in Young Adult Healthy Population. Nutrients. 2022 May 16;14(10):2085.

213. Sebastiá-Rico J, Soriano JM, Sanchis-Chordà J, García-Fernández ÁF, López-Mateu P, de la Cruz Marcos S, et al. Analysis of Fluid Balance and Urine Values in Elite Soccer Players: Impact of Different Environments, Playing Positions, Sexes, and Competitive Levels. Nutrients. 2024 Mar 21;16(6):903.

214. Tanita Corporation. Tanita MC-780MA User Manual. Tokyo, Japan; 2015.

215. O'Keefe DJ. Brief Report: Post Hoc Power, Observed Power, A Priori Power, Retrospective Power, Prospective Power, Achieved Power: Sorting Out Appropriate Uses of Statistical Power Analyses. Commun Methods Meas. 2007 Dec;1(4):291–9.

216. Cohen J. Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences. 2nd ed. Hillsdale, NJ: Lawrence Erlbaum Associates; 1988.

217. Varghese M, Griffin C, Singer K. The Role of Sex and Sex Hormones in Regulating Obesity-Induced Inflammation. In 2017. p. 65–86.

218. Chang E, Varghese M, Singer K. Gender and Sex Differences in Adipose Tissue. Curr Diab Rep. 2018 Sep 30;18(9):69.

219. Mansour MF, Chan CWJ, Laforest S, Veilleux A, Tchernof A. Sex Differences in Body Fat Distribution. In: Adipose Tissue Biology. Cham: Springer International Publishing; 2017. p. 257–300.

220. Park SS, Lim S, Kim H, Kim KM. Comparison of Two DXA Systems, Hologic Horizon W and GE Lunar Prodigy, for Assessing Body Composition in

Healthy Korean Adults. Endocrinology and Metabolism. 2021 Dec 31;36(6):1219–31.

221. Vidal Pérez D, Martínez-Sanz JM, Ferriz-Valero A, Gómez-Vicente V, Ausó E. Relationship of Limb Lengths and Body Composition to Lifting in Weightlifting. Int J Environ Res Public Health. 2021 Jan 17;18(2):756.

222. Taylor R, Keil D, Gold E, Williams S, Goulding A. Body mass index, waist girth, and waist-to-hip ratio as indexes of total and regional adiposity in women: evaluation using receiver operating characteristic curves. Am J Clin Nutr. 1998 Jan;67(1):44–9.

223. Raja C, Hansen R, Baber R, Allen B. Hip girth as a predictor of abdominal adiposity in postmenopausal women. Nutrition. 2004 Sep;20(9):772–7.

224. Graybeal AJ, Moore ML, Cruz MR;, Tinsley GM. Body Composition Assessment in Male and Female Bodybuilders: A 4-Compartment Model Comparison of Dual-Energy X-Ray Absorptiometry and Impedance-Based Devices. J Strength Cond Res. 2020 Jun;34(6):1676–89.

225. Kawada T. Body mass index and fat mass by skin-fold thickness are good predictors for body fat composition change by dual-energy x-ray absorptiometry in obesity adolescent. Clinical Nutrition. 2016 Aug;35(4):983.

226. Schautz B, Later W, Heller M, Müller MJ, Bosy-Westphal A. Total and regional relationship between lean and fat mass with increasing adiposity—impact for the diagnosis of sarcopenic obesity. Eur J Clin Nutr. 2012 Dec 3;66(12):1356–61.

227. Albaladejo-Saura M, Vaquero-Cristóbal R, García-Roca JA, Esparza-Ros F. Influence of biological maturation status on selected anthropometric and physical fitness variables in adolescent male volleyball players. PeerJ. 2022 Apr 5;10:e13216.

228. Kanchan T, Krishan K. Anthropometry of hand in sex determination of dismembered remains - A review of literature. J Forensic Leg Med. 2011 Jan;18(1):14–7.

229. Lijewski M, Burdukiewicz A, Pietraszewska J, Andrzejewska J, Stachoń A. Asymmetry of Muscle Mass Distribution and Grip Strength in Professional Handball Players. Int J Environ Res Public Health. 2021 Feb 16;18(4):1913.

230. Escalona-Marfil C, Prats-Puig A, Ortas-Deunosajut X, Font-Lladó R, Ruiz-Tarrazo X, Evans AM. Children's foot parameters and basic anthropometry, do arch height and midfoot width change? Eur J Pediatr. 2022 Dec 7;182(2):777–84.

231. Hawley VS, Gurchiek RD, van Werkhoven H. Can Foot Anthropometry Predict Vertical Jump Performance? J Strength Cond Res. 2022 Jul;36(7):1860–5.

232. Kim SJ, Yu EH, Min JH, Shin YI, Ko HY, Ko SH. Segmental Bioelectrical Impedance Analysis of the Body Composition of Affected and Unaffected Limbs After Hemiparetic Stroke. Am J Phys Med Rehabil. 2020 Sep;99(9):830–6.

233. Chang KV, Wu WT, Huang KC, Han DS. Segmental body composition transitions in stroke patients: Trunks are different from extremities and strokes are as important as hemiparesis. Clinical Nutrition. 2020 Jun;39(6):1968–73.

234. Najmabadi S, Schliep KC, Simonsen SE, Porucznik CA, Egger MJ, Stanford JB. Menstrual bleeding, cycle length, and follicular and luteal phase lengths in women without known subfertility: A pooled analysis of three cohorts. Paediatr Perinat Epidemiol. 2020 May 27;34(3):318–27.

235. Blue MNM, Tinsley GM, Ryan ED, Smith-Ryan AE. Validity of Body-Composition Methods across Racial and Ethnic Populations. Advances in Nutrition. 2021 Sep;12(5):1854–62.

XII – ANEXOS

XII - ANEXOS

ANEXO 1. APROBACIÓN DEL COMITÉ DE ÉTICA

UCAM
UNIVERSIDAD CATÓLICA SAN ANTONIO

COMITÉ DE ÉTICA DE LA UCAM

Universidad Católica San Antonio. Vicerrectorado de Investigación. Salida nº 7905 26/07/2021 14:35:45

DATOS DEL PROYECTO

Título:	"Comparación de métodos antropométricos para la estimación de la masa muscular y ósea"	
Investigador Principal	**Nombre**	**Correo-e**
Dr.	Francisco Esparza Ros	fesparza@ucam.edu

INFORME DEL COMITÉ

Fecha	**23/07/2021**	**Código**	**CE072103**

Tipo de Experimentación

Investigación experimental clínica con seres humanos	
Investigación experimental no clínica con seres humanos	X
Utilización de tejidos humanos procedentes de pacientes, personas sanas, tejidos embrionarios o fetales	
Utilización de tejidos humanos, tejidos embrionarios o fetales procedentes de bancos de muestras o tejidos	
Investigación observacional, psicológica o comportamental en humanos	
Uso de datos personales, información genética, etc.	X
Experimentación animal	
Utilización de agentes biológicos de riesgo para la salud humana, animal o las plantas	
Uso de organismos modificados genéticamente (OMGs)	

Comentarios Respecto al Tipo de Experimentación
Nada Obsta

Comentarios Respecto a la Metodología de Experimentación
Nada Obsta

UNIVERSIDAD CATÓLICA SAN ANTONIO "COMITÉ DE ÉTICA"

UCAM
UNIVERSIDAD CATÓLICA SAN ANTONIO

COMITÉ DE ÉTICA DE LA UCAM

Sugerencias al Investigador

A la vista de la solicitud de informe adjunto por el Investigador y de las recomendaciones anteriormente expuestas el dictamen del Comité es:

Emitir Informe Favorable	**X**
Emitir Informe Desfavorable	
Emitir Informe Favorable condicionado a Subsanación	
MOTIVACIÓN	
Incrementará conocimientos en su área	

Vº Bº El Presidente,

Fdo.: José Alberto Cánovas Sánchez

El Secretario,

UNIVERSIDAD CATOLICA SAN ANTONIO COMITÉ DE ÉTICA

Fdo.: José Alarcón Teruel

ANEXO 2. CONSENTIMIENTO INFORMADO ADULTOS

ANEXO II

CONSENTIMIENTO INFORMADO

Yo, ..., con DNI:.....
DECLARO:

Haber sido informado/a del estudio y procedimientos de la investigación del Proyecto titulado: **"Comparación de métodos antropométricos para la estimación de la masa muscular y ósea.".**

Los investigadores que van a acceder a nuestros datos personales y a los resultados de las pruebas son: **Dr. D. Francisco Esparza Ros, Dra. Dª. Raquel Vaquero Cristóbal y MSc Nicolás Baglietto.**

Asimismo, he podido hacer preguntas del estudio, comprendiendo que me presto de forma voluntaria al mismo y que en cualquier momento puedo abandonarlo sin que me suponga perjuicio de ningún tipo.

CONSIENTO:

1.-) Someterme a las siguientes pruebas exploratorias: **Estudio cineantropométrico.**

2.-) El uso de los datos obtenidos según lo indicado en el párrafo siguiente:

En cumplimiento del Reglamento (UE) 2016/679 del Parlamento Europeo y del Consejo, de 27 de abril de 2016 y Ley Orgánica 3/2018, de 5 de diciembre, de Protección de Datos Personales y Garantía de los Derechos Digitales, le comunicamos que la información que ha facilitado y la obtenida como consecuencia de las exploraciones a las que se va a someter pasará a formar parte del fichero automatizado INVESALUD, cuyo titular es la FUNDACIÓN UNIVERSITARIA SAN ANTONIO, con la finalidad de INVESTIGACIÓN Y DOCENCIA EN LAS ÁREAS DE CONOCIMIENTO CIENCIAS EXPERIMENTALES Y CIENCIAS DE LA SALUD. Tiene derecho a acceder a esta información y cancelarla o rectificarla, dirigiéndose al domicilio de la entidad, en Avda. de los Jerónimos de Guadalupe 30107 (Murcia). Esta entidad le garantiza la adopción de las medidas oportunas para asegurar el tratamiento confidencial de dichos datos.

En Guadalupe (Murcia) a ..... de ..... de 202

El investigador,

Fdo:..... Fdo: ……

ANEXO 3. CONSENTIMIENTO INFORMADO MENORES

ANEXO II

CONSENTIMIENTO INFORMADO

Yo, ..., con DNI:.....
Padre/madre o tutor/a legal de……..,
DECLARO:

Haber sido informado/a del estudio y procedimientos de la investigación del Proyecto titulado: **"Comparación de métodos antropométricos para la estimación de la masa muscular y ósea.".**

Los investigadores que van a acceder a nuestros datos personales y a los resultados de las pruebas son: **Dr. D. Francisco Esparza Ros, Dra. Dª. Raquel Vaquero Cristóbal y MSc Nicolás Baglietto.**

Asimismo, he podido hacer preguntas del estudio, comprendiendo que mi hijo/a se presta de forma voluntaria al mismo y que en cualquier momento puede abandonarlo sin que le suponga perjuicio de ningún tipo.

CONSIENTO:

1.-) Que se someta a las siguientes pruebas exploratorias: **Estudio cineantropométrico.**

2.-) El uso de los datos obtenidos según lo indicado en el párrafo siguiente:
En cumplimiento del Reglamento (UE) 2016/679 del Parlamento Europeo y del Consejo, de 27 de abril de 2016 y Ley Orgánica 3/2018, de 5 de diciembre, de Protección de Datos Personales y Garantía de los Derechos Digitales, le comunicamos que la información que ha facilitado y la obtenida como consecuencia de las exploraciones a las que se va a someter pasará a formar parte del fichero automatizado INVESALUD, cuyo titular es la FUNDACIÓN UNIVERSITARIA SAN ANTONIO, con la finalidad de INVESTIGACIÓN Y DOCENCIA EN LAS ÁREAS DE CONOCIMIENTO CIENCIAS EXPERIMENTALES Y CIENCIAS DE LA SALUD. Tiene derecho a acceder a esta información y cancelarla o rectificarla, dirigiéndose al domicilio de la entidad, en Avda. de los Jerónimos de Guadalupe 30107 (Murcia). Esta entidad le garantiza la adopción de las medidas oportunas para asegurar el tratamiento confidencial de dichos datos.

En Guadalupe (Murcia) a ..... de ..... de 202

El investigador,

Fdo:..... Fdo:.....

ANEXO 4. REVOCACIÓN DEL CONSENTIMIENTO INFORMADO ADULTOS

UCAM
UNIVERSIDAD CATÓLICA SAN ANTONIO

ANEXO III

REVOCACIÓN DEL CONSENTIMIENTO INFORMADO

Yo, ..., con DNI:.....

REVOCO MI CONSENTIMIENTO PARA PARTICIPAR EN EL PROYECTO

Proyecto titulado: **"Comparación de métodos antropométricos para la estimación de la masa muscular y ósea.".**

En Guadalupe (Murcia) a ..... de ..... de 202

El / La participante,

El investigador,

Fdo:.....

Fdo:……

ANEXO 5. REVOCACIÓN DEL CONSENTIMIENTO INFORMADO MENORES

UCAM
UNIVERSIDAD CATÓLICA SAN ANTONIO

ANEXO III

REVOCACIÓN DEL CONSENTIMIENTO INFORMADO

Yo, ..., con DNI:.....

Padre/madre o tutor/a legal de……..,

REVOCO MI CONSENTIMIENTO PARA PARTICIPAR EN EL PROYECTO

Proyecto titulado: **"Comparación de métodos antropométricos para la estimación de la masa muscular y ósea.".**

En Guadalupe (Murcia) a ..... de ..... de 202

El / La participante, El investigador,

Fdo:..... Fdo:.....

ANEXO 6. HOJA INFORMATIVA PARA SUJETOS VOLUNTARIOS

UCAM
UNIVERSIDAD CATÓLICA SAN ANTONIO

ANEXO V

DOCUMENTO DE INFORMACIÓN PARA SUJETOS SOMETIDOS A ESTUDIO (HOJA INFORMATIVA)

1. **EN QUÉ CONSISTE:**
   Con la realización del presente estudio se pretende conocer los valores de masa muscular y osea. Para ello se tomarán variables antropométricas no invasivas.

2. **CÓMO SE REALIZA:**
   En primer lugar, se realizará un protocolo de marcación para determinar los sitios de toma de medida. Luego, se llevará a cabo la valoración cineantropométrica, incluyendo la medición de peso, talla, talla sentado, pliegues cutáneos, perímetros y diámetros.

3. **EN QUÉ LE BENEFICIARÁ:**
   Participando en este estudio podrá conocer sus valores de masa muscular y ósea, así como su distribución en el cuerpo. Esto resulta de gran relevancia para conocer si presenta valores saludables para su edad y sexo. Teniendo en cuenta la asociación de valores deficientes de masa muscular con diversas patologías como a sus comorbilidades, este estudio permite detectar la necesidad de realizar cambios en la nutrición, entrenamiento, etc.

4. **QUÉ RIESGOS TIENE:**
   Esta investigación no comporta ningún riesgo para los sujetos que decidan participar.

5. **OTRAS INFORMACIONES DE INTERÉS:**
   Para la valoración antropométrica los hombres deberán acudir con pantalón corto deportivo, las mujeres con top deportivo y mallas de juego cortas. Es importante que antes de la medición antropométrica no hayan utilizado ningún tipo de crema o aceite corporal.
   Al finalizar el estudio, se otorgará el informe antropométrico correspondiente.
   Cualquier duda o pregunta que pueda surgir pueden ponerse en contacto con el equipo de investigación a través del correo nbaglietto@alu.ucam.edu.

ANEXO 7: CUESTIONARIO ESTUDIO: "AGREEMENT AND DIFFERENCES BETWEEN THE EQUATIONS FOR ESTIMATING MUSCLE AND BONE MASS USING THE ANTHROPOMETRIC METHOD IN RECREATIONAL STRENGTH TRAINEES"

Cuestionario proyecto "Diferencias entre las ecuaciones de estimación de la masa muscular y ósea mediante el método antropométrico en practicantes de fuerza recreativos"

Estimado/a voluntario/a,

Le informamos que desde la Cátedra Internacional de Cineantropometría y del Grupo de Investigación de Prevención de Lesiones en el Deporte (PRELEDE) de la Universidad Católica de Murcia, se va a desarrollar un proyecto titulado "Diferencias entre las ecuaciones de estimación de la masa muscular y ósea mediante el método antropométrico en practicantes de fuerza recreativos". En él pretendemos observar la masa muscular y masa ósea obtenida por diferentes ecuaciones derivadas de la cineantropometría, y conocer los distintos factores que pueden influir en la comparabilidad de las mismas.

Para comenzar su participación como voluntario/a en dicho proyecto, debe cumplimentar el cuestionario que encontrará a continuación. Por favor, responda con sinceridad ya que los datos serán tratados de manera totalmente anónima. Gracias por su participación.

NOTA: La cumplimentación de este cuestionario implica que he sido informado/a del estudio y procedimientos de la investigación del Proyecto titulado: "Diferencias entre las ecuaciones de estimación de la masa muscular y ósea mediante el método antropométrico en practicantes de fuerza recreativos" y de los procedimientos de la investigación. La cumplimentación del presente cuestionario será considerada el consentimiento informado para participar en la presente investigación. Los datos recogidos serán tratados en cumplimiento con el Reglamento (UE) 2016/679 del Parlamento Europeo y del Consejo, de 27 de abril de 2016, el Real Decreto-Ley 5/2018, de 27 de julio y Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre, de Protección de Datos de Carácter Personal.

DATOS PERSONALES

1- Código del participante: _____

2- Fecha actual: _____

3- Fecha de Nacimiento: _____

4- Sexo:
   A. Masculino (Pase a la pregunta 6)
   A- Femenino (conteste la pregunta 5)
   B- Otro (Pase a la pregunta 6)

5- En caso de haber respondido "femenino", indique la fecha de inicio de su última menstruación: _____

HISTORIAL MÉDICO

6- ¿Sufre o ha sufrido en los últimos 6 meses alguna enfermedad?
   A- Sí (conteste la pregunta 7).
   B- No (Pase a la pregunta 8).

7- Indique qué enfermedad/es y fecha de la misma: _____

8- ¿Ha sufrido algún tipo de lesión en los últimos 6 meses?
   A- Sí (conteste la pregunta 9).
   B- No (pase a la pregunta 10).

9- Indique qué tipo de lesión y fecha de la misma: _____

10- ¿Toma algún medicamento con regularidad?
   A- Sí (conteste la pregunta 11).
   B- No (Pase a la pregunta 12).

11- Indiqué qué medicamento/s y desde cuándo: _____

12- ¿Está tomando algún tratamiento hormonal?
   A- Sí (conteste la pregunta 13).
   B- No (pase a la pregunta 14).

13- Indique qué tipo de tratamiento y desde cuándo: _____

14- ¿Se le ha realizado algún tipo de cirugía?
   A- Sí (pase a la pregunta 15).
   B- No (Pase a la pregunta 16).

15- ¿Qué cirugía? ¿Cuándo fue? : _____

HISTORIAL DEPORTIVO

16- ¿Práctica algún tipo de ejercicio físico/deporte de forma regular?
A- Sí (continúe con la pregunta 17).
B- No (pase a la pregunta 18).

17- ¿Qué tipo de ejercicio físico/deporte? Si son varios, indíquelos: _____

18- ¿Hace cuantos años practica ejercicio físico/deporte de manera regular?: _____

19- ¿Cuántos días a la semana realiza ejercicio físico/deporte? ¿Qué días?: _____

20- ¿Cuál es la duración promedio del entrenamiento/sesión por día? (horas/día): _____

ALIMENTACIÓN

Cuestionario de alimentación 24hs

El objetivo de esta sección es conocer tu consumo de alimentos y bebidas en las últimas 24 horas.

Anota con la mayor precisión posible todos los alimentos y bebidas (incluido el agua) consumidos durante el día de ayer. Puedes empezar con la primera ingesta del día y continuar hacía delante en el tiempo hasta completar el día entero. Anota también los alimentos y bebidas consumidos entre horas. Debes completar un cuadro por cada hora la que comiste o ingeriste algo. Cuando hayas terminado el día, deja en blanco los cuadros restantes.

Describa lo más detalladamente posible el alimento/bebida que consumiste (nombre del alimento/bebida, tipo y marca; ejemplo: leche de vaca, desnatada, marca Hacendado). Estima la cantidad consumida en medidas caseras o en raciones (grande, mediana, pequeña, ejemplo: 1 taza de leche grande; 1 plato hondo hasta arriba; 2 casos). Indique si la cantidad se refiere al alimento crudo o cocinado; al alimento entero (tal como se compra en el mercado) o a la parte comestible (ej. naranja pelada). Registra el método de preparación empleado (cocido, frito, asado, etc.).

No olvides anotar el aceite empleado en las preparaciones (cantidad y tipo, ejemplo: una cucharada grande de aceite de oliva extra virgen), el pan, el azúcar o las bebidas consumidas (agua, refrescos, leche, cafés, bebidas alcohólicas, etc.).

Ejemplo completo:

Comida/Bebida 1:

- Hora: 07:00 am.
- Lugar de la ingesta: Cocina de mi casa.
- Comida o bebida ingerida: Tostadas de jamón ibérico, tomate y queso; y un vaso de leche fría con azúcar.
- Marcas de los productos: Pan de molde tostado (Bimbo), jamón ibérico (Hacendado), fetas de queso light (Hacendado), tomate (mercado), leche desnatada (Hacendado), azúcar (hacendado).
- Descripción del método de preparación: Todo sin cocinar.
- Cantidad consumida. 2 rebanadas medianas de pan, 2 lonchas de jamón ibérico, 1 feta mediana de queso light, medio tomate grande, 1 taza grande de leche desnatada, 1 cucharada pequeña de azúcar.

Comida/Bebida 2:

- Hora: 10:00 am.
- Lugar de la ingesta: Universidad.
- Comida o bebida ingerida: Agua.
- Marcas de los productos: Lanjarón.
- Descripción del método de preparación: No procede.
- Cantidad consumida. 2 vasos de agua (medio litro).

21- A partir de aquí, completa tu información:

Comida/Bebida 1:

- Hora.
- Lugar de la ingesta.
- Comida o bebida ingerida.
- Marcas de los productos.
- Descripción del método de preparación.
- Cantidad consumida.

Comida/Bebida 2:

- Hora.
- Lugar de la ingesta.
- Comida o bebida ingerida.
- Marcas de los productos.
- Descripción del método de preparación.
- Cantidad consumida.

Comida/Bebida 3:

- Hora.
- Lugar de la ingesta.
- Comida o bebida ingerida.
- Marcas de los productos.
- Descripción del método de preparación.
- Cantidad consumida.

Comida/Bebida 4:

- Hora.
- Lugar de la ingesta.
- Comida o bebida ingerida.
- Marcas de los productos.
- Descripción del método de preparación.
- Cantidad consumida.

Comida/Bebida 5:

- Hora.
- Lugar de la ingesta.
- Comida o bebida ingerida.
- Marcas de los productos.
- Descripción del método de preparación.
- Cantidad consumida.

Comida/Bebida 6:

- Hora.
- Lugar de la ingesta.
- Comida o bebida ingerida.
- Marcas de los productos.
- Descripción del método de preparación.
- Cantidad consumida.

Comida/Bebida 7:

- Hora.
- Lugar de la ingesta.
- Comida o bebida ingerida.
- Marcas de los productos.
- Descripción del método de preparación.
- Cantidad consumida.

Comida/Bebida 8:

- Hora.
- Lugar de la ingesta.
- Comida o bebida ingerida.
- Marcas de los productos.
- Descripción del método de preparación.
- Cantidad consumida.

Comida/Bebida 9:

- Hora.
- Lugar de la ingesta.
- Comida o bebida ingerida.
- Marcas de los productos.
- Descripción del método de preparación.
- Cantidad consumida.

Comida/Bebida 10:

- Hora.
- Lugar de la ingesta.
- Comida o bebida ingerida.
- Marcas de los productos.
- Descripción del método de preparación.
- Cantidad consumida.

Comida/Bebida 11:

- Hora.
- Lugar de la ingesta.
- Comida o bebida ingerida.
- Marcas de los productos.
- Descripción del método de preparación.
- Cantidad consumida.

Comida/Bebida 12:

- Hora.
- Lugar de la ingesta.
- Comida o bebida ingerida.
- Marcas de los productos.
- Descripción del método de preparación.
- Cantidad consumida.

CONSUMO DE SUPLEMENTOS DEPORTIVOS

El siguiente cuestionario trata sobre su consumo de suplementos deportivos.

Indique el nombre del suplemento consumido (ejemplo: Creatina), marca del suplemento (ejemplo: Proxis), formato consumido (en polvo, comprimidos, etc.). Mencione la frecuencia de su consumo (diaria, semanal, mensual), dosis (1 gramos, 10.000 UI, 1 comprimido), momento de su consumo (en ayunas previo a desayunar, antes del entrenamiento, etc.), tiempo desde que consume el suplemento (hace 1 año, 1 mes, etc.) y razón por la que consume el suplemento (aumento de masa muscular, descenso de grasa, etc.).

Estos son algunos de los productos considerados suplementos deportivos:

- Multivitamínicos y minerales: Vitamina C, D, B12, complejos multivitamínicos.
- Creatina.
- Cafeína: Mencionar sólo su consumo en comprimidos o formato diferente a la bebida.
- Proteína en polvo.
- Pre entrenos.
- Bebidas deportivas: Gatorade, Powerade.
- Barras energéticas.
- Diuréticos.
- Beta alanina.
- Glicerol.

* Si considera que consume un producto que no se encuentra dentro de los mencionados inclúyalo describiendo los aspectos solicitados.

A continuación se presenta un ejemplo de cómo tiene que completar esta sección:

- Nombre del suplemento: Creatina.
- Marca: Proxis.
- Formato consumido: En polvo.
- Frecuencia de consumo: Diario.
- Dosis: 5 gr/día
- Momento de consumo: Pre entreno.
- Tiempo desde que hace que lo consume: hace 4 meses.
    - Razón de su consumo: Aumentar masa muscular.

22- ¿Consume algún suplemento deportivo? *

A- Sí (pase a la pregunta 23).

B- No (pase a la pregunta 24).

23- : A partir de aquí, completa tu información. Rellene un cuadro por cada suplemento. Deje en blanco los cuadros que no necesite:

Suplemento 1.

- -Nombre del suplemento.
- -Marca.
- -Formato consumido.

- -Frecuencia de consumo.
- -Dosis.
- -Momento de consumo.
- -Tiempo desde que hace que lo consume.
- Razón de su consumo.

Suplemento 2.

- -Nombre del suplemento.
- -Marca.
- -Formato consumido.
- -Frecuencia de consumo.
- -Dosis.
- -Momento de consumo.
- -Tiempo desde que hace que lo consume.
- Razón de su consumo.

Suplemento 3.

- -Nombre del suplemento.
- -Marca.
- -Formato consumido.
- -Frecuencia de consumo.
- -Dosis.
- -Momento de consumo.
- -Tiempo desde que hace que lo consume.
- Razón de su consumo.

Suplemento 4.

- -Nombre del suplemento.
- -Marca.
- -Formato consumido.
- -Frecuencia de consumo.
- -Dosis.
- -Momento de consumo.
- -Tiempo desde que hace que lo consume.
- Razón de su consumo.

Suplemento 5.

- -Nombre del suplemento.
- -Marca.
- -Formato consumido.
- -Frecuencia de consumo.
- -Dosis.
- -Momento de consumo.

- -Tiempo desde que hace que lo consume.
- Razón de su consumo.

Suplemento 6.

- -Nombre del suplemento.
- -Marca.
- -Formato consumido.
- -Frecuencia de consumo.
- -Dosis.
- -Momento de consumo.
- -Tiempo desde que hace que lo consume.
- Razón de su consumo.

Suplemento 7.

- -Nombre del suplemento.
- -Marca.
- -Formato consumido.
- -Frecuencia de consumo.
- -Dosis.
- -Momento de consumo.
- -Tiempo desde que hace que lo consume.
- Razón de su consumo.

Suplemento 8.

- -Nombre del suplemento.
- -Marca.
- -Formato consumido.
- -Frecuencia de consumo.
- -Dosis.
- -Momento de consumo.
- -Tiempo desde que hace que lo consume.
- Razón de su consumo.

Suplemento 9.

- -Nombre del suplemento.
- -Marca.
- -Formato consumido.
- -Frecuencia de consumo.
- -Dosis.
- -Momento de consumo.
- -Tiempo desde que hace que lo consume.
- Razón de su consumo.

Suplemento 10.

- -Nombre del suplemento.
- -Marca.
- -Formato consumido.
- -Frecuencia de consumo.
- -Dosis.
- -Momento de consumo.
- -Tiempo desde que hace que lo consume.
- Razón de su consumo.

CUESTIONARIO DE EJERCICIO FÍSICO DE LAS 24 HORAS PREVIAS.

24- ¿Entrenaste el día de ayer?
   A- Sí (pase a la pregunta 25).
   B- No (ha finalizado el cuestionario).

25- ¿Qué actividad realizaste?: _____

26- Según la escala de abajo, ¿Qué valor de percepción del esfuerzo le darías a la intensidad de tu actividad?: _____

ZONA	RPE	PERCEPCIÓN	% FCM
5	10	Ritmo máximo Carga máxima Sudoración alta Respiración muy exigente	90-100%
4	8-9	Ritmo muy alto Carga alta Sudoración alta Respiración muy exigente	80-90%
3	6-7	Ritmo alto Carga media Sudoración alta Respiración exigente	70-80%
2	4-5	Ritmo medio Carga menos ligera Empieza la sudoración Respiración activa	60-70%
1	1-2-3	Ritmo bajo Carga ligera Poca sudoración Respiración controlada	50-60%

27- ¿Cuánto tiempo entrenaste? (en minutos): _____

ANEXO 8: CUESTIONARIO DE DATOS PERSONALES DE LOS VOLUNTARIOS DE INVESTIGACIONES 2 Y 3

Cuestionario Estudio UCAM

La cumplimentación de este cuestionario implica que he sido informado/a del estudio y procedimientos de la investigación del Proyecto titulado: "**ESTIMACIÓN DE LA COMPOSICIÓN CORPORAL CON MÉTODOS: UN ANÁLISIS COMPARATIVO**" y de los procedimientos de la investigación. La cumplimentación del presente cuestionario será considerado el consentimiento informado para participar en la presente investigación. Los datos recogidos serán tratados en cumplimiento con el Reglamento (UE) 2016/679 del Parlamento Europeo y del Consejo, de 27 de abril de 2016, el Real Decreto-Ley 5/2018, de 27 de julio y Ley Orgánica 15/1999, de 13 de Diciembre, de Protección de Datos de Carácter Personal. Si tiene alguna duda a este respecto consúltela con el asistente de investigación que hay en la sala antes de continuar con el cuestionario.

mecherquesm@gmail.com Cambiar cuenta

No compartido

Nombre y apellido completo *

Tu respuesta

DNI, NIE o PASAPORTE *

Tu respuesta

ID (Número identificatorio) *

Tu respuesta

Siguiente Borrar formulario

ANEXO 9: CUESTIONARIO DE ALIMENTACIÓN DE INVESTIGACIONES 2 Y 3.

Cuestionario de alimentación 24hs.

El objetivo de esta sección es conocer tu consumo de alimentos y bebidas en las últimas 24 horas.

Anota con la mayor precisión posible todos los alimentos y bebidas (incluido el agua) consumidos durante el día de ayer. Puedes empezar con la primer ingesta del día y continuar hacía delante en el tiempo hasta completar el día
entero. Anota también los alimentos y bebidas consumidos entre horas. Debes completar un cuadro por cada hora la que comiste o ingeriste algo. Cuando hayas terminado el día, deja en blanco los cuadros restantes.

Describa lo más detalladamente posible el alimento/bebida que consumió (nombre del alimento/bebida, tipo y marca; ejemplo: leche de vaca, desnatada, marca Hacendado). Estima la cantidad consumida en medidas
caseras o en raciones (grande, mediana, pequeña, ejemplo: 1 taza de leche grande; 1 plato hondo hasta arriba; 2 cazos). Indique si la cantidad se refiere al alimento crudo o cocinado; al
alimento entero (tal como se compra en el mercado) o a la parte comestible (ej. naranja pelada). Registra el método de preparación empleado (cocido, frito, asado, etc.).

No olvides anotar el aceite
empleado en las preparaciones (cantidad y tipo, ejemplo: una cucharada grande de aceite de oliva extra virgen), el pan, el azúcar o las bebidas consumidas (agua, refrescos, leche, cafés, bebidas alcohólicas, etc.).

Ejemplo completo:
Comida/Bebida 1:
- Hora: 07:00 am.
- Lugar de la ingesta: Cocina de mi casa.
- Comida o bebida ingerida: Tostadas de jamón ibérico, tomate y queso; y un vaso de leche fría con azúcar.
- Marcas de los productos: Pan de molde tostado (Bimbo), jamón ibérico (Hacendado), fetas de queso light (Hacendado), tomate (mercado), leche desnatada (Hacendado), azúcar (hacendado).
- Descripción del método de preparación: Todo sin cocinar.
- Cantidad consumida. 2 rebanadas medianas de pan, 2 lonchas de jamón ibérico, 1 feta mediana de queso light, medio tomate grande, 1 taza grande de leche desnatada, 1 cucharada pequeña de azúcar.

Comida/Bebida 2:
- Hora: 10:00 am.
- Lugar de la ingesta: Universidad.
- Comida o bebida ingerida: Agua.
- Marcas de los productos: Lanjarón.
- Descripción del método de preparación: No procede.
- Cantidad consumida. 2 vasos de agua (medio litro).

Comida/Bebida 1 *

Detallar:
- Hora.
- Lugar de la ingesta.
- Comida o bebida ingerida.
- Marcas de los productos.
- Descripción del método de preparación.
- Cantidad consumida.

Tu respuesta

Comida 2

Detallar:
- Hora.
- Lugar de la ingesta.
- Comida o bebida ingerida.
- Marcas de los productos.
- Descripción del método de preparación.
- Cantidad consumida.

Tu respuesta

ANEXO 10: CUESTIONARIO DE CONSUMO DE SUPLEMENTOS

Consumo de suplementos deportivos.

El siguiente cuestionario trata sobre su consumo de suplementos deportivos.

Indique el nombre del suplemento consumido (ejemplo: Creatina), marca del suplemento (ejemplo: Proxis), formato consumido (en polvo, comprimidos, etc.). Mencione la frecuencia de su consumo (diaria, semanal, mensual), dosis (1 gramos, 10.000 UI, 1 comprimido), momento de su consumo (en ayunas previo a desayunar, antes del entrenamiento, etc.), tiempo desde que consume el suplemento (hace 1 año, 1 mes, etc.) y razón por la que consume el suplemento (aumento de masa muscular, descenso de grasa, etc.).

Estos son algunos de los productos considerados suplementos deportivos:
- Multivitamínicos y minerales: Vitamina C, D, B12, complejos multivitamínicos.
- Creatina.
- Cafeína: Mencionar sólo su consumo en comprimidos o formato diferente a la bebida.
- Proteína en polvo.
- Pre entrenos.
- Bebidas deportivas: Gatorade, Powerade.
- Barras energéticas.
- Diuréticos.
- Beta alanina.
- Glicerol.

* Si considera que consume un producto que no se encuentra dentro de los mencionados inclúyalo describiendo los aspectos solicitados.

A continuación se presenta un ejemplo de cómo tiene que completar esta sección:
-Nombre del suplemento: Creatina.
-Marca: Proxis.
-Formato consumido: En polvo.
-Frecuencia de consumo: Diario.
-Dosis: 5 gr/dia.
-Momento de consumo: Pre entreno.
-Tiempo desde que hace que lo consume: hace 4 meses.
- Razón de su consumo: Aumentar masa muscular.

Rellene un cuadro por cada suplemento. Deje en blanco los cuadros que no necesite.

1- ¿Consume algún suplemento deportivo? *

Si la respuesta es "No", pase a la sección 4.

- ◯ Sí.
- ◯ No.

Suplemento 1.
Describir:
-Nombre del suplemento.
-Marca.
-Formato consumido.
-Frecuencia de consumo.
-Dosis.
-Momento de consumo.
-Tiempo desde que hace que lo consume.
- Razón de su consumo.

Tu respuesta

ANEXO 11. CUESTIONARIO INTERNACIONAL DE ACTIVIDAD FÍSICA (IPAQ)

CUESTIONARIO INTERNACIONAL DE ACTIVIDAD FISICA

Estamos interesados en averiguar acerca de los tipos de actividad física que hace la gente en su vida cotidiana. Las preguntas se referirán al tiempo que usted destinó a estar físicamente activo en los **últimos 7 días**. Por favor responda a cada pregunta aún si no se considera una persona activa. Por favor, piense acerca de las actividades que realiza en su trabajo, como parte de sus tareas en el hogar o en el jardín, moviéndose de un lugar a otro, o en su tiempo libre para la recreación, el ejercicio o el deporte.

Piense en todas las actividades **intensas** que usted realizó en los **últimos 7 días.** Las actividades físicas **intensas** se refieren a aquellas que implican un esfuerzo físico intenso y que lo hacen respirar mucho más intensamente que lo normal. Piense *solo* en aquellas actividades físicas que realizó durante por lo menos **10 minutos** seguidos.

1. Durante los **últimos 7 días**, ¿en cuantos realizó actividades físicas **intensas** tales como levantar pesos pesados, cavar, hacer ejercicios aeróbicos o andar rápido en bicicleta?

   _____ **días por semana**

   Ninguna actividad física intensa → ***Vaya a la pregunta 3***

2. Habitualmente, ¿cuánto tiempo en total dedicó a una actividad física **intensa** en uno de esos días?

   _____ **horas por día**

   _____ **minutos por día**

   No sabe/No está seguro

Piense en todas las actividades **moderadas** que usted realizó en los **últimos 7 días**. Las actividades **moderadas** son aquellas que requieren un esfuerzo físico moderado que lo hace respirar algo más intensamente que lo normal. Piense *solo* en aquellas actividades físicas que realizó durante por lo menos **10 minutos** seguidos.

3. Durante los **últimos 7 días**, ¿en cuántos días hizo actividades físicas **moderadas** como transportar pesos livianos, andar en bicicleta a velocidad regular o jugar dobles de tenis? **No** incluya caminar.

   _____ **días por semana**

   Ninguna actividad física moderada → ***Vaya a la pregunta 5***

4. Habitualmente, ¿cuánto tiempo en total dedicó a una actividad física **moderada** en uno de esos días?

_____ **horas por día**

_____ **minutos por día**

No sabe/No está seguro

Piense en el tiempo que usted dedicó a **caminar** en los **últimos 7 días**. Esto incluye caminar en el trabajo o en la casa, para trasladarse de un lugar a otro, o cualquier otra caminata que usted podría hacer solamente para la recreación, el deporte, el ejercicio o el ocio.

5. Durante los **últimos 7 días**, ¿En cuántos **caminó** por lo menos **10 minutos** seguidos?

_____ **días por semana**

Ninguna caminata → *Vaya a la pregunta 7*

6. Habitualmente, ¿cuánto tiempo en total dedicó a caminar en uno de esos días?

_____ **horas por día**

_____ **minutos por día**

No sabe/No está seguro

La última pregunta es acerca del tiempo que pasó usted **sentado** durante los días hábiles de los **últimos 7 días**. Esto incluye el tiempo dedicado al trabajo, en la casa, en una clase, y durante el tiempo libre. Puede incluir el tiempo que pasó sentado ante un escritorio, visitando amigos, leyendo, viajando en ómnibus, o sentado o recostado mirando la televisión.

7. Durante los **últimos 7 días** ¿cuánto tiempo pasó **sentado** durante un **día hábil**?

_____ **horas por día**

_____ **minutos por día**

No sabe/No está seguro

ANEXO 12. CUESTIONARIO DE EJERCICIO FÍSICO 48HS. PREVIAS

Cuestionario de ejercicio físico de las 48 horas previas.

Con las siguientes preguntas buscamos conocer cuales han sido tus niveles de actividad física en los últimos 2 días. Tanto tipo, como volumen e intensidad de la actividad realizada.

1- ¿Entrenaste ***antes de ayer***? *

Si la respuesta es "NO", pasar a la pregunta 5.

- ◯ Sí
- ◯ No

2- Si tu respuesta fue "Sí"
¿Qué actividad realizaste?

Tu respuesta

3- Según la escala de abajo, ¿Cuán intensa fue la actividad?

ZONA	RPE	PERCEPCIÓN	% FCM
5	10	Ritmo máximo Carga máxima Sudoración alta Respiración muy exigente	90-100%
4	8-9	Ritmo muy alto Carga alta Sudoración alta Respiración muy exigente	80-90%
3	6-7	Ritmo alto Carga media Sudoración alta Respiración exigente	70-80%
2	4-5	Ritmo medio Carga menos ligera Empieza la sudoración Respiración activa	60-70%
1	1-2-3	Ritmo bajo Carga ligera Poca sudoración Respiración controlada	50-60%

4- ¿Cuánto tiempo entrenaste? (en minutos).

Tu respuesta

5- ¿Entrenaste ***ayer***? *

Si la respuesta es "No", puedes dar por finalizado el cuestionario y enviarlo.

- ◯ Sí.
- ◯ No.

6- Si tu respuesta fue "Sí"
¿Qué actividad realizaste?

Tu respuesta

7- Según la escala de abajo, ¿Cuán intensa fue la actividad?

ZONA	RPE	PERCEPCIÓN	% FCM
5	10	Ritmo máximo Carga máxima Sudoración alta Respiración muy exigente	90-100%
4	8-9	Ritmo muy alto Carga alta Sudoración alta Respiración muy exigente	80-90%
3	6-7	Ritmo alto Carga media Sudoración alta Respiración exigente	70-80%
2	4-5	Ritmo medio Carga menos ligera Empieza la sudoración Respiración activa	60-70%
1	1-2-3	Ritmo bajo Carga ligera Poca sudoración Respiración controlada	50-60%

8- ¿Cuánto tiempo entrenaste? (En minutos).

Tu respuesta

Atrás Enviar Borrar formulario

ANEXO 13. INFORME EJEMPLO DE DXA

Nombre: [redacted]	Sexo: Hombre	Height: 178.7 cm
ID del paciente: 106	Raza: Blanca	Peso: 69.1 kg
DOB: August 18, 2004		Edad: 18

Médico remitente:

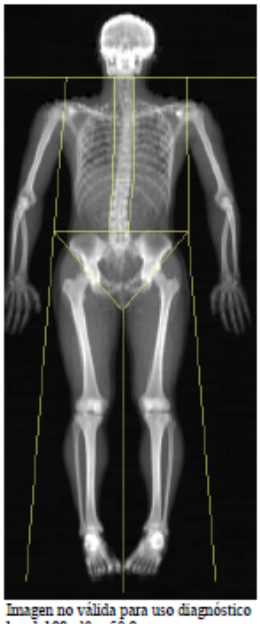
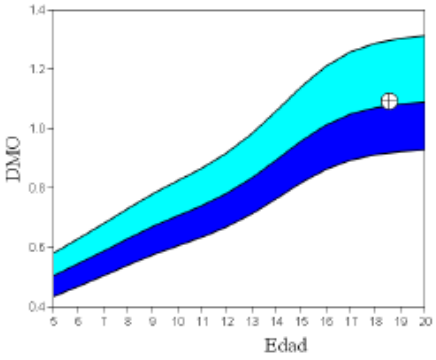


Imagen no válida para uso diagnóstico
k = 1.188, d0 = 50.8
318 x 150
DAP: 20.5 cGy*cm²

Subtotal



Información de la exploración:

Scan Date: March 09, 2023 ID: A03092306
Tipo exploración: a Cuerpo entero
Analysis: March 09, 2023 09:47 Version 13.6.0.5:5
Auto Whole Body
Operador:
Modelo: Horizon Wi (S/N 302464M)
Comentario:

Resumen de resultados DEXA:

Región	Área (cm²)	CMO (g)	DMO (g/cm²)	T - score	RM (%)	Z - score	EC (%)
Brazo I	213.93	166.11	0.776				
Brazo D	220.92	181.09	0.820				
Cost. I	128.51	94.58	0.736				
Cost. D	137.44	98.24	0.715				
Colum. D	135.11	119.76	0.886				
Colum. L	72.22	93.54	1.295				
Pelvis	243.44	325.29	1.336				
Pierna I	440.29	563.25	1.279				
Pierna D	442.23	578.75	1.309				
Subtotal	**2034.10**	**2220.62**	**1.092**			**0.2**	**102**
Cabeza	243.83	538.63	2.209				
Total	2277.92	2759.25	1.211			0.4	103

CV de DMO Total 1.0%, ACF = 1.030, BCF = 1.010

Comentario:

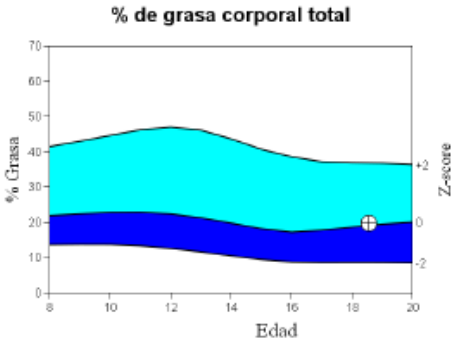
-score vs. White Male. Source:2012 BMDCS Z-score vs. White Male. Source:2012 MDCS

HOLOGIC®

Nombre: [redacted]	Sexo: Hombre	Height: 178.7 cm
ID del paciente: 106	Raza: Blanca	Peso: 69.1 kg
DOB: August 18, 2004		Edad: 18

Imágenes no válidas para uso diagnóstico

Grasa Inclinación Hueso



Origen: NHANES Classic White Male.

Resultados de composición corporal

Región	Grasa Masa (g)	Inclinación + CMO (g)	Total Masa (g)	% de grasa	Percentil de % de grasa YN	EC
Brazo I	688	3313	4001	17.2		55
Brazo D	677	3445	4122	16.4		49
Tronco	4809	23454	28263	17.0		47
Pierna I	3094	10237	13330	23.2		59
Pierna D	3230	10652	13882	23.3		59
Subtotal	12497	51101	63598	19.6		54
Cabeza	970	3613	4583	21.2		
Total	**13467**	**54715**	**68181**	**19.8**		**54**
Androide (A)	792	3425	4217	18.8		
Ginoide (G)	2784	8420	11203	24.8		

Scan Date: March 09, 2023 ID: A03092306
Tipo exploración: a Cuerpo entero
Analysis: March 09, 2023 09:47 Version 13.6.0.5
Auto Whole Body
Operador:
Modelo: Horizon Wi (S/N 302464M)
Comentario:

Índices adiposos

Medida	Resultado	Percentil YN	Percentil EC
% de grasa corporal total	**19.8**		**54**
Masa grasa/altura² (kg/m²)	4.22		43
Proporción androide/ginoide	0.76		
% gras. en tron./% gras. en pier.	0.73		31
Prop. de masa grasa de tron./extr.	0.63		9
Est. VAT Mass (g)	302		
Est. VAT Volume (cm³)	327		
Est. VAT Area (cm²)	62.7		

Lean Indices

Medida	Resultado	Percentil YN	Percentil EC
Lean/Height² (kg/m²)	16.3		9
Appen. Lean/Height² (kg/m²)	8.19		31

Est. VAT = Estimated Visceral Adipose Tissue
YN = Jóvenes normales
AM = Edad coincidente

Nombre: [redacted]	Sexo: Hombre	Height: 178.7 cm
ID del paciente: 106	Raza: Blanca	Peso: 69.1 kg
DOB: August 18, 2004		Edad: 18

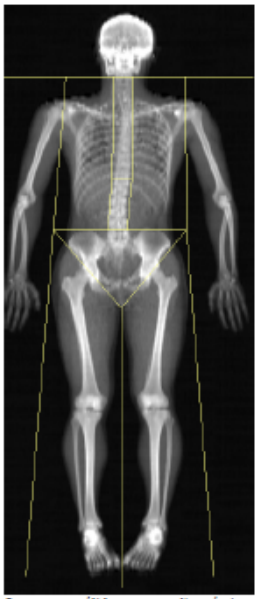


Imagen no válida para uso diagnóstico
k = 1.188, d0 = 50.8
318 x 150
DAP: 20.5 cGy*cm²

Información de la exploración:

Scan Date: March 09, 2023 ID: A03092306
Tipo exploración: a Cuerpo entero
Analysis: March 09, 2023 09:47 Version 13.6.0.5
Auto Whole Body
Operador:
Modelo: Horizon Wi (S/N 302464M)
Comentario:

Resumen de resultados DEXA:

Región	Grasa Masa (g)	Inclinación + CMO (g)	% de grasa
Brazo I	688.0	3313.5	17.2
Brazo D	676.6	3445.2	16.4
Tronco	4808.6	23453.9	17.0
Pierna I	3093.6	10236.8	23.2
Pierna D	3230.2	10651.8	23.3
Subtotal	12497.0	51101.2	19.6
Cabeza	969.7	3613.5	21.2
Total	**13466.7**	**54714.6**	**19.8**

TBAR1209

HOLOGIC®

Nombre: [redacted]	Sexo: Hombre	Height: 178.7 cm
ID del paciente: 106	Raza: Blanca	Peso: 69.1 kg
DOB: August 18, 2004		Edad: 18

Información de la exploración:

Scan Date: March 09, 2023 ID: A03092306
Tipo exploración: a Cuerpo entero
Analysis: March 09, 2023 09:47 Version 13.6.0.5
Auto Whole Body
Operador:
Modelo: Horizon Wi (S/N 302464M)
Comentario:

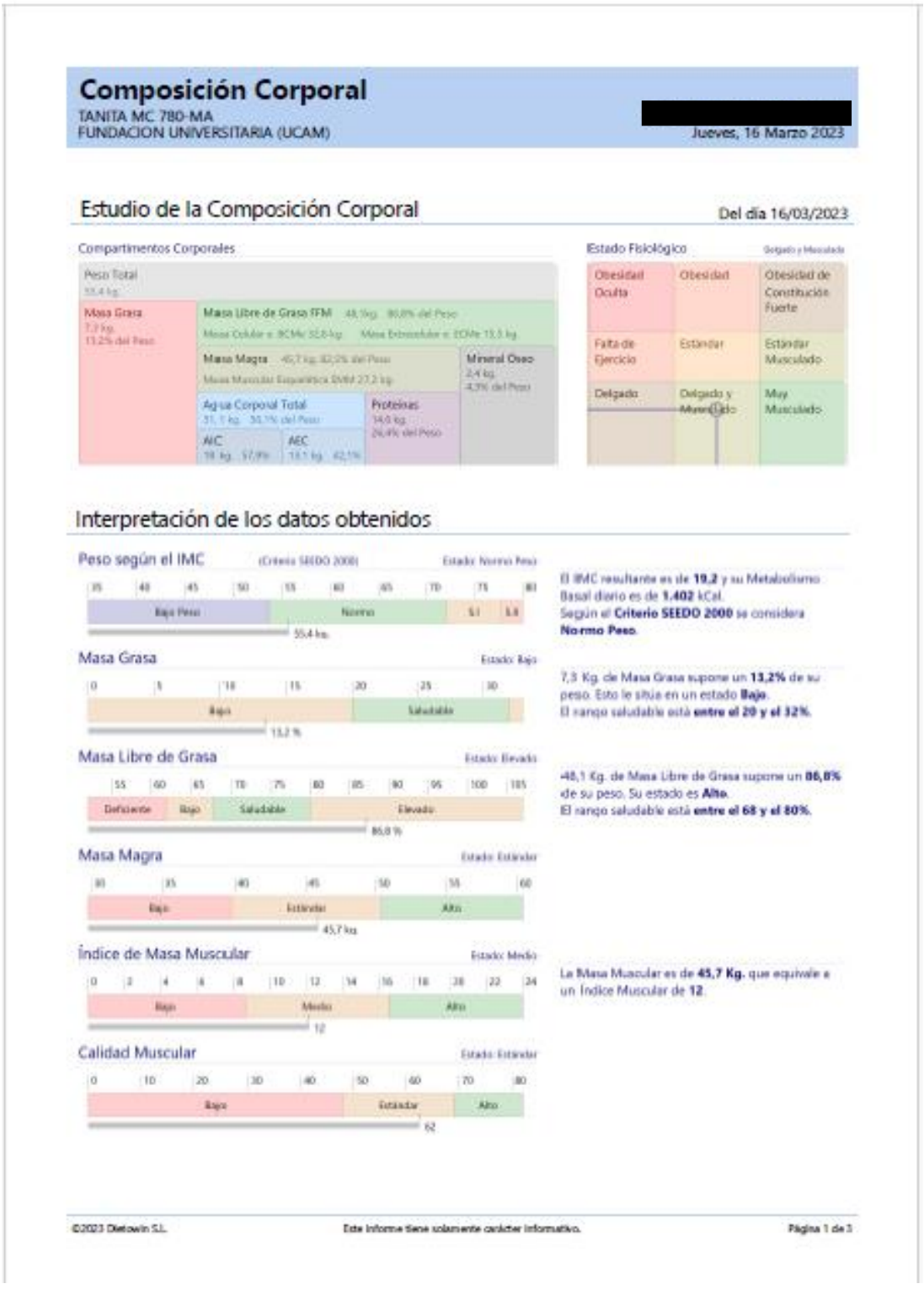
Resumen de resultados DEXA:

Región	CMO (g)	Grasa Masa (g)	Inclinación Masa (g)	Inclinación + CMO (g)	Total Masa (g)	% de grasa
Brazo I	166.11	688.0	3147.4	3313.5	4001.5	17.2
Brazo D	181.09	676.6	3264.1	3445.2	4121.8	16.4
Tronco	731.42	4808.6	22722.5	23453.9	28262.6	17.0
Pierna I	563.25	3093.6	9673.5	10236.8	13330.4	23.2
Pierna D	578.75	3230.2	10073.0	10651.8	13882.0	23.3
Subtotal	2220.62	12497.0	48880.6	51101.2	63598.2	19.6
Cabeza	538.63	969.7	3074.8	3613.5	4583.2	21.2
Total	**2759.25**	**13466.7**	**51955.4**	**54714.6**	**68181.4**	**19.8**

TBAR1209

HOLOGIC®

ANEXO 14. INFORME EJEMPLO DE BIA GENERAL



Composición Corporal
TANITA MC 780-MA
FUNDACION UNIVERSITARIA (UCAM)
[redacted]
Jueves, 16 Marzo 2023

Estudio de la Composición Corporal — Del día 16/03/2023

Compartimentos Corporales

Peso Total 55,4 kg
Masa Grasa 7,3 kg 13,2% del Peso
Masa Libre de Grasa FFM 48,1kg 86,8% del Peso
Masa Celular o BCMe 32,8 kg Masa Extracelular o ECMe 15,3 kg
Masa Magra 45,7 kg 82,5% del Peso
Masa Muscular Esquelética SMM 27,2 kg
Mineral Oseo 2,4 kg 4,3% del Peso
Agua Corporal Total 31,1 kg 56,1% del Peso
Proteínas 14,0 kg 25,4% del Peso
AIC 18 kg 57,9%
AEC 13,1 kg 42,1%

Estado Fisiológico — Delgado y Musculado

Obesidad Oculta	Obesidad	Obesidad de Constitución Fuerte
Falta de Ejercicio	Estándar	Estándar Musculado
Delgado	Delgado y Musculado	Muy Musculado

Interpretación de los datos obtenidos

Peso según el IMC (Criterio SEEDO 2000) — Estado: Normo Peso
35 40 45 50 55 60 65 70 75 80
Bajo Peso | Normo | 5,1 | 5,8
55,4 kg

El IMC resultante es de **19,2** y su Metabolismo Basal diario es de **1.402** kCal.
Según el **Criterio SEEDO 2000** se considera **Normo Peso**.

Masa Grasa — Estado: Bajo
0 5 10 15 20 25 30
Bajo | Saludable
13,2 %

7,3 Kg. de Masa Grasa supone un **13,2%** de su peso. Esto le sitúa en un estado **Bajo**.
El rango saludable está **entre el 20 y el 32%**.

Masa Libre de Grasa — Estado: Elevado
55 60 65 70 75 80 85 90 95 100 105
Deficiente | Bajo | Saludable | Elevado
86,8 %

48,1 Kg. de Masa Libre de Grasa supone un **86,8%** de su peso. Su estado es **Alto**.
El rango saludable está **entre el 68 y el 80%**.

Masa Magra — Estado: Estándar
30 35 40 45 50 55 60
Bajo | Estándar | Alto
45,7 kg

Índice de Masa Muscular — Estado: Medio
0 2 4 6 8 10 12 14 16 18 20 22 24
Bajo | Medio | Alto
12

La Masa Muscular es de **45,7 Kg.** que equivale a un Índice Muscular de **12**.

Calidad Muscular — Estado: Estándar
0 10 20 30 40 50 60 70 80
Bajo | Estándar | Alto
62

©2023 Dietowin S.L. Este informe tiene solamente carácter informativo.

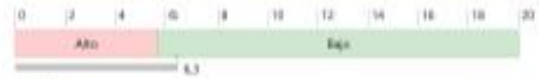
Composición Corporal

TANITA MC 780-MA
FUNDACION UNIVERSITARIA (UCAM)

[redacted]
Jueves, 16 Marzo 2023

Índice de Riesgo de Sarcopenia

Estado: Riesgo Bajo

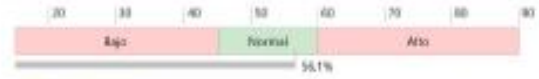


Proteínas

Estado: Normal

Agua Corporal Total

Estado: Normal



El **56,1%** equivale a 31,1 Kg. Se encuentra **dentro** del rango de referencia en las mujeres que es entre 45 y 60% del peso.

Agua Extra Celular

Estado: Normal

El agua extra-celular es de 13,1 kg., un **42,1%** del ACT. Este valor se considera **Normal**.

Agua Intra Celular

Estado: Normal

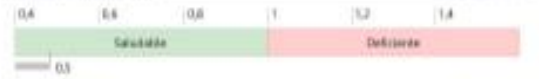
AEC/ACT

Estado: Alto

La relación entre el ACT y la AEC puede ser un indicativo de la calidad de la Masa Libre de Grasa.

Índice ECMe/BCMe

Estado: Saludable



Mineral Óseo

Estado: Normal

La masa ósea es de **2,4 Kg.**, encontrándose el mismo **dentro** del rango estimado.

Índice de Grasa Visceral

Estado: Bajo

El índice de Grasa Visceral es **1** lo que lo sitúa en un estado de **Bajo**.

Índice de Tasa Metabólica

Estado: Alto

De su Índice de Tasa Metabólica de **13** se determina que su edad metabólica equivale a una persona de **17** años.

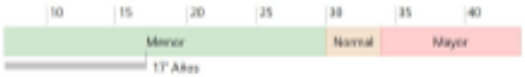
Composición Corporal

TANITA MC 780-MA
FUNDACION UNIVERSITARIA (UCAM)

[redacted]
Jueves, 16 Marzo 2023

Edad Metabólica

Edad Real = 32 Años — Estado: Menor



Metabolismo Basal

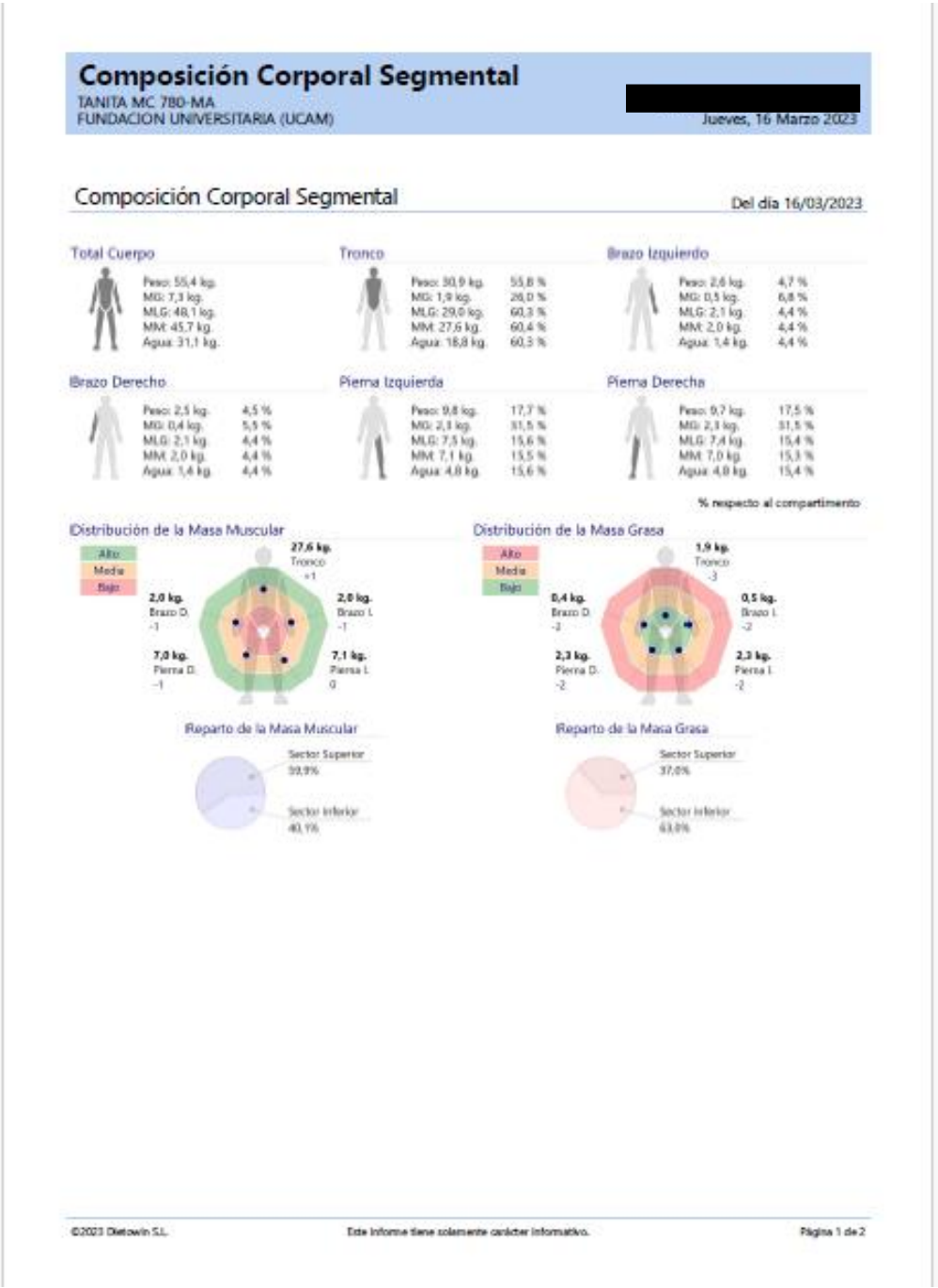
Estado: Normal

Angulo de Fase

Estado: Medio

©2023 Dietowin S.L.
Este informe tiene solamente carácter informativo.

ANEXO 15. INFORME EJEMPLO DE BIA SEGMENTAL



Composición Corporal Segmental
TANITA MC 780-MA
FUNDACION UNIVERSITARIA (UCAM)
[redacted]
Jueves, 16 Marzo 2023

Composición Corporal Segmental

Del día 16/03/2023

Total Cuerpo
Peso: 55,4 kg.
MG: 7,3 kg.
MLG: 48,1 kg.
MM: 45,7 kg.
Agua: 31,1 kg.

Tronco

Peso: 30,9 kg.	55,8 %	
MG: 1,9 kg.	26,0 %	
MLG: 29,0 kg.	60,3 %	
MM: 27,6 kg.	60,4 %	
Agua: 18,8 kg.	60,3 %	

Brazo Izquierdo

Peso: 2,6 kg.	4,7 %
MG: 0,5 kg.	6,8 %
MLG: 2,1 kg.	4,4 %
MM: 2,0 kg.	4,4 %
Agua: 1,4 kg.	4,4 %

Brazo Derecho

Peso: 2,5 kg.	4,5 %
MG: 0,4 kg.	5,5 %
MLG: 2,1 kg.	4,4 %
MM: 2,0 kg.	4,4 %
Agua: 1,4 kg.	4,4 %

Pierna Izquierda

Peso: 9,8 kg.	17,7 %
MG: 2,3 kg.	31,5 %
MLG: 7,5 kg.	15,6 %
MM: 7,1 kg.	15,5 %
Agua: 4,8 kg.	15,6 %

Pierna Derecha

Peso: 9,7 kg.	17,5 %
MG: 2,3 kg.	31,5 %
MLG: 7,4 kg.	15,4 %
MM: 7,0 kg.	15,3 %
Agua: 4,8 kg.	15,4 %

% respecto al compartimento

Distribución de la Masa Muscular

Distribución de la Masa Grasa

Reparto de la Masa Muscular

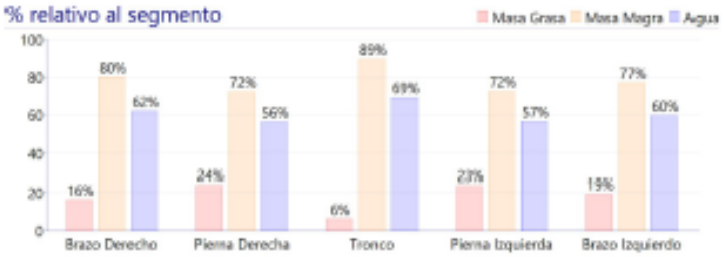
Reparto de la Masa Grasa

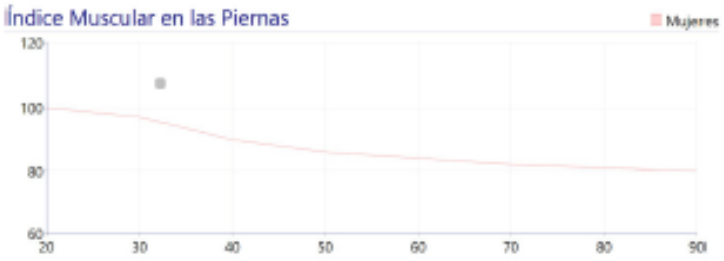
©2023 Dietowin S.L.
Este informe tiene solamente carácter informativo.

Composición Corporal Segmental

TANITA MC 780-MA
FUNDACION UNIVERSITARIA (UCAM)

[redacted]
Jueves, 16 Marzo 2023





©2023 Dietowin S.L.
Este informe tiene solamente carácter informativo.

ANEXO 16. INFORME EJEMPLO DE BIA DATOS BRUTOS

Tabla de Datos

TANITA MC 780-MA
FUNDACION UNIVERSITARIA (UCAM)

[redacted]
Jueves, 16 Marzo 2023

Tabla de Datos 16/03/2023

Altura	169,80 cm.
Peso	55,4 kg.
IMC	19,2
Metabolismo Basal	1.402 kcal.

Composición Corporal

Tipo Cuerpo	Normal
Masa Grasa	7,3 kg.
% Masa Grasa	13,2 %
Masa Libre de Grasa	48,1 kg.
% Masa Libre de Grasa	86,8 %
Masa Magra	45,7 kg.
% Masa Magra	82,5 %
Masa Celular e.	32,6 kg.
Masa ExtraCelular e.	15,5 kg.
Masa Muscular Esquelética	27,2 kg.
Índice ECMe/BCMe	0,5
Índice de Masa Muscular	12
Calidad Muscular	62
Mineral Óseo	2,4 kg.
Proteínas	14,6 kg.
Grado de Obesidad	-12,60%
Agua Corporal Total	31,1 kg.
% ACT	56,1 %
Agua IntraCelular	18 kg.
Agua ExtraCelular	13,1 kg.
Índice de Grasa Visceral	1
Índice Muscular Piernas	107
Índice de Tasa Metabólica	13
Edad Metabólica	17 años
Masa Muscular Esq. apend.	18,1 kg.
% M. Muscular Esq. apend.	32,7 %
Ratio MMEa/MLG	37,6 %
IMM/m²	15,9
Índice MM/k	0,8
IMMsK/m²	6,3
Índice MMsK/k	0,3

Composición Corporal Segmental

%MG Tronco	6,2 %
MG Tronco	1,9 kg.
MLG Tronco	29 kg.
MME Tronco	27,6 kg.
%MG Pierna Derecha	23,4 %
MG Pierna Derecha	2,3 kg.
MLG Pierna Derecha	7,4 kg.
MME Pierna Derecha	7 kg.
%MG Pierna Izquierda	23,1 %
MG Pierna Izquierda	2,3 kg.
MLG Pierna Izquierda	7,5 kg.
MME Pierna Izquierda	7,1 kg.
%MG Brazo Derecho	15,8 %
MG Brazo Derecho	0,4 kg.
MLG Brazo Derecho	2,1 kg.
MME Brazo Derecho	2 kg.

©2023 Dietowin S.L.
Este informe tiene solamente carácter informativo.

Tabla de Datos
TANITA MC 780-MA
FUNDACION UNIVERSITARIA (UCAM)

[redacted]
Jueves, 16 Marzo 2023

Tabla de Datos 16/03/2023

%MG Brazo Izquierdo	18,9 %
MG Brazo Izquierdo	0,5 kg.
MLG Brazo Izquierdo	2,1 kg.
MME Brazo Izquierdo	2 kg.

©2023 Dietowin S.L.
Este informe tiene solamente carácter informativo.