



UCAM

UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE MURCIA

ESCUELA INTERNACIONAL DE DOCTORADO
Programa de Doctorado Neuro-Rehabilitación

POSICIÓN ESTÁTICA DE LA ESCÁPULA EN
JUGADORES DE RAQUETA NO PROFESIONALES:
UN ESTUDIO TRANSVERSAL.

Autora:

Cristina Orts Ruiz

Directores:

Dra. Dña. Silvana Loana de Oliveira Sousa

Dr. D. Juan Martínez-Fuentes

Murcia, marzo de 2017



UCAM

UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE MURCIA

ESCUELA INTERNACIONAL DE DOCTORADO
Programa de Doctorado Neuro-Rehabilitación

POSICIÓN ESTÁTICA DE LA ESCÁPULA EN
JUGADORES DE RAQUETA NO PROFESIONALES:
UN ESTUDIO TRANSVERSAL.

Autora:

Cristina Orts Ruiz

Directores:

Dra. Dña. Silvana Loana de Oliveira Sousa

Dr. D. Juan Martínez-Fuentes

Murcia, marzo de 2017



UCAM

UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE MURCIA

AUTORIZACIÓN DEL DIRECTOR DE LA TESIS PARA SU PRESENTACIÓN

La Dra. Dña. Silvana Loana de Oliveira Sousa y el Dr. D. Juan Martínez Fuentes como Directores de la Tesis Doctoral titulada "Posición estática de la escápula en jugadores de raqueta no profesionales: un estudio transversal" realizada por Dña. Cristina Orts Ruiz en el Departamento de Ciencias de la Salud, autoriza su presentación a trámite dado que reúne las condiciones necesarias para su defensa.

Lo que firmo, para dar cumplimiento a los Reales Decretos 99/2011, 1393/2007, 56/2005 y 778/98, en Murcia a 03 de febrero de 2017.

Dra. Dña. Silvana Loana de Oliveira Sousa

Dr. D. Juan Martínez Fuentes

UCAM



EIDUCAM
Escuela Internacional
de Doctorado

DECLARACIÓN DE INTERESES

Esta tesis no contiene material que haya sido presentado para la obtención de ningún título o diploma en ninguna otra universidad o tercera institución y, hasta donde llega el conocimiento del autor, no contiene material previamente publicado y escrito por otras personas excepto en aquellas partes expresamente citadas.

Cristina Orts Ruiz

Murcia, marzo de 2017

AGRADECIMIENTOS

A mis directores, Dra. Silvana Loana de Oliveira y Dr. Juan Martínez, jamás os podré agradecer suficientemente lo que habéis hecho por mí. Ha sido un privilegio poder contar con vuestra ayuda durante este largo camino. Excelentes directores en el ámbito académico e inigualables en el ámbito personal. Gracias de todo corazón.

A la Dra. Marta León y al Dr. José Ríos por sus aportaciones y consejos, cada uno de los cuales ha sido indispensable para que este proyecto llegase a su fin. Gracias por vuestro apoyo.

A mis compañeros del CEU de Elche y del Club de Campo por todo el cariño y la ayuda que me han prestado en este proceso. Habéis sido pilares fundamentales para mí.

A mis amigos, por celebrar cada victoria como si fuera vuestra y reducir las consecuencias de cada uno de los baches que han ido surgiendo. En este trabajo hay un poquito de cada uno de vosotros.

A todas las personas que desinteresadamente dedicaron su tiempo para poder llevar a cabo este estudio.

A mis padres a quienes se lo debo todo. Por todos vuestros esfuerzos silenciosos, que no han sido poco, y vuestro cariño gracias a los que hoy yo puedo estar aquí. Sois mi ejemplo de superación y de vida.

A mi hermana y a Fran. Por ser amigos incondicionales, haciendo que nunca haya perdido la ilusión. Mari, gracias por ser mi otro yo y por haberme dado uno de los grandes motores de mi vida Paula y Hugo.

A mi marido, por ser el mejor compañero de viaje que jamás imaginé. Por todo el tiempo que te he restado sin que nunca hayas reprochado nada. Gracias por estar siempre.

GRACIAS A TODOS PORQUE SIN VOSOTROS NUNCA HUBIESE PODIDO LLEGAR HASTA AQUÍ.

A todas aquellas personas que hacen que los sueños ajenos también se cumplan, porque mi vida está llena de ellas.

*“El ojo sólo puede ver aquello
que la mente entiende”.*

SHIRLEY SAHRMANN, 2005

TABLA DE CONTENIDOS

AUTORIZACIÓN DEL DIRECTOR.....	V
DECLARACIÓN DE INTERESES.....	VII
AGRADECIMIENTOS	IX
ÍNDICE DE FIGURAS	XXIII
ÍNDICE DE TABLAS	XXVII
INTRODUCCIÓN Y JUSTIFICACIÓN DE LA TESIS.....	29
I. INTRODUCCIÓN Y JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO.....	31
II. PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN	32
CAPÍTULO I	35
LOS DEPORTES DE RAQUETA.....	35
1.1. HISTORIA DE LOS DEPORTES DE RAQUETA: DESDE SUS ORÍGENES HASTA LA ACTUALIDAD	37
1.2. IMPORTANCIA DE LOS DEPORTES DE RAQUETA EN LA ACTUALIDAD.....	39
1.3. CARACTERÍSTICAS DE LOS DEPORTES DE RAQUETA.....	41
1.4. BIOMECÁNICA DE LOS DEPORTES DE RAQUETA	43
1.4.1. Golpe de saque o servicio.....	44
1.4.2. Golpe de derecha o <i>drive</i>	46
1.4.3. Golpe de revés	49
1.5. CONSECUENCIAS DERIVADAS DE LA BIOMECÁNICA DE LOS DEPORTES DE RAQUETA	52
CAPÍTULO II.	57
LA ESCÁPULA.	57
2.1. ANATOMÍA DEL COMPLEJO ARTICULAR DEL HOMBRO.....	59
2.2. MUSCULATURA DE LA ESCÁPULA	69

2.3. BIOMECÁNICA DE LA ESCÁPULA	74
2.4. POSICIÓN IDEAL DE LA ESCÁPULA EN REPOSO	77
CAPÍTULO III.....	81
LA ESCÁPULA EN LOS DEPORTES DE RAQUETA.	81
3.1. PARÁMETROS Y MÉTODOS DE MEDICIÓN DE LA POSICIÓN DE LA ESCÁPULA DESCRITOS EN LA LITERATURA	83
3.1.1. Metodología utilizada en la literatura para la medición de la posición de la escápula en reposo.....	83
3.1.2. Parámetros o puntos de referencias utilizados en la literatura para la medición de la posición de la escápula en reposo	86
3.1.2.1. Abducción de la escápula en el plano frontal	88
3.1.2.2. Altura de la escápula en el plano frontal	90
3.1.2.3. Báscula de la escápula en el plano frontal	91
3.1.2.4. Anteriorización de la escápula en el plano sagital	91
3.1.2.5. Otras variables de la escápula en el plano transversal.....	93
3.2. DESALINEACIONES DE LA ESCÁPULA EN LOS DESPORTISTAS DE RAQUETA	96
3.3. RELACIÓN DE LAS DESALINEACIONES DE LA ESCÁPULA A NIVEL FUNCIONAL EN LOS JUGADORES DE RAQUETA.....	104
3.3.1. Características del rango de movilidad articular de los hombros en los jugadores de raqueta.....	104
3.3.2. Características de la fuerza muscular de los hombros en los jugadores de raqueta.....	108
CAPÍTULO IV	113
OBJETIVOS DEL ESTUDIO.....	113
OBJETIVO PRINCIPAL.....	115
OBJETIVOS SECUNDARIOS	115

CAPÍTULO V	117
DISEÑO Y METODOLOGÍA	117
5.1. DISEÑO DEL ESTUDIO	119
5.2. ESTUDIO DE FIABILIDAD (CONCORDANCIA INTRAOBSERVADOR)... 121	
5.2.1. Ámbito y periodo del estudio.....	121
5.2.2. Participantes.....	122
5.2.3. Procedimientos de medición	123
5.2.4. Análisis de los datos.....	124
5.3. ESTUDIO TRANSVERSAL, DESCRIPTIVO Y ANALÍTICO	126
5.3.1. Ámbito y periodo del estudio.....	126
5.3.2. Participantes.....	126
5.3.3. Variables	128
5.3.3.1. Características de los sujetos	128
5.3.3.2. Variables relativas a la posición estática de la escápula	131
5.3.3.3. Variables relativas al rango de movilidad articular de los hombros.....	136
5.3.3.4. Variables relativas a la fuerza muscular de los hombros ...	136
5.3.4. Instrumentos de medición	137
5.3.4.1. Instrumentos de medición de las características de los participantes	137
5.3.4.2. Instrumentos de medición de la posición estática escapular	137
5.3.4.3. Instrumentos de medición del rango de movilidad articular del hombro.....	140
5.3.4.4. Instrumentos de medición de la fuerza muscular del hombro	141

5.3.5. Procedimiento de las mediciones.....	142
5.3.5.1. Procedimiento de la medición de las características de los sujetos	143
5.3.5.2. Procedimiento de la medición de la posición estática de la escápula	143
5.3.5.3. Procedimiento de la medición del rango de movilidad articular del hombro	146
5.3.5.4. Procedimiento de la medición de la fuerza muscular del hombro	153
5.4. PROCESAMIENTO Y ANÁLISIS DE LAS IMÁGENES Y LOS DATOS...	160
5.4.1. Procesamiento y análisis de las imágenes.....	160
5.4.2. Procesamiento y análisis de los datos.....	163
5.4.2.1. Procesamiento de los datos.....	163
5.4.2.2. Análisis de los datos	164
CAPÍTULO VI	167
RESULTADOS	167
6.1. ANÁLISIS DE LA CONCORDANCIA INTRAOBSERVADOR DE LOS DISTINTOS PROCESOS DE MEDICIÓN.	170
6.1.1. Análisis de la concordancia intraobservador de la fotogrametría..	170
6.1.2. Análisis de la concordancia intraobservador de la goniometría	171
6.1.3. Análisis de la concordancia intraobservador de la dinamometría.	172
6.2. CARACTERÍSTICAS DE LOS SUJETOS.	174
6.3. DESCRIPCIÓN DE LA POSICIÓN ESTÁTICA DE LA ESCÁPULA, RANGO DE MOVILIDAD ARTICULAR Y FUERZA MUSCULAR DEL HOMBRO.	177
6.3.1. Descripción de la posición estática de la escápula.....	177
6.3.2 Descripción del rango de movilidad articular del hombro	180

6.3.3. Descripción de la fuerza muscular del hombro	182
6.4. RELACIÓN DE LA POSICIÓN ESTÁTICA DE LA ESCÁPULA DEL HOMBRO DOMINANTE CON LOS HÁBITOS DEPORTIVOS.....	185
6.5. CORRELACIÓN ENTRE LA POSICIÓN ESTÁTICA DE LA ESCÁPULA, RANGO DE MOVILIDAD ARTICULAR Y FUERZA MUSCULAR DEL HOMBRO DOMINANTE.....	187
CAPÍTULO VII	189
DISCUSIÓN	189
7.1. CONCORDANCIA INTRA OBSERVADOR.....	191
7.1.1. Concordancia intraobservador de las mediciones de la posición estática de la escápula a través de imagen.....	191
7.1.2. Concordancia intraobservador de las mediciones del rango de movilidad articular a través de imagen	195
7.1.3. Concordancia intraobservador de las mediciones de la fuerza muscular a través de dinamometría manual.....	198
7.2. CARACTERÍSTICAS DE LA MUESTRA.	201
7.2.1. Sociodemográficas.....	201
7.2.2. Deportivas	204
7.3. DIFERENCIAS DE LA POSICIÓN ESTÁTICA DE LAS ESCÁPULAS ENTRE EL HOMBRO DOMINANTE Y NO DOMINANTE EN LOS JUGADORES NO PROFESIONALES DE RAQUETA.	207
7.3.1. Desplazamiento escapular lateral normalizado en los jugadores de raqueta no profesionales	207
7.3.2. Índice de altura escapular en los jugadores de raqueta no profesionales	210
7.3.3. Ángulo escápulo torácico en los jugadores de raqueta no profesionales	212
7.3.4. Distancia del acromion a la vertical de referencia en los jugadores de raqueta no profesionales	214

7.3.5. Posición estática de la escápula en los jugadores de raqueta no profesionales	216
7.4. DIFERENCIAS DEL RANGO DE MOVILIDAD ARTICULAR ENTRE EL HOMBRO DOMINANTE Y NO DOMINANTE EN LOS JUGADORES NO PROFESIONALES DE RAQUETA.....	218
7.4.1. Rango de rotación interna y externa de hombro en los jugadores de raqueta no profesionales	218
7.4.2. Rango de flexión y extensión de hombro en los jugadores de raqueta no profesionales.....	220
7.4.3. Rango de abducción de hombro en los jugadores de raqueta no profesionales	223
7.4.4. Rango de movilidad articular de hombro en los jugadores de raqueta no profesionales.....	224
7.5. DIFERENCIAS DE LA FUERZA DESARROLLADA ENTRE EL HOMBRO DOMINANTE Y NO DOMINANTE EN LOS JUGADORES NO PROFESIONALES DE RAQUETA.....	226
7.5.1. Fuerza de rotación interna y externa de hombro en los jugadores de raqueta no profesionales	226
7.5.2. Fuerza de flexión y extensión de hombro en los jugadores de raqueta no profesionales.....	229
7.5.3. Fuerza de abducción y aducción de hombro en los jugadores de raqueta no profesionales	230
7.5.4. Fuerza de hombro en los jugadores de raqueta no profesionales ..	231
7.6. CORRELACIONES QUE PUEDEN INFLUIR EN LA POSICIÓN ESTÁTICA DE LA ESCÁPULA DEL HOMBRO DOMINANTE DE LOS JUGADORES DE RAQUETA.	234
7.6.1. Relación de la posición estática de la escápula del hombro dominante con los hábitos deportivos.....	234
7.6.2. Relación de la posición estática de la escápula del hombro dominante con el rango de movilidad articular.....	236

7.6.3. Relación de la posición estática de la escápula del hombro dominante con la fuerza muscular.....	239
7.6.4. Relación de las variables posicionales escapulares del hombro dominante entre sí.....	241
CAPÍTULO VIII	243
CONSIDERACIONES FINALES	243
8.1. LIMITACIONES DEL ESTUDIO.....	245
8.1.1. Limitaciones de la muestra	245
8.1.2. Limitaciones de los procedimientos de medición.....	245
8.1.3. Limitaciones del análisis y manejo de los datos.....	246
8.2. PROPUESTAS PARA FUTUROS ESTUDIOS.....	247
CONCLUSIONES	249
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	255
ANEXOS	279

ÍNDICE DE FIGURAS

CAPÍTULO I

FIGURA 1.1. SECUENCIA DE MOVIMIENTOS DEL GOLPE DE SAQUE O SERVICIO.....	45
FIGURA 1.2. SECUENCIA DE MOVIMIENTOS DEL GOLPE DE DERECHA O <i>DRIVE</i>	47
FIGURA 1.3. SECUENCIA DE MOVIMIENTOS DEL GOLPE DE REVÉS	50

CAPÍTULO II

FIGURA 2.1. ARTICULACIONES DEL COMPLEJO ARTICULAR DEL HOMBRO.....	60
FIGURA 2.2. RODETE GLENOIDEO EN UNA VISTA SAGITAL DEL HOMBRO	62
FIGURA 2.3. VISTA ANTERIOR DEL HOMBRO: MÚSCULOS DEL MANGUITO ROTADOR	63
FIGURA 2.4. VISTA POSTERIOR DEL HOMBRO: MÚSCULOS DEL MANGUITO ROTADOR	64
FIGURA 2.5. PLANO TRANSVERSAL DE LA ARTICULACIÓN ESCAPULOTORÁCICA ..	67
FIGURA 2.6. ARTICULACIÓN SUBDELTOIDEA.....	68
FIGURA 2.7. ORÍGENES E INSERCIONES MUSCULARES EN LA CARA ANTERIOR DE LA ESCÁPULA	70
FIGURA 2.8. ORÍGENES E INSERCIONES MUSCULARES EN LA CARA POSTERIOR DE LA ESCÁPULA	71
FIGURA 2.9. MOVIMIENTOS DE LA ESCÁPULA EN EL PLANO FRONTAL	73
FIGURA 2.10. POSICIÓN ANATÓMICA DE LA ESCÁPULA RESPECTO AL TÓRAX.....	78

CAPÍTULO III

FIGURA 3.1. REFERENCIAS ÓSEAS DE LA POSICIÓN ESCAPULAR UTILIZADAS POR LEWIS <i>ET AL.</i> , 2002	87
FIGURA 3.2. MEDICIÓN LINEAL DE LA SEPARACIÓN DE LA ESCÁPULA EN EL PLANO FRONTAL.....	89

FIGURA 3.3. REFERENCIAS PARA NORMALIZAR LA DISTANCIA ENTRE EL BORDE MEDIAL DE LA ESCÁPULA Y T3.....	90
FIGURA 3.4. MEDICIÓN DE LA DISTANCIA ACROMION-SUPERFICIE DE LA CAMILLA	93
FIGURA 3.5. ÁNGULO DE PROTRACCIÓN DE LA ESCÁPULA EN EL PLANO TRANSVERSAL.....	93
FIGURA 3.6. INCLINACIÓN DE LA ESCÁPULA EN EL EJE TRANSVERSAL.	94
FIGURA 3.7. ROTACIÓN DE LA ESCÁPULA EN EL EJE VERTICAL.....	94

CAPÍTULO V

FIGURA 5.1. CRONOGRAMA DE LAS FASES DEL ESTUDIO.....	120
FIGURA 5.2. PISTAS DE TENIS Y PÁDEL DEL CLUB DE CAMPO ELCHE	121
FIGURA 5.3. SELECCIÓN DEL ESTUDIO TRANSVERSAL.	128
FIGURA 5.4. ÁNGULO ESCAPULO TORÁCICO.....	131
FIGURA 5.5. DISTANCIA LINEAL ÁNGULO ACROMIAL POSTERIOR - T3	132
FIGURA 5.6. DISTANCIA LINEAL ÁNGULO ACROMIAL POSTERIOR – RAÍZ DE LA ESCÁPULA	133
FIGURA 5.7. ALTURA DE LA ESCÁPULA (ALE).....	134
FIGURA 5.8. ALTURA DEL ÁNGULO ESCAPULAR INFERIOR (ALAEI).....	134
FIGURA 5.9. DISTANCIA DEL ÁNGULO ACROMIAL POSTERIOR A LA VERTICAL.....	135
FIGURA 5.10. POSTURÓMETRO	138
FIGURA 5.11. TABLA PARA ESTANDARIZACIÓN DE LA PISADA	139
FIGURA 5.12. MARCADORES REFLECTANTES ADHESIVOS.	140
FIGURA 5.13. DINAMÓMETRO MANUAL.....	141
FIGURA 5.14. ADAPTADORES PARA EL DINAMÓMETRO MANUAL	142
FIGURA 5.15. REFERENCIAS ÓSEAS DE LA ESCÁPULA.	144

FIGURA 5.16. REFERENCIAS ÓSEAS DEL RAQUIS.....	145
FIGURA 5.17. RANGO DE MOVILIDAD ARTICULAR DE LA FLEXIÓN DE HOMBRO...	149
FIGURA 5.18. RANGO DE MOVILIDAD ARTICULAR DE LA EXTENSIÓN DE HOMBRO	150
FIGURA 5.19. RANGO DE MOVILIDAD ARTICULAR DE LA ABDUCCIÓN DE HOMBRO. .	151
FIGURA 5.20. RANGO DE MOVILIDAD ARTICULAR DE LA ROTACIÓN EXTERNA DE HOMBRO	152
FIGURA 5.21. RANGO DE MOVILIDAD ARTICULAR DE LA ROTACIÓN INTERNA DE HOMBRO	152
FIGURA 5.22. MEDICIÓN DE LA FUERZA DE FLEXIÓN DE HOMBRO	155
FIGURA 5.23. MEDICIÓN DE LA FUERZA DE EXTENSIÓN DE HOMBRO.....	156
FIGURA 5.24. MEDICIÓN DE LA FUERZA DE ABDUCCIÓN DE HOMBRO	157
FIGURA 5.25. MEDICIÓN DE LA FUERZA DE ADUCCIÓN DE HOMBRO.....	157
FIGURA 5.26. MEDICIÓN DE LA FUERZA DE ROTACIÓN EXTERNA DE HOMBRO	158
FIGURA 5.27. MEDICIÓN DE LA FUERZA DE ROTACIÓN INTERNA DE HOMBRO.....	159
FIGURA 5.28. CALIBRADO DE IMAGEN PARA LA MEDICIÓN DE LA POSICIÓN ESCAPULAR MEDIANTE EL SOFTWARE DE ANÁLISIS POSTURAL	161
FIGURA 5.29. MARCACIÓN DE REFERENCIAS PARA LA MEDICIÓN DE LA POSICIÓN ESCAPULAR MEDIANTE EL SOFTWARE DE ANÁLISIS POSTURAL	162
FIGURA 5.30. ANÁLISIS DEL RANGO DE MOVILIDAD ARTICULAR MEDIANTE EL SOFTWARE DE ANÁLISIS POSTURAL.....	163

ÍNDICE DE TABLAS

CAPÍTULO II

TABLA 2.1. MUSCULATURA CON ORIGEN O INSERCIÓN ESCAPULAR	72
---	----

CAPÍTULO V

TABLA 5.1. MUESTRA DE SUJETOS DEL ESTUDIO DE CONCORDANCIA INTRAOBSERVADOR	123
TABLA 5.2. VARIABLES SOCIODEMOGRÁFICAS, ANTROPOMÉTRICAS Y DE HÁBITOS DEPORTIVOS DE LOS SUJETOS.....	130
TABLA 5.3. VARIABLES RELATIVAS A LA POSICIÓN ESTÁTICA DE LA ESCÁPULA...	135
TABLA 5.4. VARIABLES RELATIVAS AL RANGO DE MOVILIDAD ARTICULAR DEL HOMBRO	136
TABLA 5.5. VARIABLES RELATIVAS A LA FUERZA MUSCULAR DEL HOMBRO.....	136

CAPÍTULO VI

TABLA 6.1. ANÁLISIS DE LA CONCORDANCIA INTRAOBSERVADOR DE LA FOTOGRAMETRÍA	170
TABLA 6.2. ANÁLISIS DE LA CONCORDANCIA INTRAOBSERVADOR DE LA GONIOMETRÍA	171
TABLA 6.3. ANÁLISIS DE LA CONCORDANCIA INTRAOBSERVADOR DE LA DINAMOMETRÍA	173
TABLA 6.4. CARACTERÍSTICAS SOCIODEMOGRÁFICAS Y ANTROPOMÉTRICAS DE LOS SUJETOS.....	174
TABLA 6.5. HÁBITOS DEPORTIVOS DE LOS SUJETOS.....	176
TABLA 6.6. POSICIÓN ESTÁTICA DE LA ESCÁPULA EN TODOS LOS JUGADORES DE RAQUETA	178
TABLA 6.7. POSICIÓN ESTÁTICA DE LA ESCÁPULA EN LOS TRES GRUPOS DE JUGADORES.....	179

TABLA 6.8. RANGO DE MOVILIDAD ARTICULAR DEL HOMBRO EN LOS JUGADORES DE RAQUETA.....	180
TABLA 6.9. RANGO DE MOVILIDAD ARTICULAR DEL HOMBRO EN LOS TRES GRUPOS DE JUGADORES	181
TABLA 6.10. FUERZA DEL HOMBRO EN TODOS LOS JUGADORES DE RAQUETA	183
TABLA 6.11. FUERZA DEL HOMBRO EN LOS TRES GRUPOS DE JUGADORES	184
TABLA 6.12. RELACIÓN ENTRE LA POSICIÓN ESTÁTICA DE LA ESCÁPULA DOMINANTE Y LOS HÁBITOS DEPORTIVOS.....	186
TABLA 6.13. CORRELACIÓN ENTRE LAS VARIABLES ESCAPULARES POSICIONALES DE LA ESCÁPULA, RANGO DE MOVILIDAD ARTICULAR Y FUERZA MUSCULAR DEL HOMBRO DOMINANTE	188

INTRODUCCIÓN Y JUSTIFICACIÓN DE LA TESIS



INTRODUCCIÓN Y JUSTIFICACIÓN DE LA TESIS

I. INTRODUCCIÓN Y JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO

Actualmente se está produciendo un notable incremento del número de personas que practican deporte de forma regular, la mayoría de las cuales tienen como principal objetivo mantenerse en forma (Encuesta de hábitos deportivos en España, 2015), puesto que principalmente se trata de jugadores no profesionales que combinan la práctica deportiva con sus profesiones u obligaciones diarias y que por lo tanto lo único que pretenden es la mejora o preservación de la salud.

En concreto, los deportes de raqueta son de las disciplinas deportivas que más asiduos tienen en nuestro país, siendo el tenis la modalidad más practicada. Sin embargo, a pesar de ser el deporte de raqueta con mayor número de jugadores habituales, en los últimos años este número ha ido disminuyendo al mismo tiempo que el pádel ha ido experimentando un aumento progresivo en el número de sus jugadores (Encuesta de hábitos deportivos en España, 2015).

Tanto el tenis como el pádel se caracterizan principalmente por la ejecución de movimientos repetidos por encima del nivel de la cabeza (Wilk *et al.*, 2002; Torres y Gomes, 2009) lo que implica que el hombro dominante de estos deportistas deba desarrollar estrategias que le permitan ser lo suficientemente laxo como para poder llevar a cabo estos movimientos y a la vez ser lo suficientemente estable para evitar posibles luxaciones articulares (Shimpi *et al.*, 2015). Todo ello predispone a que estos jugadores puedan llegar a desarrollar alteraciones posturales (Kibler y Safran, 2000) que pueden afectar directamente a la posición del hombro dominante.

En concreto, estos gestos repetidos van a provocar una hipertrofia de algunos grupos musculares, disminuyendo su flexibilidad, lo que facilita la aparición de alteraciones posturales como consecuencia de los desequilibrios resultantes entre la musculatura agonista y la antagonista (Altran *et al.*, 2011).

La escápula es el componente óseo base de la cintura escapular. Gracias a ella el hombro es capaz de desarrollar rangos de movilidad que le permitan superar los 120º de elevación (Sidles *et al.*, 1991). El hecho de que se trate de un elemento óseo que prácticamente no presenta ningún apoyo estructural para su posicionamiento, provoca que la musculatura que se inserta en ella sea la

principal responsable de la posición que esta adopta respecto al tórax (Nijs *et al.*, 2005; Conduah *et al.*, 2010).

Por lo tanto, los posibles desequilibrios musculares que pueden resultar de la práctica de estos deportes de raqueta ocasionan que la escápula se posicione de una forma distinta a la descrita como anatómicamente correcta, generando no sólo una alteración de la postura sino del mecanismo funcional de la misma, impidiéndole desempeñar la función estabilizadora para la que ha sido diseñada, reduciendo el rendimiento neuromuscular y alterando el rango de movilidad articular. Todo esto aumenta el riesgo de que estos deportistas puedan desarrollar lesiones de hombro (Paine y Voight, 1993; Voight y Thomson, 2000).

Todos estos factores justifican que la evaluación de la escápula se haya convertido en un objetivo importante en la evaluación postural en este tipo de deportistas (Kibler, 1991; Kibler, 1998; Burkhart *et al.*, 2003; Nijs *et al.*, 2005; Nijs *et al.*, 2007; Lewis y Valentine, 2008; Oyama *et al.*, 2008).

II. PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN

El hecho de que exista un número mayor de jugadores no profesionales de raqueta, así como el posible efecto que estas alteraciones posturales de la escápula del hombro dominante tengan sobre el rendimiento deportivo de estos jugadores y sus actividades cotidianas, hace que sea de gran interés llevar a cabo evaluaciones posturales de esta población.

Además, en la actualidad la mayoría de estudios de los que disponemos están realizados sobre muestras formadas únicamente por jugadores profesionales.

Es muy probable que estos jugadores debido a su mayor intensidad de juego y a sus hábitos deportivos, desarrollen unas modificaciones posturales distintas de las generadas en la población deportista no profesional.

Por lo tanto, es necesario llevar a cabo estudios de la posición de las escápulas en jugadores no profesionales de raqueta con el principal objetivo de poder valorar las similitudes y diferencias que puede presentar el hombro dominante de estos deportistas frente al no dominante, pudiendo compararlas con lo reportado por otros autores para la población general así como por los jugadores profesionales de raqueta. Además valorar la repercusión que estas

pueden tener sobre la funcionalidad de estos jugadores, que puede ser analizado de forma indirecta a través del análisis del rango de movilidad articular y de la fuerza.

Con ello pretendemos establecer las bases que nos permitan llevar a cabo protocolos no sólo de recuperación sino preventivos muchos más adecuados de los que estamos aplicando en la actualidad, basados en su mayoría en las conclusiones extraídas de estudios llevados a cabo en jugadores profesionales.

Capítulo I
LOS DEPORTES DE RAQUETA



CAPÍTULO I

LOS DEPORTES DE RAQUETA

1.1. HISTORIA DE LOS DEPORTES DE RAQUETA: DESDE SUS ORÍGENES HASTA LA ACTUALIDAD

El tenis es el deporte de raqueta más conocido y practicado en todo el mundo, cuyo origen se sitúa en Europa a finales del siglo XIX (Muntañola, 1996). Desde la antigüedad podemos encontrar documentos que describen deportes o juegos recreacionales de características muy similares a las que posee esta disciplina.

Existen escritos de la época de la civilización griega en los que se describe un deporte conocido como *sphairistikè* que consistía en golpear una pelota de reducidas dimensiones con la palma de la mano. Estas pelotas estaban hechas con vejigas de animales, hinchadas y atadas con los tendones de los mismos, adoptando una forma prácticamente esférica (Sánchez-Alcantara, 2013).

Sin embargo, la decadencia del imperio romano y la Edad Media ocasionaron una reducción de la práctica de estos deportes. No fue hasta el siglo XII-XIV, cuando volvemos a encontrar referencias históricas de estos deportes.

En Francia estos juegos adquirieron una vertiente claramente clasista, ya que eran practicados únicamente por la corte y los clérigos, tal como señalan los escritos. Inicialmente estos deportes se denominaron como "*jeux de paume*" (juegos de palma), haciendo alusión al hecho de que se practicaban golpeando una pelota con la palma de la mano. No fue hasta el año 1505 en Inglaterra, donde encontramos la primera referencia sobre el uso de la raqueta, así como de otro tipo de objetos (palos, guantes, etc.), que se utilizaban con el objetivo de golpear la pelota.

Progresivamente a estos deportes se les empezó a llamar "*tenez*" expresión utilizada por los jugadores para iniciar el juego, que deriva del francés y quiere decir "tenga usted", con lo que se aseguraban que el jugador contrario estuviese preparado para recibir la pelota. Como consecuencia de las modificaciones

fonéticas derivadas del uso de esta palabra, de origen francés, por los ingleses, acabaron llamándolo con el nombre actual “tenis”.

Fue en el siglo XIX cuando se produjo el lanzamiento definitivo del tenis, gracias al *All England Croquet Club*, conocido actualmente como *Wimbledon*, que pasó a llamarse *All England Croquet and Lawn Tennis Club* debido al importante número de jugadores de tenis que tenía este club en ese momento (Muntañola, 1996).

Este notable crecimiento de la popularidad del tenis ocasionó que en el año 1898, Frank Beal (reverendo norteamericano) modificase las dimensiones de la pista de tenis, reduciéndolas a la mitad, cambió las pelotas habituales de goma por pelotas de gomaespuma y utilizó una pala de madera en lugar de una raqueta, con el objetivo de facilitar a los niños más pequeños el aprendizaje de este tipo de deportes. Esta nueva modalidad deportiva se empezó a conocer como “*Paddle Tennis*”, expandiéndose rápidamente por todo Nueva York, como base de aprendizaje de las habilidades y destrezas necesarias para poder jugar al tenis en las etapas iniciales, debido a su sencillez y facilidad (Almonacid, 2012).

Posteriormente, fueron Blanchardy y Cogswell quienes con el objetivo de que se pudieran practicar estos deportes en la época de invierno, diseñaron una plataforma de madera que permitiese retirar la nieve acumulada en el suelo con relativa facilidad, denominándolo “*Platform Tennis*”. Estas pistas se cerraron con una reja para evitar que la pelota pudiera salirse de la zona de juego durante el partido (Hernández-Vázquez, 1998).

En 1969, en Acapulco (México) finalmente tuvo su origen el pádel tal cual lo conocemos en la actualidad. El empresario Enrique Corcuera, aprovechando un muro que había en su finca, construyó unas paredes en los lados de una pista, que tenía 20m de longitud y 10m de anchura. Las paredes de 3m de altura en los fondos y 3m de altura en los laterales, la colocación de una red en medio de la pista y el espacio libre para la entrada y salida de personas en los laterales, dieron lugar al nacimiento de un nuevo deporte conocido como Pádel (Castellote, 2012).

1.2. IMPORTANCIA DE LOS DEPORTES DE RAQUETA EN LA ACTUALIDAD

Los deportes de raqueta se han ido popularizando a lo largo de la historia con cambios en los objetos, reglas, materiales, etc. utilizados para su práctica, siendo accesibles cada vez a más personas, tanto de distintas edades como condiciones sociales. Sin embargo, es en la actualidad cuando se produce el mayor crecimiento en número de sujetos que practican estos deportes de forma habitual.

En nuestro país, según la encuesta de hábitos deportivos en España 2015, existe un interés creciente por la práctica deportiva, lo que se refleja en que el 46,2% de la población encuestada realiza algún tipo de deporte de forma habitual, con una frecuencia mínima de una vez por semana.

De este 46,2% de la población española, los deportes de raqueta son practicados por 1.804.317 personas, lo que supone un 5,4% del total de la población con edades comprendidas entre los 15 y los 74 años, representando al 14,4% de todos los españoles que practican algún tipo de deporte.

Dentro de los deportes de raqueta el tenis es la modalidad más practicada, con un 8,9% del total de los españoles que realizan algún deporte; seguido de la pelota (modalidad que engloba el frontón, el trinquete y el frontenis), el pádel, el tenis de mesa, el squash y, finalmente el bádminton, practicado sólo por un 0,5%.

A pesar de que el tenis representa el deporte de raqueta más practicado en el mundo, cabe señalar que en los últimos diez años se ha observado una notable reducción del número de jugadores habituales, mientras que, por el contrario, el pádel está experimentando un continuo crecimiento, siendo el único deporte de raqueta que ha incrementado el número de jugadores en los últimos años.

En España hemos pasado de un 1,7% de la población deportista que practicaba pádel en el año 2010 hasta alcanzar un crecimiento en la actualidad que asciende al 3,7% de los deportistas habituales (Encuesta de hábitos deportivos en España, 2015). El perfil más habitual es de hombres, con edades comprendidas entre los 15 y los 34 años, con estudios universitarios y en situación laboral activa (Llopis-Goig y Llopis-Goig, 2006).

Este crecimiento puede deberse al hecho de que el pádel puede resultar muy atractivo para cualquier público debido a las reducidas dimensiones de la pista de juego, la posibilidad de que la pelota golpee contra la pared facilitando que sea devuelta y la menor exigencia física que requiere su práctica en comparación con otros deportes de raqueta (Lasaga, 2011; Sánchez-Alcaraz, 2014), convirtiéndolo en una disciplina divertida, sencilla de aprender y con un alto componente social.

Sin embargo, a pesar del notable crecimiento que se está dando actualmente en Europa y América, el pádel continúa siendo un deporte relativamente nuevo por lo que muy pocos países disponen de un número importante de instalaciones, así como de jugadores habituales de estas disciplinas (Sánchez-Alcaraz, 2013). Esto provoca que en la actualidad dispongamos de un número muy reducido de estudios científicos que hayan focalizado su interés en el análisis de este tipo de deportistas, frente al considerable número de artículos que se han desarrollado sobre el resto de deportes de raqueta.

1.3. CARACTERÍSTICAS DE LOS DEPORTES DE RAQUETA

En general, los deportes de raqueta están incluidos dentro de los llamados deportes *overhead* que son definidos como aquellas disciplinas deportivas que implican la ejecución de una actividad sostenida y vigorosa por encima del nivel del hombro o en la que el brazo se posiciona por encima del nivel de la cabeza (Burn *et al.*, 2016).

Debido a las características biomecánicas propias de estos deportes, es de gran interés realizar un análisis minucioso de sus deportistas. Tal como describieron Sherry y Wilson (2002), es muy probable que la práctica continua de estos deportes induzca al desarrollo de numerosas adaptaciones, tanto anatómicas como biomecánicas, debido principalmente al razonamiento lógico de que la estructura del hombro no está concebida para realizar movimientos por encima de la cabeza, motivo por el que nos planteamos que sus jugadores deben desarrollar adaptaciones propias, distintas al resto de deportes.

Movimientos tales como el lanzamiento de béisbol (Borsa *et al.*, 2005; Borsa *et al.*, 2006), el servicio o saque de tenis (Ellenbecker *et al.*, 2002; Van der Hoeven and Kibler, 2006), los distintos tipos de remates que se ejecutan generalmente en los deportes *overhead* (Baltaci y Tunay, 2004), así como los estilos propios de la natación que implican movimientos por encima de la cabeza (Borsa *et al.*, 2005), van a requerir el desarrollo de estrategias que permiten establecer un óptimo equilibrio entre la movilidad y la estabilidad que el hombro precisa para poder desempeñar estos movimientos (Laudner y Sipes, 2009).

En muchas ocasiones la ejecución repetida de estos gestos deportivos da lugar a la producción de considerables fuerzas que recaen directamente sobre los mecanismos de estabilización, tanto estáticos como dinámicos, del complejo articular del hombro, lo que aumenta la predisposición a que estos deportistas sean más susceptibles de desarrollar microtraumas, induciendo a una reducción del rendimiento deportivo (Paley *et al.*, 2000).

Burn *et al.* (2016) realizaron una agrupación de todos los deportes que implican la ejecución de movimientos repetitivos por encima del nivel de la cabeza y que, por lo tanto, pueden agruparse como deportes *overhead*. En este grupo se encuentran un total 18 modalidades deportivas: béisbol, voleibol, tenis, softball, waterpolo, balonmano, natación, gimnasia, quarterback de fútbol

americano, soccer, baloncesto en silla de ruedas, lacrosse, golf, bádminton, baloncesto, squash, raquetball y lanzamiento (Burn *et al.*, 2016).

A pesar de que esta clasificación ha sido elaborada recientemente, estos autores no han incluido el pádel como uno de los deportes *overhead*, a pesar de que sus patrones biomecánicos guardan gran similitud con el tenis, puesto que, tal como vimos en el apartado anterior, el pádel deriva directamente del tenis. No obstante, su escaso desarrollo demográfico puede ser uno de los responsables de la no inclusión del pádel en este listado.

Por tanto, es interesante incluir dentro de esta agrupación de deportes *overhead*, debido a sus características intrínsecas de asimetría y patrones biomecánicos, a todos los deportes de raqueta (frontón, squash, bádminton, tenis y pádel), exceptuando el pin-pon y el tenis de mesa, ya que los golpes que realizan habitualmente sus jugadores tienen lugar por debajo de los 90° de flexión y/o abducción del hombro y por lo tanto no pueden considerarse deportes *overhead* (Burn *et al.*, 2016).

Además de la ejecución de estos movimientos repetidos por encima del nivel de la cabeza, los jugadores que practican deportes de raqueta deben sumar otros factores que pueden influir directamente en el desarrollo de adaptaciones como el hecho de sostener de forma continua una raqueta en la mano dominante de juego durante todo el tiempo de partido y la necesidad de que un alto número de segmentos corporales deban coordinarse entre sí para poder generar una alta velocidad sobre la pelota al impactar contra la raqueta (Elliot, 2006), para lo que se requiere la activación de todos los enlaces de la cadena cinética implicada en cada uno de sus golpes (Kibler, 2004).

Todos estos factores dan lugar a que estos deportes facilitan el posible desarrollo de unas características únicas, inherentes a la práctica continuada de los mismos y por lo tanto, distintas a las desarrolladas por otros deportistas (Lees, 2003). Por ello es de gran interés, tanto en el ámbito clínico como en el deportivo, el análisis minucioso de todas aquellas posibles modificaciones posturales y, de forma indirecta, de las posibles adaptaciones funcionales que pueden desarrollar estos deportistas, con el principal objetivo de mejorar su rendimiento y evitar de una forma eficaz las lesiones sufridas como consecuencia de la práctica continuada de los mismos.

1.4. BIOMECÁNICA DE LOS DEPORTES DE RAQUETA

El análisis de la biomecánica de los deportes de raqueta es un aspecto fundamental para conocer los riesgos de provocar desalineaciones posturales que implica la práctica de este tipo de deportes.

La comprensión de las características propias del tenis, así como las características de sus jugadores ha sido una de las máximas en los últimos años en el campo de la investigación. Un fiel reflejo es el alto número de publicaciones que han focalizado su objetivo en la observación minuciosa de la biomecánica de los principales gestos deportivos del tenis (Elliot *et al.*, 2003; Jacobson *et al.*, 2005; Elliot, 2006; Knudson, 2006). Sin embargo, frente a estos numerosos estudios, son escasas las investigaciones que encontramos acerca de la biomecánica propia del pádel (Llamas-Díaz, 2013).

En uno de los pocos estudios encontrados sobre la biomecánica del pádel Llamas-Díaz (2013) concluye que si se comparan los resultados obtenidos en el pádel con las investigaciones previas realizadas en jugadores de tenis, se puede apreciar que tanto la fase de golpeo como la fase de ejecución de los gestos de servicio y remate conservan grandes similitudes entre ambos deportes.

Al analizar los gestos principales de estos deportes, frente a las grandes similitudes que existen entre los golpes de derecha y de revés de ambas disciplinas, podemos observar que una de las principales diferencias entre tenis y pádel reside en el gesto de saque o servicio.

Mientras que el saque de tenis implica lanzar la pelota en el aire con la mano no dominante y ejecutar un movimiento forzado del hombro dominante por encima del nivel de la cabeza para poder golpear la bola, por el contrario, el gesto de saque del pádel debe realizarse golpeando con el brazo dominante por debajo del nivel de la cintura pélvica, una vez que la pelota ha botado en el suelo, por lo que biomecánicamente este golpe es más similar al de derecha o *drive* del tenis.

Considerando todos estos aspectos es interesante que llevemos a cabo un análisis de las distintas fases que compone cada uno de estos tres principales gestos de los deportes de raqueta.

1.4.1. Golpe de saque o servicio

El golpe de saque o servicio es uno de los golpes más importantes del tenis no sólo porque con él se inicia el juego, sino por la gran explosividad muscular que implica (Pinillos, 2014), lo que genera que se establezcan grandes demandas de movimiento sobre el complejo articular del hombro (Kibler *et al.*, 2007). Este es un gesto complejo que implica que toda la secuencia de movimientos que lo componen sea ejecutada en el orden y con las características biomecánicas adecuadas, para evitar que se desarrollen lesiones en el hombro de estos deportistas.

El golpe de saque o golpe de servicio lo podemos dividir en cuatro fases (Marx *et al.*, 2001) tal como vemos en la **figura 1.1**:

1. Fase de elevación o *wind-up*.
2. Fase de golpeo o *cocking*.
3. Fase de aceleración o *acceleration*.
4. Fase de desaceleración y seguir adelante o *deceleration and follow-through*.

Durante la **fase de elevación (*wind-up phase*)** la rodilla del lado no dominante se posiciona en flexión mientras que el hombro dominante adquiere una posición de aducción y rotación interna (Dillman *et al.*, 1993).

Mientras el jugador lanza la pelota hacia arriba con la mano no dominante, el hombro dominante debe iniciar una contracción vigorosa de la musculatura rotadora externa del hombro, con el objetivo de que el jugador pueda desarrollar la máxima eficacia requerida para este golpe (Jiménez Lasanta, 2001), gracias al brazo de palanca que de esta forma se establece.

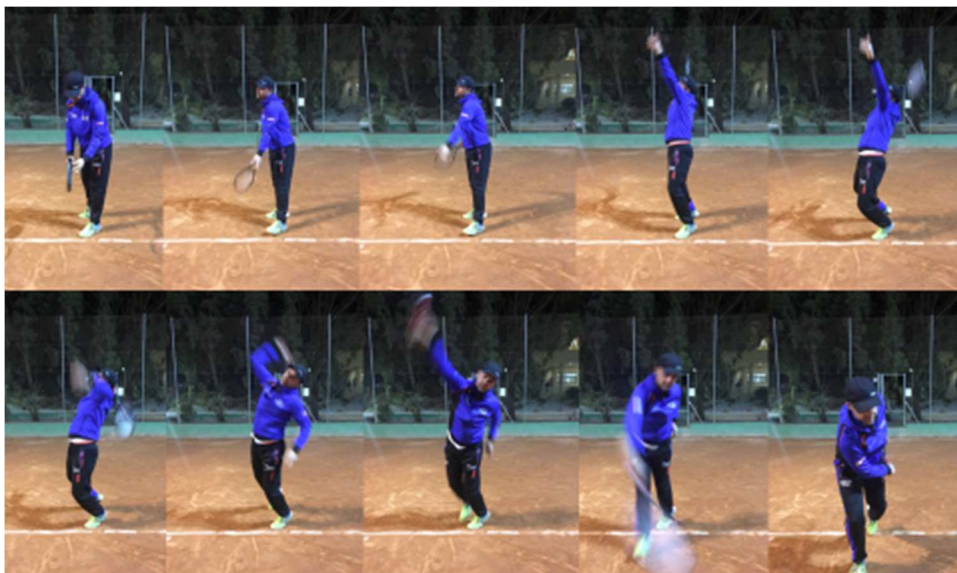
A partir del momento en el que la mano no dominante pierde el contacto completo con la pelota, se inicia la **fase de golpeo (*cocking phase*)**, en la que el hombro dominante pasa de la posición de aducción a la de abducción y rotación externa máxima (Braatz y Gogia, 1987), alcanzando una posición final entre los 90° y los 110° de abducción horizontal (Dillman *et al.* 1993; Yoshikawa, 1993) a la vez que se desarrolla un recorrido rotacional completo, desde la rotación interna a la rotación externa, con un rango entre 70° y 80° (Jiménez Lasanta, 2001).

Durante este momento, el tronco se mueve en extensión, rotación hacia el lado dominante y lateroflexión hacia el lado no dominante (Braatz y Gogia, 1987), lo que permite al jugador golpear la pelota al impactar contra la raqueta.

A partir de esta posición en la que el hombro se encuentra en máxima rotación externa, se inicia la **fase de aceleración (*acceleration phase*)**, en la que el hombro dominante, no sólo está en rotación externa, sino con abducción horizontal de aproximadamente 170° (Elliot *et al.*, 2003), momento en el que tiene lugar el inicio de la derrotación del tronco y el hombro experimenta una inversión del movimiento, desde la rotación externa a la rotación interna (éste es el movimiento más importante de esta fase) a la vez que se produce un cambio desde la abducción horizontal a la aducción horizontal (Dillman *et al.*, 1993; Yoshikawa, 1993).

Este complejo sistema de fuerzas evidencia que en esta fase es indispensable que se establezca una acción sincrónica del complejo muscular agonista-agonista del hombro, lo que provoca que tanto la cápsula articular del hombro como el rodete glenoideo están sometidos a grandes cargas y a un estrés máximo de estas estructuras (Jiménez Lasanta, 2001).

Figura 1.1. Secuencia de movimientos del gesto de saque o servicio (Fuente propia).



Este es uno de los momentos que mayor riesgo de lesión implica en estos jugadores, en aquellos casos en los que no se establecen los equilibrios biomecánicos correspondientes. Al mismo tiempo que el hombro experimenta estos movimientos, en el tronco se produce una aducción horizontal (Dillman *et al.*, 1993; Yoshikawa, 1993). Esta fase finaliza en el momento justo en el que la pelota impacta contra la raqueta (López de Subijana y Navarro, 2007).

Tras finalizar el golpeo de la bola, el brazo queda acelerado por lo que se debe iniciar la **fase de desaceleración** (*deceleration and followthrough*), que finaliza en el momento en el que el hombro dominante se encuentra en máxima rotación interna (Fleisig *et al.*, 1995).

Para conseguir esta desaceleración, el tronco se posiciona en flexión y rotación hacia el lado no dominante, mientras el hombro modifica su posición pasando desde la abducción a la posición de aducción y rotación interna (Dillman *et al.*, 1993).

Será necesario que en esta fase se disponga de una buena postura tanto del hombro dominante como del tronco, así como de una activación muscular adecuada, lo que permite ayudar al control de la deceleración humeral y a la distracción del complejo articular del hombro (Kibler, 1993).

Si en alguna de las fases que componen este gesto no se establece una buena coordinación por parte de la musculatura implicada, así como de los estabilizadores pasivos, la articulación glenohumeral sufre una pérdida o reducción de la congruencia articular, lo que puede llegar a ocasionar una disfunción (Jiménez Lasanta, 2001), que imposibilita o limita al jugador en su práctica deportiva habitual.

1.4.2. Golpe de derecha o *drive*

El golpe de derecha o *drive* es el golpe más común del tenis y consiste principalmente en recepcionar la pelota después de que esta bote contra el suelo.

Este golpe se divide en tres fases (Marx *et al.*, 2001), tal como podemos observar en la **figura 1.2**:

1. Fase de preparación de raqueta o *racquet preparation*.
2. Fase de aceleración o *acceleration*.

3. Fase de seguir adelante o *follow-through*.

Figura 1.2. Secuencia de movimientos del golpe de derecha o *drive* (Fuente propia).



La importancia de la **fase de preparación de la raqueta (*racquet preparation*)** reside en que en ella se produce un aumento de la distancia de la raqueta facilitando la adquisición de una mayor velocidad de la pelota tras el golpe (Elliot, 2001).

Inicialmente los pies se posicionan oblicuos en dirección hacia la red, mientras el cuerpo del jugador está ligeramente inclinado hacia delante (Navas, 2010). A continuación se dan dos acciones simultáneas. Por un lado se inicia un paso hacia el lado dominante, normalmente mientras el pie no dominante continua de frente a la red, y al mismo tiempo tiene lugar el retroceso de la raqueta (Ivancevic *et al.*, 2008), para poder conseguir una inercia de movimiento que facilita la ejecución de dicho golpe.

Finalmente los hombros y las caderas se posicionan en rotación externa, entre 110° y 90° respectivamente, en base a la línea media de referencia, existiendo un ángulo de separación entre el hombro (abducción horizontal) y la pelvis de entre 20° y 30° (Takahashi *et al.*, 1996).

Es justo en ese momento cuando tiene lugar el inicio de la **fase de aceleración (*acceleration phase*)**, que al igual que ocurre en el golpe de servicio,

se inicia cuando el hombro dominante se encuentra en máxima rotación externa y finaliza en el preciso momento en el que la raqueta impacta contra la pelota.

El objetivo principal de esta fase es la generación de la máxima velocidad posible antes de que la raqueta impacte contra la bola, gracias a la rotación fisiológica que implica una rotación del tronco, así como el desarrollo de una rotación interna del hombro dominante (Elliot *et al.*, 2009).

Este aumento de la velocidad del golpe depende de un complejo sistema de movimientos que tienen lugar principalmente en el tronco y el hombro dominante de estos jugadores. En concreto, alrededor del 25% de la velocidad de impacto de la raqueta contra la pelota depende de la flexión horizontal que el hombro dominante puede llegar a desarrollar, que está intrínsecamente asociada a la abducción horizontal del mismo y al tipo de agarre de la raqueta que el jugador realiza (Elliot *et al.*, 1997).

Por otro lado, el componente de rotación interna del hombro es el responsable de aproximadamente del 35% de la velocidad de impacto, que a su vez también contribuye a facilitar un correcto alineamiento de la raqueta respecto a la pelota (Elliot *et al.* 1997; Takahashi *et al.*, 1996), lo que facilita una mayor efectividad en el golpe.

Tras finalizar el impacto entre la raqueta y la pelota se inicia la **fase de seguir adelante (*follow-through*)**. Sin embargo, cabe destacar que a pesar de la importancia que esta fase tiene tanto sobre el rendimiento del juego, así como sobre las estructuras articulares de los jugadores, es la fase menos investigada de todas las que componen el golpe de derecha.

Basándonos en la revisión bibliográfica que Reid *et al.* (2013) llevaron a cabo sobre el golpe de *drive*, en la fase de seguir adelante son muchos los autores que refieren una posición final del miembro superior dominante en la que tanto el hombro como el codo se encuentran posicionados a 90° de aducción, existiendo una ligera controversia sobre estos grados a nivel de la muñeca.

La inercia del movimiento induce al hombro a adquirir una posición de extensión completa por delante del cuerpo, incluso llegando a posicionarse el brazo dominante sobre el hombro opuesto mediante la flexión de codo, momento en el que finaliza el golpe de derecha (Goya *et al.*, 2014).

1.4.3. Golpe de revés

Por último, dentro de los tres principales golpes de estos deportes debemos analizar el golpe de revés. Sin embargo, son muy pocos los estudios que han analizado los movimientos que tienen lugar en las distintas fases de este golpe (Genevois *et al.*, 2015), y la mayoría de ellos se centran en intentar establecer la forma más adecuada de realizarlo.

En concreto, el golpe de revés tiene lugar en el lado opuesto al *drive*, es decir, se produce en el lado no dominante del jugador. El gran debate que existe alrededor de este golpe reside en las dos posibles formas de realizarlo ya que puede ejecutarse utilizando únicamente la mano dominante (revés a una sola mano) o ambas a la vez (revés a dos manos).

La gran diferencia que existe entre estas dos modalidades de ejecución es que mientras que en el golpe de revés a una sola mano es necesario principalmente el desarrollo de considerables fuerzas rotacionales en el hombro dominante, por el contrario, el golpe de revés a dos manos utiliza fundamentalmente las fuerzas rotacionales del tronco (Genevois *et al.*, 2015).

Ambas modalidades, tanto el revés a una sola mano como a dos, se van a dividir en tres fases (Marx *et al.*, 2001), tal como se muestra en la **figura 1.3**:

1. Fase de preparación de raqueta o *racquet preparation*.
2. Fase de aceleración o *acceleration*.
3. Fase de seguir adelante o *follow-through*.

La **fase de preparación de la raqueta (*racquet preparation*)** se inicia desde que la raqueta empieza el desplazamiento hasta que comienza el gesto que permite invertir la dirección de la raqueta (Ryu *et al.*, 1988).

En esta fase el hombro dominante se encuentra inicialmente en la posición de reposo, los pies están separados, las rodillas semiflexionadas, el tronco ligeramente inclinado hacia delante y la raqueta aproximadamente delante del tronco.

El hombro dominante inicia un movimiento de rotación interna, extensión y aducción en dirección hacia el lado no dominante del tronco, manteniendo las manos por debajo del nivel de la cintura escapular, posicionando la cabeza de la raqueta por detrás del tronco.

Figura 1.3. Secuencia de movimientos del golpe de revés (Fuente propia).



Cabe destacar que los ángulos que se forman entre el hombro y la cadera son mucho mayores en el revés cuando se realiza con una sola mano que cuando se utilizan las dos, aunque es mayor el ángulo del hombro que el de la cadera en ambas modalidades (Reid y Elliot, 2002).

Esto permite que se consiga un mayor desplazamiento en el revés a una sola mano que a dos. En concreto, estos ángulos hacen referencia al ángulo formado entre la posición inicial del brazo y la final del hombro (ángulo del hombro) o de la cadera (ángulo de la cadera) (Genevois *et al.*, 2015).

Una vez que la cabeza de la raqueta se posiciona por detrás del tronco, es necesario invertir el movimiento de la misma, iniciando el adelantamiento de la raqueta y dando lugar al inicio de la **fase de aceleración (acceleration)**, que finaliza cuando la raqueta golpea contra la pelota (Ryu *et al.*, 1988).

En esta fase, se produce el movimiento inverso del hombro dominante, es decir, se posiciona en rotación externa, flexión y abducción pero, al contrario de lo que ocurre en la fase de preparación, ahora tanto el ángulo del hombro como el de la cadera son más pronunciados en el revés a dos manos. Siendo mayores en ambas modalidades los ángulos de rotación axial que el hombro establece respecto a la cadera (Kawasaki *et al.*, 2005).

Al mismo tiempo, durante esta fase, se produce una rotación del tronco hacia delante, hacia el lado dominante y hacia arriba, que es necesaria para hacer una transferencia de la fuerza y la energía que se está generando en este golpe, para poder desarrollar un fuerte impacto de la raqueta contra la pelota (Wang y Lin, 2005), que tiene lugar sin que la raqueta supere el nivel de los hombros.

Finalmente, justo en el momento en el que la raqueta deja de tener contacto con la pelota tras el impacto se inicia la última fase de este golpe, **fase de seguir adelante (*follow-through*)** que finaliza cuando se detiene el movimiento de adelantamiento de la raqueta (Ryu *et al.*, 1988).

En esta fase el hombro dominante debe ir decelerando tras alcanzar la máxima velocidad en el momento del impacto de la raqueta contra la pelota (Elliot *et al.*, 2009). Sin embargo, inicialmente en esta fase se alcanza la posición de máxima rotación externa, flexión y abducción del hombro dominante, llegando a sobrepasar la raqueta la altura del nivel de los hombros, para posteriormente volver a la posición de reposo.

El hecho de que esta es la fase menos investigada de las tres que componen el golpe de revés, no nos permite poder hacer una descripción más precisa de cada uno de los componentes de movimiento que tienen lugar tanto en los hombros como en el resto de articulaciones implicadas.

1.5. CONSECUENCIAS DERIVADAS DE LA BIOMECÁNICA DE LOS DEPORTES DE RAQUETA

Esta biomecánica característica de los deportes de raqueta comporta un alto nivel de asimetría generado principalmente por el uso continuado del miembro superior dominante frente a la reducida implicación del miembro superior no dominante, junto con las posibles consecuencias derivadas de la repetición de aquellos gestos característicos que implican realizar movimientos por encima del nivel de la cabeza. La práctica continuada de estos deportes va a favorecer que se produzcan diferentes efectos en sus jugadores, ocasionando, entre otros, modificaciones sobre el sistema músculo-esquelético.

Mansoldo y Paván (2007) afirmaron que la práctica deportiva habitual de los deportes que implican realizar gestos repetitivos va a facilitar el desarrollo de modificaciones posturales o posturas nocivas como consecuencia de la solicitud exagerada de unos grupos musculares concretos frente al desuso o menor solicitud de otros grupos, lo que fomenta el desarrollo de considerables desequilibrios musculares (Ribeiro *et al.*, 2003).

Estos desequilibrios musculares pueden llegar a ocasionar diferencias respecto a la postura normal o “ideal” descrita por Kendall *et al.* (2007), entre otros.

Según estos autores (Kendall *et al.*, 2007), llamamos postura a “la composición de las posiciones de todas las articulaciones del cuerpo humano en todo momento” que debe representar una alineación correcta de todos sus elementos implicando la máxima eficiencia fisiológica y biomecánica, estableciéndose el mínimo esfuerzo y tensión de los mismos.

Esta alineación corporal permite que tanto la musculatura como las articulaciones y el resto de estructuras esqueléticas se encuentren en un perfecto estado de equilibrio (Ferrario *et al.*, 1995).

Los efectos ocasionados sobre la postura como consecuencia de esta solicitud masiva de unos grupos musculares concretos se puede explicar por el hecho de que tanto un acortamiento muscular, producido por el uso continuado de esa musculatura, como la debilidad muscular derivada del desuso o del estiramiento reiterado de la misma, como consecuencia de las contracciones

excéntricas repetitivas, pueden llegar a producir cambios considerables en la posición estática de las articulaciones afectadas por ello. Esto provoca modificaciones posturales considerables, con las consecuentes alteraciones funcionales que pueden desarrollarse a largo plazo (Kendall *et al.*, 2007).

Considerando todos los efectos derivados del uso repetido de un solo miembro, así como de la ejecución de gestos articulares dentro de un rango considerado como no habitual, queda justificada la importancia que cobra el análisis de la postura en los deportes de raqueta, ya que las características de juego de estas disciplinas implican que estos deportistas deban desarrollar estrategias articulares, concretamente en el hombro dominante, que les permiten que esta articulación adquiera unas características particulares.

Esta articulación debe ser lo suficientemente laxa como para poder alcanzar rangos de rotación externa articular más allá de la normalidad, lo que será necesario en la fase de aceleración de los tres principales gestos de los deportes de raqueta (servicio, derecha y revés), y a la vez el hombro debe ser lo suficientemente estable como para evitar cualquier posible subluxación articular como resultado de estos movimientos tan forzados (Wilk *et al.*, 2002), que implican la necesidad de generar altos niveles de energía tanto en las estructuras del tronco como en las estructuras de los miembros superiores para poder producir la máxima velocidad posible en el momento en el cual la raqueta impacte contra la pelota, siendo en este preciso momento cuando tanto la musculatura como la cápsula articular del hombro deben disipar toda la fuerza generada una vez que ha finalizado el golpeo de la pelota (fase de desaceleración) (Seroyer *et al.*, 2009). Este delicado equilibrio entre la movilidad y la estabilidad que debe establecerse en el hombro dominante de estos deportistas fue descrito por Wilk *et al.* (2002) como la “paradoja del lanzador”.

Para entender esta gran capacidad de movimiento desarrollada por el hombro en estos deportistas, no debemos pensar en el hombro únicamente como sinónimo de la articulación glenohumeral. El hombro está formado por un total de cinco articulaciones que componen el llamado complejo articular del hombro. Todas estas articulaciones deben actuar conjuntamente para permitir el desarrollo de estos rangos de movilidad articular considerablemente mayores en comparación con el resto de articulaciones del cuerpo.

Este sistema de unión de distintas articulaciones le confiere al hombro la posibilidad única de poder desarrollar los movimientos requeridos para la práctica de estos deportes de raqueta (Culham y Peat, 1993).

Para que todos estos movimientos sean posibles, sin entrañar riesgos de lesión para el complejo articular del hombro, será necesario que toda la musculatura de la cintura escapular se encuentre en equilibrio en cuanto al desarrollo de fuerzas, así como respecto a la longitud que presenten sus fibras musculares en estado de reposo.

Este equilibrio muscular permite que las estructuras óseas se encuentren en la posición adecuada (Eckenrode y Kelley, 2009) para que se desarrollen movimientos eficaces que impliquen el menor gasto energético para los deportistas (Kendall *et al.*, 2007).

En resumen podemos señalar que este equilibrio del hombro depende principalmente de los hábitos posturales, del correcto alineamiento articular de la columna vertebral, tanto en el plano sagital como en el plano frontal, del equilibrio de la musculatura y de la posición que adopte la escápula (Kebaetse *et al.*, 1999).

En el ámbito de la evaluación postural y biomecánica del hombro la escápula es considerada como un componente clave puesto que éste elemento óseo es fundamental para permitir el desarrollo correcto del movimiento del hombro puesto que actúa como base estable sobre la que tienen lugar todas las fuerzas de contracción-elongación de la musculatura del manguito de los rotadores requeridas durante los movimientos de lanzamiento (Kibler y Sciacia, 2010).

El hecho de que la escápula sea capaz de mantenerse en una posición adecuada facilita a su vez que se desarrolle un buen funcionamiento de la articulación glenohumeral, para que la cavidad glenoidea no sufra ninguna modificación postural permitiendo una biomecánica correcta de esta articulación (Paine y Voight, 1993; Voight y Thomson, 2000). La articulación glenohumeral es considerada biomecánicamente la articulación más importante del complejo articular del hombro (Kapandji, 2006).

Tal como señalaron Myers *et al.* (2005), durante los gestos que implican lanzamientos, la escápula actúa como base estable de fijación entre el húmero y el

tronco, permitiendo de esta manera que el hombro pueda llegar a desarrollar los grados de movimiento necesarios para realizar los gestos requeridos en estos deportes.

Sin embargo, si se produce una debilidad o disfunción de la musculatura que se inserta en la escápula, esto genera una alteración de la posición normal de la misma así como del mecanismo, no permitiendo que esta estructura desarrolle la función estabilizadora para la cual ha sido diseñada, de modo que la función del complejo articular del hombro se ve alterada. Esto no solo ocasiona una reducción del rendimiento neuromuscular, sino que da lugar a una limitación considerable para estos deportistas con el consiguiente aumento del riesgo de desarrollar lesiones de hombro (Paine y Voight, 1993; Voight y Thomson, 2000).

El hecho de que la pérdida de la “posición ideal” implique un aumento del riesgo de padecer lesiones no queda del todo claro ya que la literatura científica muestra una gran controversia al respecto.

Ribeiro *et al.* (2013) han reportado que en los llamados deportistas *overhead* parece normal el desarrollo de alteraciones en su hombro dominante como resultados adaptativos de los gestos que realizan, lo que no sólo no reduce su capacidad funcional, tal como han afirmado anteriormente algunos autores, sino que parece mejorar la eficacia de los gestos deportivos logrando un mayor rendimiento en estos jugadores.

La importancia biomecánica que la escápula tiene sobre el complejo articular del hombro, así como la controversia existente respecto a si su modificación posicional puede inducir a un aumento o, por el contrario, a un detrimento del rendimiento deportivo, justifican el hecho de que la evaluación de la escápula es un componente fundamental en el examen físico en estos deportistas (Kibler, 1991; Kibler, 1998; Burkhart *et al.*, 2003; Nijs *et al.*, 2005; Nijs *et al.*, 2007; Lewis y Valentine, 2008; Oyama *et al.*, 2008).

Sin embargo, la falta de consenso sobre sus consecuencias en el rendimiento deportivo de estos atletas hace que sea necesario seguir investigando en este campo para poder esclarecer muchas de las dudas existentes en la actualidad.

Capítulo II
LA ESCÁPULA



CAPÍTULO II

LA ESCÁPULA

2.1. ANATOMÍA DEL COMPLEJO ARTICULAR DEL HOMBRO

El hombro es la articulación mediante la que se establece la unión de la extremidad superior con el tórax y es la articulación más móvil del cuerpo humano, lo que dificulta su estudio biomecánico integrado (Miralles y Puig, 2000).

Para que se produzcan estas características de movimiento del hombro será necesario que se establezca el compromiso de cinco articulaciones que, junto con sus elementos asociados, actuarán de forma conjunta como una única articulación, provocando de este modo la posibilidad de desarrollar una capacidad de movimiento mucho mayor de lo que ninguna articulación del cuerpo humano es capaz de producir por sí sola.

Prentice (2001) definió el hombro como un complejo sistema de articulaciones y elementos de unión, que se combinan en un complicado patrón de deslizamiento, oscilación y rotación, que le conferirá la capacidad de producir un movimiento coordinado y posicionar el miembro superior en una gran variedad de posiciones dentro del espacio. Todo este grupo articular recibe el nombre de complejo articular del hombro (D'Freitas, 2013).

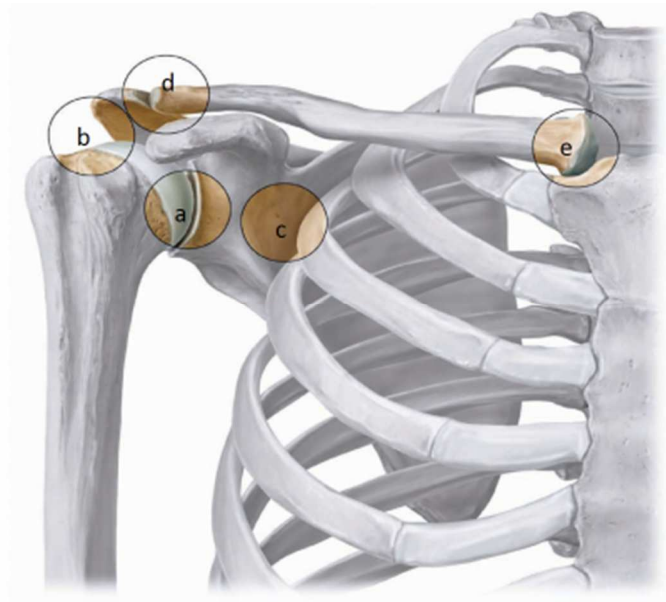
En concreto, el complejo articular del hombro está formado por tres estructuras óseas: clavícula, escápula u omóplato y húmero.

Todos estos componentes óseos se unen entre sí dando lugar a cinco articulaciones: articulación glenohumeral, articulación acromioclavicular, articulación esternoclavicular, articulación escapulotorácica y articulación subdeltoidea (Kapandji, 2006), como podemos observar en la **figura 2.1**.

Estas articulaciones fueron clasificadas según Kapandji (2006) en dos grupos: por un lado están las denominadas articulaciones “verdaderas”, dentro de las que se encuentran aquellas en las que se establece una relación directa o

física entre sus superficies articulares (articulaciones glenohumeral, acromioclavicular y esternoclavicular) y por otro lado, se disponen las llamadas articulaciones “falsas”, haciendo referencia a aquellos planos de deslizamiento en los que no se establecía una relación física directa de sus componentes óseos (articulaciones subdeltoidea y escapulotorácica).

Figura 2.1. Articulaciones del complejo articular del hombro (Basado en imagen de Thieme Atlas of Anatomy).



a) Articulación glenohumeral; b) Articulación subdeltoidea; c) Articulación escapulotorácica; d) Articulación acromioclavicular; e) Articulación esternocostoclavicular.

Tal como señalamos en el apartado anterior, la posición de la escápula es un factor determinante para que se pueda establecer una óptima funcionalidad de los miembros superiores (Hess, 2000; Hebert *et al.*, 2002), motivo por el que es necesario prestar una atención especial al conocimiento de esta estructura ósea, así como de los elementos correlacionados directamente con ella para poder profundizar en el conocimiento del funcionamiento del hombro en los jugadores de deportes de raqueta. Para tal efecto, realizaremos una breve descripción de las principales articulaciones que dan lugar a este complejo articular.

Articulación glenohumeral

Se trata de la articulación más importante del complejo articular del hombro. Está formada por la cabeza humeral y la fosa glenoidea de la escápula, y es considerada por algunos autores como la articulación más móvil del cuerpo humano (Curl y Warren, 1996; Oatis, 2004).

Esta gran capacidad de movimiento es inherente a las características anatómicas de sus superficies articulares que tienen la singularidad de presentar un gran tamaño de la cabeza humeral frente a una escasa superficie de contacto aportada por la cavidad glenoidea (Eckenrode *et al.*, 2012). En concreto, el tamaño de la cabeza humeral es de 3 a 4 veces mayor que la superficie articular de la cavidad glenoidea (Miralles y Puig, 2000).

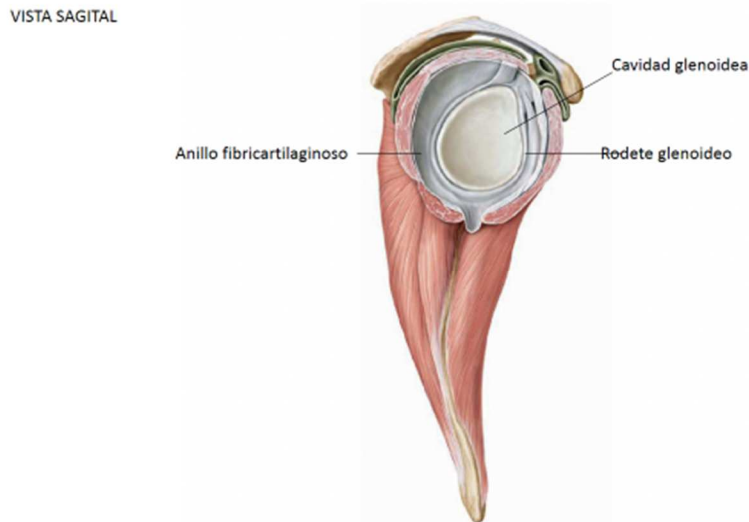
Para facilitar el movimiento de una superficie respecto a la otra, la cabeza humeral en reposo se orienta hacia arriba, hacia dentro y hacia atrás, de modo que su eje forma con el eje diafisario un ángulo de 135°, llamado ángulo de inclinación, y por otro lado, forma un ángulo respecto al plano frontal de 30°, llamado ángulo de declinación.

En la parte proximal de la diáfisis del húmero encontramos dos prominencias óseas conocidas como tuberosidad menor o troquín (ubicada anterior) y tuberosidad mayor o troquíter (ubicada posterior) en las que se insertan los músculos periarticulares.

Por otro lado, la escápula presenta su cavidad glenoidea orientada hacia fuera, hacia delante y ligeramente hacia arriba, para poder establecer una mejor correlación con la cabeza humeral. Sin embargo, esta cavidad presenta la característica de poseer una superficie muy irregular, lo que dificulta aún más la congruencia articular.

Para intentar aumentar esta congruencia entre ambas superficies articulares existe un anillo fibrocartilaginoso, como se muestra en la **figura 2.2**, llamado rodete glenoideo, que se encuentra ubicado en el reborde de la cavidad glenoidea, de forma que recubre la escotadura glenoidea, aumentando su concavidad y por lo tanto generando una mayor superficie de contacto entre la cabeza del húmero y la cavidad glenoidea (Kapandji, 2006).

Figura 2.2. Rodete glenoideo en una vista sagital del hombro (Basado en imagen de Thieme Atlas of Anatomy).



El alto nivel de inestabilidad que presenta esta articulación debe ser compensando por estructuras que le confieren estabilidad pasiva a la articulación tales como son la cápsula articular, que presenta la forma de un manguito fibroso muy laxo, y permite que se establezca una separación entre ambas superficies articulares de hasta 3 cm (Arévalo, 2009), proporcionando estabilidad durante la ejecución de los movimientos más extremos llevados a cabo por la articulación glenohumeral (Werner *et al.*, 2004).

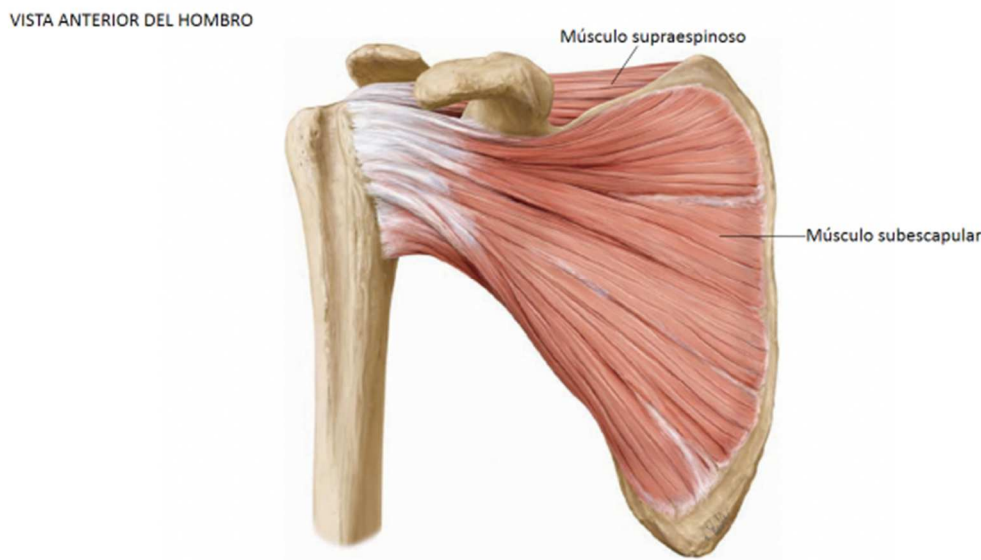
Este aumento de la estabilidad glenohumeral también se debe a los ligamentos propios de esta articulación, que podemos agruparlos en ligamento coracohumeral y ligamentos glenohumerales superior, medio e inferior. Estos ligamentos junto con la cápsula articular y el rodete glenoideo, constituyen los elementos de estabilidad pasiva de esta articulación (Warwick y Williams, 1985).

A pesar del importante sistema de estabilización pasiva del que dispone esta articulación, la principal responsabilidad de estabilizar la articulación glenohumeral recae directamente sobre los estabilizadores activos (Warwick y Williams, 1985), es decir, toda la musculatura que se inserta en esta articulación.

En concreto, la musculatura que en ella se inserta son la cabeza larga de bíceps braquial, la cabeza larga del tríceps braquial y el tendón del manguito rotador (Warwick y Williams, 1985).

El manguito rotador se puede definir como un conjunto muscular formado por los músculos: subescapular, supraespinoso, infraespinoso y redondo menor, tal como vemos en las **figuras 2.3 y 2.4**.

Figura 2.3. Vista anterior del hombro: músculos del manguito rotador (Basado en imagen de Thieme Atlas of Anatomy).



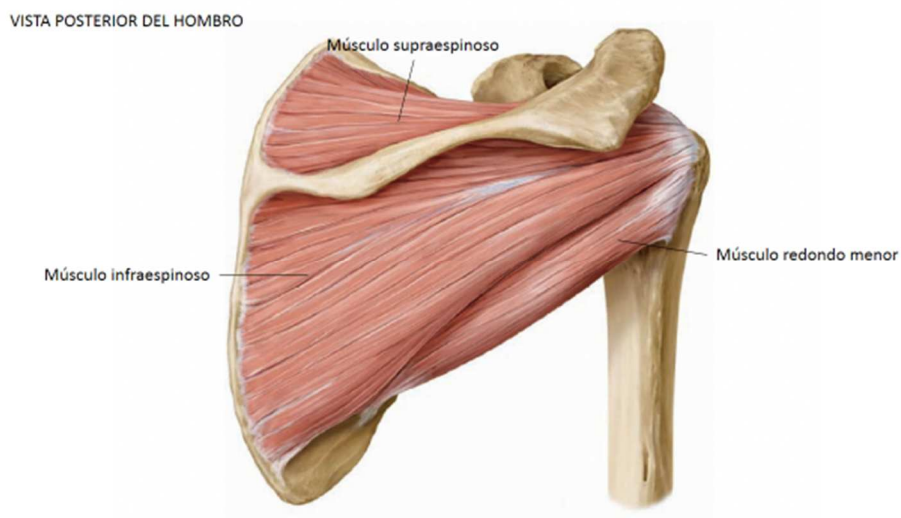
La importancia del manguito rotador reside en que es el principal responsable de mantener la coaptación de las superficies articulares de la articulación glenohumeral (García-Porrero y Hurle, 2005) y deprimir la cabeza humeral, lo cual le conferirá mayor congruencia mecánica a esta articulación, además de disminuir de forma secundaria el posible riesgo de pinzamiento de las estructuras subacromiales durante los movimientos de elevación del hombro (Kapandji, 2006; Drake *et al.*, 2010).

Cabe señalar que el manguito rotador junto con el músculo deltoides son los principales responsables del movimiento activo de la articulación glenohumeral (Kapandji, 2006; Drake *et al.*, 2010).

Sin embargo, no debemos olvidar dos músculos fundamentales para la biomecánica de la articulación glenohumeral como son el músculo dorsal ancho y el pectoral mayor.

El músculo dorsal ancho es uno de los músculos más fuertes del hombro (Giordano *et al.*, 2011), jugando un papel fundamental en la estabilidad activa de la articulación glenohumeral (Spear y Hess, 2005). Del mismo modo, Labriola *et al.* (2005) observaron que a medida que la actividad del músculo pectoral mayor aumenta, la estabilidad de la articulación glenohumeral disminuye, por lo que es fundamental que esta musculatura se mantenga en equilibrio para que la articulación glenohumeral presente una óptima estabilidad.

Figura 2.4. Vista posterior del hombro: músculos del manguito rotador (Basado en imagen de Thieme Atlas of Anatomy).



Articulación acromioclavicular

Esta articulación está formada la extremidad lateral de la clavícula y el borde medial del acromion. Debido a su forma anatómica, así como a su deficitario sistema ligamentoso se trata de un articulación susceptible a sufrir luxaciones (Kapandji, 2006).

Su función principal consiste en permitir que se establezca una correcta relación entre la clavícula y la escápula en los primeros grados de todos los movimientos de elevación del miembro superior, además de permitir que la escápula pueda llevar a cabo un rango de rotación extra sobre la pared torácica en las fases finales de estos movimientos de elevación (D'Freitas, 2013), facilitando el hecho de que el hombro pueda desarrollar un mayor rango de movilidad articular.

La estabilidad de esta articulación depende tanto de los estabilizadores pasivos formados por los ligamentos acromioclaviculares y los ligamentos coracoclaviculares, así como por los estabilizadores activos.

En concreto, los estabilizadores activos de la articulación acromioclavicular son los músculos trapecio y deltoides. En todos aquellos movimientos que implican elevación del brazo, el músculo deltoides estabiliza esta articulación evitando que la clavícula se deslice hacia arriba, del mismo modo que hará la fascia del músculo trapecio la cual al insertarse en la parte posterior de la clavícula y al pasar por encima de esta articulación facilitará el aumento de la estabilidad de la articulación acromioclavicular (Lizaur *et al.*, 1994; Bradkey y Tibone, 1997).

Articulación esternoclavicular

Esta articulación es el único nexo de unión directo entre el hombro y el tronco (Viladot, 2001). Está formada por tres superficies articulares: el extremo esternal de la clavícula, la escotadura clavicular del manubrio esternal y el cartílago de la primera costilla.

Los movimientos que se producen tanto en esta articulación como en la articulación acromioclavicular están directamente correlacionados con la escápula (Viladot, 2001) y por lo tanto inducirán a modificaciones sobre la misma. En concreto la articulación esternoclavicular presenta dos grados de libertad como son la elevación-descenso y anteposición-retroposición que al combinarse entre sí permiten que se produzca la rotación combinada del hombro (D'Freitas, 2013).

Esta articulación junto con la articulación acromioclavicular intervienen en los movimientos de flexión-extensión del hombro como consecuencia de la

torsión de la clavícula por la báscula que la escápula desarrolla en estos movimientos (Kapandji, 2006).

Como elementos estabilizadores pasivos, además de la cápsula articular se encuentran los ligamentos interclavicular (García-Porrero y Hurle, 2005) y esternoclaviculares anterior y posterior que limitan los desplazamientos anteriores y posteriores de la clavícula, así como el ligamento costoclavicular, que se posiciona exterior a la cápsula articular constituyendo el elemento de estabilización más importante (Viladot, 2001).

En cuanto a la estabilización activa, el movimiento de elevación está limitado por los músculos trapecio inferior y el pectoral menor (Kapandji, 2006), mientras que el movimiento de descenso está limitado por los músculos trapecio superior y elevador de la escápula (Warwick y Williams, 1985).

La anteposición está limitada por los músculos trapecio medio y romboides (García-Porrero y Hurle, 2005) y la retroposición por los músculos serrato anterior y pectoral mayor (D'Freitas, 2013).

Por último, los movimientos de rotación van a estar limitados por los músculos pectoral menor, romboides y elevador de la escápula que limitan la rotación hacia delante, mientras que la rotación hacia atrás está limitada por los músculos trapecio y serrato anterior (D'Freitas, 2013).

Articulación escapulotorácica

Esta articulación no está formada por la unión de dos superficies articulares sino que se trata del espacio que queda entre las superficies de deslizamiento. Esta articulación se encuentra entre la cara anterior de la escápula y la parte posterior de la pared torácica o parrilla costal, más concretamente es el espacio que existe entre estas dos superficies óseas y la musculatura que recubre las paredes de ambas (Jiménez-Castellano *et al.*, 2007), tal como observamos en la **figura 2.5**, por lo que se encuentra dentro de las llamadas articulaciones falsas del complejo articular del hombro.

En concreto, el músculo serrato anterior es el responsable de tapizar desde el borde interior del omóplato hasta la parrilla costal, creando dos espacios de deslizamiento bien diferenciados (Kapandji, 2006) (**figura 2.5**).

Estos espacios se conocen como espacio omoserrático, que está comprendido entre el omóplato y tapizado por los músculos subescapular y por el serrato anterior y, por otro lado, está el espacio toracoserrático, que está comprendido entre el músculo serrato anterior y la pared torácica.

Sin embargo, el funcionamiento de esta articulación no es posible sin el funcionamiento de las otras dos articulaciones del complejo articular del hombro a las que se encuentra inherentemente unido como son la articulación acromioclavicular y la articulación esternoclavicular (Kapandji, 2006).

Figura 2.5. Plano transversal de la articulación escapulotorácica (Basado en imagen de Thieme Atlas of Anatomy).

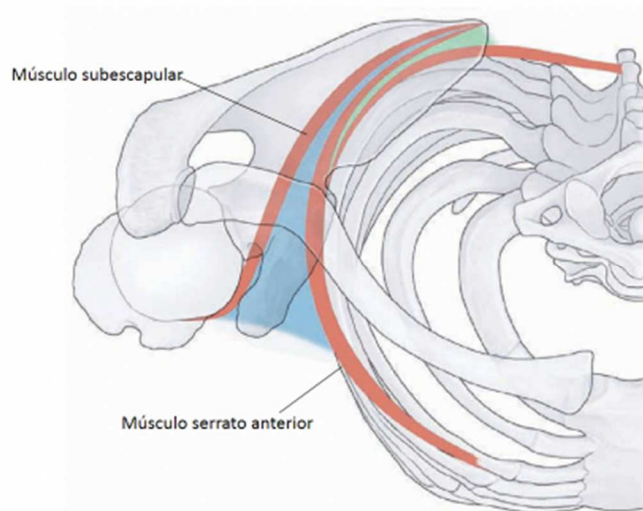


Imagen del espacio omoserrático sombreado en azul y del espacio toracoserrático sombreado en verde.

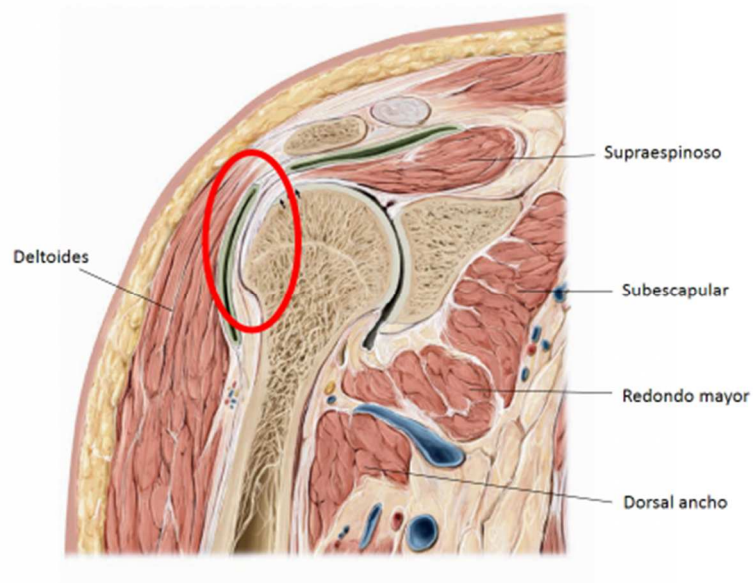
Articulación subdeltoidea

Esta articulación, al igual que la articulación escapulotorácica, no se trata de una verdadera articulación sino de un espacio de deslizamiento, que se encuentra formado por el espacio que existe entre el plano muscular del deltoides y el de la musculatura rotadora del hombro (Jiménez- Castellano *et al.*, 2007).

Entre todas estas articulaciones que forman el complejo articular del hombro se establecen diferentes uniones mecánicas que implican que todas deben

actuar de forma simultánea, aunque en proporciones variables según el momento concreto del movimiento (Kapandji, 2006), lo cual le confiere su gran capacidad de movimiento articular al hombro.

Figura 2.6. Articulación subdeltoidea (Basado en imagen de Thieme Atlas of Anatomy).



El círculo rojo indica la articulación subdeltoidea.

2.2. MUSCULATURA DE LA ESCÁPULA

La escápula se puede definir como la principal base ósea de la cintura escapular. Es la responsable de permitir que el hombro pueda llegar a desarrollar rangos de movilidad articular tan grandes que permiten que la articulación glenohumeral supere los 120° (Sidles *et al.*, 1991) tanto en los movimientos de flexión como de abducción.

Tal como hemos señalado antes, la escápula es un hueso que no presenta prácticamente ningún elemento de apoyo estructural para su posicionamiento fijo, por lo que la musculatura que en ella se inserta es la principal responsable de la posición que ésta adopta (Nijs *et al.*, 2005; Conduah *et al.*, 2010).

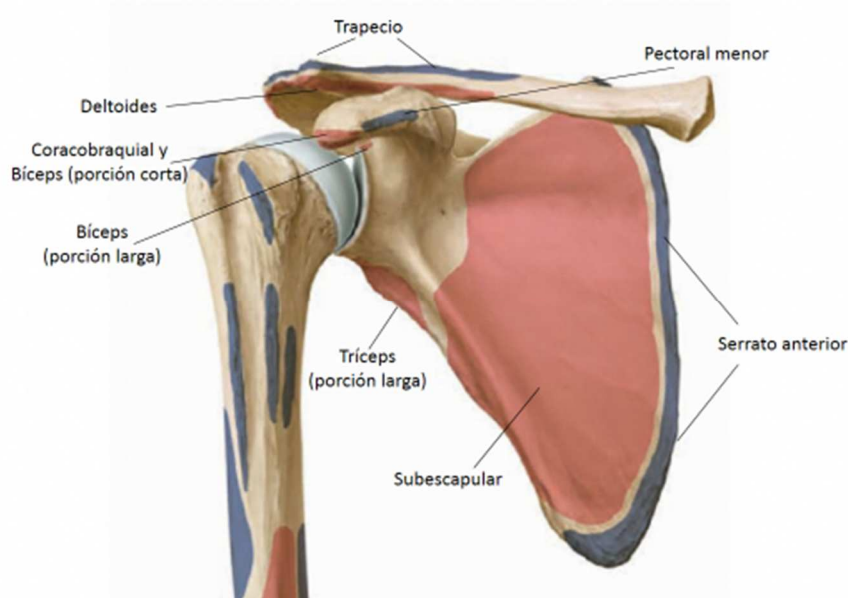
Esta influencia muscular es de gran importancia para el correcto desarrollo de la biomecánica del hombro puesto que la posición en la que se encuentra la escápula repercute directamente sobre la articulación glenohumeral, así como sobre el grado de tensión-debilidad que genera sobre la musculatura que en ella se inserta (Voight y Thomson, 2000).

En la escápula se insertan numerosos músculos, ya que es el punto de inserción de un total de diecisiete músculos, cuyos orígenes e inserciones están representados en las **figuras 2.7 y 2.8**. Estos músculos no sólo tienen la función de estabilizar la escápula sino que también son responsables de coordinar los movimientos de esta estructura (Terry y Chopp, 2000; Forthomme *et al.*, 2008).

Entre la musculatura más relevante debemos destacar en primer lugar el músculo serrato anterior, considerado el más importante de todos debido a su función principal de mantener el borde medial de la escápula contra la pared costal. Por otro lado, el músculo trapecio contribuye en los movimientos de báscula y elevación de la escápula, para los que es necesario que se establezca una función conjunta y sincrónica entre la escápula y la articulación glenohumeral.

Los músculos serrato anterior y trapecio son los principales estabilizadores dinámicos de la escápula y será fundamental tenerlos muy presentes en la evaluación y tratamiento de los hombros de todos aquellos deportistas que realizan actividades por encima del nivel de la cabeza de forma repetida (Terry y Chopp, 2000).

Figura 2.7. Orígenes e inserciones musculares en la cara anterior de la escápula (Basado en imagen de Thieme Atlas of Anatomy).

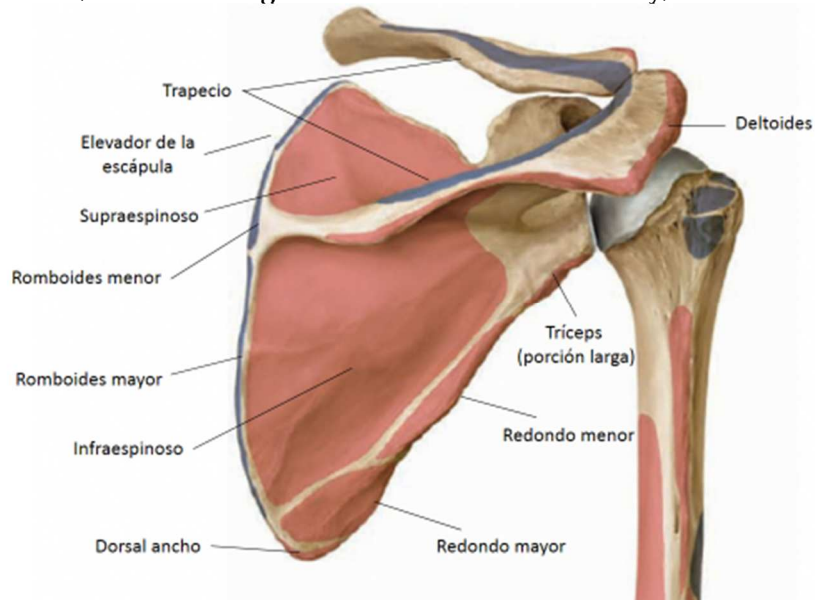


En azul se encuentran señaladas las inserciones musculares de la escápula y en rosa los orígenes de los músculos de la escápula.

Otros dos músculos que tienen mucha importancia en relación a la posición de la escápula son el músculo dorsal ancho y el pectoral mayor. El dorsal ancho, tiene la capacidad de desplazar caudalmente la escápula, de forma indirecta a través de su inserción en el troquíter del húmero y directamente como consecuencia de la inserción de este músculo en el borde del ángulo inferior de la escápula (**figura 2.8**) (Valerius *et al.*, 2009).

El músculo pectoral mayor, a pesar de no presentar una inserción directa sobre la escápula, permite que la ésta descienda de forma indirecta gracias a la inserción de la porción más abdominal o caudal de sus fibras musculares en el húmero (Valerius *et al.*, 2009).

Figura 2.8. Orígenes e inserciones musculares en la cara posterior de la escápula (Basado en imagen de Thieme Atlas of Anatomy).



En azul se encuentran señaladas las inserciones musculares de la escápula y en rosa los orígenes de los músculos de la escápula.

No obstante, considerando la importancia que tiene la posición de la escápula en estos deportistas, que depende principalmente del estado de equilibrio en el que se encuentra la musculatura que en ella se inserta, será de gran interés analizar cada uno de los músculos que están intrínsecamente vinculados a ella, a través de sus orígenes o inserciones, y las funciones que cada uno de ellos desempeña (**Tabla 2.1**).

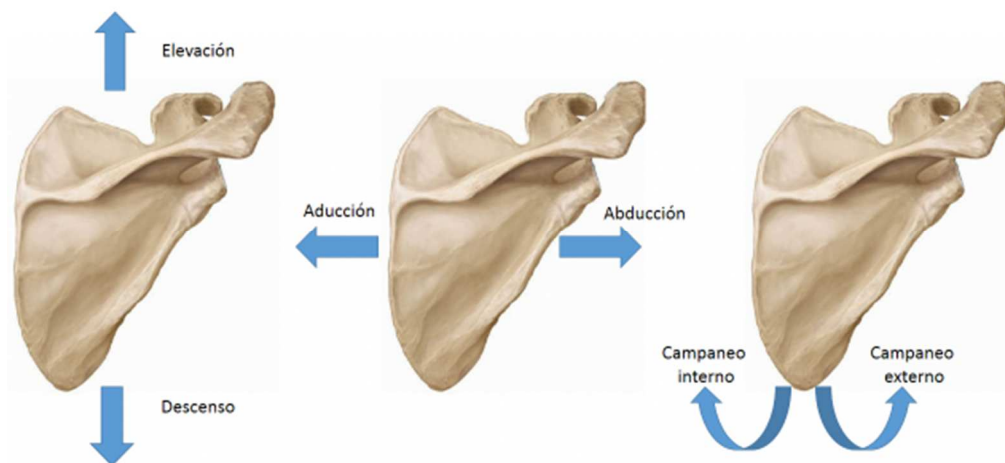
Tabla 2.1. Musculatura con origen o inserción escapular (Datos extraídos de Kapandji, 2006; Calais-Germain, 2007; Valerius *et al.*, 2009).

MUSCULATURA	FUNCIÓN
Musculatura que se inserta en la escápula	
1. Serrato anterior	Báscula externa de la escápula
2. Trapecio	
Fibras superiores	Elevación y báscula externa de la escápula
Fibras medias	Desplazamiento medial de la escápula
Fibras inferiores	Descenso y báscula externa de la escápula
3. Elevador de la escápula	Báscula interna de la escápula
4. Romboides menor	Elevación y aducción de la escápula
5. Romboides mayor	Elevación y aducción de la escápula
6. Pectoral menor	Abducción de la escápula
7. Dorsal ancho	Descenso de la escápula
Musculatura que se origina en la escápula	
7. Dorsal ancho	Extensión, aducción y rotación interna de hombro
8. Supraespinoso	Abducción de hombro
9. Infraespinoso	Rotación externa de hombro
10. Deltoides	
Fibras anteriores	Flexión y rotación interna de hombro
Fibras medias	Abducción de hombro
Fibras posteriores	Extensión de hombro
11. Tríceps (porción larga)	Aducción del hombro
12. Redondo menor	Rotación externa de hombro
13. Redondo mayor	Aducción y rotación interna de hombro
14. Coracobraquial	Aducción y flexión de hombro
15. Bíceps (porción corta)	Flexión y abducción de hombro
16. Bíceps (porción larga)	Flexión de hombro
17. Subescapular	Rotador interno de hombro

Sombreada en azul aparece la musculatura que se inserta en la escápula y sombreada en rosa está la musculatura que se origina en la escápula.

Si observamos los movimientos de la escápula en el plano frontal, provocados por la contracción de todos estos músculos, principalmente de los que en ella se insertan, podemos observar un total de seis movimientos: Elevación, descenso, abducción, aducción, báscula externa (rotación hacia arriba) y báscula interna (rotación hacia abajo) (Struyf *et al.*, 2011). Para entender mejor estos movimientos, en la **figura 2.9** aparecen representados todos ellos.

Figura 2.9. Movimientos de la escápula en el plano frontal (Basado en imagen de Thieme Atlas of Anatomy).



2.3. BIOMECÁNICA DE LA ESCÁPULA

Los movimientos de la escápula son totalmente necesarios para que se pueda desarrollar un movimiento coordinado del hombro (Eckenrode *et al.*, 2012). El movimiento coordinado que se desarrolla entre la escápula y el humero es conocido como ritmo escapulohumeral (Paine y Voight, 1993), que permite que el hombro pueda alcanzar un rango articular de hasta 180° en el movimiento de elevación (Suárez-Sanabria y Ososrio-Patiño, 2013).

Inman *et al.* (1944) encontraron una relación de 2 a 1 entre la elevación glenohumeral y la báscula externa que desarrolla la escápula, es decir, por cada 3° que aumenta la elevación del hombro, 2° tienen lugar en la articulación glenohumeral y 1° en la articulación escapulotorácica, provocando una báscula externa de la escápula. Actualmente sabemos que este movimiento acompasado entre la escápula y el húmero no sólo se produce durante el movimiento de flexión sino que también tiene lugar durante la de abducción del hombro (Kapandji, 2006).

En concreto, en la escápula se pueden dar un total de tres tipos de movimientos, los cuales están asociados entre sí en distintos grados dependiendo del movimiento ejecutado por el hombro (Kapandji, 2006).

En una vista del plano horizontal podemos observar los movimientos de antepulsión y retropulsión de la escápula. En la antepulsión se produce un desplazamiento anterior tanto de la escápula como del extremo lateral de la clavícula, generalmente por la contracción de los músculos serrato anterior y pectoral menor (D'Freitas, 2013). El movimiento antagonista es la retropulsión, donde el hombro se desplaza posteriormente mientras la escápula se aproxima a la línea media del tórax (a las espinosas de su mismo nivel), gracias a la acción motora de las fibras medias del músculo trapecio y del romboides (García-Porrero y Hurle, 2005).

En el plano frontal posterior podemos describir la antepulsión como una abducción escapular, donde el borde medial de la escápula se aleja de la línea de las espinosas de su mismo nivel (Kapandji, 2006), mientras el movimiento de retropulsión puede describirse en el plano posterior como una aproximación o aducción escapular.

En este mismo plano frontal posterior tienen lugar los desplazamientos en elevación y descenso de la escápula. Durante el movimiento de elevación la escápula asciende deslizándose sobre la pared torácica (D'Freitas, 2013), gracias a la contracción principalmente de la porción superior del músculo trapecio así como del músculo elevador de la escápula (Warwick y Williams, 1985), y de los romboides. Por el contrario el descenso de la escápula se produce por la contracción de las fibras inferiores del trapecio y del serrato anterior (Kapandji, 2006).

Por último, en el plano frontal posterior se producen también los movimientos de báscula escapular o rotacionales, conocidos comúnmente como "campaneos". En el movimiento de báscula externa o rotación hacia arriba, el ángulo inferior de la escápula se dirige hacia fuera y la cavidad glenoidea se orienta más hacia arriba (Kapandji, 2006), por la contracción de las fibras superiores del músculo trapecio y el serrato anterior. Antagónicamente, en el movimiento de báscula interna o rotación hacia abajo, el ángulo inferior de la escápula se desplaza hacia medial y la cavidad glenoidea presenta una tendencia a orientarse hacia abajo (Kapandji, 2006), como resultado de la contracción de los músculos romboides y angular del omóplato.

En estos movimientos basculares la escápula describe un ángulo entre 45° y 60°, siendo el desplazamiento del ángulo inferior mayor hacia lateral que el experimentado por el ángulo superoexterno.

Para entender de forma más didáctica como estos movimientos de la escápula intervienen en el desarrollo de una correcta biomecánica del hombro vamos a basarnos en la obra de Kapandji (2006).

Todos los movimientos del hombro inicialmente tan sólo requieren la intervención de la articulación glenohumeral. Es a partir de ciertos grados cuando el resto de articulaciones del complejo del hombro deben intervenir para facilitar la máxima movilidad articular posible.

En el movimiento de **flexión** de hombro (180°), a partir de los 60° la articulación escapulotorácica desarrolla un movimiento de ascenso y báscula externa (McClure *et al.*, 2001; Ludewig y Reynolds, 2009) por la contracción tanto del trapecio como del serrato anterior (Terry y Chopp, 2000), y a partir de los 120°

cuando además debe producirse una contracción de la musculatura del raquis que permite alcanzar los últimos grados.

En el movimiento de **extensión** (60°) la escápula interviene aproximadamente a los 30° llevando a cabo un movimiento de descenso y bascula interna (Arvelo, 2012) por la contracción del romboidees, fibras medias del trapecio y el dorsal ancho.

El movimiento de **abducción** (180°) es el único que inicialmente requiere que la escápula haga una función de “ajuste” (Borsa *et al.*, 2003), pero es a partir de los 60° cuando la escápula interviene de forma más activa con un movimiento de ascenso y báscula externa (McClure *et al.*, 2001; Ludewig y Reynolds, 2009) por la contracción de los músculos trapecio y serrato mayor.

En cuanto a los **movimientos rotacionales** de hombro, para poder alcanzar los últimos grados de movilidad (80° en rotación externa y 30° en rotación interna) es necesario que la escápula se desplace en el plano horizontal gracias a la contracción de los músculos infraespinoso y redondo menor en el caso de la rotación externa y del dorsal ancho, redondo mayor, subescapular y pectoral mayor en la rotación interna.

El movimiento de **aducción** tan sólo implica 8° de recorrido por el choque que el brazo tiene contra el tronco (Kapandji, 2006), por lo que es el movimiento del hombro al que menor relevancia se le da en el análisis biomecánico.

2.4. POSICIÓN IDEAL DE LA ESCÁPULA EN REPOSO

La escápula, por su gran capacidad de movimiento, modifica su posición para facilitar que la articulación glenohumeral realice movimientos con el mayor rango de movilidad articular y de la forma más precisa posible (Hébert *et al.*, 2002). Sin embargo, no es posible valorar si el movimiento que está realizando la escápula es el correcto sin previamente definir la posición adecuada de reposo en la que debe encontrarse la escápula y que será la posición base a partir de la que se inician todos los movimientos del hombro.

Para poder definir la posición de la escápula en reposo, vamos a considerar principalmente dos planos: plano frontal posterior y plano sagital, mientras el sujeto se encuentra con los dos brazos relajados a ambos lados del cuerpo (Struyf *et al.*, 2012).

En el plano frontal posterior podemos observar la altura, separación o aproximación de la escápula a las espinosas, así como la báscula que presenta la escápula. Mientras, en el plano sagital podemos observar el adelantamiento o posteriorización que presenta en función a una vertical de referencia.

Sin embargo, debemos considerar que la posición de la escápula en reposo se va a ver influenciada por la forma del tórax, actividad muscular y por las variaciones de la articulación acromioclavicular (Kebaetse *et al.*, 1999; Hrysomallis, 2010; Struyf *et al.*, 2011). A pesar de estas posibles variaciones, la literatura señala algunas referencias óseas que deben considerarse para valorar la posición de reposo de la escápula sobre el tórax.

Respecto a la altura sobre la pared torácica, la mayoría de autores señalan que la raíz de la escápula debe posicionarse a nivel de la 2^a-3^a costilla y el borde inferior entre la 7^a-10^a costilla (Sobush *et al.*, 1996; Mottram, 1997; Kapandji, 2006; Schünke *et al.*, 2015), tal como se observa en la **figura 2.10**.

Sin embargo, según Sobush *et al.* (1996) la dominancia influye en la posición que adopta la escápula, ya que en su estudio observaron que la escápula del hombro dominante está más caudal que la del no dominante.

En cuanto a la distancia que presenta la raíz de la escápula respecto a la espinosa de su mismo nivel, no es posible hablar de valores centimétricos ya que

cada autor utiliza un método de evaluación y en la mayoría de las descripciones que encontramos los autores no han tenido en cuenta la envergadura del paciente.

No obstante, algunos autores han podido observar que la raíz de la escápula del hombro dominante se encuentra más abducida que la del hombro no dominante, sin que estas diferencias hayan sido significativas (Sobush *et al.*, 1996; Biazotto *et al.*, 2014).

Figura 2.10. Posición anatómica de la escápula respecto al tórax (Basado en imagen de Thieme Atlas of Anatomy).



La raíz de la escápula se encuentra entre la 2ª-3ª costilla y el ángulo escapular inferior entre la 7ª-10ª costilla, ligeramente posicionada en báscula externa.

En cuanto a este plano frontal posterior, el ángulo escapulotorácico, es decir, la báscula que la escápula presenta, es el parámetro cuya descripción ha generado mayor controversia.

Kapandji (2006) refiere una mayor distancia del borde inferior de la escápula a las espinosas del mismo nivel que la distancia entre la raíz de la escápula y las espinosas. Esto nos sugiere que la posición normal de la escápula en reposo implica un cierto grado de báscula externa, lo que concuerda con

Shhünke *et al.* (2015), tal como vemos en la **figura 2.10**. Sin embargo, Price *et al.* (2001) reportaron como normal que la escápula en reposo se posiciona en ligero campaneamiento interno de unos 10° respecto a la vertical.

Respecto a esta báscula escapular, algunos autores en lugar de considerar el borde medial la han descrito en función de la posición que adopta la raíz de la escápula. Struyf *et al.* (2011) señalan que la raíz debe estar totalmente horizontal con una desviación de $\pm 5^\circ$.

En el plano sagital Kendall *et al.*, (2007) describieron que el acromion debe coincidir con una línea de referencia vertical desde el trago a la base del quinto metacarpiano. En concreto, Shhünke *et al.* (2015) reportaron que la escápula en reposo forma un ángulo de 3°-5° respecto al plano sagital.

Con todas estas referencias podemos hacernos una imagen aproximada de la posición "normal" o "ideal" de la escápula en reposo.

Capítulo III

**LA ESCÁPULA EN LOS DEPORTES DE
RAQUETA**



CAPÍTULO III

LA ESCÁPULA EN LOS DEPORTISTAS DE RAQUETA

3.1. PARÁMETROS Y MÉTODOS DE MEDICIÓN DE LA POSICIÓN DE LA ESCÁPULA DESCRITOS EN LA LITERATURA

3.1.1. Metodología utilizada en la literatura para la medición de la posición de la escápula en reposo

Entre todos los métodos de evaluación utilizados para la medición de la posición de la escápula en reposo, encontramos dos grupos bien diferenciados. Por un lado, están aquellos estudios en los que se utilizan técnicas bidimensionales tales como la observación (Kendall *et al.*, 1993; Struyf *et al.*, 2009), palpación (Lewis *et al.*, 2002), análisis radiológico (Michiels y Grevenstein, 1995), mediciones mediante cinta métrica (Di Veta *et al.*, 1990; Nijs *et al.*, 2005; Struyf *et al.*, 2009), mediciones con calibres (Struyf *et al.*, 2009; Ribeiro *et al.*, 2013; Struyf *et al.*, 2014), mediciones con reglas de vidrio (Lewis y Valentine, 2007; Lewis y Valentine, 2008; Shimpi *et al.*, 2015) y mediciones con inclinómetros (Lewis y Valentine, 2007; Struyf *et al.*, 2011; Ribeiro *et al.*, 2013; Struyf *et al.*, 2014). Por otro lado, encontramos aquellos estudios en los que se utilizan técnicas tridimensionales mediante la aplicación de dispositivos electromagnéticos (Kebaetse *et al.*, 1999; Lukasiewicz *et al.*, 1999; Myers *et al.*, 2005; Oyama *et al.*, 2008; Ribeiro y Pascoal, 2013) y equipamientos electromagnéticos (Ludewig y Cook, 2000).

El método de **observación visual** comporta grandes limitaciones para su uso tanto científico como clínico debido a su baja sensibilidad ante las alteraciones posturales sutiles, así como debido a la falta de objetividad (Iunes *et al.*, 2009).

Los déficits que conlleva la observación visual se eliminan con los **métodos de evaluación centimétricos** como son las cintas métricas, los calibres y las reglas de vidrio. Estos métodos de evaluación requieren que previamente se lleve a cabo una palpación anatómica de las referencias óseas de la escápula y de las

estructuras óseas adyacentes, cuya fiabilidad fue demostrada por Lewis *et al.* (2002).

Algunos de los estudios que han optado por el uso de evaluaciones centimétricas, han llevado a cabo la medición de las referencias óseas de la escápula a otra referencia anatómica como en el caso del desplazamiento horizontal de la escápula (Host, 1995; Nijs *et al.*, 2005; Borstad, 2006; Lewis y Valentine, 2007; Struyf *et al.*, 2009).

En otros casos se ha decidido medir la distancia entre una referencia anatómica a un punto físico extrínseco a la anatomía del sujeto evaluado principalmente para medir la anteriorización de la escápula (Di Veta *et al.*, 1990; Host, 1995; Nijs *et al.*, 2005; Lewis y Valentine, 2008).

En general esta técnicas de evaluación han obtenido unos valores de concordancia intraobservador que indican una fiabilidad entre buena y excelente (Di Veta *et al.*, 1990; Nijs *et al.*, 2005; Lewis y Valentine, 2007; Lewis y Valentine, 2008), tanto al llevar a cabo una sola medición como al calcular la media de tres mediciones (Lewis y Valentine, 2007).

Sin embargo, una de las grandes limitaciones de estas evaluaciones centimétricas es que los valores que nos reportan son propios del sujeto medido y no comparables entre sí ya que en muchas ocasiones están influenciadas por la envergadura del propio sujeto, por ello Di Veta *et al.* (1990) consideraron interesante normalizar estos valores considerando el tamaño real de la escápula y creando un índice de desplazamiento escapular cuyo ICC mostró valores superiores a 0,85.

Esta limitación no se presenta en aquellos casos en los que la evaluación requiere la medición de un ángulo, como ocurre en la medición de la báscula escapular, para lo que muchos investigadores han optado por el uso de **inclinómetros** que colocan directamente sobre las referencias óseas de los sujetos evaluados (Lewis y Valentine, 2007; Struyf *et al.*, 2011; Ribeiro *et al.*, 2013; Struyf *et al.*, 2014) mostrando una concordancia intraobservador entre buena y excelente para la medición de este parámetro.

Sin embargo, a pesar de la alta concordancia intraobservador que muestran tanto las mediciones centimétricas como las llevadas a cabo mediante inclinómetros, el hecho de tener que realizar las mediciones directamente sobre los sujetos dificulta poder verificar la correcta ejecución de las mediciones así como medir en repetidas ocasiones en el caso de ser necesario, factores que facilitan una posible mejora de la concordancia tanto intra como interobservador (Moreno-Pérez *et al.*, 2015).

Todas estas limitaciones se pueden reducir mediante los **análisis radiológicos** considerados como el método “*Gold Standard*” de la evaluación postural (Singla y Veqar, 2014), no sólo por estas ventajas sino porque con el uso de radiografías se reducen de forma muy notable los sesgos derivados de una marcación inadecuada de las referencias óseas por parte del evaluador.

Sin embargo, a pesar de los considerables beneficios del uso de esta metodología de evaluación postural, el uso de radiografías conlleva una serie de desventajas como son el alto coste y el considerable riesgo que entraña para la salud de los sujetos por la exposición de forma repetida a las radiaciones durante la captura de las imágenes (Singla y Veqar, 2014).

Para poder hacer evaluaciones cualitativas y cuantitativas de la postura con una alta rigurosidad Ferreira *et al.* (2010) señalan el uso de la **fotogrametría**, tanto para las mediciones lineales como para las angulares, ya que esta metodología ha mostrado una alta concordancia tanto intraobservador (Ferreira *et al.*, 2010) como interobservador (Ferreira *et al.*, 2010; Singla y Veqar, 2014), con una media de error de 0,11° para las mediciones angulares y de 1,8 mm en las mediciones lineales de la evaluación postural general (Ferreira *et al.*, 2010).

A pesar de no ser muchos los artículos que han optado por esta metodología de evaluación en el análisis de la postura escapular (Lewis y Valentine, 2007; Santos *et al.*, 2009), Santos *et al.* (2009) obtuvieron una concordancia intraobservador excelente (ICC=0,90) en las mediciones tanto de la distancia horizontal del acromion a la vertical de las espinosas así como para la distancia de la raíz de la escápula a la espinosa de T3.

El análisis de la postura a través de fotogrametría implica el uso de un software de análisis postural, sin embargo, muchos de estos programas son de acceso gratuito, tal como señalaron Ferreiro *et al.* (2010) en el caso del SAPo,

quienes concluyeron que esta es una herramienta de medición, tanto de valores lineales como angulares, con una buena concordancia tanto intraobservador como interobservador y que por lo tanto es una herramienta fiable para el análisis postural.

Todas estas ventajas hacen que muchos autores señalen el uso de la fotogrametría como uno de los métodos más aconsejables en la actualidad para llevar a cabo evaluaciones posturales objetivas y precisas (Ferreiro *et al.*, 2010; Singla y Veqar, 2014) debido tanto a su demostrada fiabilidad, así como por sus ventajas asociadas al bajo coste, el fácil manejo de los software que precisan y el menor tiempo de evaluación de los sujetos evaluados en el caso de precisar repetidas mediciones.

Cabe destacar que frente a estas metodologías bidimensionales, algunos estudios han optado por el uso de técnicas tridimensionales para la evaluación postural de la escápula (Kebaetse *et al.*, 1999; Lukasiewicz *et al.*, 1999; Ludewig y Cook, 2000; Myers *et al.*, 2005; Oyama *et al.*, 2008; Ribeiro y Pascoal, 2013).

Algunos autores como Lukasiewicz *et al.* (1999) han utilizado **dispositivos electromagnéticos tridimensionales** para el análisis tanto de las distancias lineales como de las angulares de la posición de la escápula. Obtuvieron un ICC interobservador de 0,88 a 0,99 lo que indica una concordancia entre buena y excelente.

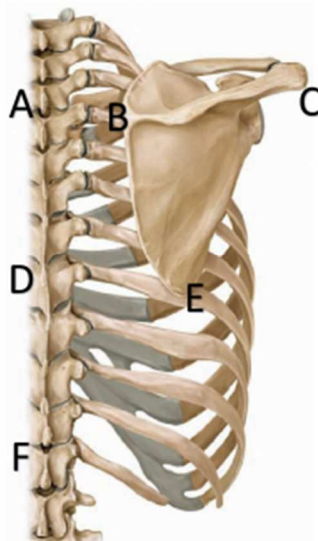
A pesar de la alta concordancia que presenta el uso del análisis de la postura a través de dispositivos electromagnéticos tridimensionales, así como de la ventaja de poder llevar a cabo evaluaciones en 3 dimensiones de una articulación tan compleja como es el hombro, el uso de estos dispositivos es limitado debido a su alto coste y al considerable tiempo que implica el aprendizaje de su manejo y del software de interpretación de datos que se utiliza junto con estos dispositivos (Ludewig y Cook, 2000), lo que hace complicado su uso en el ámbito clínico (McKenna *et al.*, 2004).

3.1.2. Parámetros o puntos de referencia utilizados en la literatura para la medición de la posición de la escápula en reposo

La evaluación de la posición de la escápula en reposo se basa principalmente en tres planos: el plano frontal posterior, en el que se puede

evaluar la separación de la escápula, la altura escapular y la báscula escapular; el plano sagital en el que se puede evaluar la anteriorización de los hombros y, el plano transversal u horizontal en el que se puede evaluar la inclinación escapular y la rotación.

Figura 3.1. Referencias óseas de la posición escapular utilizadas por Lewis *et al.*, 2002 (Basado en imagen de Thieme Atlas of Anatomy).



A: apófisis espinosa torácica de T3; B: raíz de la espina de la escápula; C: ángulo acromial posterior; D: apófisis espinosa de T8; E: ángulo inferior de la escápula; F: apófisis espinosa de T12.

En su estudio Lewis *et al.* (2002) marcaron un total de seis referencias para valorar la posición que la escapular que han sido utilizadas en otros estudios de evaluación de la postura escapular. Estas referencias tal como observamos en la **figura 3.1.** son: la apófisis espinosa torácica que se corresponde con la raíz de la espina de la escápula (generalmente localizada a la altura de T2 o T3) (Lewis *et al.*, 2002; Lewis y Valentine, 2007; Lewis y Valentine, 2008); la raíz de la espina de la escápula (Lewis *et al.*, 2002; Lewis y Valentine, 2007; Lewis y Valentine, 2008; Janes *et al.*, 2012); el ángulo acromial posterior (Lukasiewicz *et al.*, 1999; Lewis *et al.*, 2002; Lewis y Valentine, 2007; Nijs *et al.*, 2007; Lewis y Valentine, 2008; Struyf *et al.*, 2009; Struyf *et al.*, 2010; Janes *et al.*, 2012; Struyf *et al.*, 2013; Struyf *et al.*, 2014); la apófisis espinosa torácica que se corresponde con el ángulo inferior de la

escápula (generalmente localizada a la altura de T7 o T8) (Lewis *et al.*, 2002; Lewis y Valentine, 2008); el ángulo inferior de la escápula (Lukasiewicz *et al.*, 1999; Lewis *et al.*, 2002; Lewis y Valentine, 2008; Janes *et al.*, 2012) y la apófisis espinosa de T12 (Lewis *et al.*, 2002; Lewis y Valentine, 2008).

Además de todas estas referencias anatómicas, para poder evaluar las distintas características posturales de la escápula encontramos en la bibliografía consultada una gran variedad de métodos. Con el objetivo de poder facilitar el entendimiento de cada una de ellas vamos a describir cada una de ellas en distintos subapartados.

3.1.2.1. *Abducción de la escápula en el plano frontal*

La medición de la separación de la escápula en el plano frontal no nos informa de la cantidad de anteriorización de hombros ya que los hombros anteriorizados suelen ir asociados a una rotación interna del húmero y una ligera tendencia a la escápula alada. Por lo tanto, esta medición realmente lo que nos aporta son datos objetivos de la cantidad de abducción-aducción de la escápula, siendo esta variable postural uno de los principales componentes de la postura adelantada de hombros (Di Veta *et al.*, 1990).

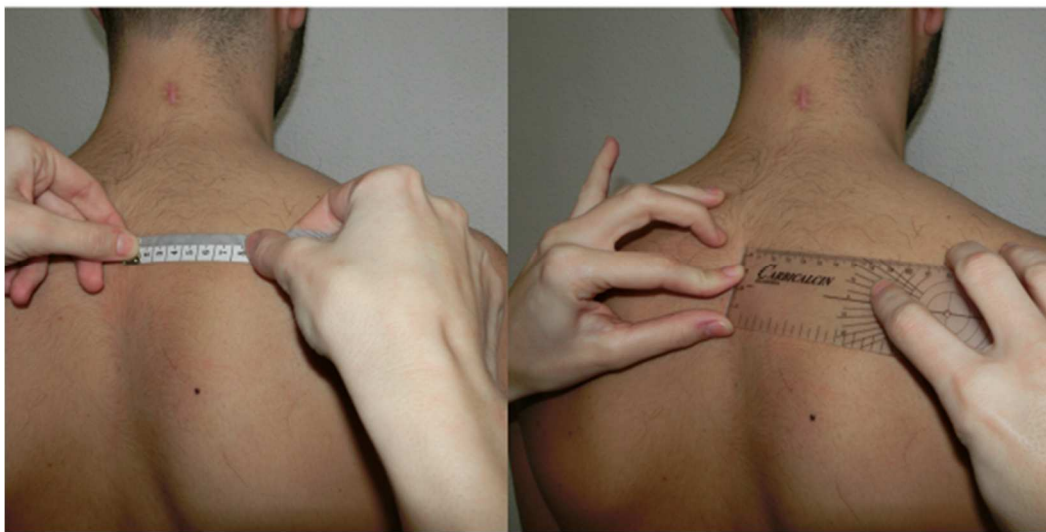
La distancia a la que se encuentra la escápula respecto a la columna vertebral se mide de forma lineal tomando como referencias la raíz de la escápula y la apófisis espinosa que se encuentra al mismo nivel (Lewis y Valentine, 2008; Shimpi *et al.*, 2015), tal como muestra la **figura 3.2**.

Para evitar los posibles problemas derivados de no tomar una referencia ósea exacta, Host (1995) describió otra metodología de evaluación postural que consiste en medir la distancia lineal que existe entre el raíz de la escápula y la apófisis espinosa de T4 mientras el sujeto permanece de pie con ambos brazos relajados a los lados del cuerpo.

Sin embargo, el hecho de tomar como referencia la apófisis espinosa de T4 ha sido muy cuestionada ya que los estudios que han utilizado esta referencia han mostrado valores de concordancia intraobservador muy bajos (ICC=0,50) (Nijs *et al.*, 2005).

Aquellos estudios que marcaron la apófisis espinosa de T3 en lugar de la de T4 (Di Veta *et al.*, 1990; Lewis y Valentine, 2008), utilizando el mismo instrumento de medición que el estudio anterior, obtuvieron una concordancia intraobservador excelente (ICC=0,94) (Di Veta *et al.*, 1990).

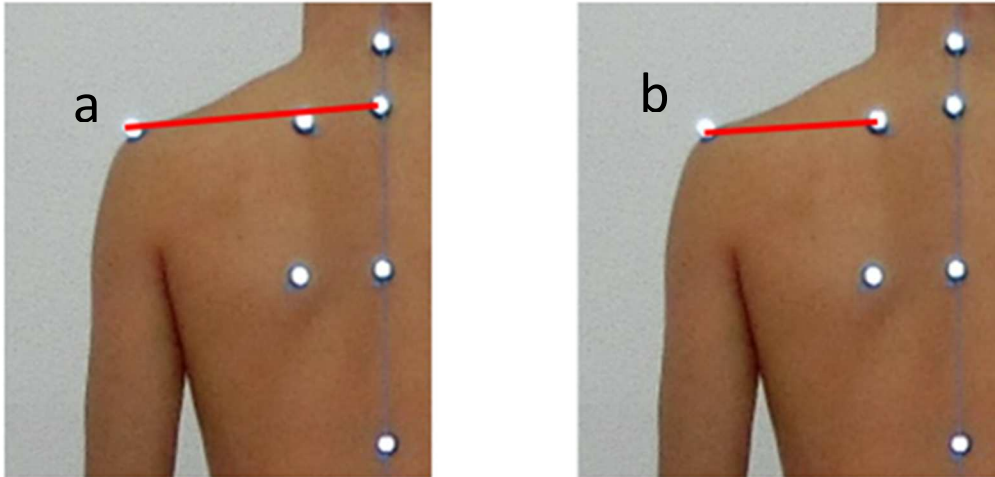
Figura 3.2. Medición lineal de la separación de la escápula en el plano frontal (Fuente propia).



Medición de la distancia lineal desde la raíz de la escápula a la apófisis espinosa del mismo nivel mediante el uso de una cinta métrica o una regla de vidrio.

Di Veta *et al.* (1990) consideraron que al realizar mediciones lineales de esta distancia se obtienen valores centimétricos que están influenciados por el tamaño del sujeto por lo que decidieron normalizar esta distancia teniendo en cuenta el tamaño real de la escápula, para lo que dividieron la distancia escapular total a T3 entre la longitud de la escápula, tal como se observa en la **figura 3.3**.

Figura 3.3. Referencias para la normalizar la distancia entre el borde medial de la escápula y T3 (Fuente propia).



a) Distancia escapular total a la espinosa de T3: desde el ángulo posterior del acromion hasta la apófisis espinosa de T3; b) longitud de la escápula: distancia entre el ángulo posterior del acromion y la raíz de la escápula.

3.1.2.2. *Altura de la escápula en el plano frontal*

En la literatura consultada, la altura de la escápula ha sido medida a través de dispositivos electromagnéticos en tres dimensiones (Myers *et al.*, 2005; Oyama *et al.*, 2008; Ribeiro y Pascoal, 2013) con los que la altura de la escápula fue medida con el ángulo formado por el vector que va desde el ángulo inferior de la escápula hasta la mitad de la espina escapular y el plano transversal.

Por otro lado, Lewis y Valentine (2008) en su análisis postural realizaron una medición directa sobre el paciente en la que se valoró la distancia entre T12 y la espinosa que se corresponde con el ángulo inferior de la escápula, lo que reporto un ICC entre 0,79 y 0,98.

Estos autores (Lewis y Valentine, 2008) señalaron que esta medición es mucho más exacta que medir la distancia que existe entre la apófisis espinosa de T12 y el ángulo inferior de la escápula, ya que esta distancia se puede ver influenciada por el grado de báscula así como de abducción que presente la escápula.

3.1.2.3. *Báscula de la escápula en el plano frontal*

Esta medición angular se ha llevado a cabo directamente sobre el sujeto a evaluar o mediante análisis de imágenes.

En aquellos casos en los que se ha evaluado directamente sobre el sujeto, se colocó un inclinómetro directamente sobre el borde medial de la escápula o sobre la espina escapular, mostrando en ambos casos una concordancia intraobservador considerada entre buena y excelente (Lewis y Valentine, 2008).

Otra opción para medir este ángulo de báscula escapular, llamado ángulo escápulo torácico (AET), es a través de imagen donde el ángulo estará formado por la línea del raquis (línea que une los puntos seleccionados del raquis cervico-dorsal) y el borde medial de la escápula (línea que une los puntos entre la raíz de la espina escapular y el ángulo inferior de la escápula) (Kebaetse *et al.*, 1999).

3.1.2.4. *Anteriorización de la escápula en el plano sagital*

Para medir la anteriorización de hombros en el plano sagital son muchos los autores que han llevado a cabo la medición de la distancia entre el ángulo acromial posterior y la superficie de la camilla con el paciente en posición supina (Nijs *et al.*, 2005; Lewis y Valentine, 2007; Nijs *et al.*, 2007; Struyf *et al.*, 2009; Struyf *et al.*, 2010; Struyf *et al.*, 2012; Struyf *et al.*, 2013), tal como se observa en la **figura 3.4**.

La concordancia interobservador de esta metodología de medición de la anteriorización escapular presentó un ICC con valores superiores a 0,88 lo que indica que esta metodología presenta un nivel de concordancia entre bueno y excelente (Iunes *et al.*, 2005; Gadotti *et al.*, 2006; Castro *et al.*, 2008).

Borstad (2006) señaló que llevar a cabo estas mediciones posicionando al paciente en decúbito supino puede influir sobre la posición de la escápula como consecuencia de la presión que tanto el peso del propio cuerpo como la presión de la camilla ejercen sobre ella, lo que reduce la proyección y modifica la actividad de la musculatura estabilizadora de la escápula (Struyf *et al.*, 2009).

A estos factores que pueden modificar la posición de la escápula se debe sumar el hecho de que al posicionar al paciente en supino se reduce considerablemente la fuerza de la gravedad que actúa sobre la escápula (Borstad, 2006; Struyf *et al.*, 2009).

Por todo ello, Borstad (2006) propuso una metodología alternativa para la medición de la anteriorización de la escápula en el plano sagital en la que el paciente debía permanecer en bipedestación, con los brazos relajados y la espalda en contacto con la pared. En esta posición se mide la distancia entre el ángulo acromial posterior y la pared.

Figura 3.4. Medición de la distancia acromion-superficie de la camilla (Fuente propia).

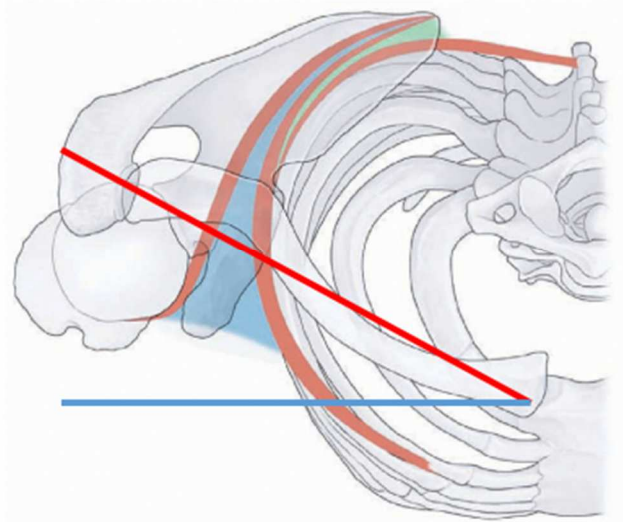


Sin embargo, los resultados obtenidos por Struyf *et al.* (2009) presentaron valores de concordancia interobservador inferior a la metodología descrita por Host (1995) (ICC entre 0,72 y 0,75).

Otra forma de medir esta anteriorización de los hombros es mediante el uso de dispositivos electromagnéticos en tres dimensiones que permiten medir el llamado ángulo de protracción o anteriorización de los hombros (Myers *et al.*, 2005; Oyama *et al.*, 2008; Ribeiro y Pascoal, 2013).

Este ángulo está formado por el vector que pasa desde la articulación esternoclavicular hasta la articulación acromioclavicular y el plano frontal del tórax (Oyama *et al.*, 2008) como muestra la **figura 3.5**.

Figura 3.5. Ángulo de protracción de la escápula en el plano transversal (Fuente propia).



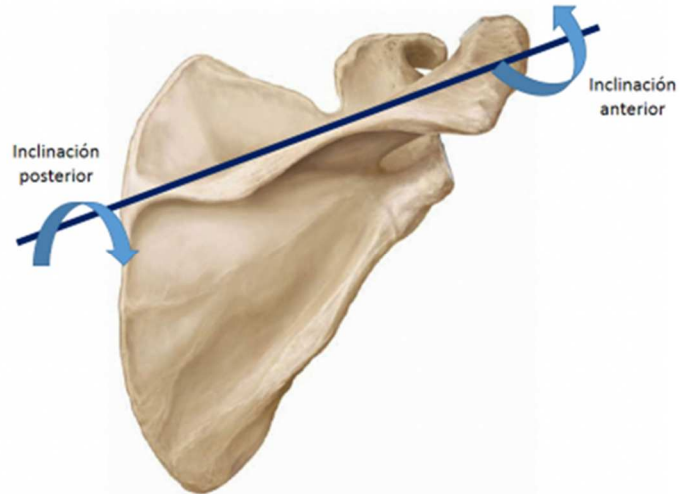
Línea roja vector que va desde la articulación esternoclavicular hasta la articulación acromioclavicular; Línea azul: plano frontal del tórax.

3.1.2.5. Otras variables de la escápula en el plano transversal

En este plano transversal los artículos revisados han evaluado dos orientaciones escapulares más, que son evaluadas de forma objetiva mediante el uso de dispositivos electromagnéticos tridimensionales (Myers *et al.*, 2005; Oyama *et al.*, 2008; Ribeiro y Pascoal, 2013).

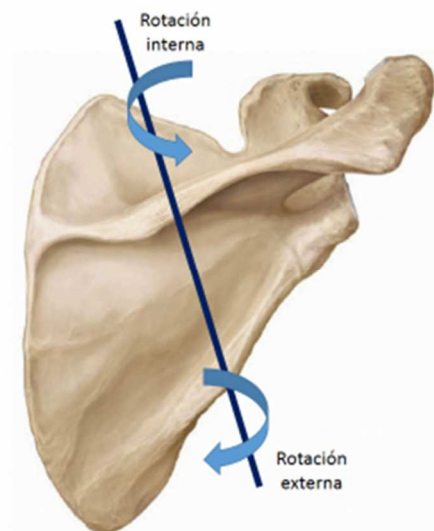
Por un lado, estos investigadores analizaron el grado de inclinación de la escápula, entendido como el resultado de la rotación de la escápula en el eje transversal, como se observa en la **figura 3.6**.

Figura 3.6. Inclinación de la escápula en el eje transversal (Fuente propia).



Por otro lado, midieron el grado de rotación escapular que representa los movimientos que la escápula realiza alrededor de su eje vertical, como se observa en la **figura 3.7**.

Figura 3.7. Rotación de la escápula en el eje transversal (Fuente propia).



Sin embargo, ninguno de estos artículos (Myers *et al.*, 2005; Oyama *et al.*, 2008; Ribeiro y Pascoal, 2013) define exactamente los puntos de referencia que se toman para que el software pueda objetivar estas modificaciones posturales de la escápula.

3.2. DESALINEACIONES DE LA ESCÁPULA EN LOS DEPORTISTAS DE RAQUETA

La relación que existe entre los gestos repetitivos característicos de los deportes de raqueta y las posibles desalineaciones posturales que pueden ocasionarse en la escápula, reside en la teoría de que un cambio postural mantenido en el tiempo puede provocar un desequilibrio de la musculatura agonista-antagonista que se inserta en esta articulación por la hipotonía-hipertonía que sufren estos grupos musculares (Kendall *et al.*, 1993). Es muy probable que todas estas adaptaciones de los tejidos predispongan a modificaciones de la biomecánica tanto de la movilidad activa como de la pasiva de esta articulación (Sahrmann, 2002).

De todos los estudios que hemos revisado sobre la evaluación postural de la escápula en deportistas *overhead* (realizan movimientos repetidos por encima de la cabeza) (Myers *et al.*, 2005; Lewis y Valentine, 2008; Oyama *et al.*, 2008; Struyf *et al.*, 2011; Ribeiro *et al.*, 2013; Ribeiro y Pascoal, 2013; Struyf *et al.*, 2014; Shimpi *et al.*, 2015), la mayoría de ellos lo han hecho utilizando muestras formadas únicamente por deportistas profesionales. Tan sólo hemos encontrado un estudio en el que se valoró la posición de la escápula en deportistas *overhead* no profesionales (Struyf *et al.*, 2014).

Otra de las limitaciones encontradas en la revisión bibliográfica que llevamos a cabo es que de todos estos estudios que han evaluado la posición de la escápula en los deportistas *overhead* tan sólo Shimpi *et al.* (2015) utilizaron una muestra formada únicamente por jugadores de raqueta, mientras que el resto de estudios han evaluado a deportistas *overhead* (Myers *et al.*, 2005; Oyama *et al.*, 2008; Struyf *et al.*, 2011; Ribeiro *et al.*, 2013; Ribeiro y Pascoal, 2013; Struyf *et al.*, 2014) aunque en varios de estos estudios los jugadores de raqueta también han formado parte de ese grupo de deportistas *overhead* (Oyama *et al.*, 2008; Struyf *et al.*, 2014) debido a las similitudes biomecánicas de los gestos habituales de estas disciplinas deportivas (Burn *et al.*, 2016).

En cuanto a la **abducción de la escápula en el plano frontal** respecto a las apófisis espinosas, los estudios no han reportado diferencias significativas entre el hombro dominante y el no dominante de los deportistas profesionales de raqueta (Shimpi *et al.*, 2015) a pesar de que muchos autores han señalado que la escápula

se abduce de las apófisis espinosas en el plano frontal durante la fase de aceleración (*acceleration phase*) y la fase seguir adelante (*follow through phase*) para reducir la carga física a la que es sometido el hombro dominante durante estos gestos deportivos (Kibler y Sciascia, 2010; Voight y Thomson, 2000; Thomas *et al.*, 2010; Thomas *et al.*, 2010-II).

Shimpi *et al.* (2015) con el objetivo de valorar las posibles modificaciones posturales que presenta la escápula del hombro dominante de los jugadores profesionales de raqueta lo compararon con el hombro dominante de un grupo control formado por jugadores de fútbol profesional y observaron que no se dan diferencias significativas entre el hombro dominante de estos dos grupos de deportistas.

A pesar de que ni entre los hombros de los jugadores profesionales de raqueta ni al comparar el hombro dominante de estos deportistas con otro tipo de deportistas se observaron diferencias significativas, Sobush *et al.* (1996) sí obtuvieron diferencias significativas entre el hombro dominante y el no dominante de la población general observando que estos sujetos tenían más abducida la escápula del hombro dominante, sin llegar a justificar por qué dicha modificación de la posición de la escápula se establece en el hombro dominante de la población general.

La literatura revisada no ha mostrado ninguna explicación sobre el hecho de que estas diferencias que se observan entre los hombros de la población general no se establezcan de igual forma en los deportistas profesionales no sólo que practican deportes *overhead* sino en aquellos cuyas disciplinas deportivas no implican el uso repetido de uno de los miembros superiores.

Otra de las características posturales que resultan interesantes en la evaluación postural de la escápula es la **altura en el plano frontal**. Respecto a esta variable posicional se han reportado datos muy similares a los del desplazamiento de la escápula en este mismo plano. Oyama *et al.* (2008) señalaron que no existen diferencias significativas en la altura de la escápula entre el hombro dominante y el no dominante en los deportistas *overhead* profesionales.

Por otro lado, en la mayoría de las investigaciones llevadas a cabo sobre la población general (Sobush *et al.*, 1996; Raine y Twomey, 1998; Kendall, 2007) se ha

reportado una tendencia a que la escápula del hombro dominante se encuentre posicionada significativamente más caudal que la del hombro no dominante.

Magee (2006) atribuye este descenso de la escápula dominante al resultado de los continuos estiramientos a los que se ven sometidos los ligamentos, cápsula articular y musculatura del hombro dominante en la población general por la mayor cantidad de acciones que debe realizar el hombro dominante en comparación con el no dominante.

Por este mismo motivo, Oyama *et al.* (2008) plantearon la hipótesis, que posteriormente no concordó con sus resultados, de que los jugadores de raqueta profesionales deben presentar más acentuado este descenso de la escápula del hombro dominante como resultado de las importantes cargas y las continuas repeticiones de los movimientos del hombro dominante por la práctica habitual de estos deportes.

Sin embargo, respecto a esta variable existe en la literatura una cierta controversia ya que al comparar el hombro dominante de los deportistas *overhead* con el hombro dominante de la población general no se han observado diferencias significativas entre ellos (Myers *et al.*, 2005; Ribeiro y Pascoal, 2013).

Estos datos se confrontan directamente con los reportados anteriormente en los que mientras que en los deportistas *overhead* no se daban diferencias significativas entre sus hombros, en la población general la escápula dominante está más caudal. Algunos autores (Sobush *et al.*, 1996) han señalado que el hecho de utilizar diferentes metodologías para la evaluación de los mismos parámetros posturales puede influir en el hecho de se planteen estas contradicciones entre los resultados aportados por los distintos estudios.

Otra variable evaluada en este mismo plano es la **báscula escapular**. Este aspecto posicional de la escápula es donde mayor controversia encontramos en la literatura revisada en este tipo de deportistas.

Durante la fase de lanzamiento la escápula debe elevarse y bascular externamente (rotación hacia arriba) en el plano frontal, de modo que el espacio subacromial se mantenga lo suficientemente abierto que facilite que la tuberosidad mayor del húmero pueda desplazarse correctamente durante el movimiento de elevación del hombro por encima de los 90° (Dillman *et al.*, 1993; Fleisig *et al.*, 1995; Kibler, 1998).

Debido a la importancia que implica la posibilidad de desarrollar una correcta báscula de la escápula en los deportes que requieren levantar el hombro por encima del nivel de la cabeza de forma repetida (*overhead*) justifica el hecho de que esta es una de las variables posturales más investigadas en estos deportistas (Myers *et al.*, 2005; Oyama *et al.*, 2008; Thomas *et al.*, 2010; Thomas *et al.*, 2010-II; Struyf *et al.*, 2011; Ribeiro *et al.*, 2013; Ribeiro y Pascoal, 2013; Struyf *et al.*, 2014).

En el análisis comparativo entre el hombro dominante y el no dominante algunos estudios (Oyama *et al.*, 2008; Ribeiro *et al.*, 2013) han señalado que no existen diferencias significativas entre la báscula escapular que presentan los hombros en los jugadores profesionales de deportes *overhead*.

Sin embargo, algunos de estos autores (Ribeiro y Pascoal, 2013) observaron posteriormente que sí existían diferencias significativas entre los hombros de los deportistas *overhead* profesionales, caracterizada por una menor báscula externa en el hombro dominante.

Esta pérdida de la báscula externa en el hombro dominante de estos deportistas no sólo ha sido reportada en profesionales, sino que los jugadores *overhead* no profesionales también muestran significativa esta diferencia (Struyf *et al.*, 2014).

Frente a estos estudios, otros autores (Myers *et al.*, 2005; Thomas *et al.*, 2010; Thomas *et al.*, 2010-II; Shimpi *et al.*, 2015) afirman lo contrario, es decir, según los resultados obtenidos en estos estudios los deportistas *overhead* presentan una tendencia a que su escápula dominante se posicione en mayor báscula externa respecto al hombro no dominante.

Según alguno de estos investigadores (Thomas *et al.*, 2010; Thomas *et al.*, 2010-II) el continuo estrés causado por la adaptación de los tejidos puede provocar una debilidad de los músculos estabilizadores de la escápula, principalmente de las fibras inferiores del músculo romboides facilitando que la escápula se posicione el campaneó externo.

Sin embargo, al comparar el hombro dominante de estos deportistas con el de un grupo de deportistas que no implican movimientos por encima del nivel de la cabeza no se han observado diferencias significativas en el grado de báscula escapular (Shimpi *et al.*, 2015).

Estos mismo resultados se han obtenido al comparar el hombro dominante de los deportistas *overhead* con el de la población general no encontrando diferencias significativas entre ambos grupos (Ribeiro *et al.*, 2013).

Ludewig y Cook (2000) observaron que la población general sí presentaba una menor báscula externa del hombro que presentaba dolor en los casos diagnosticados de *Impingement* subacromial. Myers *et al.* (2005) asocian esta menor báscula externa con una reducción del espacio subacromial lo que facilita que las estructura se pincen al ejecutar movimientos por encima de los 90° de elevación.

Sin embargo, al realizar estas mismas comparaciones en deportistas *overhead* tanto profesionales (Struyf *et al.*, 2011) como no profesionales (Struyf *et al.*, 2014) con y sin dolor de hombro no se dieron estas diferencias. Tan sólo se obtuvieron al analizar por separado a las mujeres con y sin dolor de hombro, donde sí se observó una menor báscula externa en el hombro dominante de las mujeres con dolor (Struyf *et al.*, 2011).

Esta falta de consenso entre los resultados obtenidos en la literatura revisada hace que sea de gran interés el análisis de la báscula escapular en los deportistas de raqueta para intentar comprender los motivos de esta posible adaptación postural.

Por otro lado, en el plano sagital es muy interesante evaluar la **anteriorización de hombros** en estos deportistas.

Respecto a esta variable, todos los artículos revisados para este estudio concluyen que los deportistas *overhead* presentan una tendencia a presentar el hombro dominante más anteriorizado que el hombro no dominante tanto en jugadores profesionales (Struy *et al.*, 2011) como en no profesionales (Struyf *et al.*, 2014).

El origen del aumento de la anteriorización del hombro dominante en estos deportistas se atribuye como consecuencia del acortamiento del pectoral menor (Borsa *et al.*, 2003; Nijs *et al.* 2005; Thigpen y Padua, 2006), que se encuentra directamente relacionado con los golpes de derecha o *drive* (Ellenbecker *et al.*, 2009; Struyf *et al.*, 2011; Cools *et al.*, 2015), como consecuencia de una mayor activación muscular del músculo serrato anterior y, de forma indirecta, del

estiramiento de las fibras medias e inferiores del músculo trapecio (Thigpen y Padua, 2006).

A pesar de que el acortamiento del pectoral menor ha sido señalado como un factor de riesgo para el desarrollo de lesiones en este tipo de deportistas, el estudio de Struyf *et al.* (2011) no reportó diferencias significativas en la anteriorización del hombro entre los deportistas *overhead* con y sin dolor de hombro.

Posteriormente, estos mismo autores (Struyf *et al.*, 2014) llevaron a cabo un estudio longitudinal en el que observaron las posibles modificaciones posturales de la escápula en aquellos deportistas *overhead* no profesionales que desarrollaron dolor de hombro, verificando que no existe una correlación directa entre la anteriorización de hombros y el desarrollo de dolor de hombro en estos deportistas.

Por otro lado, en aquellos estudios en los que se dispone de dispositivos electromagnéticos en tres dimensiones se han analizado dos variables posturales de la escápula como son la inclinación y la rotación en el plano transversal.

Respecto a la **inclinación escapular** en los jugadores *overhead* se ha observado que presentan una mayor inclinación anterior de la escápula del hombro dominante tanto en jugadores profesionales (Oyama *et al.*, 2008; Struyf *et al.*, 2011) como en no profesionales (Struyf *et al.*, 2014).

No obstante, este aumento de la inclinación anterior de la escápula del hombro dominante no sólo se da en los deportistas *overhead* sino que algunos estudios han concluido que también se establece en la población general (Myers *et al.*, 2005; Ribeiro y Pascoal, 2013).

A pesar de que estudios previos han señalado que estas alteraciones posturales estaban asociadas con un aumento de la probabilidad de desarrollar un mayor riesgo de desarrollar lesiones en los deportistas que tienen que realizar lanzamientos (Burkhart *et al.*, 2003), Ribeiro y Pascoal (2013) apuntaron la posibilidad de que esta alteración se desarrollase más como una consecuencia del uso repetido del hombro dominante frente al no dominante que como al resultado de la ejecución de movimientos repetidos por encima del nivel de la cabeza, causando un acortamiento del pectoral menor y , antagonistamente, el

estiramiento de las fibras del trapecio medio homolateral (Thigpen y Padua, 2006).

Tan sólo hemos encontrado un estudio en toda la bibliografía revisada en la que se comparó la inclinación de ambos hombros en deportistas *overhead* que presentaban dolor de hombro (Struyf *et al.*, 2011). Estos autores señalaron que existía una mayor inclinación del hombro dominante, sin embargo, utilizaron para ello el método observacional por lo que no pudieron señalar si dichas diferencias eran significativas en estos deportistas.

La otra variable postural de interés en este mismo plano es la **rotación escapular en el plano transversal**. Los deportistas *overhead* profesionales presentan una mayor rotación interna en el hombro dominante en comparación con el no dominante (Oyama *et al.*, 2008; Ribeiro y Pascoal, 2013).

Este aumento de la rotación interna no sólo ha sido observado en los deportistas *overhead* sino que también se ha observado en la población general, por lo que estos autores plantean la posibilidad de que este aumento de la rotación interna de la escápula se trata más de una adaptación ocasionada por el mayor uso del hombro dominante que como resultado de los gestos por encima de la cabeza que conlleva la práctica de estas disciplinas deportivas (Ribeiro y Pascoal, 2013).

En contra de esta conclusión Myers *et al.* (2005) observaron que a pesar de que tanto los deportistas *overhead* como la población general presentan una mayor rotación interna de la escápula en el hombro dominante, al comparar ambos grupos sí se dieron diferencias entre ambos grupos, siendo significativamente mayor la rotación interna desarrolla en el hombro dominante de los jugadores *overhead*.

Basándose en estos resultados, estos investigadores (Myers *et al.*, 2005) plantearon la posibilidad de que este aumento de la rotación interna de la escápula fuese resultado de la práctica continua de estas disciplinas deportivas.

Actualmente, no disponemos de bibliografía suficiente que pueda correlacionar este aumento de la rotación interna de la escápula con el desarrollo de dolor de hombro ya que tal como señalaron Struyf *et al.* (2014) a pesar de que en los deportistas *overhead* que desarrollan dolor de hombro se observa mayor

rotación interna, no existen estudios que justifiquen la naturaleza de este aumento de la rotación interna en estos deportistas.

3.3. RELACIÓN DE LAS DESALINEACIONES DE LA ESCÁPULA A NIVEL FUNCIONAL EN LOS JUGADORES DE RAQUETA

Como se ha reflejado hasta ahora, según la literatura revisada, la posición de la escápula y la estabilidad escapulotorácica son elementos esenciales para que se desarrolle una correcta biomecánica del complejo articular del hombro (Paine y Voight, 1993; Wilk y Arrigo, 1993; Kibler, 1998).

Kendall *et al.* (1993) señalaron que cualquier desalineación que experimenta la escápula respecto a la posición anatómica normal no sólo afecta a la postura sino que influye sobre el rango de movilidad articular así como al desarrollo de la fuerza.

Esta alteraciones del rango de movilidad articular del complejo articular del hombro, así como la fuerza muscular del manguito de los rotadores y demás musculatura periarticular, secundarias a la repetición de movimientos por encima del nivel de la cabeza han sido señalados como posibles factores causantes del desarrollo de dolor de hombro y/o disfunciones de esta articulación en estos deportistas (Stanley *et al.*, 2004; Blache y Montiel, 2012; Moreno-Pérez *et al.*, 2015) motivo por el que es interesante su análisis en los deportistas de raqueta.

3.3.1. Características del rango de movilidad articular de los hombros en los jugadores de raqueta

Los artículos revisados para este estudio han mostrado que los métodos más habituales utilizados para evaluar el rango de movilidad articular del hombro son las mediciones goniométricas directas de la articulación (Ellenbecker *et al.*, 1996; Kibler *et al.*, 1996; Ellenbecker *et al.*, 2002; Tokish *et al.*, 2008; Torres y Gomes, 2009; Nodehi-Moghadam *et al.*, 2013; Shimpi *et al.*, 2015), la medición a través de imágenes (Moreno-Pérez *et al.*, 2015); los dinamómetros isocinéticos (Stanley *et al.*, 2004), los inclinómetros colocados sobre el brazo de palanca articular (Borich *et al.*, 2006; Thomas *et al.*, 2010; Thomas *et al.*, 2010-II) y los dispositivos de evaluación en tres dimensiones (Schmidt-Wiethoff *et al.*, 2004).

Los **movimientos rotacionales** son los que con mayor frecuencia encontramos evaluados en la literatura científica referente al rango de movimiento articular de estos deportistas, tanto activamente (Ellenbecker *et al.*, 1996; Ellenbecker *et al.*, 2002; Stanley *et al.*, 2004; Tokish *et al.*, 2008; Shimpi *et al.*, 2015).

al., 2015) como pasivamente (Kibler *et al.*, 1996; Schmidt-Wiethoff *et al.*, 2004; Borich *et al.*, 2006; Torres y Gomes, 2009; Thomas *et al.*, 2010-I; Thomas *et al.*, 2010-II; Nodehi-Moghadam *et al.*, 2013; Moreno-Pérez *et al.*, 2015).

La mayoría de los estudios realizados en jugadores de raqueta profesionales han reportado un aumento significativo del rango de movilidad de rotación externa y una reducción del rango de rotación interna en el hombro dominante en comparación con el hombro no dominante (Kibler *et al.*, 1996; Schmidh-Wiethoff *et al.*, 2004; Tokish *et al.*, 2008; Moreno-Pérez *et al.*, 2015; Shimpi *et al.*, 2015).

Estas características del rango de movilidad articular en rotación de estos deportistas se ha atribuido a que debido a los movimientos repetitivos del hombro que estos jugadores deben hacer por encima del nivel de la cabeza dan lugar a microtraumas en la parte posterior de la cápsula articular y del fibrocartilago lo que ocasiona una hipertrofia de ambos. Esta hipertrofia ha sido señalada como la principal responsable de la reducción del rango de movilidad de rotación interna de estos deportistas (Burkhart *et al.*, 2003; Schmidh-Wiethoff *et al.*, 2004; Braun *et al.*, 2009).

Este engrosamiento de la cápsula articular da lugar a una migración de anterior de la cabeza humeral respecto a la fosa glenoidea (Tyler *et al.*, 2000; Schmidh-Wiethoff *et al.*, 2004; Myers *et al.*, 2006; Myers *et al.*, 2007), lo que aumenta la laxitud glenohumeral provocando que se pince la musculatura posterior del manguito de los rotadores (Wilk *et al.*, 2002; Braun *et al.*, 2009) dificultando aún más que se desarrollen los últimos grados de movilidad de rotación interna del hombro.

Esta pérdida del rango de movilidad de rotación interna que excede al aumento de la rotación externa o que es mayor de 25° respecto al hombro no dominante Burkhart *et al.* (2003-II) la definieron como GIRD (*Glenohumeral Internal Rotation Deficit*).

Sin embargo al evaluar estos rangos de movilidad en jugadores de tenis no profesionales se ha observado cierta controversia ya que mientras que algunos autores (Torres y Gomes, 2009) han reportado una pérdida de la rotación interna y un aumento de la rotación externa en el hombro dominante de estos deportistas tal como ocurre en los jugadores profesionales, por el contrario otros estudios (Stanley *et al.*, 2004) no han observado diferencias significativas en estos

movimientos entre el hombro dominante y el no dominante, atribuyéndolo a una menor intensidad de juego así como a posibles diferencias técnicas al compararlos con los profesionales.

La pérdida del rango de movilidad en rotación interna como el aumento de la rotación externa no sólo han sido reportadas en deportistas *overhead* sino que algunos autores han observado que tanto la pérdida de la rotación interna como el aumento de la rotación externa se da también en la población general no deportista (Barnes *et al.*, 2001; Vairo *et al.*, 2012).

No obstante, a pesar de que el patrón de movimiento se da tanto en la población general como en los deportistas *overhead*, al comparar a un grupo de jugadores de raqueta profesional con un grupo control se observa que la pérdida de rotación interna y el aumento de la rotación externa es más significativo en el hombro dominante de los jugadores de raqueta (Shimpi *et al.*, 2015).

Siendo significativa también esta diferencia en la pérdida del rango de rotación interna del hombro dominante de los jugadores no profesionales de raqueta al compararlo con un grupo control (Torres y Gomes, 2009).

Respecto a estas adaptaciones en el rango rotacional del hombro dominante de los deportistas *overhead*, Kibler *et al.* (1996) plantearon la hipótesis de si se trata de adaptaciones que desarrollan estos deportistas con el objetivo de mejorar su rendimiento o si por el contrario se trata de factores que pueden predisponer a al desarrollo de lesiones.

Stanley *et al.* (2004) observaron en su estudio con jugadores no profesionales de raqueta que no hubo diferencias en el rango de movimiento rotacional entre los hombros de aquellos que desarrollaron dolor y los que no.

A pesar de que los rango rotacionales son los que más han interesado en las investigaciones del rango de movilidad articular en estos deportistas, Shimpi *et al.* (2015) llevaron a cabo una evaluación de todos los rangos de movilidad articular de ambos hombros en los jugadores de raqueta.

Al comparar el rango de movilidad articular en **extensión** entre ambos hombros en los jugadores profesionales de raqueta observaron que estos deportistas presentan una reducción significativa del rango de extensión del hombro dominante frente al no dominante (Shimpi *et al.*, 2015).

Esta reducción del rango de extensión del hombro dominante también ha sido reportada en la población general no deportista (Barnes *et al.*, 2001).

Sin embargo, al comparar el hombro dominante de los jugadores profesionales de raqueta con el hombro dominante de la población general se observó que el grupo de jugadores profesionales de raqueta presentaba una reducción significativa del rango de extensión del hombro dominante en comparación con el grupo control.

En cuanto al rango de movilidad en **flexión** Shimpi *et al.* (2015) no encontraron ninguna diferencia entre el hombro dominante y no dominante de los jugadores profesionales de raqueta.

Del mismo modo, al comparar el hombro dominante de estos jugadores profesionales con el de un grupo control, estos mismos autores (Shimpi *et al.*, 2015) no observaron diferencias significativas.

Sin embargo, al comparar los dos hombros en un grupo formado por sujetos no deportistas, Vairo *et al.* (2012) sí reportaron diferencias significativas, siendo mayor el rango de movilidad de flexión en el hombro dominante en comparación con el no dominante en estos sujetos, tanto al evaluar la movilidad activa como la pasiva de los hombros.

Por otro lado, al analizar el rango de movilidad de **abducción** en jugadores profesionales no se han objetivado diferencias significativas entre el hombro dominante y no dominante en este tipo de deportistas (Shimpi *et al.*, 2015).

Esta característica del rango de movilidad articular en abducción se ha reportado igual en la población general (Barnes *et al.*, 2001), por lo que no es extraño que al comparar el hombro dominante de los jugadores profesionales de raqueta con el hombro dominante de un grupo control tampoco se haya observado diferencia alguna entre ambos grupos (Shimpi *et al.*, 2015).

Un hecho que resulta llamativo es que al evaluar el rango de movilidad articular de **aducción** entre los hombros de los jugadores profesionales de raqueta, a pesar de que el hombro dominante mostró menor rango de movilidad, esta diferencia no fue significativa en este grupo de deportistas (Shimpi *et al.*, 2015).

Sin embargo, al comparar el hombro dominante de estos jugadores de raqueta profesional con el hombro dominante de un grupo control se observó que

los jugadores profesionales de raqueta presentan una significativa reducción de rango de aducción en el hombro dominante respecto al hombro dominante del grupo control (Shimpi *et al.*, 2015).

No hemos encontrado en la bibliografía revisada ningún estudio en el que se justifiquen las causas que puedan llevar a que estos jugadores desarrollen estas características en el rango de movilidad articular de sus hombros y si estos pueden llegar a ocasionar lesiones en estos deportistas.

3.3.2. Características de la fuerza muscular de los hombros en los jugadores de raqueta

En los estudios en los que se evalúa la fuerza de los hombros en los jugadores de raqueta o deportistas *overhead* los instrumentos de medición más habitualmente utilizados son los dinamómetros manuales (Nodehi-Moghadam *et al.*, 2013), los dinamómetros isocinéticos (Chandler *et al.*, 1992; Ellenbecker *et al.*, 1992; Wilk *et al.*, 1993; Wilk *et al.*, 1995; Stanley *et al.*, 2004; Silva *et al.*, 2006; Yildiz *et al.*, 2006; Saccol *et al.*, 2007; Batalha *et al.*, 2012) y los electromiógrafos de superficie (Corbi y Baget, 2015).

Los deportes englobados dentro de los llamados *overhead* y, más concretamente los deportes de raqueta, son explosivos, por lo que requieren el desarrollo de movimientos ejecutados a altas velocidades para lo que será preciso llevar a cabo contracciones musculares enérgicas, coordinadas y sincronizadas en el tiempo (Wilk *et al.*, 1995; Girard *et al.*, 2006).

La musculatura rotadora del hombro (tanto rotadores internos como rotadores externos) va a desempeñar una función fundamental en el desarrollo de la estabilidad tanto activa como pasiva en la articulación glenohumeral de estos deportistas que realizan continuamente movimientos repetidos por encima del nivel de la cabeza (Nodehi-Moghadam *et al.*, 2013).

Al comparar la **fuerza rotacional interna** del hombro dominante con el no dominante en los jugadores profesionales *overhead*, la mayoría de ellos han observado una mayor fuerza en la rotación interna del hombro dominante (Chandler *et al.*, 1992; Corbi y Baget, 2015). Este incremento de la fuerza de rotación interna se ha atribuido a una adaptación al movimiento de servicio (Nodehi-Moghadam *et al.*, 2013).

Stanley *et al.* (2004) reportaron que este aumento de la fuerza en la rotación interna no se da en las jugadoras no profesionales de tenis en las que no se observaron diferencias entre el hombro dominante y el hombro no dominante. Según estos autores, existe una asociación positiva entre el nivel alto de juego y los ratios de fuerza.

Estas diferencias entre los jugadores profesionales y los no profesionales nos sugieren que las adaptaciones que producen estos deportes en los sujetos que los practican se producen con una menor magnitud en los jugadores no profesionales (Stanley *et al.*, 2004).

Sin embargo, la población general sí presenta un aumento de la fuerza de rotación interna del hombro dominante en comparación con el hombro no dominante (Bhawna *et al.*, 2016), pero al comparar la fuerza de rotación interna en el hombro dominante de los *overhead* con un grupo control, los deportistas *overhead* presentaron mayor desarrollo de la fuerza de rotación interna de su hombro dominante que el grupo control (Nodehi-Moghadam *et al.*, 2013).

Por lo tanto, los resultados muestran como la práctica de estos deportes influye de manera positiva en el aumento de la fuerza de rotación interna del hombro dominante. Sin embargo, en aquellos sujetos en los que se desarrolla dolor de hombro se experimenta una pérdida de esta fuerza respecto a la población sana (Bhawna *et al.*, 2016).

El hecho de que la fuerza disminuya en el hombro de los sujetos con dolor en comparación con los sujetos sanos se ha señalado como una consecuencia de la inhibición de la musculatura como resultado del dolor o de la propia lesión (Ben-Yishay *et al.*, 1994).

La fuerza de **rotación externa** también es mayor en el hombro dominante que en el no dominante en los tenistas profesionales (Corbi y Baget, 2015).

A diferencia de la fuerza de rotación interna, al analizar la rotación externa en los jugadores no profesionales de raqueta se observó un aumento de la fuerza del hombro dominante (Stanley *et al.*, 2004).

A pesar de que este aumento de la fuerza rotadora externa también se observó en la población general (Bhawna *et al.*, 2016), al comparar a los jugadores profesionales *overhead* con un grupo control, el hombro dominante de los *overhead* presentó mayor fuerza rotadora externa (Nodehi-Moghadam *et al.*, 2013).

Tal como ocurrió en la fuerza de rotación interna, al comparar a sujetos con y sin dolor de hombro, los sujetos sanos presentaron mayor fuerza de rotación externa de hombro que los que presentaban dolor (Bhawna *et al.*, 2016).

Respecto a las **fuerzas de flexión y extensión** los tenistas profesionales presentaron mayor fuerza en el hombro dominante que en el no dominante (Corbi y Baget, 2015).

Del mismo modo, al comparar estas fuerzas entre los hombros de la población general, este aumento de la fuerza del hombro dominante se mantuvo también en este grupo de sujetos (Bhawna *et al.*, 2016).

Sin embargo, no hemos encontrado ningún estudio en la bibliografía revisada en el que se comparen la fuerza de los hombros dominantes entre un grupo formado por jugadores de raqueta y un grupo control que nos permita observar si dicho aumento de la fuerza se debe a la práctica deportiva o si por el contrario no se producen modificaciones significativas en el desarrollo de la fuerza en estos jugadores.

Al comparar las fuerzas tanto de flexión como de extensión del hombro entre sujetos sanos y con dolor se observó que los sujetos sanos presentaron mayor fuerza de flexión que los sujetos con dolor, sin embargo, no hubo diferencias significativas en el desarrollo de la fuerza de extensión entre ambos grupos (Bhawna *et al.*, 2016).

Estos mismo autores (Bhawna *et al.*, 2016) plantearon la hipótesis de que el hecho de que la musculatura flexora es una de las principales musculaturas que se afectan en las tendinitis y otras patologías del hombro, hace que sean normales el establecimiento de diferencias significativas entre la fuerza desarrollada por los sujetos que tienen dolor y los sanos.

Es posible que el hecho de que la musculatura extensora esté menos implicada en los movimientos de los deportes de raqueta puede implicar que no se establezca una correlación inversa entre el dolor de hombro y la fuerza de extensión.

En cuanto a las **fuerzas de abducción y aducción** de hombro, los resultados reportados en los deportistas *overhead* muestran diferencias. Los jugadores profesionales presentan mayor desarrollo de la fuerza de aducción del hombro dominante en comparación con el hombro no dominante (Wilk *et al.*, 1995).

Sin embargo, al comparar la fuerza de abducción entre el hombro dominante y el no dominante en estos deportistas, a pesar de que los jugadores de raqueta presentaron mayor fuerza de abducción en el hombro dominante, estas diferencias entre ambos hombros no fueron significativas (Wilk *et al.*, 1995).

Wilk *et al.* (1995) señalaron que a pesar de que la musculatura abductora presenta un alto nivel de actividad muscular durante el gesto de lanzamiento, concretamente en las fases de golpeo y de seguir adelante, el hecho de que esta musculatura suele afectarse en estos jugadores puede ser la causa de que no se desarrollen diferencias entre el hombro dominante y el no dominante por las posibles afectaciones que el tejido pueda tener a pesar de no desarrollar dolor.

Estos resultados difieren de los obtenidos en la población general en la que tanto la fuerza de aducción como la de abducción fue mayor en el hombro dominante que en el no dominante (Bhawna *et al.*, 2016).

Al comparar estas fuerzas entre sujetos con y sin dolor de hombro, se objetivó que mientras que los sujetos sanos presentaron mayor fuerza de abducción que el grupo dolor, al analizar la fuerza de aducción no se observaron diferencias significativas entre estos dos grupos de sujetos (Bhawna *et al.*, 2016).

Bhawna *et al.* (2016) señalaron que, al igual que ocurre con la musculatura flexora, la musculatura abductora es el otro gran grupo muscular que se ve afectado en las patologías propias del hombro y por lo tanto justifica el hecho de que existan estas diferencias en la fuerza desarrollada entre los sujetos con y sin dolor de hombro.

Capítulo IV
OBJETIVOS DEL ESTUDIO



CAPÍTULO IV

OBJETIVOS DEL ESTUDIO

OBJETIVO PRINCIPAL

Cuantificar, de forma global y específica por tipos de deporte, la asimetría de la posición estática de la escápula entre el hombro dominante y no dominante en una muestra de jugadores de raqueta no profesionales (tenis y/o pádel).

OBJETIVOS SECUNDARIOS

- 4.1. Determinar el grado de concordancia intraobservador de la fotogrametría, utilizada en la valoración de la posición estática de la escápula y del rango de movilidad articular del hombro, así como de la dinamometría manual aplicada para la medición de la fuerza muscular del hombro.
- 4.2. Comparar de forma global y específica según tipo de deporte, el rango de movilidad articular y la fuerza muscular del hombro dominante respecto al hombro no dominante de los participantes del estudio.
- 4.3. Examinar la relación entre la posición estática de la escápula del hombro dominante con los hábitos deportivos propios de estos jugadores no profesionales.
- 4.4. Analizar la correlación entre la posición estática de la escápula del hombro dominante con el rango de movilidad articular y la fuerza muscular, así como determinar la relación entre las variables escapulares entre sí.

Capítulo V
DISEÑO Y METODOLOGÍA



CAPÍTULO V

DISEÑO Y METODOLOGÍA

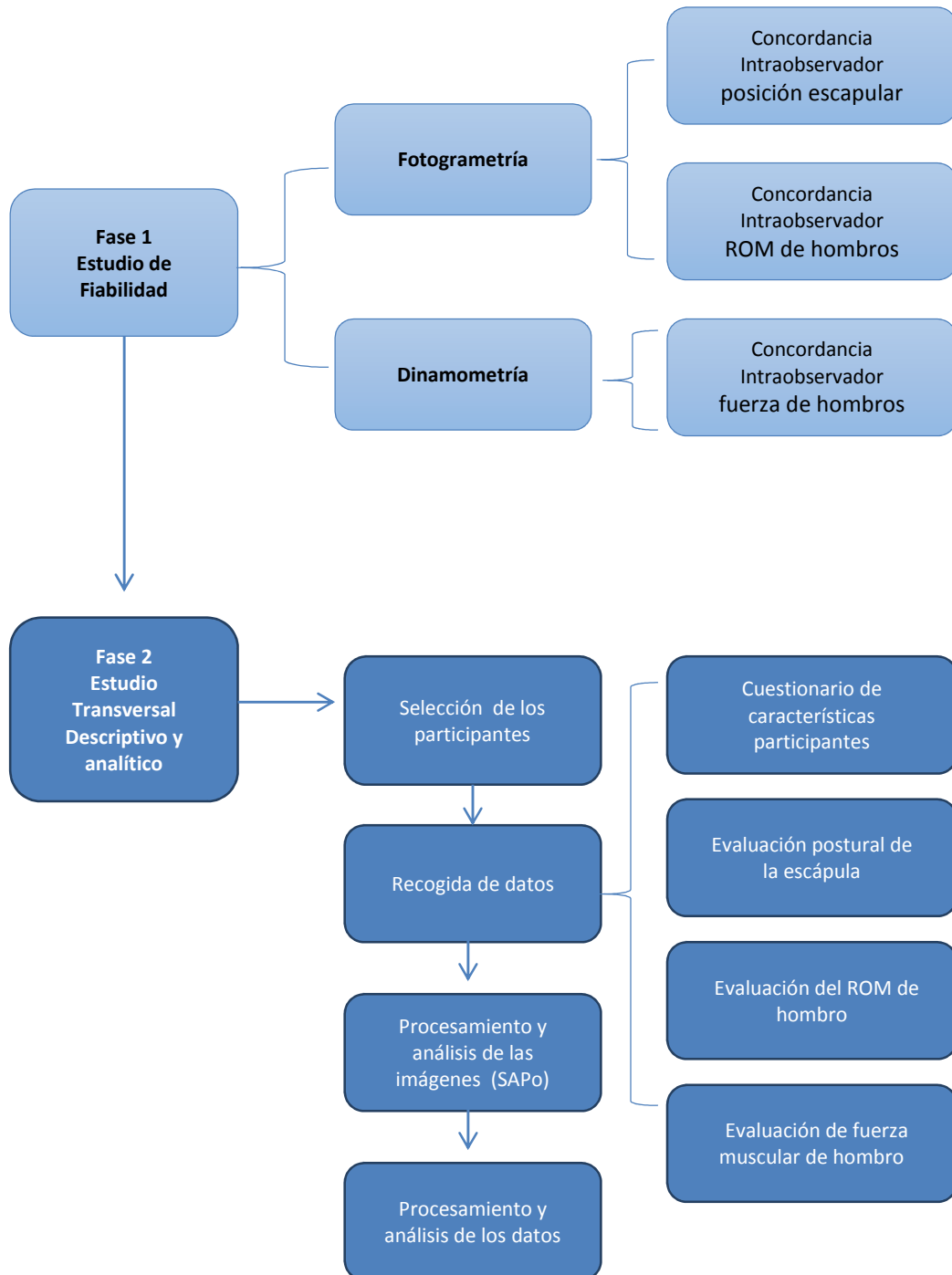
5.1. DISEÑO DEL ESTUDIO

Para el desarrollo de esta investigación se llevaran a cabo dos estudios realizados de forma consecutiva. En la **figura 5.1** exponemos las etapas de desarrollo del estudio, agrupadas en dos fases.

En una primera fase se realizó un **estudio de la fiabilidad**, dónde se valoró la concordancia intraobservador de las principales medidas de resultados utilizadas en el estudio. Por lo tanto, realizamos el análisis de la concordancia intraobservador para el análisis de la posición de la escápula y valoración del rango de movilidad articular del hombro, ambos mediante fotogrametría y, para la valoración de la fuerza muscular del hombro mediante dinamometría manual.

En una segunda fase se llevó a cabo un **estudio transversal, descriptivo y analítico** para evaluar y describir la posición de la escápula, el rango de movilidad articular y la fuerza muscular del hombro, así como los factores asociados, en una muestra de jugadores de raqueta no profesionales.

Figura 5.1. Cronograma de las fases del estudio (Fuente propia).



5.2. ESTUDIO DE FIABILIDAD (CONCORDANCIA INTRAOBSERVADOR)

5.2.1. ÁMBITO Y PERIODO DEL ESTUDIO

El proceso de recogida de datos para el estudio de la concordancia intraobservador tuvo lugar en las instalaciones del club deportivo Club de Campo Elche, ubicado en la ciudad de Elche (Alicante), durante el período comprendido entre junio y julio de 2014.

En sus instalaciones se encuentran tres campos de fútbol, siete pistas de pádel, tres de squash y nueve de tenis, donde diariamente juegan alrededor de 250 jugadores, la mayoría de ellos no profesionales. Además, el club deportivo cuenta con una escuela de tenis (*Escuela de Tenis Club de Campo Elche*) y una escuela de pádel (*Escuela de Pádel Valentin Esteban Caveneghi*), a las que se les solicitó ayuda para la captación de los sujetos que posteriormente formaron parte de este estudio (**Figura 5.2.**).

Figura 5.2. Pistas de tenis y pádel del Club de Campo Elche.



Debido a la alta afluencia de deportistas, principalmente jugadores de raqueta, en el año 2004 se inauguró el actual servicio de fisioterapia dentro de las instalaciones deportivas del club. Este servicio está orientado principalmente a la prevención y tratamiento de lesiones derivadas de la práctica deportiva. Para ello cuenta con tres fisioterapeutas, que atienden alrededor de 130 pacientes

semanales, vinculados, en su mayoría, al deporte. Los tratamientos se llevan a cabo en un total de cinco boxes de tratamiento dotados de aparatología de electroterapia y rehabilitación.

Todas las mediciones de este estudio se llevaron a cabo en una sala adyacente a la sala de fisioterapia, dentro de las instalaciones del Club de Campo Elche, para evitar interrupciones durante todo el proceso de recogida de la muestra y poder disponer del espacio necesario para realizar correctamente la valoración de los sujetos que participaron en las distintas fases.

5.2.2. Participantes

Para este estudio se utilizó se consideró como potenciales participantes del estudio aquellos sujetos que cumplieran con los siguientes criterios de inclusión y exclusión:

Criterios de inclusión:

- Ser mayor de 18 años.

Criterios de exclusión:

- Haber sufrido una intervención quirúrgica articular.
- Presentar alteraciones posturales y/o articulares diagnosticadas, tales como escoliosis o disimetrías.
- Presentar alguna lesión o dolor en el hombro en el momento de la medición.
- En casos de mujeres, estar embarazada.

El reclutamiento de los sujetos fue realizado por el investigador principal. A los potenciales participantes, se les informó verbalmente de los objetivos del estudio, la metodología utilizada para realizar cada uno de los procesos de evaluación, así como el tiempo necesario que implicaban cada una de las mediciones. Posteriormente, aquellos sujetos que cumplían con los criterios de selección y aceptaron participar en el estudio se les entregó la hoja de consentimiento informado, que debían leer y firmar (**Anexo 1**) y se les garantizó la confidencialidad de los datos e imágenes, según la ley orgánica 15/1999, de 13 de Diciembre, de protección de datos de carácter personal.

Debido al elevado tiempo que implicaba llevar a cabo el proceso de evaluación y re-evaluación de cada uno los métodos de medición (análisis postural de la escápula, goniometría y dinamometría de hombros), intentamos que los mismos sujetos no tuvieran que participar de los tres métodos. De esta forma, cada participante fue incluido en solamente dos de los tres métodos, pero para cada método se evaluaron 30 sujetos.

Un total de 60 sujetos fueron invitados a participar, de los cuales, 54 de ellos finalmente aceptaron participar en el estudio. Estos 54 participantes fueron distribuidos de modo que para cada método tuviéramos 30 evaluaciones y reevaluaciones (**Tabla 5.1**). Estos sujetos fueron citados un día y una hora concreta en una sala de las instalaciones del Club de Campo Elche asignada para el estudio.

Tabla 5.1. Muestra de sujetos del estudio de fiabilidad (concordancia intraobservador).

Análisis posición de escápula	Goniometría de hombro	Dinamometría de hombro
n=30	n=30	n=30
6 hombres	9 hombres	11 hombres
24 mujeres	21 mujeres	19 mujeres

n: muestra.

5.2.3. Procedimientos de medición

En este apartado expondremos de forma muy resumida los procedimientos de medición utilizados para el análisis postural de la escápula, de la goniometría y dinamometría de hombros, debido a que se describirán con detalle en el apartado del estudio transversal. Aquí enfatizaremos aquellos aspectos que son más importantes para el análisis de la fiabilidad, tales como los intervalos de tiempo entre las mediciones.

Cabe resaltar que el investigador responsable de realizar las mediciones, aunque presentaba experiencia previa en el tema, pasó por un proceso de entrenamiento antes de llevar a cabo la recogida de datos.

Para el **análisis de la posición de la escápula** utilizamos el método de análisis de imágenes, denominado fotogrametría. El procedimiento adoptado se

inició con la colocación de los marcadores reflectantes sobre las referencias óseas de cada uno de los sujetos y se capturaron un total de tres imágenes en cada uno de los planos evaluados (frontal posterior y sagitales derecho e izquierdo).

Posteriormente, siguiendo el protocolo descrito por Crotty y Smith (2000), se retiraron todos los marcadores y se le invitó a sentarse o salir a caminar durante 10 minutos, tiempo suficiente para que las marcas de los adhesivos desaparecieran. Transcurridos los 10 minutos, se volvieron a colocar los marcadores en las referencias óseas correspondientes y se realizó de nuevo todo el procedimiento de medición.

La valoración del **rango de movilidad articular** también ha sido realizada a través de la fotogrametría. El investigador, después de colocar los marcadores correspondientes en los sujetos y en la camilla, realizaba los comandos verbales a los participantes para que realizasen los movimientos de hombro. La foto era tomada al final del rango de movilidad articular.

El intervalo de tiempo entre la primera y la segunda evaluación fue de 30 segundos. A pesar de que en la literatura analizada (Hayes *et al.*, 2001; Raza *et al.*, 2002; Ruivo *et al.*, 2013) se utilizan tiempos de descanso mayores entre las mediciones, consideramos oportuno utilizar el mismo tiempo de descanso para el estudio de la fiabilidad tanto de las mediciones del recorrido articular como de la fuerza.

Para la valoración de la **fuerza muscular del hombro**, hemos utilizado un dinamómetro manual electrónico, llevando a cabo el "*Break Test Method*" que consiste en evaluar la fuerza muscular mediante una contracción isométrica sostenida por el evaluador durante 5 segundos. Se midieron tres veces cada uno de los movimientos de los hombros. Una vez finalizada la primera medición, basándonos en la metodología utilizada por Bohannon (1986) dejamos descansar 30 segundos a los sujetos y procedimos a la segunda medición.

5.2.4. Análisis de los datos

El grado de concordancia intraobservador de las distintas variables de la posición escapular, así como el rango de movimiento articular y de fuerza, fueron evaluadas calculando el coeficiente de correlación intraclase (ICC). Este índice se

describe como un índice para la medición de la fiabilidad de las mediciones llevadas a cabo a través de un mismo material (Hayes *et al.*, 2001), ya sea por un único evaluador llevando a cabo las mismas mediciones en repetidas ocasiones (ICC intra-evaluador), como objetivo de este estudio, o entre dos o más evaluadores que llevan a cabo el mismo tipo de medición (ICC inter-evaluador).

Los valores de dicho coeficiente han sido descritos previamente, categorizándolos en valores “no aceptables” en las comparaciones realizadas cuando su valor es inferior a 0.70, valores aceptables entre 0.70-0.79, valores muy buenos entre 0.80-0.89, valores excelentes por encima de 0.90 y como valores idénticos cuando el ICC es igual a 1 (Iunes *et al.*, 2005; Gadotti *et al.*, 2006; Castro *et al.*, 2008).

5.3. ESTUDIO TRANSVERSAL, DESCRIPTIVO Y ANALÍTICO

5.3.1. **Ámbito y período de estudio**

El ámbito donde se desarrolló el estudio transversal fue el mismo que para el estudio de la fiabilidad, el club deportivo “Club de Campo Elche”, ubicado en la ciudad de Elche (Alicante). Las características específicas de este centro fueron descritas anteriormente, en el apartado del estudio de fiabilidad.

El período de realización del estudio estuvo comprendido entre septiembre de 2014 hasta septiembre de 2015.

5.3.2. **Participantes**

La población de referencia utilizada para llevar a cabo este estudio fueron jugadores no profesionales de tenis y/o pádel, entendiendo como no profesionales a aquellos jugadores que combinan la práctica deportiva con sus profesiones u obligaciones diarias (Muntañola, 1996). Para evitar errores en la selección de la muestra, también hemos tenido en cuenta los criterios descritos por Sanchis Moysi *et al.* (2010) para poder considerar a los jugadores como profesionales, tales como, que llevan al menos 12 años jugando de forma consecutiva, participan o han participado en competiciones de la Federación Internacional de Tenis o Pádel, y tienen una dedicación aproximada de 25 horas de juego a la semana.

Para reclutar el mayor número de sujetos posible, nos pusimos en contacto con los entrenadores de las escuelas de tenis y pádel del Club de Campo Elche, así como con los entrenadores de otros clubes de raqueta de esta misma ciudad, con el objetivo de que informasen a los jugadores de estas disciplinas para animarles a participar en el estudio. Además, se solicitó a los usuarios del servicio de fisioterapia que informasen a sus compañeros de deporte y amigos que practicasen estas disciplinas deportivas de forma habitual para que participasen en este estudio.

Para poder formar parte de la muestra de nuestro estudio, los jugadores debían cumplir con los siguientes criterios de selección:

Criterios de inclusión:

- Ser mayor de 18 años.
- Estar practicando tenis y/o pádel de forma habitual como mínimo durante el último año.
- Jugar un mínimo de 2 veces por semana.

Criterios de exclusión:

- Jugar o haber jugado como profesional en algún deporte.
- Haber sufrido alguna intervención quirúrgica articular.
- Presentar alteraciones posturales y/o articulares diagnosticadas.
- Presentar lesiones o dolor agudo en el hombro.
- Tener cicatrices adheridas en el cuerpo.
- En caso de ser mujer, estar embarazada.

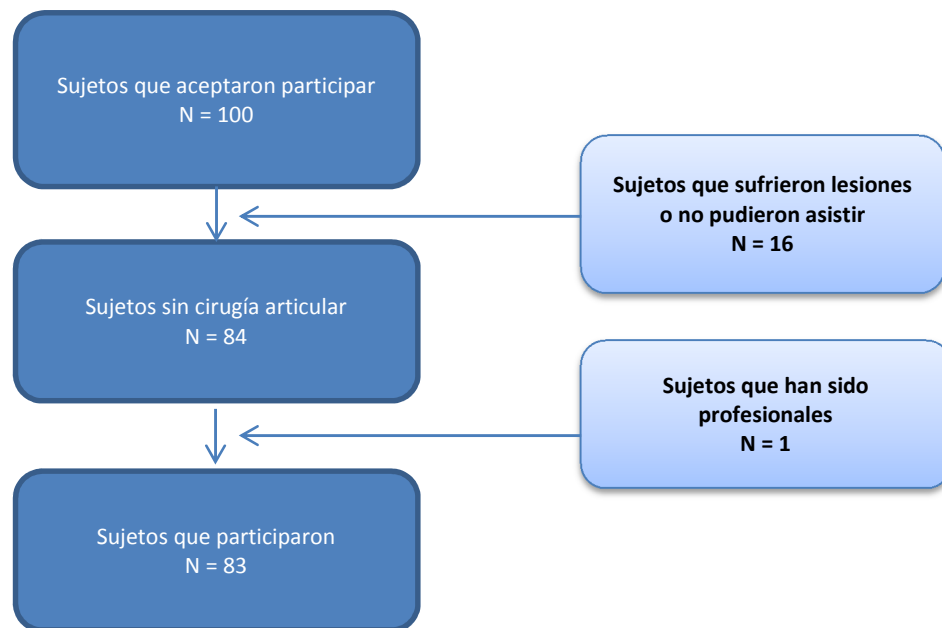
El reclutamiento de los sujetos, similarmente al estudio de fiabilidad, fue realizado por el responsable del servicio de fisioterapia (investigador principal) de forma consecutiva a medida que los mismos acudían al club. El investigador realizó una evaluación inicial de los potenciales participantes para determinar el cumplimiento de los criterios de selección e informarles de todos los aspectos metodológicos del estudio, tales como objetivos, procedimientos utilizados en las distintas evaluaciones, así como el tiempo necesario que implicaba cada una de las mediciones.

Posteriormente, aquellos sujetos que cumplían con los criterios de selección y aceptaron participar del estudio se les pasó la hoja de consentimiento informado, que debían leer y firmar (**Anexo 1**). Adicionalmente, se les garantizó a todos los sujetos la confidencialidad de los datos e imágenes, según la ley orgánica 15/1999, de 13 de Diciembre, de protección de datos de carácter personal.

Un total de 100 individuos cumplieron con los criterios de selección y aceptaron participar en nuestro estudio. De estos, 16 sujetos se perdieron por sufrir algún tipo de lesión en el intervalo de tiempo entre la selección y el día citado para evaluación, o bien porque no pudieron acudir a la cita. Tan sólo un sujeto fue eliminado tras la evaluación exhaustiva por haber sido jugador profesional infantil, lo que podría influir en los resultados.

Finalmente, la muestra estuvo formada por un total de 83 jugadores no profesionales de tenis y/o pádel. En la **figura 5.3** se puede ver un esquema de la selección de la muestra que nos facilitará en el entendimiento de lo descrito hasta ahora.

Figura 5.3. Selección de la muestra del estudio transversal (Fuente propia).



5.3.3. Variables

5.3.3.1. Características de los sujetos

Las variables relativas a las características de los sujetos fueron agrupadas en cuatro bloques:

- Variables sociodemográficas.
- Variables antropométricas.
- Variables relativas a los hábitos deportivos.

Las **variables sociodemográficas** evaluadas fueron la edad, el sexo y la profesión. La última variable, profesión, fue incluida por la posible influencia que pueda ejercer sobre la postura de los sujetos del estudio.

Las profesiones fueron agrupadas en dos grupos diferenciados según la posible repercusión que las distintas profesiones pueden tener sobre el desarrollo de lesiones de hombro, basándonos en los “Protocolos de Vigilancia Sanitaria Específica” (Ministerio de Sanidad y Consumo). Por un lado, se agruparon las profesiones que implican ciclos de trabajo similares, que se asemejan en la secuencia temporal, la fuerza y el movimiento, implicando riesgos de lesiones de hombro y por otro lado las profesiones que no implican riesgo de lesiones de hombro.

Entre las profesiones que implican riesgo de desarrollar lesiones o dolor en el hombro se agruparon: usuarios de pantallas de ordenador, pintores, servicios de limpieza, conductores de vehículos, trabajadores de la construcción, peones, personal que realiza movimientos repetitivos de los brazos u hombros, personal manipulador de pesos, personal referente a la fontanería y la calefacción, carpinteros, mecánicos, trabajadores que utilizan las manos por encima de la altura del hombro, archivos y almacenes y trabajadores de la industria textil. A esta lista de profesiones incluimos, por sus similitudes biomecánicas a: trabajadores de salud y belleza, camareros, electricistas, monitores de tenis o pádel y carniceros.

Por otro lado, dentro de las **variables antropométricas** hemos evaluado el peso, la talla y el IMC.

En cuanto a las **variables de hábitos deportivos** agrupamos en tipo de deporte practicado, dominancia deportiva, forma de ejecución del golpe de revés, años jugando y horas semanales de juego.

Dentro de estas variables, cuando hablamos de *deporte de raqueta*, se hace referencia al deporte de raqueta (tenis o pádel) que juega en la actualidad y a los que ha jugado en algún momento de su vida. Así, agrupamos a todos los jugadores en tres grupos: tenis, pádel y mixto (jugadores que juegan o han jugado a ambos deportes).

En cuanto a la variable *dominancia deportiva* hace referencia al brazo dominante de juego, basándonos para ello en la descripción de Cole *et al.* (2013). Según estos autores hablamos de brazo dominante para referirnos al brazo con el que el jugador es capaz de lanzar una bola. Adaptando esta definición a nuestro

estudio plateamos que el brazo dominante era aquel con el que el jugador sostiene la raqueta durante el juego.

Tabla 5.2. Variables sociodemográficas, antropométricas y de hábitos deportivos de los sujetos.

VARIABLES	TIPO	CATEGORÍAS
SOCIODEMOGRÁFICAS		
Edad	Razón	a
Sexo	Cualitativa nominal	Hombre/Mujer
Profesión	Cualitativa nominal	Implica hombro/No implica hombro
ANTROPOMÉTRICAS		
Talla	Razón	b
Peso	Razón	c
IMC	Cualitativa ordinal	d
HÁBITOS DEPORTIVOS		
Deporte de raqueta	Cualitativa nominal	Tenis/Pádel/Mixto
Dominancia	Cualitativa nominal	Dominante/No dominante
Golpe de revés	Cualitativa nominal	Una mano/Dos manos
Años jugando	Cualitativa ordinal	e
Horas semanales de juego	Cualitativa ordinal	f

a (1 = 18-39 años; 2 = 40-60 años; 3 = >60 años); b (1 = 1.45-1.64 m; 2 = 1.61-1.80 m; 3 = >1.80 m); c (1 = 45-64.9 Kg; 2 = 65-84.9 Kg; 3 = >84.9 Kg); d (1 = <18.5; 2 = 18.5-24.9; 3 = 25-29.9; 4 = >29.9); e (1 = 1-14 años; 2 = 15-30 años; 3 = >30 años); f (1 = 1-3 horas; 2 = 4-6 horas; 3 = >6 horas).

Respecto a la variable *años de juego*, se incluyeron todos los años en los que estos jugadores habían practicado, de forma consecutiva, cualquier deporte de raqueta.

Por último, en cuanto a la variable *horas semanales de juego* se incluyeron tanto las horas que el sujeto practicaba tenis y/o pádel semanalmente, así como las horas semanales que entrenaban, ya que el tipo de entrenamiento que realizan estos deportistas consiste principalmente en la mejora o práctica de determinados golpes y/o estrategias de juego.

En la **tabla 5.2** encontramos estas variables, con cada una de las categorías en las que fueron agrupadas.

5.3.3.2. Variables relativas a la posición estática de la escápula

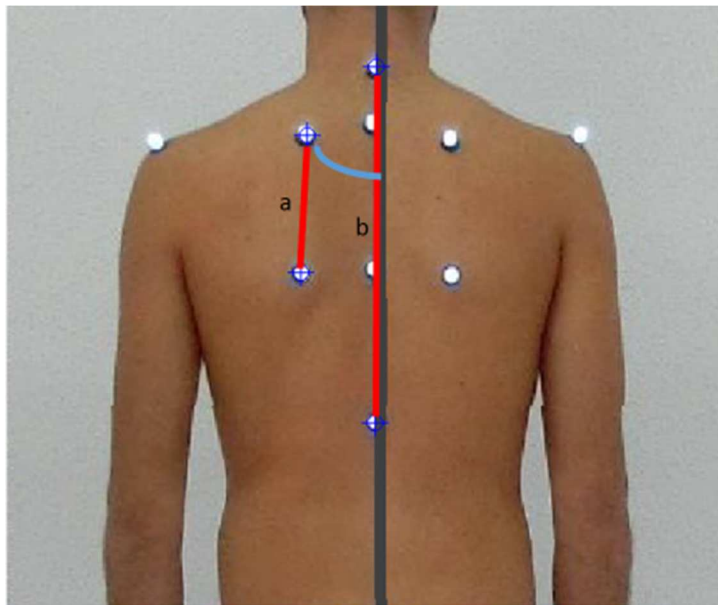
Las variables relativas a la posición de la escápula fueron analizadas en tres planos: plano frontal posterior, plano sagital derecho y plano sagital izquierdo.

En total se midieron 4 variables posicionales de la escápula, tres fueron medidas lineales y tan sólo una de ellas fue una medición angular.

Ángulo escapulo torácico (AET): Ángulo formado por la línea que une los puntos de referencia desde la apófisis espinosa de C7 hasta D12 junto con la línea que une los puntos de la raíz y el ángulo inferior de la escápula, es decir, la línea que se corresponde con el borde medial de la escápula (Kebaetse *et al.*, 1999), tal como se observa en la **figura 5.4**.

Esta variable nos aporta información sobre el grado de báscula que presenta la escápula en el plano frontal posterior.

Figura 5.4. Ángulo escapulo torácico (Fuente propia).



a) Línea que une la raíz y el ángulo inferior de la escápula; b) Línea que une todas las apófisis espinosas desde C7 hasta T12.

Desplazamiento escapular lateral normalizado (DELN): Distancia lineal entre la apófisis espinosa de T3 y el ángulo acromial posterior de la escápula (**Figura 5.5**), que fue normalizada, tal como indicaron Di veta y cols (1990), dividiendo dicho valor entre la distancia lineal que existe desde la raíz de la

escápula al mismo ángulo (**Figura 5.6**) (Lewis y Valentine, 2008; Struyf *et al.*, 2012).

$$\text{DELN} = (\text{T3_Ángulo acromial posterior}) / (\text{Raíz escapular_Ángulo acromial posterior})$$

Esta variable consiste en un índice, resultante de la normalización de esta distancia en función del tamaño de la escápula. Nos aporta información sobre la distancia a la que se encuentra la escápula respecto a la columna vertebral en la posición de reposo, es decir, el grado de abducción escapular.

Figura 5.5. Distancia lineal ángulo acromial posterior - T3 (Fuente propia).

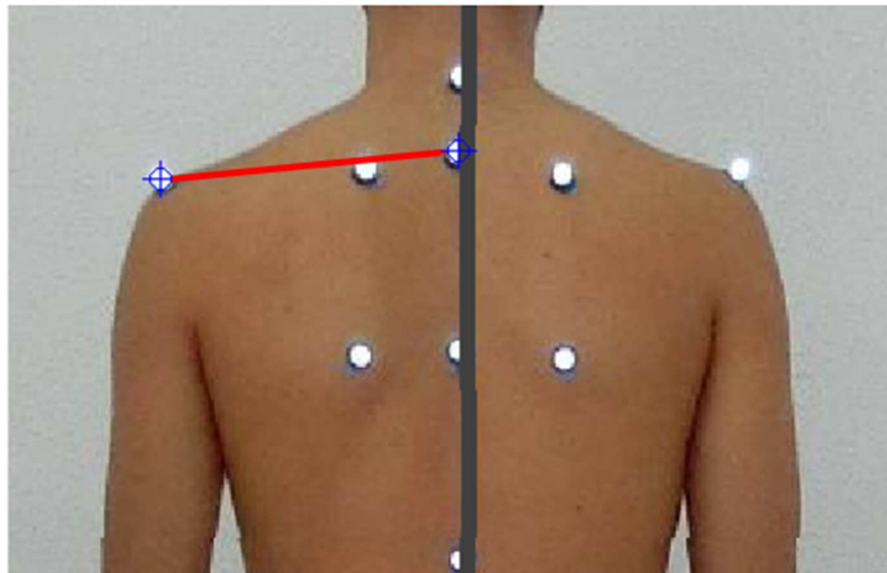
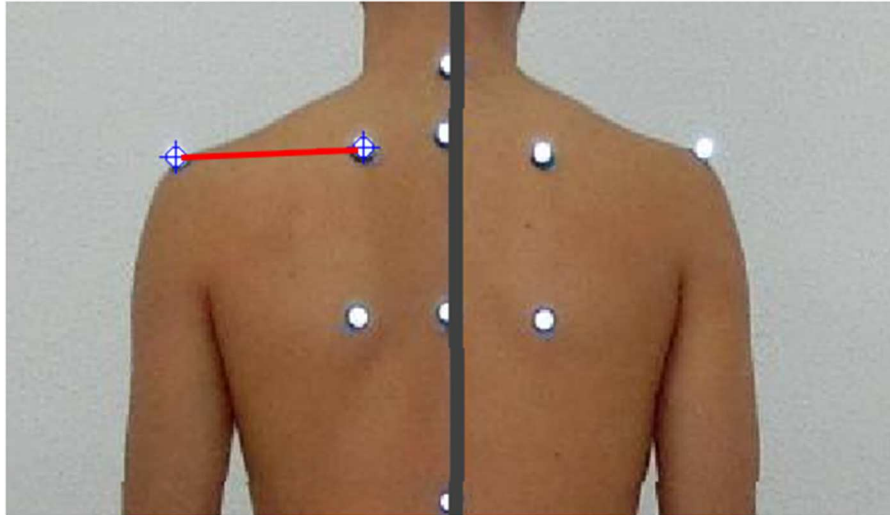


Figura 5.6. Distancia lineal ángulo acromial posterior – raíz de la escápula (Fuente propia).



Índice de altura escapular (IND_ALT_ESC): Medimos la distancia entre la raíz y el ángulo inferior de la escápula, a lo que llamamos altura de la escápula (ALE) (Figura 5.7). Posteriormente medimos la distancia entre el ángulo inferior de la escápula y el borde superior de la imagen, a lo que llamamos altura del ángulo escapular inferior (ALAEI) (Figura 5.8).

Para normalizar esta distancia dividimos la altura del ángulo escapular inferior (ALAEI) entre la altura de la escápula (ALE).

$$\text{IND_ALT_ESC} = \text{ALAEI} / (\text{ALE})$$

Este índice no está descrito en la literatura y se diseñó *ad hoc* para este estudio basándonos conceptualmente en el desplazamiento escapular lateral normalizado por Di Veta *et al.* (1990). Esta variable nos aporta información sobre la altura de la escápula en el plano frontal posterior.

Figura 5.7. Altura de la escápula (ALE) (Fuente propia).

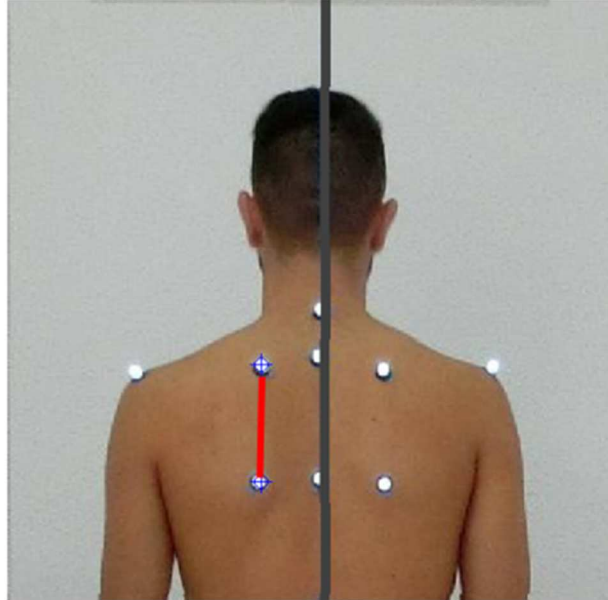
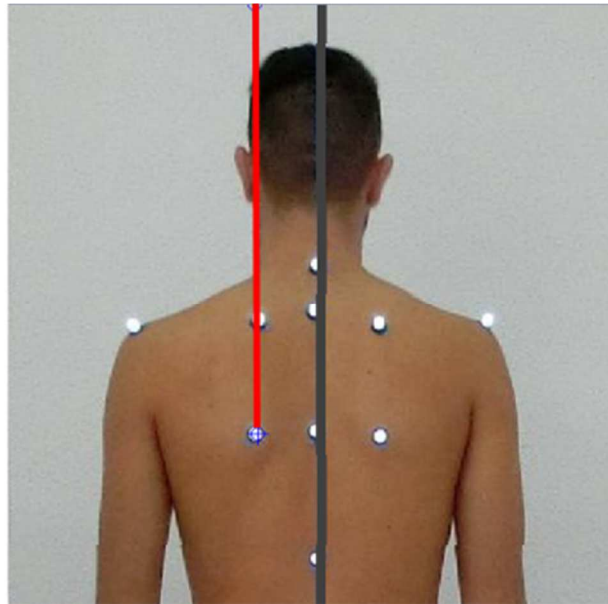


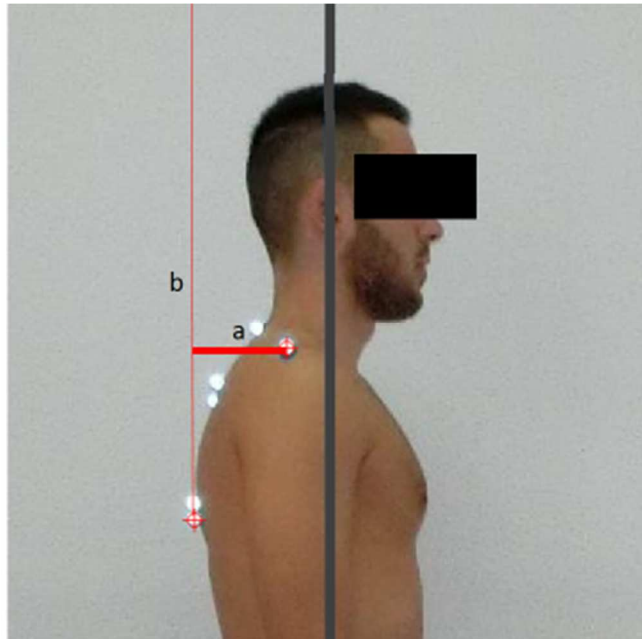
Figura 5.8. Altura del ángulo escapular inferior (ALAEI) (Fuente propia).



Distancia del ángulo acromial posterior a una vertical de referencia (Acromion_V): Distancia lineal, medida en el plano sagital, entre el ángulo acromial posterior de la escápula del sujeto a una vertical coincidente con el ápex de la curva cifótica, tal como podemos ver en la **figura 5.9**.

Esta variable mide la anteriorización del hombro en el plano sagital (Struyf *et al.*, 2009).

Figura 5.9. Distancia del ángulo acromial posterior a la vertical (Fuente propia).



a) Distancia desde el ángulo acromial posterior de la escápula a la vertical de referencia; b) Vertical de referencia coincidente con el ápex cifótico.

En la **tabla 5.3** se exponen las variables relativas a la posición de la escápula, con su escala de valores y categorías.

Tabla 5.3. Variables relativas a la posición estática de la escápula.

VARIABLES	ESCALA DE MEDICIÓN	CATEGORÍAS
PLANO FRONTAL POSTERIOR		
Ángulo escápulo torácico ^a	Razón	—
Distancia escapular lateral normalizada ^b	Razón	—
Índice de altura escapular ^c	Razón	—
PLANO SAGITAL		
Distancia del acromion a la vertical ^d	Razón	—

a (grados); b (unidad de abducción escapular); c (unidad de altura escapular); d (centímetros).

5.3.3.3. Variables relativas al rango de movilidad articular de los hombros

Las variables relativas al rango de movilidad articular de los hombros incluyeron todos los movimientos del hombro excepto el movimiento de aducción, debido a que nuestro objetivo de estudio fue medir el rango de movilidad articular de los movimientos puros. La aducción pura presenta un rango de movimiento casi inexistente, aproximadamente 8°, debido a la presencia del tronco, lo que ocasiona que este movimiento en la mayoría de ocasiones se realice acompañado de flexión o extensión de hombro (Kapandji, 2006).

En la **tabla 5.4** podemos ver las variables relativas al rango de movilidad articular del hombro.

Tabla 5.4. Variables relativas al rango de movilidad articular del hombro.

VARIABLES ^a	ESCALA DE MEDICIÓN	CATEGORÍAS
Flexión	Razón	-
Extensión	Razón	-
Abducción	Razón	-
Rotación externa	Razón	-
Rotación interna	Razón	-

a: medidas en grados

5.3.3.4. Variables relativas a la fuerza muscular de los hombros.

Las variables incluidas respecto a la fuerza muscular desarrollada por la musculatura de los hombros, son las resultantes de la ejecución de los seis principales movimientos del hombro, tal como se muestra en la **tabla 5.5**.

Tabla 5.5. Variables relativas a la fuerza muscular del hombro.

VARIABLES ^a	ESCALA DE MEDICIÓN	CATEGORÍAS
Flexión	Razón	-
Extensión	Razón	-
Abducción	Razón	-
Aducción	Razón	-
Rotación externa	Razón	-
Rotación interna	Razón	-

a: medidas en Kilogramos-Fuerza.

5.3.4. Instrumentos de medición

5.3.4.1. Instrumentos de medición de las características de los participantes

Para la evaluación de las variables sociodemográficas y de hábitos deportivos hemos diseñado un cuestionario (**Anexo 2**).

Por otro lado, para la evaluación de las variables antropométricas hemos utilizado una balanza electrónica (peso) y un tallímetro (altura). La balanza digital fue del modelo “digital memory”, con un rango de medición desde 0 a 150 kilogramos (Kg) y una precisión de 100 gramos. El tallímetro usado fue de la marca Seca, modelo 213. Este estaba compuesto por una barra vertical milimetrada desde 20 a 205cm, con subdivisiones de 1mm.

5.3.4.2. Instrumentos de medición de la posición estática escapular

Para llevar a cabo las mediciones de nuestro estudio utilizamos: un posturómetro; marcadores reflectantes adhesivos; dos cámaras fotográficas y un trípode para la cámara fotográfica. A continuación, se describen de forma detallada cada uno de estos instrumentos.

Posturómetro

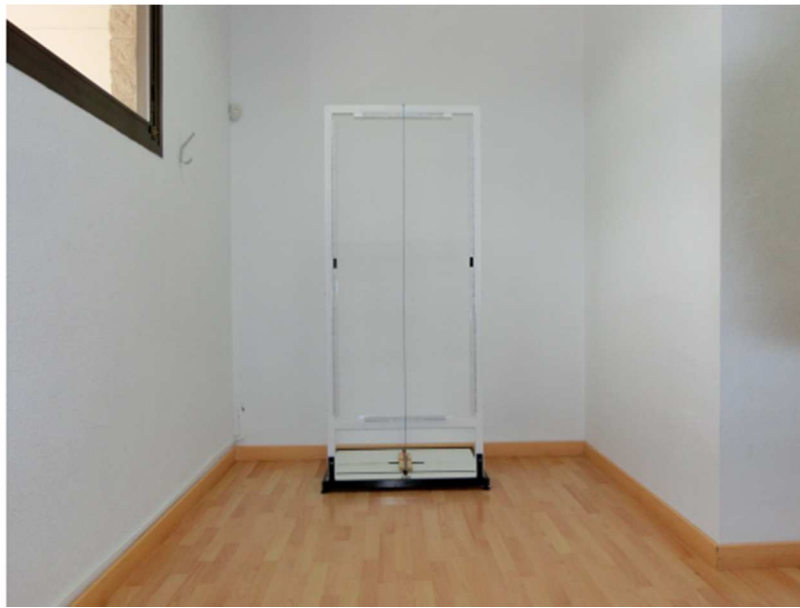
Para nuestro estudio utilizamos un posturómetro. El posturómetro es un instrumento de medición postural. Como se puede ver en la **figura 5.10**, este instrumento consta de una estructura vertical, anclada a la base a modo de marco; un nivel de burbuja, colocado sobre la base de apoyo; una cinta métrica horizontal y dos verticales serigrafiadas en el propio marco, cuya escala viene dada en centímetros y una plomada que pende del punto medio de la parte media del marco superior.

El posturómetro tiene una base de apoyo con unas dimensiones de 60x85cm, en cuya parte media viene marcada una línea vertical que la divide en dos partes iguales.

Debido a que en nuestro estudio debíamos estandarizar la posición de los pies de los sujetos, colocamos una cinta adhesiva, de color blanco, perpendicular a la línea vertical de la base, pasando justo por su punto medio. En el punto de unión de ambas líneas colocamos un velcro sobre el cual, posteriormente, colocamos un rectángulo de madera, de 7x30cm (centímetros), en el que los

sujetos debían posicionar los pies a ambos lados, con el objetivo de mantener estandarizada la pisada en todos los sujetos durante todo el proceso de medición (Sacco *et al.*, 2007).

Figura 5.10. Posturómetro (Fuente propia).



Para aumentar la estandarización de los pies, colocamos sobre la tabla, unos marcadores adhesivos que delimitaban el centro geométrico de la misma, de modo que la base del V metacarpiano debía coincidir con dicho centro durante la captura de la imagen fotográfica (**Figura 5.11**), modificando la posición de la tabla en la captura de imágenes para cada uno de los planos, manteniendo la coincidencia entre el centro geométrico de la tabla y el centro de la base del posturómetro.

En la parte anterior de la base del posturómetro, se encuentra un nivel de burbuja que permite determinar si la base del posturómetro se encuentra totalmente horizontal (esta base es regulable a través de cuatro patas de rosca).

Sobre la parte anterior de esta base, se alza una estructura metálica rectangular, posicionada a modo de marco, de dimensiones 80x190cm. Sobre ambas verticales, de dicho marco, encontramos unas cintas métricas milimetradas, con marcaciones numéricas divididas en centímetros, que van

desde 0 a 150cm en sentido descendente. De igual modo, sobre las horizontales de este marco encontramos las mismas escalas de medición, pero iniciándose desde el 0 en la parte media y prolongándose hasta alcanzar los 20cm a cada lado.

Figura 5.11. Tabla para estandarización de la pisada (Fuente propia).



Por último, desde el centro de la horizontal superior del marco, pende una plomada (un cono metálico sostenido por un hilo cuyo objetivo fundamental es marcar la línea vertical respecto a dicha horizontal).

Marcadores reflectantes adhesivos

Para la marcación de las referencias anatómicas de los sujetos utilizamos marcadores reflectantes de captura de movimiento (*reflective markers*) de 12.7mm (milímetros) de diámetro, con una base flexible de 3/4 " (**figura 5.12**).

Estos marcadores se fijan a la piel o a determinados tejidos, mediante la colocación de adhesivos a doble cara, de un solo uso que se colocan sobre la base de los mismos. Tanto los marcadores como los adhesivos fueron adquiridos en la empresa B&L Engineering, de Santa Ana (California).

Figura 5.12. Marcadores reflectantes adhesivos (Fuente propia).



Cámara fotográfica y trípode

Los registros fotográficos fueron realizados con dos cámaras digitales Casio XLIMZR-1000, con capacidad de enfoque en 0.15 segundos y tiempo entre disparos de 0.26 segundos. Con una resolución de 16 megapíxeles y un objetivo de 24mm y zoom óptico de 12.5 aumentos.

Cada una de las cámaras se colocó sobre un trípode Hama Star 05, adecuados para este modelo de cámara fotográfica, que pueden alcanzar una altura máxima de 106.5cm respecto a la base de apoyo.

Estos trípodes disponían de una manivela de ajuste continuo de altura de la columna central y un nivel de burbuja situado en la base de soporte de la cámara, para evitar que la cámara perdiera su verticalidad durante el registro de las imágenes.

5.3.4.3. Instrumentos de medición del rango de movilidad articular del hombro

El registro de los rangos de movilidad articular de ambos hombros, se llevó a cabo mediante el uso de una cámara fotográfica y de una camilla con doble orificio facial (uno en cada uno de los extremos de la superficie de apoyo), lo que

facilitó que los sujetos pudiesen adoptar la posición de decúbito prono, necesaria para algunas de las mediciones sin tener que modificar la posición de la cámara.

5.3.4.4. Instrumentos de medición de la fuerza muscular del hombro

Para llevar a cabo las distintas mediciones de la fuerza muscular utilizamos un dinamómetro manual, modelo *Microfet-2* (**Figura 5.13**), de la empresa Psymtec Material Técnico (Madrid), que adjuntaba un certificado de calibración.

El dinamómetro incorpora un microprocesador de precisión, calibrado en Newtons y en kilogramos-Fuerza, con una precisión de 0.01, lo que nos permitió obtener datos precisos, objetivos y comparables de la fuerza de presión muscular, a través de una pantalla digital en la que aparecían los valores de la fuerza ejercida por los sujetos.

Figura 5.13. Dinamómetro manual (Fuente propia).



El dinamómetro disponía de tres adaptadores para facilitar un buen acoplamiento entre la zona de medición y el dinamómetro. Para nuestro estudio, utilizamos en todas las mediciones el adaptador curvo de mayor tamaño (**Figura 5.14**) permitiendo un acoplamiento óptimo con el brazo y el antebrazo.

Figura 5.14. Adaptadores para el dinamómetro manual (Fuente propia).



5.3.5. Procedimiento de las mediciones

Para llevar a cabo las evaluaciones los sujetos fueron citados uno a uno en distintos días y horarios. Se estimó una media de 90 minutos por sujeto, para llevar a cabo las mediciones de forma tranquila y correcta.

La habitación en la que se realizaron todas las mediciones del estudio cumplía con las características necesarias para conseguir un ambiente óptimo para las mediciones, que fueron descritas por Watson y Macdonncha (2000): fondo blanco, 23°C de temperatura ambiente, sala bien iluminada y en una zona tranquila, alejada de ruidos e interrupciones, reservada exclusivamente para las mediciones del estudio, manteniendo de esta forma la privacidad de los sujetos durante el proceso de evaluación.

La secuencia de mediciones adoptada fue primeramente recogimos los datos sobre las características de los pacientes, incluidos las medidas antropométricas, seguido de la evaluación de la posición escapular, rango de movilidad articular y finalmente concluimos con la evaluación de la fuerza. A continuación, se describen cada uno de los procedimientos adoptados.

5.3.5.1. Procedimiento de la medición de las características de los sujetos

Inicialmente, empezamos la evaluación con una entrevista a los participantes, donde recogimos la información contenida en el cuestionario (**Anexo 2**) sobre las variables sociodemográficas y de hábitos deportivos.

Posteriormente, se solicitó a los sujetos quitarse la ropa, quedándose con el mínimo de prendas, siendo en el caso de las mujeres la ropa interior o un traje de baño de dos piezas y en el caso de los hombres ropa interior o pantalón corto muy ajustado. Una vez estaban los sujetos con las prendas adecuadas, se procedía a la medición de la talla, para lo que se le solicitaba que se colocase, sin calcetines, sobre la base del tallímetro. El evaluador, situado enfrente del sujeto, le indicaba que mirase al frente y que colocase los pies y las rodillas juntas, posicionando los talones, el sacro y la occipital en contacto con el tallímetro, y con los brazos relajados a ambos lados del cuerpo y las palmas de las manos en contacto con la cara lateral del muslo. Se le solicitaba inspirar y espirar, para normalizar las curvas vertebrales y, en esos momentos, se bajaba el soporte superior del tallímetro hasta tocar con el vértex de la cabeza del sujeto, obteniendo el valor de la talla del sujeto en centímetros (Mazza, 2003). Seguidamente se pesó a los sujetos en la balanza digital.

Ambos valores, talla y peso, fueron registrados en el cuestionario que inicialmente habían rellenado cada uno de los sujetos. Posteriormente, con ambos datos, se calculó el índice de masa corporal (IMC) o índice de Quételet, que indica la medida indirecta de la cantidad de grasa corporal que posee el sujeto. Dicho índice se obtiene dividiendo el peso en kilogramos por el cuadrado de la talla en metros (Daza, 2002).

$$\text{IMC} = \text{Peso (Kg)} / \text{Talla}^2 \text{ (m)}$$

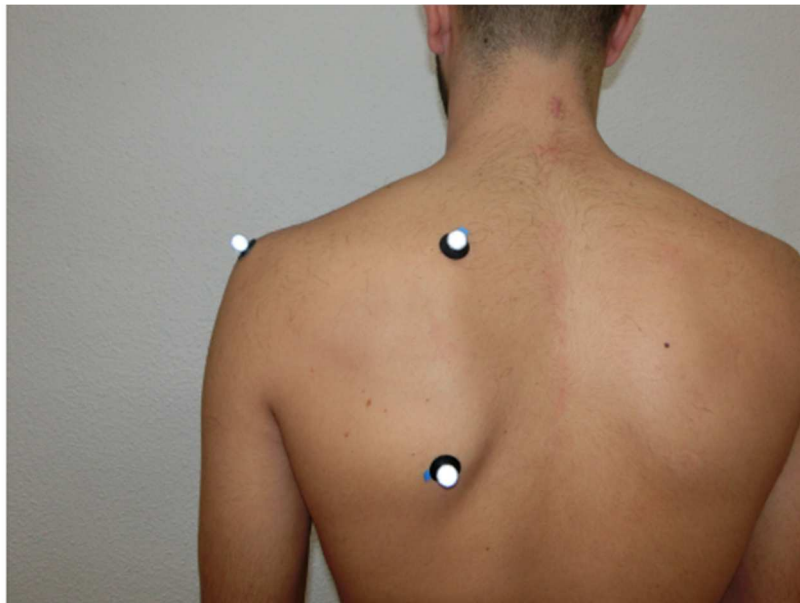
5.3.5.2. Procedimiento de la medición de la posición estática de la escápula

Una vez finalizado el registro de las mediciones antropométricas de los sujetos, se procedió a la marcación de los puntos anatómicos seleccionados para valorar la posición de las escápulas. Para ello, se le indicó al sujeto que permaneciera en postura natural, cómoda y relajada, mirando hacia el frente y

con los miembros superiores relajados a ambos lados del cuerpo, mientras el evaluador iba palpando las referencias óseas de cada una de las escápulas y de la columna.

Estas referencias anatómicas fueron, en la escápula: la raíz de la escápula (Lewis *et al.*, 2002; Lewis y Valentine, 2007; Lewis y Valentine, 2008; Janes *et al.*, 2012); el ángulo inferior de la escápula (Lukasiewicz *et al.*, 1999; Lewis *et al.*, 2002; Lewis y Valentine, 2008; Janes *et al.*, 2012) y el ángulo acromial posterior (Lukasiewicz *et al.*, 1999; Lewis *et al.*, 2002; Lewis y Valentine, 2007; Nijs *et al.*, 2007; Lewis y Valentine, 2008; Struyf *et al.*, 2009; Struyf *et al.*, 2010; Janes *et al.*, 2012; Struyf *et al.*, 2012; Struyf *et al.*, 2013). En la **figura 5.15** se observan todas las referencias marcadas en la escápula.

Figura 5.15. Referencias óseas de la escápula (Fuente propia).



En el raquis marcamos: la apófisis espinosa de C7 (Kebaetse *et al.*, 1999; Oyama *et al.*, 2008; Janes *et al.*, 2012); apófisis espinosa de T3 (Lewis y Valentine, 2008; Struyf *et al.*, 2012); apófisis espinosa de espinoidea de T8 (Oyama *et al.*, 2008; Janes *et al.*, 2012) y apófisis espinosa de T12 (Lewis y Valentine, 2008). En la **figura 5.16** se observan las referencias marcadas en el raquis.

Figura 5.16. Referencias óseas del raquis (Fuente propia).

Por último en el pie colocamos un marcador a nivel de la tuberosidad del quinto metatarsiano (Sacco *et al.*, 2007), que fue marcada para el correcto posicionamiento de los pies en los distintos planos durante la captura de las imágenes.

Watson (1998) señaló que poner la cámara siempre a la misma distancia, valiéndote para ello de marcas en el suelo son cuidados metodológicos fundamentales para obtener datos fiables y comparables entre sí. Basándonos en esta idea, colocamos cintas adhesivas en el suelo que determinaban el lugar exacto donde deberían estar las patas tanto del trípode como del posturómetro.

En este estudio, la cámara fotográfica fue colocada totalmente paralela al suelo, gracias a la burbuja de nivel que estaba en la base de la cámara (Penha *et al.*, 2005) a una distancia de 3m del paciente (Souza *et al.*, 2011; Cavalheiro *et al.*, 2011; Peres *et al.*, 2007; Sacco *et al.*, 2007; Iunes *et al.*, 2005) y con el objetivo de la cámara posicionado a 1m de altura respecto al suelo (Kleinpaul *et al.*, 2013; Souza *et al.*, 2011; Kleinpaul *et al.*, 2010; Iunes *et al.*, 2005).

Para llevar a cabo el estudio colocamos todos los marcadores sobre las referencias óseas. Posteriormente se solicitó a cada uno de los sujetos que se posicionara sobre el posturómetro, con los pies a ambos lados de la pieza de madera que colocamos en el centro de la base del posturómetro, de forma que la

apófisis del V metacarpiano coincidiera con la línea dibujada en la tabla, tal como se muestra en la **figura 5.11**.

Para el registro fotográfico en el plano frontal posterior se solicitó que permanecieran en posición ortostática y relajada con los brazos a ambos lados del cuerpo (Sacco *et al.*, 2007; Iunes *et al.*, 2005), con los pies en la posición indicada. Para llevar a cabo las mediciones en los planos sagitales, se les indicó que flexionaran los codos a 90°, sin despegarlos del tronco (Sacco *et al.*, 2007).

En el momento de realizar las fotografías, con el objetivo de estandarizar la posición de la cabeza, los sujetos fueron instruidos para que fijasen la mirada sobre unas marcas que previamente habíamos colocado sobre la pared, aproximadamente a la altura de sus ojos (Odom *et al.*, 2001), repitiendo este mismo proceso en el registro de cada uno de los planos.

En cada posición fueron realizados dos registros fotográficos en cada uno de los planos, con un intervalo de 30 segundos entre cada uno de ellos. Todos los registros fueron realizados por un único evaluador, siguiendo siempre el mismo orden en la toma de imágenes: plano frontal posterior, sagital derecho y sagital izquierdo (Ferreira *et al.*, 2010).

5.3.5.3. Procedimiento de la medición del rango de movilidad articular del hombro

Para tener una referencia del eje de movimiento, necesario para el análisis mediante el software de análisis postural, para los movimientos de flexión, extensión y para las rotaciones de hombro, colocamos unos marcadores adhesivos en el lateral de la camilla, señalando el punto exacto en el que debían colocar el acromion antes de iniciar dichos movimientos.

Colocamos una plomada en el techo, sobre la camilla en la que se iban a analizar todos los rangos de movilidad articular, para indicar una vertical que permitiese emular el punto de partida de los movimientos tanto rotacionales como de abducción, necesario para evaluar el rango de movilidad articular.

Colocamos unos marcadores adhesivos en el suelo de la sala, señalando el lugar exacto en el que debían estar tanto las patas de la camilla como las patas del trípode de la cámara fotográfica, evitando de esta manera que las distancias entre la camilla y la cámara se pudiesen ver alteradas a lo largo de todo el proceso de recogida de la muestra.

En este apartado mantuvimos las mismas distancias que en el análisis postural, es decir, la cámara se posicionó a 3m de distancia del sujeto y sobre un trípode de 1m de altura, haciendo coincidir el objetivo de la cámara con el punto medio exacto de la longitud de la camilla, que colocamos a 1m de altura respecto al suelo.

Para este estudio se evaluó el rango de movilidad articular activo de cada uno de los principales movimientos de ambos hombros. El movimiento activo es aquel recorrido articular máximo alcanzado mediante la contracción voluntaria de la musculatura del sujeto (Vairo *et al.*, 2012).

Para evitar en la medida de lo posible que tuvieran lugar compensaciones en el movimiento, se les explicó a los sujetos el movimiento que debían realizar. En primer lugar el evaluador ejecutaba cada uno de los movimientos del hombro de forma pasiva a los sujetos y posteriormente instaba a los sujetos a repetirlos, de forma que pudiesen comprender y realizar correctamente cada uno de los movimientos, previamente a las mediciones (Jain *et al.*, 2013).

El objetivo de este estudio, fue medir el rango de movilidad activo del complejo articular del hombro, motivo por el que decidimos no fijar la articulación acromioclavicular, puesto que al fijar esta articulación se está limitando el movimiento, con lo que únicamente estaremos midiendo el rango de movilidad de la articulación glenohumeral (Ellenbecker *et al.*, 1996) y no del complejo articular del hombro (Vairo *et al.*, 2012), ya que la amplitud del recorrido articular completo de la articulación que entendemos como hombro se debe dar junto con todos los movimientos de las articulaciones que lo componen (Palmer y Epler, 2002).

Para llevar a cabo esta medición del rango de movilidad articular activo del hombro utilizamos la metodología descrita para las mediciones goniométricas del hombro en el libro de Palmer y Epler (2002), realizando ligeras modificaciones de algunas de ellas y considerando todas aquellas precauciones metodológicas reseñadas por estos autores, la mayoría de las cuales pretendían evitar compensaciones involuntarias durante la ejecución de los movimientos.

Para la evaluación de todos los movimientos del hombro, se le indicó a los sujetos que realizasen 3 repeticiones de cada movimiento, separadas entre ellas 10 segundos.

Todas las mediciones fueron realizadas siguiendo el mismo orden. En primer lugar medimos el hombro dominante siguiendo el orden: flexión, abducción, extensión, rotación externa y rotación interna, y a continuación hicimos lo mismo para el hombro no dominante. Este orden fue realizado atendiendo a la necesidad de ocasionar los menores cambios posturales en los sujetos durante todo el proceso. Sin embargo, por una cuestión puramente didáctica a continuación describiremos cada uno de los movimientos en su par agonista-antagonista.

Flexión de hombro

Sujeto en decúbito supino, con flexión de rodillas y caderas y los pies apoyados sobre la camilla, para evitar la hiperextensión lumbar. El antebrazo del miembro superior a medir con la cara palmar de la mano en contacto con la camilla (Palmer y Epler, 2002).

Se colocó una marca adhesiva en el lateral de la camilla. El paciente debía posicionar el ángulo acromial posterior sobre esta marca, lo que fue utilizado como eje principal del movimiento.

Como brazo fijo de referencia para llevar a cabo las mediciones utilizamos el plano horizontal de la camilla, previamente calibrado con un calibre de burbuja, corroborando que se encontraba horizontal al suelo, evitando de este modo posibles sesgos en los resultados (**Figura 5.17**). Como punto de referencia del eje móvil consideramos el epicóndilo.

Para evitar compensaciones, se indicó al paciente que mantuviese el codo en extensión evitando la abducción del hombro y finalizase el movimiento cuando sintiese que la escápula o la zona lumbar se despegasen de la camilla (Palmer y Epler, 2002).

Figura 5.17. Rango de movilidad articular de la flexión de hombro (Fuente propia).



Extensión de hombro

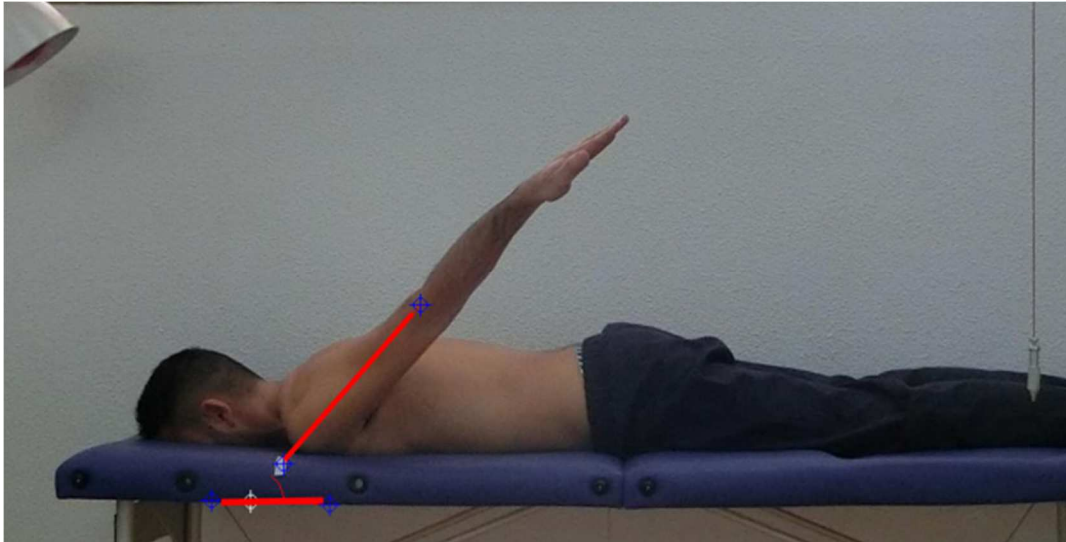
Sujeto en decúbito prono, con la cara en el orificio facial, para evitar compensaciones cervicales. El antebrazo del miembro superior con la cara palmar en contacto con la camilla.

La marca adhesiva de la camilla debe coincidir con la articulación acromioclavicular, para tomar dicho punto como eje principal del movimiento.

Tanto el brazo fijo como el brazo móvil serán los mismos que los descritos para el movimiento de flexión (**Figura 5.18**).

Para evitar compensaciones se pidió a los sujetos que evitasen la adducción y abducción del hombro, así como despegar el tronco de la camilla (Palmer y Epler, 2002).

Figura 5.18. Rango de movilidad articular de la extensión de hombro (Fuente propia).



Abducción de hombro

Sujeto en sedestación sobre la camilla, con los pies apoyados en el suelo, para aportar mayor estabilidad durante el movimiento, y los brazos relajados a ambos lados del cuerpo, con las manos hacia el tronco.

La articulación acromioclavicular fue marcada como eje de movimiento, para ello utilizamos un marcador dérmico, ya que el colocar un marcador tridimensional podía ocasionar pequeñas modificaciones en el rango final del movimiento.

Como brazo fijo se utilizó la plomada y como brazo móvil la línea marcada desde el eje de movimiento a la epitroclea.

Para evitar compensaciones, se instruyó al paciente a evitar las flexiones, extensiones y rotaciones de hombro, así como la flexión contralateral del tronco (Palmer y Epler, 2002).

Figura 5.19. Rango de movilidad articular de la abducción de hombro (Fuente propia).



Rotación externa de hombro

Sujeto en decúbito prono, con el codo flexionado a 90° y el hombro abducido a 90° .

Como eje de movimiento se instó a los sujetos a colocar la articulación acromioclavicular sobre la marca adhesiva colocada en la camilla.

Como brazo fijo se utilizó la plomada y como brazo móvil una línea que iba desde el olecranon hasta la estiloides cubital (Moreno-Pérez *et al.*, 2014) (Figura 5.20).

Figura 5.20. Rango de movilidad articular de la rotación externa de hombro (Fuente propia).



Rotación interna de hombro

Para evaluar la rotación interna se utilizó el mismo protocolo que para la rotación externa (Figura 5.21).

Figura 5.21. Rango de movilidad articular de la rotación interna de hombro (Fuente propia).



5.3.5.4. Procedimiento de las mediciones de la fuerza muscular del hombro

La metodología utilizada en este apartado para la medición de la fuerza del hombro se basó en el protocolo descrito por Bohannon (1986) en su estudio sobre fiabilidad de los dinamómetros manuales en las evaluaciones de la fuerza muscular, reportando una concordancia intraobservador para las mediciones de los movimientos del hombro, con un ICC excelente (0.96-0.99). Todas estas mediciones fueron realizadas de forma que el segmento a evaluar no estuviese afectado por la gravedad.

Para llevar a cabo los distintos tests de valoración del hombro utilizamos un dinamómetro manual, cuya fiabilidad y validez ya ha sido demostrada por otros investigadores (Michener *et al.*, 2005; Tyler *et al.*, 2005).

El test consiste en realizar contracciones isométricas, dando el evaluador la orden de: “empuja el dinamómetro tan fuerte como puedas, pero hazlo de forma progresiva”, una vez que el examinador percibe que su fuerza es igualada por el sujeto, momento en el que se está provocando la contracción isométrica, se anima al paciente a continuar empujando, manteniendo la posición equilibrada durante un periodo de 5 segundos (Bohannon, 1986; McClure *et al.*, 2006; Tate *et al.*, 2012; Jain *et al.*, 2013). Este método se conoce con el nombre de “*Break Test Method*” (McClure *et al.*, 2006).

Durante toda la evaluación, el examinador permaneció atento a cualquier compensación muscular que se pudiera producir de otros músculos (Jain *et al.*, 2013), estabilizando el segmento proximal (Bohannon, 1986) y repitiendo las mediciones en el caso de que alguna compensación tuviese lugar (Jain *et al.*, 2013).

El evaluador colocó el dinamómetro siempre en su mano derecha con el pistón del dinamómetro perpendicular al segmento móvil del brazo a evaluar (Bohannon, 1986). Todas las maniobras fueron repetidas tres veces (Tate *et al.*, 2012), dejando un tiempo de descanso de 10 segundos entre cada una de las mediciones. Para evitar posibles sesgos, todos los test fueron ejecutados con el marcador digital del dinamómetro manual fuera del campo visual del evaluador, para no influir de forma indirecta sobre la fuerza de resistencia ejercida por el mismo.

Una vez finalizada la medición de las tres repeticiones de cada movimiento, el evaluador anotaba los resultados obtenidos en una hoja de registro de la fuerza (**Anexo 3**), diseñada para tal efecto.

Al igual que se hizo para las mediciones del rango de movilidad articular, aquí también se llevaron a cabo todas las mediciones siguiendo siempre el mismo orden, intentando ocasionar los menores cambios posturales posibles. El orden de medición fue: en primer lugar se midió el hombro dominante (flexión, extensión, abducción, aducción, rotación externa y rotación interna) y después se repitió de igual forma para el hombro no dominante.

Flexión de hombro

Sujeto en decúbito supino con el hombro flexionado a 90° y en aducción horizontal neutra con codo extendido.

El evaluador sujetando con la mano derecha el dinamómetro y con la mano izquierda estabilizando desde el hombro.

El dinamómetro se colocó perpendicular al movimiento en la parte distal del húmero, inmediatamente por encima del codo, sobre la superficie flexora del brazo (Bohannon, 1986), tal como se observa en la **figura 5.22**.

Figura 5.22. Medición de la fuerza de flexión de hombro (Fuente propia).



Extensión de hombro

Tanto el sujeto como el evaluador se posicionaron de la misma forma que en el tests de flexión de hombro, excepto que el dinamómetro manual se colocó perpendicular sobre la superficie extensora del brazo (Bohannon, 1986), tal como muestra la **figura 5.23**.

Figura 5.23. Medición de la fuerza de extensión de hombro (Fuente propia).



Abducción de hombro

Sujeto en decúbito supino con codo extendido y hombro abducido 45°.

El evaluador se colocó estabilizando el tronco del sujeto con su mano izquierda sobre la zona costal superior.

El dinamómetro fue sujetado con la mano derecha del evaluador, colocándolo perpendicular al movimiento a evaluar, sobre la parte distal del húmero, justo por encima del codo, en la superficie lateral del brazo (Bohannon, 1986), tal como se observa en la **figura 5.24**.

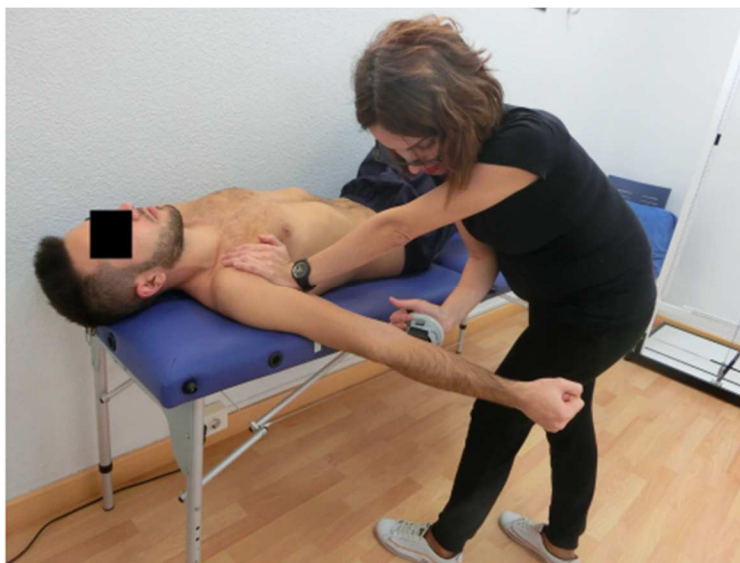
Figura 5.24. Medición de la fuerza de abducción de hombro (Fuente propia).



Aducción de hombro

Sujeto y evaluador en la misma posición que en el test de aducción de hombro, excepto que el dinamómetro se colocó sobre la superficie medial del brazo (Bohannon, 1986), tal como muestra la **figura 5.25**.

Figura 5.25. Medición de la fuerza de aducción de hombro (Fuente propia).



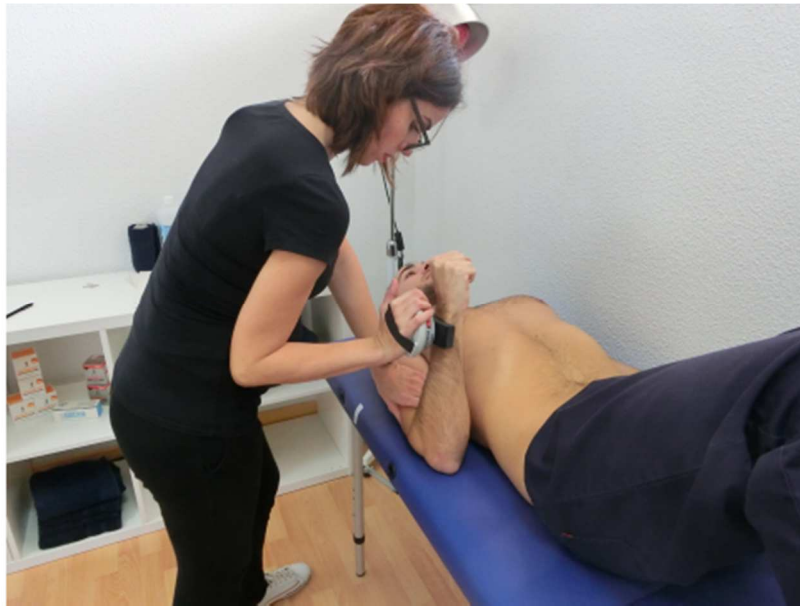
Rotación externa de hombro

Sujeto en decúbito supino con el brazo pegado al tronco, manteniendo el codo flexionado a 90°, antebrazo en posición neutra y muñeca en flexión neutral.

El evaluador estabilizó el brazo del sujeto, ejerciendo presión con la mano izquierda sobre la parte media del mismo.

El dinamómetro fue sostenido con la mano derecha sujetaba colocado perpendicular al movimiento a evaluar, justo proximal a la articulación de la muñeca sobre la superficie extensora del antebrazo (Bohannon, 1986), tal como muestra la **figura 5.26**.

Figura 5.26. Medición de la fuerza de rotación externa de hombro (Fuente propia).



Rotación interna de hombro

Sujeto y evaluador en la misma posición que para la evaluación del test de rotación externa, excepto que el dinamómetro manual se colocó proximal a la articulación de la muñeca, sobre la superficie flexora del antebrazo (Bohannon, 1986), como se observa en la **figura 5.27**.

Figura 5.27. Medición de la fuerza de rotación interna de hombro (Fuente propia).



5.4. PROCESAMIENTO Y ANÁLISIS DE LAS IMÁGENES Y LOS DATOS

5.4.1. Procesamiento y análisis de las imágenes

Todas las imágenes recogidas para este estudio, tanto para la evaluación postural de la escápula como para la medición del rango de movilidad articular de los hombros fueron analizadas mediante un programa informático de análisis de imágenes.

Este programa de análisis de imágenes es el SAPo (Software para Avaliação Postural), programa informático de acceso gratuito, a través de internet, (<http://sapo.incubadora.fapesp.br>), desarrollado por investigadores de la universidad de São Paulo, con el principal objetivo de ayudar a la evaluación postural a través de imágenes digitales (Ferreira *et al.*, 2010).

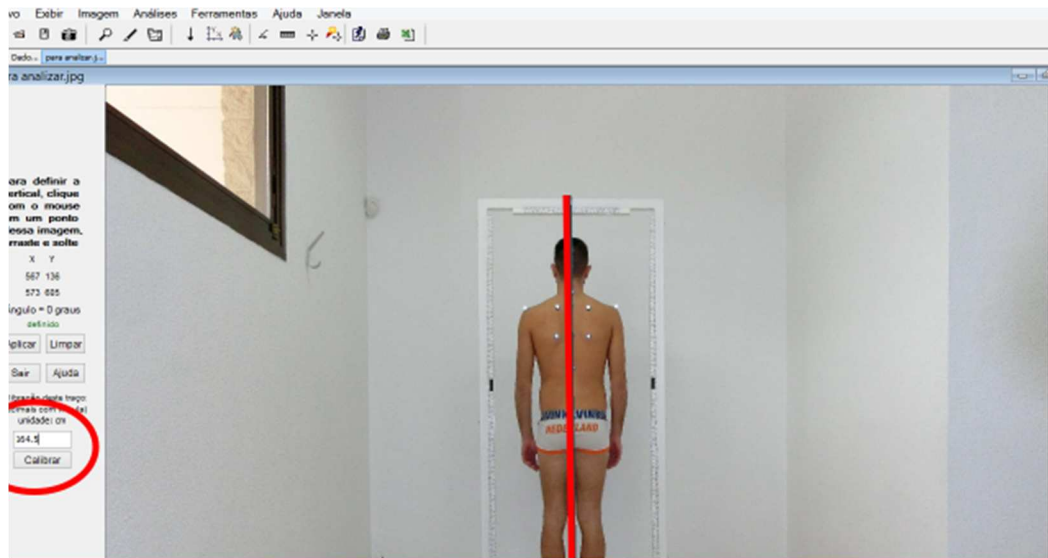
Este programa incorpora diversas herramientas para el análisis de imágenes digital tales como: calibración de imágenes, uso de zoom, marcación de puntos libres y medición de distancias lineales y mediciones angulares (Braz *et al.*, 2008).

Este programa de análisis de imágenes es un método de evaluación postural fiable tanto para la medición de distancias lineales como angulares (Ferreira *et al.*, 2010), cuya concordancia intra e interobservador fue corroborada por Souza *et al.* (2011).

Todas las imágenes, tanto de la posición de la escápula como del rango de movilidad articular de los hombros fueron copiadas de la tarjeta gráfica de la cámara fotográfica a un disco duro externo. Posteriormente estas imágenes se archivaron en el ordenador con el que se llevaron a cabo todos los análisis, conservando una copia de seguridad en el disco duro externo.

Todas las imágenes posturales de la escápula fueron analizadas siguiendo el mismo protocolo. Cada una de ellas fue ampliada un 50% para llevar a cabo la calibración de la imagen mediante la verticalidad y la longitud de la plomada (**Figura 5.28**).

Figura 5.28. Calibrado de imagen para la medición posicional de la escápula mediante el software de análisis postural (Fuente propia).



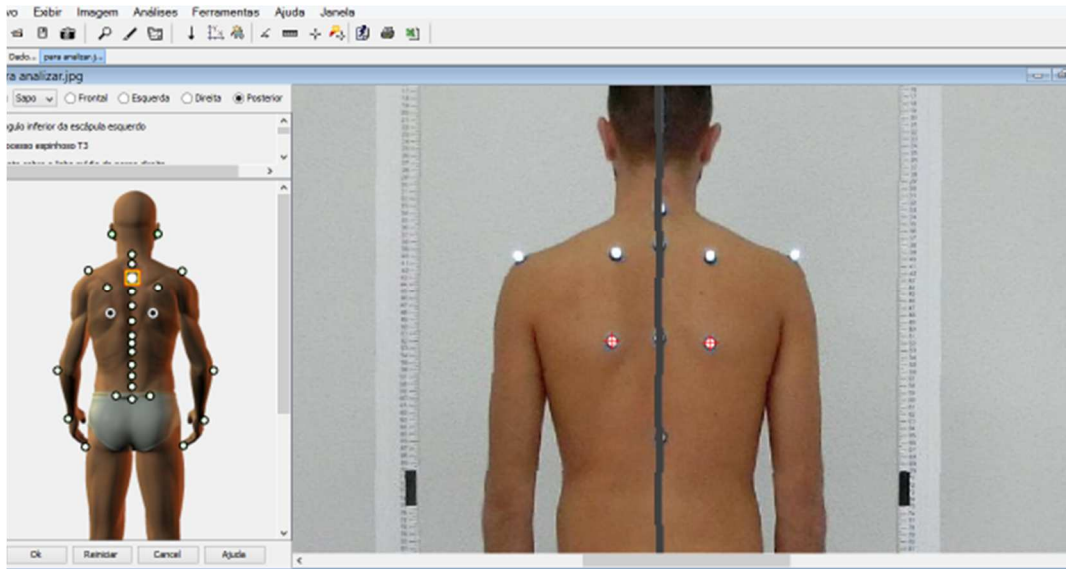
Posteriormente se llevó a cabo una marcación mediante la configuración de un protocolo propio en el que se incluyeron las referencias óseas de nuestro estudio, tanto para el plano frontal posterior como para los planos sagitales.

Para la marcación de los puntos del protocolo que determinamos se amplió la imagen un 150%, permitiendo mayor precisión de los registros (**Figura 5.29**).

Una vez finalizada la marcación de las referencias anatómicas, y siguiendo el mismo protocolo de ampliación de imágenes, medimos las distancias libres en el plano frontal posterior para el desplazamiento escapular lateral normalizado y el ángulo escápulo torácico.

A continuación se exportaron todos los datos a un archivo de Excel con el número identificativo de cada uno de los sujetos, para posteriormente proceder a su análisis, para la obtención de los valores numéricos de los índices descritos en este estudio y registrar tanto las mediciones lineales como los valores angulares, que fueron calculados directamente por el propio programa.

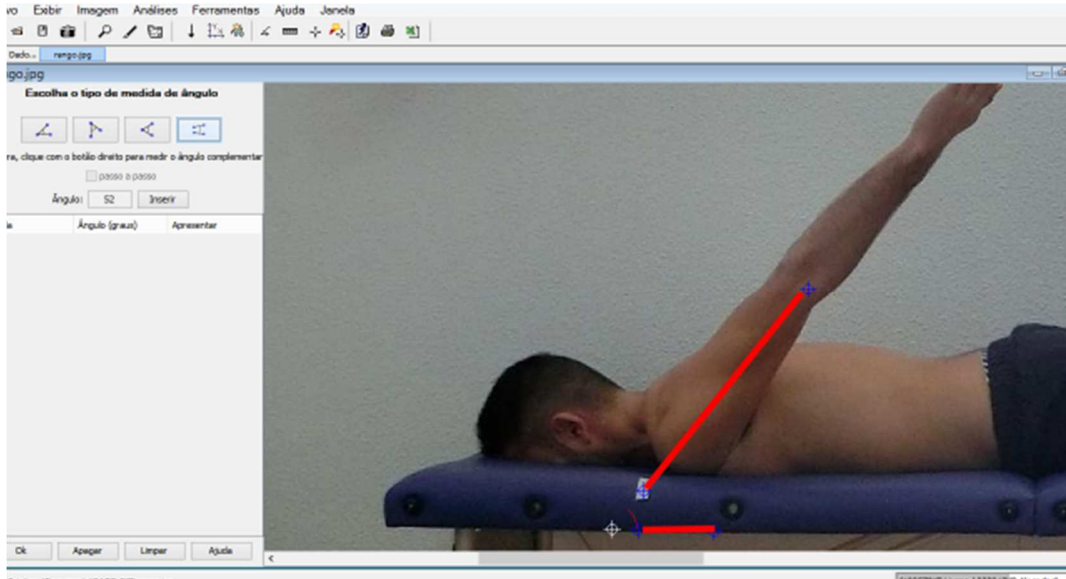
Figura 5.29. Marcación de referencias para la medición posicional de la escápula mediante el software de análisis postural (Fuente propia).



Para el análisis de las **imágenes de los rangos de movilidad articular** de los hombros se utilizó un proceso similar al descrito para la postura.

Al no ser necesaria su calibración debido a que únicamente fueron mediciones angulares, se amplió directamente cada una de las imágenes al 150% y directamente se procedió a la medición de los ángulos de movilidad (**Figura 5.30**).

Figura 5.30. Análisis del rango de movilidad articular mediante el software de análisis postural (Fuente propia).



5.4.2. Procesamiento y análisis de los datos

5.4.2.1. Procesamiento de los datos

El procesamiento de los datos incluyó la introducción y depuración de los mismos, así como también el proceso de recodificación de algunas de las variables originales. Inicialmente introdujimos todos los datos en formato Excel, para posteriormente elaborar una base de datos utilizando el paquete estadístico SPSS para Windows versión 19.0 para la depuración y análisis de los mismos.

Previamente a los análisis se realizaron algunas estrategias de depuración de los datos para evitar y/o corregir posibles errores en la introducción de datos.

- a) Por una parte, uno de los investigadores experto en el manejo y análisis de datos, entrenó anticipadamente a la persona encargada de introducir los datos en el sistema de codificación, la base y el programa.
- b) Por otra parte, se realizó un proceso de depuración de datos previo a su uso en el análisis, a través de un análisis descriptivo de la frecuencia de todas las variables incluidas en el estudio, observando el

comportamiento de cada una de ellas, valorando si alguna presentaba un valor fuera del rango de valores establecidos para el resto de sujetos de la muestra.

Una vez introducidos y depurados los datos se procedió a realizar recodificaciones de algunas de las variables originales. Las variables cuantitativas fueron transformadas en variables cualitativas ordinales o categóricas. Por otra parte, las variables relativas a la posición de la escápula fueron generadas a partir del cálculo de la media de las dos variables originales. Y las variables de rango de movilidad articular y fuerza muscular de hombro fueron creadas a partir de la media de las tres mediciones realizadas (variables originales).

5.4.2.2. *Análisis de los datos*

Para la descripción de las características sociodemográficas, antropométricas y de hábitos deportivos de los participantes se realizó un análisis descriptivo utilizando para ello medidas de tendencia central (media y desviación estándar) para las variables continuas, así como porcentajes para las variables categóricas.

Para examinar y cuantificar las diferencias en las variables escapulares, así como en el rango de movilidad articular y fuerza muscular entre lado dominante y no dominante se llevó a cabo un análisis de varianza (ANOVA) de 2 factores para medidas repetidas. En los modelos hemos introducido como factor intrasujetos la dominancia deportiva, como factor intersujetos el tipo de deporte. En todos los modelos inicialmente fueron introducidas como covariables el sexo, la edad, la profesión y el índice de masa corporal, por ser posibles variables de confusión. Sin embargo, estas variables fueron siendo eliminadas del modelo cuando no presentaban relación estadísticamente significativa, para aumentar la potencia estadística. La significancia estadística se fijó con un valor de $p < 0.05$ (Coe y Merino Soto, 2003). El tamaño del efecto fue calculado usando la eta-cuadrado parcial e interpretado como pequeño ($\eta^2 > 0.01$), medio ($\eta^2 > 0.06$) o grande ($\eta^2 > 0.14$) (López-Martín *et al.*, 2016).

Para valorar la relación entre las variables escapulares y hábitos deportivos se realizó un análisis bivalente de comparación de medias para muestras independientes o ANOVA, utilizando la t-Student.

Por otro lado, para identificar la correlación entre la posición de la escápula y el rango de movilidad articular y fuerza muscular, así como el grado de correlación entre las propias variables escapulares, hemos utilizado el coeficiente de correlación de Pearson. Para valorar la magnitud de la correlación hemos considerado la siguiente clasificación: correlación débil cuando dicho coeficiente está entre 0.10-0.30, correlación moderada cuando está entre 0.31-0.50, y fuerte cuando es ≥ 0.51 (Seone *et al.*, 2009).

Para ambos análisis el nivel de significancia estadística se fijó con un valor de $p < 0.05$.

Capítulo VI
RESULTADOS



CAPÍTULO VI

RESULTADOS

En este capítulo presentaremos los resultados de los diversos análisis que hemos realizado para responder a los objetivos de nuestro estudio. Para facilitar la comprensión de este apartado, lo hemos organizado en cinco apartados:

- **Apartado 6.1.** En este apartado se presentan los resultados del análisis de la concordancia intraobservador de las distintas metodologías utilizadas para la evaluación de los sujetos en este estudio (fotogrametría, análisis del rango articular del hombro a través de imagen (SAPO) y dinamometría manual de los principales movimientos del hombro).
- **Apartado 6.2.** En este apartado describimos las principales características de los sujetos participantes del estudio, en tres bloques conceptuales: características sociodemográficas, antropométricas y de hábitos deportivos.
- **Apartado 6.3.** En este apartado describimos los resultados para las variables escapulares y las variables de rango de movilidad articular y fuerza muscular, comparando el hombro dominante con el no dominante.
- **Apartado 6.4.** En este apartado presentamos los resultados para describir la relación entre las variables escapulares y los hábitos deportivos para la muestra global de participantes.
- **Apartado 6.5.** Por último, en este apartado exponemos los resultados para las correlaciones entre las variables escapulares, el rango de movilidad articular y la fuerza muscular, así como los resultados de la relación entre las variables escapulares entre sí.

6.1. ANÁLISIS DE LA CONCORDANCIA INTRA OBSERVADOR DE LOS DISTINTOS PROCESOS DE MEDICIÓN

6.1.1. Análisis de la concordancia intraobservador de la fotogrametría

Tras analizar la concordancia intraobservador de las variables escapulares medidas a través de imágenes, se observa que todas ellas presentan un nivel de concordancia considerado como bueno o excelente (**Tabla 6.1**).

El desplazamiento escapular lateral normalizado (DELN) y el índice de la altura escapular (IND_ALT_ESC) son las variables que muestran los niveles más altos de concordancia intraobservador ($\geq 0,90$).

Tabla 6.1. Análisis de la concordancia intraobservador de la fotogrametría.

Variable	N	Media (D.E.)	CCI (IC al 95%)
AET			
D medición 1	30	4,24 (4,78)	0,71 (0,39 a 0,86)
D medición 2		4,60 (5,75)	
ND medición 1		6,16 (6,09)	0,86 (0,70 a 0,93)
ND medición 2		6,31 (5,42)	
DELN			
D medición 1	30	2,06 (0,31)	0,90 (0,80 a 0,95)
D medición 2		2,03 (0,36)	
ND medición 1		2,06 (0,35)	0,95 (0,90 a 0,98)
ND medición 2		2,05 (0,356)	
IND_ALT_ESC			
D medición 1	30	10,45 (1,57)	0,96 (0,92 a 0,98)
D medición 2		10,58 (1,73)	
ND medición 1		9,90 (1,53)	0,96 (0,91 a 0,98)
ND medición 2		9,87 (1,71)	
Acromion_V			
D medición 1	30	-1,00 (1,81)	0,83 (0,64 a 0,92)
D medición 2		-0,70 (2,37)	
ND medición 1		-0,72 (2,07)	0,75 (0,47 a 0,88)
ND medición 2		-0,95 (1,91)	

N: tamaño de los grupos; D.E.: desviación estándar; CCI: coeficiente de correlación intraclase; I.C. al 95%: intervalo de confianza al 95%; D: hombro dominante; ND: hombro no dominante; AET: ángulo escápulo torácico; DELN: desplazamiento escapular lateral normalizado; IND_ALT_ESC: índice de altura escapular; Acromion_V: distancia del acromion a la vertical de referencia.

Por otro lado, las medidas que presentan los niveles más bajos de concordancia (aun así por encima del 0,71) son el ángulo escápulo torácico (AET) del lado dominante y la distancia acromion a la vertical (ACROMION_V) del lado no dominante.

6.1.2. Análisis de la concordancia intraobservador de la goniometría

En la **tabla 6.2** observamos los resultados obtenidos en el análisis de la concordancia intraobservador a través de la medición angular de las imágenes.

Tabla 6.2. Análisis de la concordancia intraobservador de la goniometría.

Variable	N	Media (D.E.)	CCI (IC al 95%)
FLEX			
D medición 1	30	150,41 (9,41)	0,98 (0,95 a 0,99)
D medición 2		149,34 (9,20)	
ND medición 1		149,10 (10,95)	0,97 (0,95 a 0,99)
ND medición 2		148,72 (11,39)	
EXT			
D medición 1	30	47,00 (9,55)	0,92 (0,83 a 0,96)
D medición 2		46,64 (10,23)	
ND medición 1		46,97 (10,92)	0,96 (0,92 a 0,98)
ND medición 2		47,66 (11,17)	
ABD			
D medición 1	30	162,40 (11,85)	0,98 (0,95 a 0,99)
D medición 2		163,07 (11,07)	
ND medición 1		162,91 (11,73)	0,98 (0,96 a 0,99)
ND medición 2		163,37 (12,18)	
RE			
D medición 1	30	81,13 (6,07)	0,86 (0,70 a 0,93)
D medición 2		80,79 (6,06)	
ND medición 1		75,58 (11,85)	0,93 (0,86 a 0,97)
ND medición 2		75,97 (12,22)	
RI			
D medición 1	30	56,02 (9,79)	0,87 (0,72 a 0,94)
D medición 2		56,11 (9,09)	
ND medición 1		61,05 (10,16)	0,88 (0,75 a 0,94)
ND medición 2		61,63 (9,36)	

N: tamaño de los grupos; D.E.: desviación estándar; CCI: coeficiente de correlación intraclase; I.C. al 95%: intervalo de confianza al 95%; D: hombro dominante; ND: hombro no dominante; Flex: Flexión; Ext: extensión; ABD: abducción; RE: rotación externa; RI: rotación interna.

La mayoría de movimientos evaluados presentaron un coeficiente de correlación intraclass (CCI) con valores superiores a 0,90, que indica una excelente concordancia intraobservador.

Las variables con un excelente nivel de concordancia son las relativas a los movimientos de flexión, extensión y abducción del hombro, tanto del lado dominante como no dominante, así como del movimiento de rotación externa del hombro no dominante.

En contrapartida, las variables relativas a los movimientos de rotación interna de ambos hombros, así como del movimiento de rotación externa del hombro dominante, son las que presentaron menores valores, aún siendo estos superiores a 0,80, lo que indica una muy buena concordancia intraobservador.

6.1.3. Análisis de la concordancia intraobservador de la dinamometría

En la **tabla 6.3** se observan los resultados obtenidos en el análisis de la concordancia intraobservador de la fuerza muscular mediante el uso del dinamómetro manual.

Todas las medidas evaluadas presentaron valores de coeficiente de correlación intraclass $\geq 0,90$, siendo la mayoría de ellos próximos al 1,0, lo que indica un excelente nivel de concordancia.

Tabla 6.3. Análisis de la concordancia intraobservador de la dinamometría.

Variable	N	Media (D.E.)	CCI (IC al 95%)
FLEX			
D medición 1	30	8,81 (2,36)	0,98 (0,95 a 0,99)
D medición 2		8,87 (2,45)	
ND medición 1		8,46 (2,56)	0,97 (0,95 a 0,99)
ND medición 2		8,42 (2,44)	
EXT			
D medición 1	30	8,04 (2,42)	0,98 (0,95 a 0,99)
D medición 2		7,95 (2,63)	
ND medición 1		7,82 (2,52)	0,97 (0,94 a 0,99)
ND medición 2		8,07 (2,65)	
ABD			
D medición 1	30	8,80 (2,59)	0,98 (0,96 a 0,99)
D medición 2		8,70 (2,74)	
ND medición 1		8,42 (2,33)	0,96 (0,91 a 0,98)
ND medición 2		8,34 (2,64)	
ADD			
D medición 1	30	7,46 (2,47)	0,98 (0,97 a 0,99)
D medición 2		7,66 (2,69)	
ND medición 1		7,35 (2,17)	0,96 (0,90 a 0,98)
ND medición 2		7,32 (2,16)	
RE			
D medición 1	30	6,81 (2,37)	0,98 (0,95 a 0,99)
D medición 2		7,00 (2,27)	
ND medición 1		6,59 (1,97)	0,98 (0,96 a 0,99)
ND medición 2		6,43 (1,94)	
RI			
D medición 1	30	7,25 (2,34)	0,97 (0,95 a 0,99)
D medición 2		7,29 (2,40)	
ND medición 1		7,12 (2,14)	0,99 (0,97 a 0,99)
ND medición 2		7,02 (2,11)	

N: tamaño de los grupos; D.E.: desviación estándar; CCI: coeficiente de correlación intraclase; I.C. al 95%: intervalo de confianza al 95%; D: hombro dominante; ND: hombro no dominante; Flex: Flexión; Ext: extensión; ABD: abducción; ADD: aducción; RE: rotación externa; RI: rotación interna.

6.2. CARACTERÍSTICAS DE LOS SUJETOS

La muestra de estudio estuvo formada por un total de 83 sujetos, de los que un 60,2% (50) fueron hombres. Tal como se muestra en la **tabla 6.4**, más de la mitad de la muestra, en concreto un 51,8% de los participantes, presentó un rango de edad comprendido entre los 40 y los 60 años, con una media de 44,98 años (13,68 DE), con una edad mínima de 18 años y un máximo de 76 años.

Tabla 6.4. Características sociodemográficas y antropométricas de los sujetos.

CARACTERÍSTICAS DE LOS SUJETOS	N	%
<i>SOCIODEMOGRÁFICAS</i>		
Sexo (N=83)		
Hombre	50	60,2%
Mujer	33	39,8%
Edad (N=83)		
Entre 18-39 años	30	36,1%
Entre 40-60 años	43	51,8%
Más de 60 años	10	12,0%
Profesión (N=83)		
No implican hombro	43	51,8%
Implican hombro	40	48,2%
<i>ANTROPOMÉTRICAS</i>		
Peso (N=83)		
Entre 45-64,9 Kg	28	33,7%
Entre 65-84,9 Kg	38	45,8%
Más de 84,9 Kg	17	20,5%
Talla (N=83)		
Entre 1,45-1,64 m	27	32,5%
Entre 1,61-1,80 m	51	61,4%
Más de 1,80 m	5	6,0%
IMC (N=83)		
Bajo peso (Menor de 18,5)	2	2,4%
Normopeso (Entre 18,5-24,9)	35	42,2%
Sobrepeso (Entre 25-29,9)	40	48,2%
Obesidad (Mayor de 29,9)	6	7,2%

N = tamaño de los grupos.

Respecto a la profesión de los participantes, la mitad de los sujetos (51,8%) desarrollaban profesiones que podrían considerarse como no susceptibles de riesgo de sufrir lesiones de hombros, mientras que la otra mitad de sujetos (48,2%) realizaban tareas consideradas susceptibles de riesgo.

En cuanto a las características antropométricas de los participantes, la media de peso fue de 72,83 Kg (13,98 DE). En concreto, el 45,8% de la muestra presentó un peso comprendido entre los 65 Kg y los 84,9 Kg.

Respecto a la talla, la media fue de 1,68m (0,08 DE), con un valor mínimo de 1,48 m y un máximo de 1,83 m, presentando la mayoría de estos jugadores, un 61,4%, con una talla comprendida entre 1,61 m y 1,80 m.

Con ambos valores, peso y talla, se calculó el índice de masa corporal (IMC) o Índice de Quelet, en el que se observa un amplio rango de valores registrados en estos deportistas no profesionales de raqueta. El valor mínimo en la muestra fue de 17,96 Kg/cm² y el valor máximo de 41,38 Kg/cm², siendo la media de ellos de 25,62 Kg/cm² (4,04 DE).

Como se observa en la **tabla 6.4**, un alto porcentaje de estos deportistas, un 48,2%, presentaron un valor de IMC entre el 25-29,9 Kg/cm², considerados como sujetos con sobrepeso y un 7,2% de la muestra presentó obesidad.

Por último, en este apartado descriptivo de las características de los sujetos se analizaron los hábitos deportivos de los mismos, cuyos resultados aparecen en la **tabla 6.5**.

Respecto al tipo de deporte de raqueta practicado, la muestra estuvo formada por un 33,7% de sujetos que jugaban únicamente al tenis, un 21,7% jugaban sólo a pádel y el 44,6% restante jugaban o habían jugado con anterioridad a ambos deportes.

Como cabía esperar, el 95,2% del total de los jugadores de raqueta evaluados en este estudio presentaron dominancia deportiva derecha, sin encontrarse en toda la muestra ningún jugador ambidiestro.

Del total de la muestra el 63,9%, realizaban el golpe de revés utilizando una sola mano.

Es destacable el hecho de que un 15,7% de los deportistas evaluados habían practicado estos deportes de forma continuada durante más de 30 años. La

mayoría de estos sujetos llevaban jugando de forma consecutiva durante un periodo de tiempo comprendido entre 15 y 30 años (50,6% de los sujetos).

Tabla 6.5. Hábitos deportivos de los sujetos.

HÁBITOS DEPORTIVOS DE LOS SUJETOS	N	%
Deportes de raqueta practicados (N=83)		
Tenis	28	33,7%
Pádel	18	21,7%
Mixto (tenis y pádel)	37	44,6%
Dominancia deportiva (N=83)		
Dominancia derecha	79	95,2%
Dominancia izquierda	4	4,8%
Golpe de revés (N=83)		
A una sola mano	53	63,9%
A dos manos	30	36,1%
Años de juego (N=83)		
Entre 1-14 años	28	33,7%
Entre 15-30 años	42	50,6%
Más de 30 años	13	15,7%
Horas semanales de juego (N=83)		
Entre 1-3 horas	21	25,3%
Entre 4-6 horas	39	47,0%
Más de 6 horas	23	27,7%

N = tamaño de los grupos.

En cuanto al número de horas que semanalmente practicaban este tipo de actividades deportivas se puede observar que la mayor parte lo hacían entre 4 y 6 horas a la semana. Es destacable el hecho de que el 27,7% de la muestra jugaba de forma habitual una media superior a 6 horas semanales. La media de horas semanales de juego de estos deportistas de raqueta fue de 5,31 horas, con un mínimo de 2 horas y un máximo de 13 horas a la semana.

6.3. DESCRIPCIÓN DE LA POSICIÓN ESTÁTICA DE LA ESCÁPULA, RANGO DE MOVILIDAD ARTICULAR Y FUERZA MUSCULAR DEL HOMBRO

6.3.1. Descripción de la posición estática de la escápula

En la **tabla 6.6** se muestra el análisis descriptivo y comparativo entre lado dominante y no dominante de las variables posturales de la escápula en la muestra total de sujetos, independientemente del tipo de deporte practicado. Estas variables son el ángulo escápulo-torácico (AET), el desplazamiento escapular lateral normalizado (DELN), el índice de altura escapular (IND_ALT_ESC) y la distancia del acromion a una vertical de referencia (Acromion_V).

Como se puede observar en la **tabla 6.6**, las cuatro variables analizadas muestran diferencias significativas entre el lado dominante y el lado no dominante.

Los sujetos del estudio presentaron en el lado de su dominancia deportiva un menor ángulo escápulo-torácico lo que indica que su hombro dominante presentó menor báscula externa.

En cuanto al desplazamiento escapular lateral normalizado se observa menor abducción del hombro dominante, junto con un mayor índice de altura escapular ($p=0,00$), lo que indica que esta escápula se posiciona más caudal que la del lado no dominante.

En el plano sagital se observó una mayor distancia del acromion a la vertical de referencia (Acromion_V) en el hombro dominante ($p=0,00$), es decir, la escápula del hombro dominante está más anteriorizada.

De todas estas variables referentes a la posición estática de la escápula, tanto el índice de altura escapular como la distancia del acromion a una vertical de referencia mostraron un tamaño del efecto grande.

Tabla 6.6. Posición estática de la escápula en todos los jugadores de raqueta.

Variable	N	Media (D.E.)	I.C.95%	Mín.	Máx.	DM	p-value	Efecto
AET D	83	5,64 (5,57)	4,42 a 6,85	-4,75	24,6	-2	0,011*	0,07*
AET ND		7,64 (6,75)	6,17 a 9,12	-9,55	24,35			
DELN D	83	1,83 (0,25)	1,77 a 1,88	1,42	2,57	-0,08	0,007	0,08
DELN ND		1,91 (0,26)	1,85 a 1,96	1,53	2,60			
IND_ALT_ESC D	83	8,90 (1,27)	8,62 a 9,18	6,86	13,25	0,48	0,000	0,30
IND_ALT_ESC ND		8,42 (1,25)	8,14 a 8,69	6,20	11,92			
AcromionV D	83	10,06 (2,25)	9,56 a 10,55	4,40	16,05	1,29	0,000	0,35
AcromionV ND		8,77 (2,17)	8,30 a 9,25	4,35	13,20			

N: tamaño de los grupos; D.E.: desviación estándar; I.C. 95%: intervalo de confianza al 95%; Mín.: mínimo; Máx.: máximo; DM: diferencia de media, el signo negativo indica un predominio del no dominante (en los planos frontales y en los ángulos) o posteriorización respecto a la vertical (en los planos sagitales); D: hombro dominante; ND: hombro no dominante; *:ajustado por IMC; AET: ángulo escápulo torácico; DELN: desplazamiento escapular lateral normalizado; IND_ALT_ESC: índice de altura escapular; Acromion_V: distancia del acromion a la vertical de referencia.

Al realizar el análisis inter-sujetos, agrupando los jugadores según el deporte practicado, se pueden observar diferencias en algunas de las variables escapulares (**Tabla 6.7**).

Respecto al ángulo escápulo-torácico, el hombro dominante presentó menores valores que el no dominante tanto en los jugadores de pádel como en el grupo mixto (tenis y pádel) ($p < 0,05$), mostrando un tamaño del efecto grande, es decir, ambos grupos presentaron una menor báscula externa en el hombro dominante.

De manera similar, el desplazamiento escapular normalizado fue menor tanto en los jugadores de pádel como en el mixto ($p < 0,05$), lo que se interpreta como una menor abducción en el hombro dominante de estos jugadores, mostrando únicamente un tamaño del efecto grande para los jugadores de pádel.

El índice de altura escapular es la única variable que presentó diferencia de medias significativa en los tres grupos ($p < 0,05$) (**Tabla 6.7**). Todos los grupos muestran que hay una clara tendencia a que el hombro dominante de los jugadores se posicione más caudal que el no dominante. Sin embargo, cabe resaltar que el tamaño del efecto sólo fue grande para los grupos de pádel y mixto.

Por último, la distancia del acromion a la vertical de referencia presentó diferencias significativas entre el hombro dominante y no dominante tanto en los jugadores de tenis como en el grupo mixto ($p=0,00$), es decir, tanto los tenistas como el grupo mixto presentó el hombro dominante más anteriorizado, siendo el tamaño del efecto grande para ambos grupos.

Tabla 6.7. Posición estática de la escápula en los tres grupos de jugadores.

Deporte	Variable	Media (D.E.)	I.C.95%	Mín	Máx.	DM	p-value	Efecto
Tenis (N=28)	AET D	6,56 (5,15)	4,56 a 8,56	-2,10	16,50	0,86	0,447	0,02
	AET ND	5,70 (7,12)	2,94 a 8,46	-9,55	18,50			
	DELN D	1,89 (0,28)	1,78 a 2,00	1,52	2,57	-0,02	0,730	0,00
	DELN ND	1,91 (0,26)	1,81 a 2,01	1,56	2,60			
	IND_ALT_ESC D	8,77 (1,09)	8,34 a 9,20	7,34	11,36	0,29	0,047	0,13
	IND_ALT_ESC ND	8,48 (0,95)	8,11 a 8,85	6,29	10,27			
	AcromionV D	10,51 (1,77)	9,83 a 11,20	6,70	14,05	1,28	0,000	0,51
	AcromionV ND	9,23 (1,92)	8,48 a 9,97	5,30	12,15			
Pádel (N=18)	AET D	4,69 (5,04)	2,18 a 7,20	-3,85	15,75	-4,39	0,013	0,30
	AET ND	9,08 (4,95)	6,61 a 11,54	2,65	17,40			
	DELN D	1,77 (0,21)	1,67 a 1,88	1,57	2,43	-0,12	0,025	0,26
	DELN ND	1,89 (0,23)	1,77 a 2,00	1,53	2,54			
	IND_ALT_ESC D	9,15 (1,57)	8,37 a 9,94	6,86	13,25	0,53	0,006	0,36
	IND_ALT_ESC ND	8,62 (1,60)	7,82 a 9,42	6,30	11,92			
	AcromionV D	9,87 (2,92)	8,42 a 11,32	4,75	16,05	1,11	0,065	0,18
	AcromionV ND	8,76 (2,25)	7,64 a 9,88	5,10	13,20			
Mixto (N=37)	AET D	5,40 (6,13)	3,35 a 7,44	-4,75	24,60	-3,01	0,020	0,14
	AET ND	8,41 (7,05)	6,06 a 10,77	-3,30	24,35			
	DELN D	1,81 (0,25)	1,73 a 1,90	1,42	2,37	-0,10	0,011	0,16
	DELN ND	1,91 (0,28)	1,82 a 2,00	1,56	2,59			
	IND_ALT_ESC D	8,87 (1,26)	8,44 a 9,29	6,87	12,10	0,59	0,000	0,44
	IND_ALT_ESC ND	8,28 (1,28)	7,84 a 8,70	6,20	11,22			
	AcromionV D	9,80 (2,23)	9,05 a 10,54	4,40	15,20	1,36	0,000	0,39
	AcromionV ND	8,44 (2,30)	7,67 a 9,21	4,35	12,65			

N: tamaño de los grupos; D.E.: desviación estándar; I.C. 95%: intervalo de confianza al 95%; Mín.: mínimo; Máx.: máximo; DM: diferencia de media, el signo negativo indica un predominio del no dominante (en los planos frontales y en los ángulos) o posteriorización respecto a la vertical (en los planos sagitales); D: hombro dominante; ND: hombro no dominante; AET: ángulo escápulo torácico; DELN: desplazamiento escapular lateral normalizado; IND_ALT_ESC: índice de altura escapular; Acromion_V: distancia del acromion a la vertical de referencia.

6.3.2. Descripción del rango de movilidad articular del hombro

En la **tabla 6.8** se muestran los resultados de los rangos de movilidad articular del hombro dominante y no dominante de todos los sujetos evaluados en el estudio.

Los movimientos de flexión y extensión no presentaron diferencias significativas entre el hombro dominante y no dominante ($p > 0,05$), mientras que los movimientos de abducción, rotación externa y rotación interna, demostraron diferencias significativas entre los dos hombros ($p < 0,05$).

Los jugadores presentaron menor grado de abducción y rotación interna y mayor grado de rotación externa en el hombro dominante respecto al no dominante.

Tabla 6.8. Rango de movilidad articular del hombro en los jugadores de raqueta.

Variable	N	Media (D.E.)	I.C.95%	Mín.	Máx.	DM	p-value	Efecto
Flex D	83	148,88 (6,08)	147,55 a 150,20	130,57	161,97	-1,03	0,119	0,02
Flex ND		149,91 (7,55)	148,26 a 151,56	130,53	169,43			
Ext D	83	58,30 (11,86)	55,71 a 60,89	28,20	95,30	2,44	0,150*	0,02*
Ext ND		55,86 (10,29)	53,61 a 58,10	29,40	76,37			
ABD D	82	160,25 (10,97)	157,84 a 162,66	129,00	183,57	-0,98	0,001†	0,12†
ABD ND		161,23 (9,40)	159,16 a 163,30	124,27	181,30			
RE D	83	78,61 (14,03)	75,54 a 81,67	38,77	128,33	2,25	0,028‡	0,05‡
RE ND		76,36 (13,11)	73,50 a 79,23	44,93	121,10			
RI D	83	54,85 (10,45)	52,56 a 57,13	28,33	87,03	-4,97	0,000	0,14
RI ND		59,82 (12,21)	57,16 a 62,49	8,80	91,60			

N: tamaño de los grupos; D.E.: desviación estándar; I.C. 95%: intervalo de confianza al 95%; Mín.: mínimo; Máx.: máximo; DM: diferencia de media, el signo negativo indica un predominio del no dominante; D: hombro dominante; ND: hombro no dominante; *:ajustado por edad e IMC; †:ajustado por sexo; ‡:ajustado por profesión; Flex: flexión; Ext: extensión; ABD: abducción; RE: rotación externa; RI: rotación interna.

Respecto al análisis del rango de movilidad articular por grupos, según el tipo de deporte practicado, los resultados se muestran en la **tabla 6.8**.

Los movimientos de flexión y extensión, de forma similar a los resultados encontrados para la muestra global, no presentaron diferencias significativas para casi ningún grupo ($p > 0,05$), excepto en el movimiento de extensión para el grupo de jugadores de pádel ($p < 0,05$) con un tamaño del efecto grande.

Tabla 6.9. Rango de movilidad articular del hombro en los tres grupos de jugadores.

Deporte	Variable	Media (D.E.)	I.C.95%	Mín.	Máx.	DM	p-value	Efecto
Tenis (N=28)	Flex D	148,80 (5,44)	146,68 a 150,91	137,47	161,97	0,44	0,163*†	0,07*†
	Flex ND	148,36 (7,49)	145,46 a 151,27	132,20	164,07			
	Ext D	59,85 (13,38)	54,66 a 65,04	28,20	95,30	3,40	0,132‡	0,08‡
	Ext ND	56,45 (11,26)	52,08 a 60,82	29,40	74,33			
	ABD D	157,57 (12,64)	152,57 a 162,57	132,83	177,30	-2,92	0,017‡	0,20‡
	ABD ND	160,49 (10,19)	156,46 a 164,53	131,70	178,53			
	RE D	80,83 (11,57)	76,35 a 85,32	57,00	109,47	3,28	0,290*§	0,04*§
	RE ND	77,55 (12,31)	72,77 a 82,33	54,37	107,63			
	RI D	56,10 (8,82)	52,67 a 59,52	35,00	77,20	-2,83	0,242	0,05
	RI ND	58,93 (14,97)	53,12 a 64,73	8,80	81,57			
Pádel (N=18)	Flex D	148,01 (8,21)	143,93 a 152,09	130,57	158,80	-2,75	0,062	0,19
	Flex ND	150,76 (7,83)	146,87 a 154,65	130,53	157,67			
	Ext D	56,92 (9,28)	52,30 a 61,54	38,47	73,17	5,35	0,014	0,30
	Ext ND	51,57 (9,07)	47,05 a 56,08	33,10	63,33			
	ABD D	161,59 (11,41)	155,92 a 167,27	129,00	180,80	-0,06	0,956	0,00
	ABD ND	161,65 (12,18)	155,59 a 167,71	124,27	181,30			
	RE D	80,11 (15,50)	72,40 a 87,82	51,67	128,33	0,57	0,780	0,00
	RE ND	79,54 (15,83)	71,66 a 87,41	44,93	121,10			
	RI D	54,60 (12,19)	48,54 a 60,67	29,97	87,03	-5,16	0,005	0,38
	RI ND	59,76 (11,02)	54,28 a 65,25	42,67	91,60			
Mixto (N=37)	Flex D	149,36 (5,43)	147,55 a 151,17	138,07	160,07	-1,30	0,183	0,04
	Flex ND	150,66 (7,48)	148,16 a 153,16	131,63	169,43			
	Ext D	57,80 (11,93)	53,82 a 61,78	30,57	79,47	0,31	0,629	0,00
	Ext ND	57,49 (9,74)	54,24 a 60,74	38,10	76,37			
	ABD D	161,55 (9,27)	158,46 a 164,65	138,60	183,57	-0,02	0,989	0,00
	ABD ND	161,57 (7,30)	159,13 a 164,00	145,17	178,03			
	RE D	76,19 (14,95)	71,21 a 81,18	38,77	121,17	2,27	0,031	0,13
	RE ND	73,92 (12,14)	69,87 a 77,96	49,07	103,47			
	RI D	54,02 (10,87)	50,39 a 57,64	28,33	80,43	-6,51	0,006	0,19
	RI ND	60,53 (10,63)	56,98 a 64,08	35,80	76,13			

N: tamaño de los grupos; D.E.: desviación estándar; I.C. 95%: intervalo de confianza al 95%; Mín.: mínimo; Máx.: máximo; DM: diferencia de media, el signo negativo indica un predominio del no dominante; D: hombro dominante; ND: hombro no dominante; *:ajustado por edad; †:ajustado por IMC; ‡:ajustado por sexo; §:ajustado por profesión; Flex: flexión; Ext: extensión; ABD: abducción; RE: rotación externa; RI: rotación interna.

Los demás movimientos, abducción, rotación externa y rotación interna, mostraron resultados heterogéneos según el deporte. La abducción sólo presentó menor rango de movilidad, con diferencia significativa y un tamaño del efecto grande, en los jugadores de tenis ($p < 0,05$).

Para el movimiento de rotación externa, sólo se apreciaron diferencias en el grupo mixto (tenis y pádel), dónde el hombro dominante mostró valores superiores comparado con el hombro no dominante ($p < 0,05$).

Por último, para el movimiento de rotación interna se observaron diferencias significativas entre los hombros tanto para el grupo de jugadores de pádel como para el grupo mixto, mostrando en ambos un tamaño del efecto grande. En concreto, estos dos grupos de jugadores presentaron menor rotación interna en el lado de su dominancia deportiva ($p < 0,05$).

6.3.3. Descripción de la fuerza muscular del hombro

En la **tabla 6.10** se exponen los resultados del análisis de la fuerza muscular, medida a través de dinamometría, para la muestra total de jugadores de nuestro estudio.

Como se puede observar, se dieron diferencias significativas entre el hombro dominante y no dominante en todas las medidas evaluadas: flexión, extensión, abducción, aducción, rotación externa y rotación interna ($p = 0,00$). Los jugadores presentaron mayor fuerza muscular en el hombro de su dominancia deportiva.

Respecto a la magnitud de las diferencias, se puede observar que en la mayoría de las medidas se alcanzan valores muy altos de eta al cuadrado ($\eta^2 > 0,30$), excepto en la fuerza de la flexión y rotación interna, aunque estas fuerzas también mostraron valores altos del tamaño del efecto ($\eta^2 > 0,14$).

Tabla 6.10. Fuerza del hombro en todos los jugadores de raqueta.

Variable	N	Media (D.E.)	I.C.95%	Mín.	Máx.	DM	p-value	Efecto
Flex D	83	16,57 (4,60)	15,56 a 17,57	8,87	26,57	0,81	0,000	0,23
Flex ND		15,76 (4,65)	14,74 a 16,77	7,73	26,13			
Ext D	83	18,91 (5,74)	17,65 a 20,16	7,13	30,90	1,92	0,000	0,37
Ext ND		16,99 (5,14)	15,86 a 18,11	6,80	28,67			
ABD D	83	16,71 (4,97)	15,62 a 17,79	8,10	26,87	1,95	0,000	0,35
ABD ND		14,76 (4,75)	13,72 a 15,80	6,90	27,20			
ADD D	83	17,40 (5,68)	16,16 a 18,64	6,63	34,60	2,04	0,000	0,37
ADD ND		15,36 (5,13)	14,24 a 16,48	6,43	29,20			
RE D	83	12,87 (3,34)	12,14 a 13,60	6,47	19,63	1,58	0,000	0,45
RE ND		11,29 (3,27)	10,57 a 12,00	5,50	20,13			
RI D	83	16,27 (4,65)	15,25 a 17,29	6,07	25,70	1,29	0,000	0,17
RI ND		14,98 (4,56)	13,99 a 15,98	5,83	25,93			

N: tamaño de los grupos; D.E.: desviación estándar; I.C. 95%: intervalo de confianza al 95%; Mín.: mínimo; Máx.: máximo; DM: diferencia de media, el signo negativo indica un predominio del no dominante; D: hombro dominante; ND: hombro no dominante; Flex: flexión; Ext: extensión; ABD: abducción; ADD: aducción; RE: rotación externa; RI: rotación interna.

En cuanto al análisis de la fuerza de ambos hombros en los tres tipos de deporte, se pueden observar ligeras diferencias respecto a los resultados encontrados en la muestra total, tal como se muestra en la **tabla 6.11**.

En los movimientos de flexión y extensión no se encontraron diferencias significativas en los jugadores de tenis ($p > 0,05$). Fueron los jugadores de pádel y mixto quienes presentaron mayor fuerza de flexión y extensión del lado dominante.

Respecto a la abducción y aducción, todos los grupos mostraron diferencias significativas entre los dos hombros, siendo mayor en el hombro dominante, excepto el grupo de pádel para el que la fuerza de aducción no mostró diferencias significativas.

En los movimientos rotacionales se apreciaron diferencias significativas entre hombro dominante y no dominante de todos los grupos, excepto en la rotación interna de los jugadores de tenis.

Es destacable que todos estos movimientos en los que hubo diferencias significativas entre ambos hombros, la fuerza del hombro dominante fue mayor que la del no dominante, mostrando la mayoría de ellos un tamaño del efecto grande.

Tabla 6.11. Fuerza del hombro en los tres grupos de jugadores.

Deporte	Variable	Media (D.E.)	I.C.95%	Mín.	Máx.	DM	p-value	Efecto
Tenis (N=28)	Flex D	16,65 (4,08)	15,06 a 18,23	9,33	26,23	0,42	0,096	0,09
	Flex ND	16,23 (4,40)	14,52 a 17,94	8,60	26,13			
	Ext D	19,09 (5,87)	16,81 a 21,36	8,47	30,90	1,72	0,711*	0,00*
	Ext ND	17,37 (4,97)	15,44 a 19,30	8,13	24,57			
	ABD D	16,28 (4,72)	14,45 a 18,11	8,37	25,37	1,52	0,019	0,18
	ABD ND	14,76 (3,99)	13,21 a 16,31	8,50	22,30			
	ADD D	16,96 (4,25)	15,31 a 18,61	8,57	22,97	1,85	0,000	0,49
	ADD ND	15,11 (4,40)	13,40 a 16,82	6,73	22,17			
	RE D	12,78 (2,99)	11,62 a 13,94	6,90	19,33	1,34	0,001	0,31
	RE ND	11,44 (2,90)	10,31 a 12,56	5,5	17,2			
RI D	16,33 (4,56)	14,56 a 18,09	6,73	24,17	0,89	0,108	0,09	
RI ND	15,44 (4,72)	13,61 a 17,27	6,87	23,80				
Pádel (N=18)	Flex D	16,68 (4,79)	14,30 a 19,07	9,17	25,10	0,90	0,007	0,35
	Flex ND	15,78 (5,30)	13,14 a 18,42	7,73	25,63			
	Ext D	19,72 (5,38)	17,04 a 22,39	8,77	29,07	1,80	0,003	0,42
	Ext ND	17,92 (5,91)	14,98 a 20,86	7,03	28,67			
	ABD D	17,19 (5,48)	14,46 a 19,92	9,13	26,63	2,57	0,000	0,53
	ABD ND	14,62 (5,21)	12,03 a 17,22	8,47	23,10			
	ADD D	18,67 (6,85)	15,26 a 22,08	7,93	34,60	3,07	0,101*†	0,17*†
	ADD ND	15,60 (5,55)	12,84 a 18,36	7,73	26,57			
	RE D	13,12 (3,80)	11,23 a 15,01	7,30	19,20	1,85	0,000	0,74
	RE ND	11,27 (3,53)	9,52 a 13,03	5,73	18,17			
RI D	16,77 (5,03)	14,27 a 19,27	7,43	25,70	1,99	0,016	0,29	
RI ND	14,78 (4,81)	12,38 a 17,17	8,73	25,93				
Mixto (N=37)	Flex D	16,45 (4,99)	14,79 a 18,12	8,87	26,57	1,06	0,000	0,29
	Flex ND	15,39 (4,60)	13,85 a 16,93	7,80	24,23			
	Ext D	18,37 (5,91)	16,40 a 20,35	7,13	29,97	2,13	0,000	0,38
	Ext ND	16,24 (4,91)	14,61 a 17,88	6,80	28,33			
	ABD D	16,79 (5,01)	15,12 a 18,47	8,10	26,87	1,96	0,000	0,44
	ABD ND	14,83 (5,16)	13,10 a 16,55	6,90	27,20			
	ADD D	17,12 (6,06)	15,09 a 19,14	6,63	28,53	1,69	0,002	0,23
	ADD ND	15,43 (5,54)	13,58 a 17,28	6,43	29,20			
	RE D	12,82 (3,45)	11,67 a 13,97	6,47	19,63	1,63	0,000	0,46
	RE ND	11,19 (3,48)	10,02 a 12,35	5,80	20,13			
RI D	15,99 (4,64)	14,44 a 17,54	6,07	25,50	1,25	0,007	0,18	
RI ND	14,74 (4,41)	13,26 a 16,21	5,83	25,20				

N: tamaño de los grupos; D.E.: desviación estándar; I.C. 95%: intervalo de confianza al 95%; Mín.: mínimo; Máx.: máximo; DM: diferencia de media, el signo negativo indica un predominio del no dominante; D: hombro dominante; ND: hombro no dominante; *:ajustado por sexo; †:ajustado por IMC.

6.4. RELACIÓN DE LA POSICIÓN ESTÁTICA DE LA ESCÁPULA DEL HOMBRO DOMINANTE CON LOS HÁBITOS DEPORTIVOS

En este apartado se exponen las correlaciones observadas entre la posición estática de la escápula del hombro dominante y los hábitos deportivos evaluados en estos sujetos, es decir, los años que han practicado estos deportes de forma habitual, las horas semanales de juego y la forma en la que realizan el golpe de revés, utilizando para ello una sola mano o las dos.

En la **tabla 6.12** se puede observar que sólo dos variables se asociaron a un hábito deportivo. El desplazamiento escapular lateral normalizado y la distancia del acromion a una vertical de referencia, se relacionaron con las horas de juego semanales.

Respecto al desplazamiento escapular lateral normalizado aquellos sujetos que jugaban más de 6 horas semanales presentaron mayor abducción de la escápula del hombro dominante que los deportistas que jugaban entre 1 y 3 horas semanales ($p < 0,05$).

Por otro lado, la distancia del acromion a una vertical de referencia fue menor en el grupo de sujetos que jugaban más de 6 horas comparados con los otros dos grupos, los que jugaban de 4 a 6 horas y de 1 a 3 horas ($p < 0,05$).

Tabla 6.12. Relación entre la posición estática de la escápula dominante y los hábitos deportivos.

HÁBITOS	N	AET D	DELN D	IND_ALT_ESC D	Acromion_V D
		Media (IC 95%)	Media (IC 95%)	Media (IC 95%)	Media (IC 95%)
AÑOS JUGANDO					
Entre 1-14	28	5,10 (2,64 a 7,56)	1,79 (1,70 a 1,89)	9,05 (8,53 a 9,57)	9,89 (8,91 a 10,87)
Entre 15-30	42	6,43 (4,81 a 8,06)	1,82 (1,73 a 1,90)	8,81 (8,41 a 9,21)	10,05 (9,34 a 10,76)
Más de 30	13	4,23 (1,27 a 7,18)	1,94 (1,79 a 2,09)	8,84 (8,12 a 9,57)	10,44 (9,48 a 11,41)
HORAS SEMANALES					
De 1 a 3	21	7,57 (5,23 a 9,91)	1,71 (1,60 a 1,81)	9,01 (8,37 a 9,66)	10,34 (9,41 a 11,27)
De 4 a 6	39	5,17 (3,58 a 6,76)	1,85 (1,77 a 1,94)	8,73 (8,34 a 9,11)	10,71 (9,97 a 11,44)
Más de 6	23	4,67 (1,76 a 7,58)	1,89 (1,79 a 2,00)a	9,08 (8,50 a 9,66)	8,70 (7,87 a 9,52)a,b
GOLPE DE REVÉS					
A una mano	53	6,48 (4,84 a 8,13)	1,86 (1,79 a 1,93)	8,87 (8,53 a 9,22)	10,31 (9,65 a 10,96)
A dos manos	30	4,15 (2,46 a 5,83)	1,78 (1,68 a 1,87)	8,94 (8,43 a 9,44)	9,61 (8,87 a 10,36)

I.C. 95%: intervalo de confianza al 95%; D: hombro dominante; el signo negativo indica que el acromion se encuentra ubicado por detrás de la plomada de referencia; AET: ángulo escápulo torácico; DELN: desplazamiento escapular lateral normalizado; IND_ALT_ESC: índice de altura escapular; Acromion_V: distancia del acromion a una vertical de referencia; a: Diferencia significativa respecto al primer subgrupo; b:Diferencia significativa respecto al segundo subgrupo.

6.5. CORRELACIÓN ENTRE LA POSICIÓN ESTÁTICA DE LA ESCÁPULA, RANGO DE MOVILIDAD ARTICULAR Y FUERZA MUSCULAR DEL HOMBRO DOMINANTE

En este apartado se exponen los resultados de las correlaciones observadas entre las variables escapulares, el rango de movilidad articular y la fuerza muscular del hombro dominante. Además, también presentamos los resultados para las correlaciones observadas entre las variables escapulares.

Respecto a la **relación entre las variables escapulares y el rango de movilidad articular**, podemos observar en la **tabla 6.13**, que el ángulo escápulo torácico se correlaciona negativamente con el rango de rotación interna ($p < 0,05$), indicando que cuanto mayor sea la posición de báscula externa que adopte la escápula en estática menor es el rango de movilidad de rotación interna que presentan estos jugadores en el hombro dominante y viceversa.

El desplazamiento escapular normalizado se correlaciona positivamente con el grado de extensión y de rotación interna ($p < 0,05$), es decir, cuanto mayor sea la abducción que adopte la escápula dominante respecto al tórax en posición de reposo mayor rango de movilidad tanto de extensión como de rotación interna puede desarrollar el hombro dominante y viceversa.

Por último, la distancia del acromion a una vertical de referencia se correlaciona negativamente con el grado de flexión y abducción del hombro ($p < 0,05$), es decir, cuanto más anteriorizada se encuentra la escápula en el plano sagital menores rangos de movilidad tanto de flexión como de abducción presenta el hombro dominante de estos jugadores y viceversa.

Al analizar la **correlación entre variables escapulares y fuerza muscular (tabla 6.13)**, se puede observar que el índice de la altura escapular se correlaciona de forma negativa con la fuerza desarrollada por el hombro dominante en todos los movimientos ($p < 0,05$). Esto indica que cuanto más caudal respecto al tórax se posiciona la escápula del hombro dominante, menor es la fuerza desarrollada para todos los movimientos evaluados y viceversa.

En esta misma tabla (6.13) se aprecia como la distancia del acromion a una vertical de referencia se correlaciona positivamente con las fuerzas de flexión, extensión y abducción ($p < 0,05$). Esto significa que cuanto más anteriorizada se

encuentra la escápula del hombro dominante menores fuerzas de flexión, extensión y abducción es capaz de desarrollar este hombro y viceversa.

Finalmente, se analizó la **correlación de las variables escapulares entre sí (tabla 6.13)** obteniéndose que la distancia del acromion a la vertical de referencia se correlaciona positivamente con el desplazamiento escapular lateral normalizado ($p < 0,05$) y negativamente con el índice de la altura escapular ($p < 0,05$), es decir, cuanto más anteriorizada se encuentra la escápula también se encontrará más abducida y más craneal en el hombro dominante de estos deportistas y a la inversa.

Tabla 6.13. Correlación entre variables posicionales de la escápula, rango de movilidad articular y fuerza muscular del hombro dominante.

VARIABLES	N	AET	DELN	IND_ALT_ESC	AcromionV
ROM					
FLEX	83	-0,08	-0,20	-0,04	-0,28*
EXT	83	-0,01	0,27*	-0,10	0,20
ABD	83	-0,13	-0,14	0,20	-0,30*
RE	83	0,05	0,09	-0,14	0,16
RI	83	-0,25*	0,36*	-0,07	0,11
FUERZA					
FLEX	83	0,07	0,03	-0,56*	0,25*
EXT	83	0,03	0,00	-0,53*	0,23*
ABD	83	0,13	0,05	-0,45*	0,22*
ADD	83	0,05	-0,07	-0,58*	0,17
RE	83	0,09	0,06	-0,45*	0,18
RI	83	0,02	-0,02	-0,59*	0,11
ESCAPULARES					
AET	83	1	-0,12	0,16	0,13
DELN	83	-0,12	1	-0,06	0,29*
IND_ALT_ESC	83	0,16	-0,06	1	-0,24*
Acromion_V	83	0,13	0,29*	-0,24*	1

AET: ángulo escápulo torácico; DELN: desplazamiento escapular lateral normalizado; IND_ALT_ESC: índice de altura escapular; Acromion_V: distancia del acromion a la vertical de referencia; Flex: flexión; Ext: extensión; ABD: abducción; ADD: Aducción; RE: rotación externa; RI: rotación interna; *: valores significativos $p < 0,05$.

Capítulo VII
DISCUSIÓN



CAPÍTULO VII

DISCUSIÓN

7.1. CONCORDANCIA INTRA OBSERVADOR

7.1.1. Concordancia intraobservador de las mediciones de la posición estática de la escápula a través de imagen

Como señalaron Iunes *et al.* (2009) **el análisis de la postura a través de imágenes fotográficas** es un método de evaluación que permite detectar asimetrías que a priori pueden resultar insignificantes, posibilitando no sólo llevar a cabo análisis más precisos que los obtenidos a través de la observación, sino que nos reporta datos objetivos y por lo tanto comparables con otras evaluaciones, lo que es de gran interés no sólo dentro del contexto clínico sino también para el ámbito científico.

En nuestro estudio se puede observar como la fotogrametría a través del uso de un software de análisis postural (SAPo) es un método de evaluación de la posición estática de la escápula fiable cuando es utilizado por el mismo evaluador. Este análisis ha mostrado que el 75% de las mediciones posturales llevadas a cabo en nuestro estudio presentaron una concordancia intraobservador entre muy buena y excelente, presentando todas las mediciones una fiabilidad aceptable ($CCI \geq 0,70$).

Sin embargo, a pesar de las ventajas que reporta el uso de esta metodología de evaluación, no hemos encontrado ningún artículo en toda la bibliografía revisada que haya analizado la concordancia intraobservador en la evaluación de las distintas variables de la posición escapular en reposo a través de la fotogrametría, tal como se hizo en nuestro estudio.

Esta alta concordancia ha sido reportada previamente por otros autores que analizaron la postura global de los sujetos (Santos *et al.*, 2009; Ferreira *et al.*, 2010).

En concreto, Ferreira *et al.* (2010) analizaron la concordancia intraobservador del análisis de imágenes fotográficas a través del uso de este mismo software de análisis postural. Para ello colocaron un total de 32 marcadores en distintas referencias óseas situadas a lo largo del cuerpo de los sujetos evaluados, obteniendo una concordancia intraobservador considerada entre buena y excelente en más del 64% de las mediciones llevadas a cabo.

Todos estos resultados refuerzan la idea de que la fotogrametría es un método que permite llevar a cabo estudios precisos de las posibles alteraciones posturales que pueden presentar los distintos sujetos, lo que es de gran importancia en el ámbito deportivo y, más concretamente en aquellos deportistas que juegan a deportes de raqueta debido a las características intrínsecas de este tipo de disciplinas.

Los resultados de este estudio muestran una concordancia intraobservador para el **ángulo escápulo torácico** con valores considerados entre aceptables y muy buenos. Respecto al análisis de la fiabilidad de este aspecto postural de la escápula con otras metodologías evaluadas para tal fin observamos distintos índices de fiabilidad.

Lewis y Valentine (2008) han optado por el uso de inclinómetros para llevar a cabo estas mediciones. Para ello posicionan un inclinómetro sobre la raíz de la escápula y otro sobre el borde medial de la escápula obteniendo directamente el ángulo que forma la escápula respecto a la línea vertical que se corresponde con la fuerza de la gravedad.

Estos autores (Lewis y Valentine, 2008) obtuvieron un coeficiente de correlación intraclase con valores superiores a 0,80 para el hombro no dominante y superiores a 0,90 para el hombro dominante, lo que indica valores superiores a los obtenidos en nuestro estudio para el hombro dominante, siendo iguales en el hombro no dominante.

En cuanto al **desplazamiento escapular lateral normalizado** los resultados obtenidos en este estudio mostraron una concordancia intraobservador excelente para ambos hombros.

Resulta interesante el hecho de que tanto en nuestro estudio como en estudios previos en los que la concordancia intraobservador ha sido muy alta (Di Veta *et al.*, 1990), se utilizó la distancia normalizada del desplazamiento escapular. De este modo se considera el tamaño de la escápula de cada uno de los sujetos evaluados para valorar esta distancia de abducción escapular en el plano frontal evitando posibles sesgos en la interpretación de los resultados como consecuencia de las diferencias de envergadura que pueden presentar los sujetos de la muestra entre ellos.

A diferencia de la metodología utilizada en este estudio, Di Veta *et al.* (1990) utilizaron una regla de vidrio para medir directamente sobre el paciente estas distancias lineales. Sin embargo, Lewis y Valentine (2008) a pesar de haber utilizado la misma herramienta de medición que ellos reportaron una concordancia intraobservador muy buena, pero inferior a la de este estudio y el de Di Veta *et al.* (1990).

Esta menor concordancia obtenida entre las dos mediciones por Lewis y Valentine (2008) es posible que puedan atribuirse a que mientras que en este estudio tomamos como referencia la espinosa de T3, tal como hicieron Di Veta *et al.* (1990), Lewis y Valentine (2008) marcaron como referencia la espinosa que corresponda con la raíz de la escápula.

El hecho de tomar como referencia una espinosa en función de la raíz de la escápula, teniendo en cuenta que la escápula es un elemento óseo muy móvil y que por lo tanto puede mostrar considerables diferencias entre sujetos e incluso en el mismo sujeto tras modificar ligeramente su posición de los miembros superiores, lo que puede provocar una variabilidad entre las diferentes mediciones.

Al analizar la concordancia intraobservador de las mediciones de la **distancia del acromion a la vertical de referencia** se obtuvieron valores que indicaron una concordancia entre aceptable y muy buena.

La metodología utilizada en este estudio para la evaluación de la anteriorización de la escápula en el plano sagital difiere de las encontradas en la bibliografía revisada. Se consideró posicionar a los sujetos en bipedestación con los brazos relajados a ambos lados del cuerpo, sin encontrarse apoyado sobre ninguna superficie tal como se habían medido el resto de variables escapulares.

Se midió la distancia entre el ángulo acromial posterior y una vertical de referencia que el software de análisis postural trazó de forma perpendicular al ápex cifótico. De este modo, se tomaba esta referencia tal como otros autores habían hecho con las superficies de apoyo.

Estudios previos (Nijs *et al.*, 2005; Lewis y Valentine, 2007) han reportado una concordancia intraobservador considerada entre muy buena (CCI=0,80) (Nijs *et al.*, 2005) y excelente (CCI>0,90) (Lewis y Valentine, 2007). En ambos estudios se posicionó a los sujetos en decúbito supino sobre una camilla y se midió la distancia entre el ángulo posterior del acromion y la superficie de la camilla.

Borstad (2006) señaló que al posicionar a los sujetos en decúbito supino es posible que tanto la presión del cuerpo como la de la propia camilla sobre la escápula den lugar a una reducción del adelantamiento de la misma y modifiquen la actividad de los estabilizadores activos de la escápula (Struyf *et al.*, 2009).

A estas limitaciones señaladas en la bibliografía consultada, cabe destacar que el hecho de posicionar a los sujetos en decúbito supino va a reducir el efecto de la gravedad lo que repercute directamente en el tono muscular. Considerando que la escápula es un elemento óseo cuya posición depende en gran medida de la musculatura que en ella se inserta, este es un factor a considerar a la hora de valorar su posición.

Para evitar estas influencias ocasionadas por la posición supina, que como observamos no son factores que influyan directamente sobre la fiabilidad de la metodología pero sí sobre la interpretación de los resultados, Mc Clure *et al.* (2006) propusieron una variante de esta metodología en la que posicionaron a los sujetos en bipedestación apoyados contra una pared, desde esta posición midieron la distancia entre el ángulo acromial posterior y la pared.

A pesar de que Mc Clure *et al.* (2006) obtuvieron una concordancia intraobservador excelente (ICC=0,95), en un estudio posterior Struyf *et al.* (2012) señalaron que esta metodología no confiere suficiente concordancia entre las distintas evaluaciones por lo que afirmaron que un método no fiable para la medición del adelantamiento de la escápula.

Considerando la falta de fiabilidad del método de distancia acromion-pared y las limitaciones señaladas para el método acromion-camilla, se propuso la alternativa de medición descrita en este estudio por aportar datos más similares a

la normalidad de los sujetos durante el juego y por la concordancia intraobservador que mostró.

Por último, en este estudio se evaluó la concordancia intraobservador que presentaba el índice de altura escapula pero, tal como cabía esperar, no encontramos en la literatura revisada ningún artículo que evaluase la fiabilidad de este índice ya que fue generado *ad hoc* para este estudio.

Los resultados de los análisis de concordancia intraobservador mostraron unos valores del coeficiente de correlación intraclase por encima de 0,90 lo que indica que es una metodología con una fiabilidad excelente cuando las mediciones son realizadas por el mismo evaluador.

En la bibliografía revisada sólo se encontró un artículo (Lewis y Valentine, 2008) en el que se valoró la concordancia intraobservador de la medición de la altura escapular, aunque estos autores utilizaron una metodología distinta a la nuestra ya que propusieron medir la distancia entre la espinosa que se corresponde con el ángulo inferior de la escápula y la espinosa de T12, obteniendo una concordancia intraobservador considerada entre aceptable y excelente (CCI entre 0,79 y 0,98).

A pesar de que esta medición resultó ser fiable intraobservador, cabe señalar que en ella no se considera el tamaño de la escápula por lo que la diferencia de alturas entre unos sujetos y otros puede influir en la interpretación de los resultados facilitando cometer un sesgo.

7.1.2. Concordancia intraobservador de las mediciones del rango de movilidad articular a través de imagen

La medición de los rangos de movilidad articular de los principales movimientos del hombro mediante el uso de un software de análisis postural mostró una concordancia intraobservador excelente para los movimientos de flexión, extensión y abducción, siendo entre muy buena y excelente para los movimientos rotacionales del hombro.

Además de la alta concordancia intraobservador demostrada para la fotogrametría, esta técnica de medición del rango de movilidad articular permite que se puedan repetir las mediciones tantas veces como sea necesario sin

ocasionar pérdida de tiempo o fatiga postural al paciente, factores que favorecen el aumento de la fiabilidad de esta metodología (Moreno-Pérez *et al.*, 2015).

Estudios previos han reportado una alta concordancia para la evaluación angular a través del uso de un software de análisis postural tanto intraobservador (Ferreira *et al.*, 2010; Ruivo *et al.*, 2013; Moreno-Pérez *et al.*, 2015) como interobservador (Ferreira *et al.*, 2010; Ruivo *et al.*, 2013; Singla y Veqar, 2014).

Sin embargo, a pesar de la alta fiabilidad de esta metodología y de las ventajas que ofrece su uso, la mayoría de investigadores y clínicos optan por el uso del goniómetro universal.

A pesar de que el goniómetro es un método que ha reportado valores muy altos de concordancia intraobservador (Mc Clure *et al.*, 2006; Antonietti *et al.*, 2014) implica considerables limitaciones como son la complejidad de la evaluación del rango de movilidad de algunas articulaciones debido a su posición anatómica (Braz *et al.*, 2008), la facilidad de perder el punto de referencia que se toma como inicial para la evaluación del recorrido articular (Kolber y Hanney, 2012), así como el tiempo que implican estas mediciones para el paciente.

Se han llevado a cabo estudios en los que se compara el análisis del rango de movilidad articular mediante un software de análisis postural con la goniometría universal (Hayes *et al.*, 2001; Braz *et al.*, 2008; Antonietti *et al.*, 2014).

En cuanto a la comparación de estos dos métodos de medición existe una gran controversia en la literatura revisada ya que Braz *et al.* (2008) reportaron que ambas metodologías de evaluación muestran la misma concordancia intraobservador, sin diferencias estadísticamente significativas entre ellas.

Por otro lado, Antonietti *et al.* (2014) obtuvieron una concordancia intraobservador sustancialmente superior para la medición mediante fotogrametría (CCI=0,95) que para el goniómetro universal (CCI=0,83).

A pesar de la alta concordancia intraobservador que tanto este estudio como los anteriores han mostrado, Hayes *et al.* (2001) concluyeron que el uso combinado de la fotogrametría junto con la goniometría no es una metodología fiable para la medición de los rangos de movilidad articular de flexión, abducción y rotación externa.

Es posible que la falta de concordancia intraobservador reportada por estos autores (Hayes *et al.*, 2001) se deba a que en este estudio los sujetos fueron reevaluados pasadas 48 horas desde la primera medición, ya que en otros estudios en los que se ha dejado este mismo tiempo entre las mediciones, se han obtenido bajas fiabilidades a pesar de que la técnica previamente haya demostrado una concordancia intraobservador alta (Ellenbecker *et al.*, 1996).

Otro factor que entraña gran controversia en cuanto a la medición del recorrido articular del hombro es la necesidad o no de fijar la escápula para obtener una mayor fiabilidad en la evaluación del recorrido articular de los hombros.

Varios autores (Ellenbecker *et al.*, 1996; Schmidh-Wiethoff *et al.*, 2004) han señalado que estabilizar la escápula anula los errores de medición ya que de esta forma se anulan los movimientos escápulo torácicos, por lo que consideraron que la estabilización de la escápula es un prerrequisito para la evaluación del rango de movilidad articular del hombro.

En contra de esta afirmación otros investigadores (Chandler *et al.*, 1990; Boon y Smith, 2000; Raza *et al.*, 2002; Stanley *et al.*, 2004) han llevado a cabo las mediciones dejando libre la articulación del hombro. De este modo se permite desarrollar el mayor rango posible de movilidad articular del hombro ya que de esta forma todas las articulaciones del complejo articular del hombro podrán desarrollar su biomecánica normal.

Blanco-Méndez (2016) señaló que el hecho de permitir o no el movimiento de la escápula durante las valoraciones del movimiento del hombro no influye directamente en la variabilidad de los coeficientes de valoración que se obtienen.

Con el objetivo de intentar esclarecer si esta fijación de la apófisis coracoides influye directamente en la fiabilidad de la medición de los rangos rotacionales del hombro, algunos estudios (Boon y Smith, 2000; Raza *et al.*, 2002) han comparado la fiabilidad intraobservador entre las mediciones realizadas con y sin fijación de la apófisis coracoides, para las que utilizaron un inclinómetro (Raza *et al.*, 2002) o un goniómetro (Boon y Smith, 2000), obteniendo en todos los casos valores que indican que esta metodología no es fiable excepto para el movimiento de rotación interna sin fijación escapular cuyo CCI fue de 0,71 (Raza *et al.*, 2002) y la rotación externa sin fijación cuyo CCI fue de 0,79 (Boon y Smith, 2000).

Aunque debemos considerar posibles sesgos que hayan ocasionado que se obtuviesen valores tan bajos de concordancia intraobservador, tanto los resultados de este estudio como los reportados por la bibliografía consultada (Boon y Smith, 2000; Raza *et al.*, 2002) sugieren que la medición del rango de movilidad activa del hombro sin fijación del hombro a través de fotogrametría es un método fiable para su uso clínico y científico con una concordancia intraobservador considerada entre muy buena y excelente.

7.1.3. Concordancia intraobservador de las mediciones de la fuerza muscular a través de dinamometría manual

Los resultados de este estudio mostraron una concordancia intraobservador excelente para todas las fuerzas del hombro evaluadas tanto en el hombro dominante como en el no dominante.

La evaluación de la fuerza a través de la dinamometría manual ha mostrado grandes ventajas ya que, además de la alta concordancia interobservador que ha reportado, tal como hemos podido observar en nuestro estudio, así como en estudios previos (DiVeta *et al.*, 1990; Bohannon, 1997; Hayes *et al.*, 2001; Meeteren *et al.*, 2002; Wang *et al.*, 2002; Stanley *et al.*, 2004; McClure *et al.*, 2006; Ammar, 2011), presenta las ventajas de ser un método portátil, de fácil manejo y aplicación, con un coste no muy elevado y que nos va a proporcionar datos fiables, precisos y objetivos de la fuerza desarrollada por los sujetos evaluados.

A pesar de todas las ventajas que supone el uso del dinamómetro manual para la evaluación de la fuerza, cabe señalar que la alta concordancia obtenida en las mediciones es muy probable que esté directamente relacionada con el hecho de que todas ellas se llevaron a cabo de acuerdo a un protocolo de actuación totalmente estandarizado.

Stark *et al.* (2011), en una revisión bibliográfica sobre la fiabilidad tanto del dinamómetro manual como del dinamómetro isocinético, señalaron que el hecho de obtener una baja concordancia tanto intraobservador como interobservador puede deberse a la falta de protocolos de medición totalmente estandarizados o que no se hayan estandarizado de forma correcta, lo que puede provocar variaciones entre las distintas mediciones llevadas a cabo en los sujetos y que por lo tanto ocasionen un considerable detrimento de su concordancia.

Uno de los aspectos en los que mayor variabilidad se puede observar en la literatura revisada respecto a la protocolización de la metodología de medición de la fuerza es el número de repeticiones que deben hacerse de cada una de las mediciones. Kibler *et al.* (2006) plantearon la hipótesis de que es más adecuado realizar una única medición de una contracción en isometría máxima de cada uno de los movimientos que deseamos evaluar, evitando de este modo la posible fatiga que el sujeto puede desarrollar como resultado de las continuas repeticiones que implica el desarrollo de una fuerza máxima.

Por otro lado, son muchos los investigadores que han demostrado una alta fiabilidad utilizando la metodología que consiste en llevar a cabo 3 repeticiones de contracciones isométricas máximas del mismo movimiento y, posteriormente utilizar la media resultante de las tres mediciones (Bohannon, 1986; Smith *et al.*, 2002; Jain *et al.*, 2013).

En este estudio, de acuerdo con la mayoría de autores, se decidió llevar a cabo un protocolo con 3 repeticiones en contracción isométrica máxima para cada uno de los seis principales movimientos del hombro, calculando posteriormente su media. De este modo se pretendía reducir la posibilidad de cometer errores en las mediciones como resultado de posibles picos de fuerza que en ocasiones son el resultado de compensaciones ejercidas de forma puntual e involuntaria por parte del paciente durante la ejecución de estas evaluaciones.

Respecto a las posibles compensaciones, Di Veta *et al.* (1990) señalaron que no es posible aislar la función de cada uno de los músculos del hombro (por ejemplo, no es posible evitar la interferencia del músculo romboides durante la medición de la fuerza del músculo trapecio medio, como tampoco se puede anular la acción del serrato anterior durante la evaluación del pectoral menor). En base a estas premisas se consideró para este estudio que era más adecuado evaluar la fuerza desarrollada en cada uno de los movimientos del hombro en lugar de la desarrollada por cada uno de los músculos.

Todos aquellos estudios que al igual que en éste utilizaron el "*break test method*" con un dinamómetro manual obtuvieron una concordancia intraobservador considerada entre muy buena y excelente (Wang *et al.*, 2002; McClure *et al.*, 2006). Estos resultados indican que el "*break test method*" es un método muy fiable para la evaluación de la fuerza de los movimientos del hombro a

través del uso de dinamómetros manuales siempre que sean utilizados por el mismo evaluador.

A pesar de la gran cantidad de artículos encontrados en la bibliografía consultada respecto al estudio de la concordancia intraobservador de la dinamometría manual en la evaluación de la fuerza de los hombros, tan sólo hemos encontrado un artículo en el que, al igual que en este estudio, evaluaron la fuerza desarrolla en los movimientos principales del hombro (Bohannon, 1986), mostrando una concordancia intraobservador considerada entre muy buena y excelente (CCI entre 0,84 y 0,99).

Por lo tanto, considerando todos estos aspectos y basándonos en los resultados de este estudio se puede decir que la dinamometría manual es una metodología con una concordancia intraobservador excelente para la evaluación de la fuerza muscular de los hombros, siempre que el evaluador lleve a cabo estas mediciones utilizando una metodología bien protocolizada. Por lo que su uso es adecuado tanto para el análisis clínico como científico de la fuerza de los principales movimientos de los hombros.

7.2. CARACTERÍSTICAS DE LA MUESTRA

7.2.1. Sociodemográficas

Tras realizar una revisión bibliográfica de aquellos artículos que tuvieron como principal objetivo de estudio el análisis de la postura escapular en estos deportistas, observamos que existe una importante carencia en la literatura científica ya que, la mayoría de estos estudios, han utilizado muestras formadas únicamente por jugadores de raqueta profesionales (Myers *et al.*, 2005; Oyama *et al.*, 2008; Ribeiro y Pascoal, 2013; Shimpi *et al.*, 2015), siendo muy pocos los estudios que han evaluado a jugadores no profesionales de raqueta (Struyf *et al.*, 2014), a pesar de que la realidad es que el mayor número de practicantes de estos deportes se encuentran dentro del llamado grupo de jugadores aficionados o no profesionales.

En concreto, llamamos “**jugadores no profesionales**” a aquellos sujetos que combinan la práctica deportiva habitual con sus profesiones u obligaciones diarias (Jacobson *et al.*, 2005), jugando con una frecuencia mínima de una vez a la semana (Struyf *et al.*, 2014).

Estas características pueden ocasionar que estos deportistas presenten un perfil postural propio, que difiera en muchos aspectos del que normalmente presentan los deportistas profesionales, así como la población general no deportista o que practican deportes que no implican este tipo de biomecánica.

Todos estos factores justifican el hecho de que sea interesante el estudio y valoración de las características propias de estos deportistas, con el objetivo de poder analizar las diferencias y similitudes que se establecen entre ellos y otros grupos poblacionales, lo que permitirá desarrollar metodologías tanto de tratamiento como preventivas mucho más adecuadas para este tipo de deportistas.

Tal como cabía esperar respecto al **sexo** de los jugadores de la muestra utilizada para este estudio hubo un considerable mayor porcentaje de hombres que de mujeres.

Probablemente se deba a que la implicación de las mujeres en el ámbito deportivo ha sido minoritario históricamente, siendo en los últimos 50 años cuando la práctica deportiva femenina ha experimentado un relevante

crecimiento, pasando del 6.8% en el año 1968 (García Ferrando, 2005) hasta alcanzar el 42.1% en el año 2015.

Sin embargo, a pesar de este aumento del número de mujeres que habitualmente practican deporte, actualmente el porcentaje de hombres deportistas se encuentra notoriamente por encima del porcentaje de mujeres (Encuesta de hábitos deportivos, 2015).

La mayoría de los jugadores de raqueta evaluados para este estudio presentaron **edades** por encima de los 40 años, habiendo un 10% de ellos que superaron los 60 años, siendo 76 años el pico máximo de edad registrado.

Este factor no es extraño si consideramos que los deportes de raqueta se caracterizan por ser practicados por jugadores con un amplio rango de edad, lo que hace que no resulte extraño encontrar desde jugadores que se inician en estas disciplinas a edades muy tempranas, entre los 5 y los 9 años (Solanelas i Donato, 1999), hasta aquellos jugadores que superan los 65 años de edad, muchos de los cuales continúan compitiendo en torneos internacionales (Fernández-Fernández *et al.*, 2009).

El hecho de que estos deportes sean practicados en un alto porcentaje por sujetos de edad avanzada puede deberse a las ventajas que implica su práctica habitual en el estado físico, cardiovascular, metabólico y óseo, así como en la mejora de la agilidad, la coordinación e incluso la reducción del estrés y la ansiedad (Gropel y DiNubile, 2009).

En los sujetos de nuestra muestra debemos señalar el hecho de que al tratarse de deportistas no profesionales esto implica la necesidad de considerar la repercusión que sus **profesiones u obligaciones diarias** no vinculadas al deporte pueden llegar a tener sobre el desarrollo de lesiones o adaptaciones funcionales en el hombro dominante.

Respecto al tipo de profesión la muestra de este estudio fue heterogénea pero equilibrada ya que la mitad de ellos desarrollaban profesiones con gran implicación de hombro, mientras que la otra mitad llevaban a cabo profesiones que no implicaban el uso notorio del hombro dominante.

En cuanto a las características antropométricas de estos sujetos, resulta interesante el hecho de que más de la mitad de ellos presentaron un **índice de masa corporal** con valores numéricos que indican sobrepeso u obesidad.

Bencke *et al.* (2002) señalaron que es habitual que los jugadores no profesionales presenten un mayor índice de masa corporal que los jugadores profesionales. En concreto, Laforest *et al.* (1999) observaron que el 20,4% de los jugadores no profesionales de tenis incluidos en su estudio presentaron sobrepeso.

Sin embargo, el hecho de que la muestra de nuestro estudio presente un porcentaje mayor de sobrepeso que otros estudios realizados con jugadores no profesionales (Laforest *et al.*, 1999) es posible que esté influenciado por la presencia de jugadores tanto de tenis como de pádel.

El pádel se trata de un deporte de sencillo que posibilita adquirir un nivel de juego considerado como aceptable en un periodo de tiempo relativamente breve. Esta característica implica la posibilidad de poder practicarlo de forma recreacional y sin la adquisición de una condición física óptima, mientras que en el tenis son condiciones indispensables para su práctica deportiva tanto la adquisición de una técnica de juego adecuada como de una buena condición física (Navarro *et al.*, 2013). Este puede ser uno de los factores influyentes en el alto porcentaje de elevados valores de índice de masa corporal reportados en nuestro estudio.

Además de estos factores, el hecho de que las dimensiones de la pista de pádel sean menores que la de tenis, así como que un partido de pádel es disputado entre dos parejas de 2 jugadores, mientras que el tenis puede ser disputado en la modalidad de simple o doble, pueden ser elementos que favorezcan que personas sedentarias sin hábitos deportivos previos se inicien en la práctica deportiva habitual del pádel con el objetivo en muchas ocasiones de mejorar su condición física, a través de un deporte “sencillo” y con un alto componente social (Kruse, 2003; Wheaton, 2007), convirtiendo al pádel en un deporte recreacional con un gran atractivo para este tipo de población.

No obstante, para poder afirmar esta hipótesis de forma más categórica sería necesario realizar estudios en los que se evaluase el nivel de juego de los jugadores de tenis y pádel y su índice de masa corporal con el objetivo de valorar si a mayores niveles de juego estas variables establecen una correlación positiva o no. En los estudios llevados a cabo en jugadores de elite de pádel (Castillo-Rodríguez *et al.*, 2014) no se observaron estas diferencias de peso corporal en los

niveles profesionales donde la media de peso fue similar a la reportada en los jugadores profesionales de tenis, pero no hemos encontrado estudios en la bibliografía revisada en los que se evaluase esta variable en jugadores no profesionales.

7.2.2. Deportivas

El crecimiento que está experimentando en la actualidad la práctica habitual de pádel se ve reflejado en los resultados de este estudio donde el mayor número de jugadores se encuentran dentro del llamado **grupo mixto**, formado por deportistas que han practicado o continúan practicando tenis y que, en su mayoría, posteriormente se han aficionado al pádel.

En cuanto a las características deportivas de los sujetos que formaron los tres grupos evaluados en nuestro estudio, tal como cabía esperar la mayor parte de ellos presentaron **dominancia** derecha, únicamente el 4,7% de la muestra presentó dominancia izquierda. Dicho dato era previsible si tenemos en cuenta que el número de zurdos está representado solamente por un 10-15% del total de la población general, quienes sólo utilizan la mano derecha para acciones en las cuales es necesario el aumento o mejora de la sujeción (Raymond *et al.*, 1996; Guardado, 2013).

En concreto, en el tenis profesional tan sólo un 7% de los jugadores utilizan la mano izquierda como mano dominante para sujetar la raqueta (Holtzen, 2000; Loffing *et al.*, 2010).

La mayoría de los jugadores de nuestro estudio realizaban el **golpe de revés** a dos manos. La forma de ejecución de este golpe utilizando una o ambas manos ha generado una enorme controversia entre los entrenadores de ambas disciplinas, concluyendo la mayoría de ellos que no existe una forma ideal para ejecutar el golpe de revés por las ventajas e inconvenientes que presentan ambas modalidades.

El golpe de revés a una sola mano implica rotaciones segmentarias del miembro superior dominante que le permiten imprimir la velocidad necesaria para poder desarrollar el golpe mientras que el revés a dos manos compromete principalmente a la musculatura rotadora del tronco (Genevois *et al.*, 2015).

Estas diferencias biomecánicas implican que el golpe de revés a dos manos resulte mucho más sencillo para aquellos jugadores que tienen limitada experiencia en la práctica de este tipo de deportes, debido a que al desarrollar la mayor parte de la fuerza desde el tronco esto provoca que se reduzca la precisión del golpe, pero por el contrario la velocidad de la bola aumenta considerablemente con un menor esfuerzo por parte del jugador.

Por el contrario, el golpe de revés a una sola mano es un gesto mucho más preciso que permite al jugador alcanzar bolas que necesariamente implican un mayor ángulo de apertura del hombro aunque presenta la desventaja de que esta estrategia requiere una mayor pericia por parte del jugador.

El hecho de que la mayoría de los sujetos de este estudio llevaban practicando tenis y/o pádel de forma consecutiva más de 15 años, no resulta extraño que el 63,9% de ellos realizase el golpe de revés utilizando una sola mano ya que esta práctica deportiva mantenida constantemente en el tiempo es posible que les haya proporcionado suficiente experiencia para poder realizar el golpe de revés a una sola mano priorizando la mayor precisión en la ejecución del golpe a pesar de la dificultad técnica que implica este gesto.

Por último, al analizar el número de **horas que habitualmente practican** estos deportes los sujetos evaluados se puede observar que la mayoría de ellos jugaban una media comprendida entre 4 y 6 horas semanales. Estos datos resultan lógicos si consideramos que tanto un partido de tenis como de pádel tienen una duración aproximada de 1,5 horas, y que uno de los criterios de inclusión en este estudio fue que los deportistas debían jugar un mínimo de 2 veces a la semana, tal como Stanley *et al.* (2004) describieron para los “jugadores no profesionales de tenis”.

Sin embargo, cabe destacar el hecho de que a pesar de que esta muestra contó únicamente con jugadores no profesionales, por encima del 30% jugaban más de 6 horas a la semana siendo el valor máximo registrado de 17 horas semanales lo que es remarcable si consideramos que el hecho de no ser profesional implica la combinación de la práctica deportiva de estas disciplinas con la ejecución de sus profesiones o tareas diarias.

No obstante, los datos obtenidos en este estudio se alejan considerablemente de los valores medios descritos para los jugadores

profesionales de raqueta que suelen jugar una media de aproximadamente 25 horas semanales (Sanchis-Moysi *et al.*, 2010), lo que puede ser un factor a tener en cuenta en el posible desarrollo de alteraciones posturales, así como en adaptaciones tanto del rango de movilidad articular como de la fuerza entre ambos grupos.

7.3. DIFERENCIAS DE LA POSICIÓN ESTÁTICA DE LAS ESCÁPULAS ENTRE EL HOMBRO DOMINANTE Y NO DOMINANTE EN LOS JUGADORES NO PROFESIONALES DE RAQUETA

El alto porcentaje de asimetrías posicionales que adopta la escápula del hombro dominante frente al no dominante en los jugadores no profesionales de raqueta evaluados en este estudio concuerda con estudios previos llevados a cabo en muestras formadas tanto por deportistas *overhead* profesionales (Myers *et al.*, 2005; Oyama *et al.*, 2008; Ribeiro y Pascoal, 2013) como no profesionales (Struyf *et al.*, 2014).

Estas diferencias de la posición escapular del hombro dominante respecto al no dominante han sido señaladas como una consecuencia de las necesidades biomecánicas que presenta el hombro dominante de estos jugadores, en los que esta articulación se ve sometida a movimientos que implican la sollicitación de grandes rangos de movilidad articular con el fin de poder desarrollar de forma continua gestos por encima del nivel de la cabeza (Sherry y Wilson, 2002).

7.3.1. Desplazamiento escapular lateral normalizado en los jugadores de raqueta no profesionales

Los jugadores no profesionales de pádel y el grupo de jugadores mixtos (tenis y pádel) evaluados en este estudio fueron quienes presentaron una menor abducción de la escápula del hombro dominante en comparación con el no dominante.

Sin embargo, no encontramos en la literatura revisada ningún estudio en el que se haya evaluado la abducción de la escápula en el plano frontal en jugadores no profesionales de raqueta por lo que resultó imposible contrastar los resultados obtenidos en este estudio con otros autores.

Shimpi *et al.* (2015) evaluaron la cantidad abducción escapular en jugadores profesionales de raqueta, observando que estos jugadores no presentaron diferencias significativas entre el hombro dominante y no dominante al tomar como referencia la raíz de la escápula a las apófisis espinosas.

No obstante, estos autores observaron que al medir la distancia desde el ángulo inferior de la escápula a las espinosas los jugadores profesionales de raqueta presentaron un significativo aumento de la abducción en el hombro dominante respecto al no dominante.

Resulta llamativo el hecho de que al comparar la distancia de las escápulas a las espinosas en el plano frontal de ambos hombros en la población general sí se observó una diferencia significativa entre ambos encontrándose el hombro dominante más abducido en comparación con el no dominante (Sobush *et al.*, 1996).

A pesar de que existen diferencias entre la abducción de la escápula reportada entre el hombro dominante de los jugadores profesionales de deportes de raqueta y la población general, Shimpi *et al.* (2015) llevaron a cabo un estudio en el que compararon esta variable postural de la escápula en estos dos grupos de sujetos obteniendo que no se daban diferencias significativas entre la abducción de la escápula en el hombro dominante de estos dos grupos de sujetos.

El hecho de que únicamente se aprecie una reducción de la abducción escapular en el hombro dominante de los jugadores no profesionales de raqueta evaluados en este estudio puede correlacionarse con el hecho de que tal como han señalado algunos autores la velocidad máxima de lanzamiento en los jugadores *overhead* adultos ha mostrado una relación positiva significativa con la fuerza de aducción del hombro (Kraemer y Fleck, 2005).

Los músculos trapecio medio y romboides tienen principalmente la función de aducir la escápula, influyendo de forma indirecta en la posición de la cabeza humeral (Sahrmann, 2001), la cual se posicionará en una mayor rotación externa o posición neutra (Kapandji, 2006) disminuyendo de este modo la presión de los tejidos subacromiales en los movimientos de elevación del hombro por encima del nivel de la cabeza.

Bhatt *et al.* (2013) reportaron que al potenciar esta musculatura aductora de la escápula se produce una notable mejora de la fuerza de agarre de la mano, factor necesario para todos los jugadores de deportes de raqueta.

Por lo tanto, es posible que los jugadores no profesionales de raqueta presenten este aumento de la aducción de la escápula como una adaptación para la mejora del agarre con el objetivo de poder mejorar la habilidad del golpe consiguiendo llevar a cabo golpes más fuertes y generando una menor fatiga de toda la musculatura del miembro superior dominante.

El hecho de que esta adaptación se de en los jugadores no profesionales de raqueta y no se observe de forma significativa en los jugadores profesionales puede deberse a que tal como señalan algunos estudios (Thomas *et al.*, 2010; Thomas *et al.*, 2010-II) el hombro dominante de los deportistas *overhead* sufre adaptaciones como consecuencia de la carga continua que los tejidos sufren por la repetición continua de determinados movimientos.

Durante la fase de seguir adelante (*follow through phase*) la escápula aumenta su protracción sobre la pared torácica con el objetivo de reducir la carga que recae directamente sobre la articulación del hombro (Kibler, 1991; Voigth y Thomson, 2000; Thomas *et al.*, 2010; Thomas *et al.*, 2010-II). Este movimiento repetido dará lugar a que la musculatura aductora de la escápula, en concreto el músculo romboides se debilite en estos jugadores (Thomas *et al.*, 2010; Thomas *et al.*, 2010-II).

Por lo tanto, si consideramos que la población general presenta un aumento de la abducción escapular en el hombro dominante (Sobush *et al.*, 1996) y los jugadores de raqueta tanto no profesionales como profesionales no, esto nos lleva a intuir que se trata de una adaptación propia de este tipo de deportistas.

Sin embargo, las diferencias observadas entre la posición que algunos estudios muestra entre la posición de la escápula dominante de los jugadores profesionales de raqueta (Shimpi *et al.*, 2015) y los no profesionales de este estudio, pueda deberse al hecho de que en los no profesionales, al no jugar con la misma intensidad y un considerablemente menor número de horas, se generen adaptaciones propias de estos deportes como es el aumento de la aducción escapular del hombro dominante con el objetivo de mejorar el agarre.

No obstante, el hecho de esta menor intensidad de juego puede ocasionar que la musculatura de los sujetos no profesionales, al tener menor carga y más tiempo de recuperación entre los partidos, no sufre la misma fatiga que en los

jugadores profesionales lo que disminuye la debilidad de la musculatura aductora presente en los jugadores profesionales.

7.3.2. Índice de altura escapular en los jugadores de raqueta no profesionales

Respecto a la altura de la escápula del hombro dominante resulta interesante el hecho de que fue la única variable de todas las variables escapulares analizadas en este estudio que presentó diferencias significativas en todos los grupos evaluados.

Los resultados mostraron que todos los jugadores no profesionales de raqueta presentaban la escápula del hombro dominante más caudal que la no dominante.

Este índice de altura escapular fue diseñada *ad hoc* para valorar la diferencia de alturas a la que se encuentran las escápulas de estos deportistas respecto al plano frontal sin que la envergadura del sujeto pudiese ocasionar un sesgo en la interpretación de los resultados.

El hecho de que esta variable fuese creada para este estudio justifica que no se han encontrado artículos previos en la bibliografía revisada con los que poder comparar directamente estos resultados.

Para este índice se tomó como referencia la distancia entre el ángulo inferior del omóplato al borde superior de la imagen. El hecho de que una de las referencias sea un elemento externo al paciente provoca que el valor propio de cada una de las escápulas sí esté influenciado por la altura del sujeto, sin embargo, es la diferencia de altura entre las escapulas, objetivo principal de este estudio, la que no se verá sesgada por la altura del sujeto.

Oyama *et al.* (2008) observaron que esta diferencia de alturas escapulares entre el hombro dominante y el no dominante no se dio en los deportistas *overhead* profesionales evaluados en su estudio.

Es en la población general en la que se ha observado un descenso de la escápula del hombro dominante (Sobush *et al.*, 1996; Raine y Twomey, 1998; Kendall, 2007), lo que ha sido relacionado directamente con el mayor uso del

miembro superior respecto al lado contrario, lo que ha sido denominado por algunos autores como “*handedness*” que traducimos como destreza (Magee, 2006).

Priest (1988) señaló que el hecho de que la escápula del hombro dominante se posicionase más caudal en los jugadores de tenis es posible que sea una consecuencia de la elongación o sobreestiramiento que experimenta la musculatura elevadora del hombro dominante, junto con la inherente hipertrofia desarrollada en la musculatura extensora del mismo hombro (músculo dorsal ancho y fibras posteriores del músculo deltoides) que posicionará al húmero en ligera extensión provocando que la escápula adopte una posición de descenso respecto a su posición de reposo “ideal” (Arvelo, 2012).

Basándose en estas ideas, algunos autores (Oyama *et al.*, 2008) se plantearon la hipótesis de que el descenso de la escápula reportado en la población general debe ser más acentuado en los deportistas que realizan deportes por encima del nivel de la cabeza como consecuencia de las fuertes repeticiones que implican sus prácticas deportivas, tal como mostraron los resultados obtenidos en nuestro estudio.

Este descenso de la escápula probablemente esté ocasionado por la notoria implicación que tanto el músculo dorsal ancho como el serrato anterior desarrollan durante la fase de aceleración (*acceleration phase*) tanto en los golpes de derecha como de revés, así como durante la fase de desaceleración y seguir adelante (*deceleration and follow-through*) del saque (Ryu *et al.*, 1988).

En concreto el músculo dorsal ancho es uno de los principales músculos implicados en el desarrollo de la rotación interna humeral por lo que su función es muy relevante durante la fase de aceleración del gesto del saque en la que el hombro debe realizar una importante rotación interna que le permitirá alcanzar velocidades muy altas (Fleisig *et al.*, 2003), facilitando que esta musculatura desarrolle una considerable hipertrofia.

Esta hipertrofia del músculo dorsal ancho puede ser la principal responsable del desplazamiento caudal de la escápula dominante reportado en los jugadores no profesionales de raqueta evaluados en este estudio, como consecuencia del origen de parte de las fibras del dorsal ancho en el ángulo inferior de la escápula (Valerius *et al.*, 2009).

7.3.3. Ángulo escápulo torácico en los jugadores de raqueta no profesionales

Los jugadores no profesionales de raqueta evaluados en este estudio presentaron una menor báscula externa de la escápula dominante al compararla con el hombro no dominante. Sin embargo, al analizar a cada uno de los grupos por separado sólo los grupos de jugadores de pádel y el grupo mixto (tenis y pádel) mostraron diferencias significativas entre sus hombros, caracterizándose los dos grupos por presentar una menor báscula externa en la escápula del hombro dominante.

Los resultados obtenidos en este estudio concuerdan con los obtenidos por Struyf *et al.* (2014) quienes observaron una menor báscula externa en la escápula del hombro dominante de un grupo de deportistas *overhead* no profesionales.

Sin embargo, en la bibliografía consultada no se ha encontrado un consenso en cuanto a la posición en la que se encuentra la escápula del hombro dominante en los deportistas *overhead* profesionales, ya que mientras que algunos estudios han observado una reducción de la báscula externa de la escápula (Ribeiro y Pascoal, 2013), por el contrario otros estudios han señalado un aumento de la báscula externa de la escápula en este tipo de jugadores (Myers *et al.*, 2005; Thomas *et al.*, 2010; Thomas *et al.*, 2010-II; Shimpi *et al.*, 2015).

Respecto a la menor báscula externa de la escápula del hombro dominante reportada en los jugadores no profesionales, Struyf *et al.* (2014) señalaron que a priori estos resultados presentan una contrariedad al analizar la biomecánica propia de estos deportes de raqueta ya que los deportes que implican movimientos por encima del nivel de la cabeza requiere constantemente lleva a cabo actividades que conllevan un aumento de la báscula externa de la escápula.

Paine y Voigth (2013) en su estudio sobre el rol de la escápula señalaron que la báscula externa es el movimiento principal de lo que denominamos movimiento escápulo torácico, es decir, la relación que se establece entre la elevación glenohumeral y la báscula externa de la escápula, necesario para poder llevar a cabo movimientos eficientes del miembro superior con la máxima estabilidad articular (Kibler *et al.*, 2013).

Sin embargo, algunos estudios han observado que esta elevación del hombro va acompañada de una báscula interna de la escápula. En concreto Mc Clure *et al.* (2001) observaron que al inicio del movimiento de elevación se produce una marcada báscula externa. Sin embargo, curiosamente en los últimos grados de elevación observaron se produce una báscula interna de la escápula.

Estos autores no han explicar el significado de esta diferencias pero han señalado que el control neuromuscular es mayor en las fases iniciales de elevación, sin embargo, en las fases altas de la elevación este control disminuye lo que puede llegar a provocar patrones de movimientos ligeramente diferentes (Mc Clure *et al.*, 2001) que pueden ser los responsables de estas desalineaciones posturales observadas en los jugadores no profesionales de nuestro estudio.

Tal como señalaron Kendall *et al.* (2007), la sollicitación masiva y repetitiva de un grupo muscular concreto lleva al acortamiento del mismo como consecuencia de una hipertrofia desarrollada. Por lo tanto, el hecho de que el pádel es un deporte que implica un mayor número de movimientos por encima del nivel de la cabeza puede favorecer el desarrollo del músculo elevador de la escápula principal responsable de la báscula interna de la escápula.

El hecho de que el tamaño del efecto grande sólo en los jugadores de pádel refuerza aún más la probabilidad de que este aumento de la báscula interna de la escápula esté correlacionada con un mayor número de gestos por encima del nivel de la cabeza.

A pesar de que algunos autores han correlacionado la menor báscula externa del hombro dominante con la presencia de dolor de hombro (Ludewig y Cook, 2000; Endo *et al.*, 2001). Un pérdida de la báscula externa de la escápula de forma permanente ocasiona una pérdida de la elevación subacromial perpetuando el pinzamiento de las estructuras que pasan bajo él (Myers *et al.*, 2005).

Sin embargo, los estudios que han comparado deportistas *overhead* con y sin dolor de hombro no han reportado diferencias significativas entre la báscula escapular que presentan (Struyf *et al.*, 2011; Struyf *et al.*, 2014), lo que nos hace intuir que esta adaptación es posible que se trate más bien de una adaptación

propia de la práctica de este tipo de gestos que implican movimientos por encima del nivel de la cabeza.

7.3.4. Distancia del acromion a la vertical de referencia en los jugadores de raqueta no profesionales

Los jugadores de raqueta no profesionales evaluados en este estudio presentaron una diferencia significativa entre la posición del hombro dominante y no dominante en el plano sagital, caracterizada por una mayor anteriorización del hombro dominante.

Al analizar cada uno de estos grupos por separado se pudo observar que tan sólo los jugadores de tenis y el grupo mixto presentaron el hombro dominante significativamente más anteriorizado que el hombro no dominante.

En este estudio se midió la anteriorización de hombros posicionando a los sujetos en bipedestación sin encontrarse la espalda apoyada sobre ninguna superficie para de este modo evitar las posibles compensaciones derivadas de ella tal como han señalado algunos autores (Borstad, 2006; Struyf *et al.*, 2009).

Para ello se midió la distancia que existe entre el ángulo acromial posterior y una vertical de referencia que pasa directamente por el ápex cifótico dorsal, intentando conservar las mismas referencias que consideró Host (1995).

Struyf *et al.* (2014) en su estudio con deportistas *overhead* no profesionales utilizaron una metodología de medición diferente a la que propuesta en este estudio en la que colocaron a los sujetos a evaluar en decúbito supino midiéndoles la distancia entre el ángulo acromial posterior y la superficie de la camilla.

Sin embargo, a pesar de haber utilizado formas de medición distintas, tanto en el estudio de Struyf *et al.* (2014) como en este estudio se observó una tendencia a que el hombro dominante se encuentre en posición anteriorizada respecto al no dominante.

Este aumento de la anteriorización del hombro dominante no sólo ha sido reportado en deportistas no profesionales sino que tal como mostraron Struyf *et*

al. (2011) los deportistas *overhead* profesionales también reportaron esta desalineación postural.

En concreto, Oyama *et al.* (2008) señalaron que al comparar la posición del hombro en el plano sagital entre jugadores de béisbol, de voleibol y de tenis, a pesar de que todos presentaron una anteriorización del hombro significativamente mayor, fueron los jugadores de tenis los que mayores valores de anteriorización reportaron.

Debido a ello, estos autores atribuyeron de forma hipotética esta desalineación postural a las demandas específicas que los deportes de raqueta presentan sobre las articulaciones del hombro, ya que el hecho de sostener la raqueta en la mano implica un aumento del momento de inercia del miembro superior lo que aumenta el estrés generado sobre el hombro.

Algunos autores (Borsa *et al.*, 2003; Nijs *et al.*, 2005; Thigpen y Padua, 2006) han atribuido este aumento de la anteriorización del hombro como resultado del acortamiento del pectoral menor por la sobresolicitación a la que está sometido este hombro en determinados gestos propios de estos deportes como es el golpe de derecha de estos deportistas (Ellenbecker *et al.*, 2009; Struy *et al.*, 2011; Cools *et al.*, 2015).

El hecho de que este acortamiento del pectoral menor ha sido atribuido principalmente a los golpes de derecha y no directamente a la ejecución de los gestos del hombro por encima del nivel de la cabeza podría ser el motivo por el que los jugadores de pádel no profesionales no presentaron esta adaptación de forma significativa.

El hecho de que a pesar de que en los jugadores de pádel este aumento de la anteriorización del hombro dominante se dio aunque sin mostrar diferencias significativas junto con el tamaño del efecto reportado en los jugadores de tenis, es decir, esta anteriorización de hombro fue clínicamente significativa en estos jugadores, es probablemente el motivo por el que los jugadores del grupo mixto reportaron una anteriorización del hombro dominante clínicamente significativa.

7.3.5. Posición estática de la escápula en los jugadores de raqueta no profesionales

Los **jugadores no profesionales de raqueta** evaluados en este estudio se caracterizaron por presentar la escápula del hombro dominante en menor abducción, más caudal y en menor báscula externa en el plano frontal con mayor anteriorización del hombro en el plano sagital en comparación con el hombro no dominante.

Fueron la mayor anteriorización del hombro junto con el posicionamiento caudal de la escápula dominante las desalineaciones posturales que clínicamente mostraron significancia en estos deportistas.

Los **jugadores de pádel** no profesionales incluidos en este estudio presentaron el mismo perfil postural de la escápula dominante en el plano frontal sin que se diesen diferencias significativas entre ambos hombros en el plano sagital.

Cabe señalar que esta menor abducción, posición más caudal y menor báscula externa fueron desalineaciones posturales de la escápula del hombro dominante clínicamente significativas y que por lo tanto se deben tener en cuenta a la hora de evaluar a este tipo de deportistas.

Los **jugadores de tenis** presentaron la escápula del hombro dominante más caudal en el plano frontal y más anteriorizada. Estas desalineaciones fueron clínicamente significativas en este tipo de jugadores no profesionales.

Al analizar cada uno de los tres grupos de deportes por separados observamos que el **grupo mixto** fue el único de los tres grupos en el que se mantuvo el mismo perfil postural de la escápula dominante que en el análisis general de todos los jugadores de raqueta no profesionales, probablemente por la influencia que tanto la práctica del tenis como la del pádel han podido llegar a tener sobre las desalineaciones que la escápula puede adquirir como consecuencia de las demandas deportivas.

Sin embargo, en estos jugadores únicamente fueron clínicamente relevantes el posicionamiento más caudal de la escápula en el plano frontal y la anteriorización del hombro en el plano sagital.

Resulta llamativo que los jugadores de tenis no profesional fueron los deportistas que menores desalineaciones presentaron, mientras que por el contrario el grupo de jugadores de pádel fue el que mayores desalineaciones clínicamente significativas presentó.

Cabe señalar que la menor abducción de la escápula dominante es una característica propia de estos jugadores no profesionales de pádel puesto que no existe en la literatura ninguna referencia que reporte dicha desalineación escapular ni en los deportistas *overhead* profesionales ni en la población general.

Por su parte, los jugadores no profesionales de tenis evaluados en este estudio presentaron un patrón mucho más similar al reportado en los jugadores profesionales en los que se objetivó una anteriorización de hombros.

Sin embargo, en los jugadores de tenis se observó un significativo descenso de la escápula dominante más característico de la población general que de los deportistas profesionales.

A pesar de que existe una tendencia a englobar los deportes de raqueta como un conjunto único, llegando algunos autores a afirmar que biomecánicamente tanto el tenis como el pádel pueden analizarse como un mismo deporte por la similitud de sus gestos (Llamas-Díaz, 2013), los resultados de este estudio inducen a pensar que la práctica de cada uno de estos deportes predispone al desarrollo de desalineaciones propias en los deportistas que los practican, difiriendo unos de otros.

Por otro lado, el hecho de que la muestra estuvo formada por jugadores no profesionales que combinan la actividad deportiva con sus obligaciones diarias justifica que estos deportistas presenten un patrón mixto entre los jugadores profesionales y la población general junto con adaptaciones propias de su nivel de juego y disciplina deportiva practicada.

7.4. DIFERENCIAS DEL RANGO DE MOVILIDAD ARTICULAR ENTRE EL HOMBRO DOMINANTE Y NO DOMINANTE EN LOS JUGADORES NO PROFESIONALES DE RAQUETA

Estudios previos han reportado cambios significativos en el rango de movilidad articular del hombro dominante en los tenistas profesionales (Ellenbecker *et al.*, 1996; Schmidt-Wiethoff *et al.*, 2004; Moreno-Pérez *et al.*, 2015; Shimpi *et al.*, 2015), así como en los no profesionales (Stanley *et al.*, 2004; Torres y Gomes, 2009).

Sin embargo, pese a que el estudio del rango de movilidad articular del hombro de estos deportistas supone un tema de gran interés, debido a la gran implicación biomecánica que esta articulación desarrolla en los principales movimientos de estas disciplinas deportivas, son muy pocos los artículos que han llevado a cabo una evaluación completa donde se incluyesen todos los movimientos del hombro en estos jugadores (Danesmandi *et al.*, 2010; Shimpi *et al.*, 2015).

7.4.1. Rango de rotación interna y externa de hombro en los jugadores no profesionales de raqueta

Los jugadores no profesionales de raqueta evaluados en nuestro estudio mostraron mayor rango de rotación externa y menor rango de rotación interna en el hombro dominante respecto al no dominante.

Al analizar a cada uno de los tres grupos de deportistas evaluados por separado se pudo observar que estas diferencias sólo fueron significativas en el grupo mixto.

Los jugadores de pádel no profesionales evaluados en este estudio tan sólo reportaron una pérdida significativa del rango de rotación interna del hombro dominante respecto al no dominante, siendo clínicamente significativa esta diferencia.

Sin embargo, al comparar los rangos de movilidad rotacional en los jugadores de raqueta no profesionales no se observaron diferencias significativas entre ambos hombros.

Stanley *et al.* (2004) reportaron, al igual que ocurrió en nuestro estudio, que los tenistas no profesionales evaluados en su estudio no presentaron diferencias significativas en el rango de rotación entre el hombro dominante y el hombro no dominante.

Estos autores señalaron que el hecho de tratarse de jugadores no profesionales de raqueta cuya intensidad y nivel de juego es muy inferior a la que llevan a cabo los jugadores profesionales de raqueta ocasiona que no se puedan desarrollar en ellos adaptaciones propias de estos deportes en cuanto al rango de movilidad articular.

Por el contrario, Torres y Gomes (2009) reportaron una pérdida de la rotación interna junto con un aumento de la rotación externa en el hombro dominante de los jugadores de tenis no profesionales, lo que coincidió con las modificaciones reportadas en el rango rotacional del hombro dominante de los jugadores de raqueta profesionales (Kibler *et al.*, 1996; Schimidth-Wiethoff *et al.*, 2004; Tokish *et al.*, 2008; Moreno-Pérez *et al.*, 2015; Shimpi *et al.*, 2015).

Son muchos los autores (Kibler *et al.*, 2007; Litner *et al.*, 2007; Tokish *et al.*, 2008; Torres y Gomes, 2009; Thomas *et al.*, 2010-II; Kibler *et al.*, 2012) que han señalado que los gestos del hombro que implican realizar movimientos por encima del nivel de la cabeza provocan un engrosamiento de la cápsula articular de esta articulación que dará lugar a la retroversión de la cabeza humeral. Esta retroversión humeral se ha indicado que puede ser una de las principales responsables de la alteración que sufren los rangos rotacionales del hombro de estos deportistas.

Al posicionarse de esta forma, la cabeza del húmero permitirá que se desarrolle un mayor arco de rotación externa antes de que el troquíter choque contra la parte superior del *labrum* glenoideo, facilitando de esta forma que el jugador disponga de más tiempo para poder desarrollar un movimiento más rápido y potente previo al impacto de la raqueta contra la bola (Chant *et al.*, 2007).

Resulta llamativo que los jugadores no profesionales del grupo mixto de jugadores de raqueta no profesionales de nuestro estudio presentaron un patrón de movilidad rotacional de estas características. Del mismo modo, al analizar a todos los jugadores de raqueta no profesionales incluidos en nuestro estudio como un solo grupo también se dieron estas diferencias.

Estos resultados nos llevan a plantearnos la hipótesis de si el hecho de combinar ambas prácticas deportivas implica el desarrollo de modificaciones anatómicas que derivaran en modificaciones funcionales, de forma que estos deportistas desarrollen adaptaciones propias de este tipo de deportes.

Nodehami-Moghadam *et al.* (2013) señalaron que el aumento del rango de rotación externa del hombro dominante de estos deportistas es el resultado de las altas demandas que generan los gestos de lanzamiento y que, por lo tanto, no conllevan obligatoriamente a que se desarrolle una reducción del rango de rotación interna del mismo, ya que el origen real de los factores que ocasionan esta modificación del rango de movilidad articular en estos deportistas se desconoce actualmente.

Sin embargo, el hecho de atribuir un aumento del rango de rotación externa a los deportistas *overhead* (Nodehami-Moghadam *et al.*, 2013) se confronta con los resultados obtenidos en nuestros jugadores de pádel donde al contrario de lo reportado por estos autores se observó una reducción significativa del rango de rotación interna sin que se diese un aumento de la rotación externa.

Probablemente el origen de estas adaptaciones resida en que, los jugadores de pádel suelen realizar movimientos más abiertos del hombro dominante, que suelen ir asociados a un menor desarrollo del rango de rotación interna. Todo ello puede inducir a que estos deportistas desarrollen acortamientos musculares de la musculatura que contribuye a facilitar el gesto de rotación externa del hombro, como son el redondo menor y el infraespinoso principalmente, lo que dificulta que estos deportistas puedan realizar la rotación interna en los últimos grados.

7.4.2. Rango de flexión y extensión de hombro en los jugadores no profesionales de raqueta

Al analizar el rango de movilidad articular de flexión y extensión que presentaron los jugadores de raqueta no profesionales evaluados en este estudio llama la atención que en el análisis que se llevó a cabo en todos los jugadores de raqueta estos dos movimientos del hombro fueron los únicos que no presentaron diferencias significativas entre el hombro dominante y el no dominante.

En el análisis llevado a cabo en cada uno de los tres grupos de deportistas se pudo observar que ninguno de los tres grupos de deportistas presentó diferencias significativas en el movimiento de flexión.

Tal como ocurrió en este estudio, Shimpi *et al.* (2015) observaron que en los jugadores de raqueta profesional no se establecían diferencias significativas entre el hombro dominante y el no dominante respecto al movimiento de flexión.

Sin embargo, en la población general no vinculada al deporte se planteó una controversia ya que mientras que algunos investigadores (Barnes *et al.*, 2001) no reportaron diferencias significativas en la flexión de los hombros de estos sujetos, Vairo *et al.* (2012) objetivaron una diferencia significativa en el rango de flexión de ambos hombros, siendo mayor el rango flexión del hombro dominante.

A pesar de que algunos autores (Johnson, 1992) han señalado el aumento del rango de flexión en el hombro dominante como una adaptación funcional que permite aumentar el rango de movilidad articular del hombro en general con el objetivo de permitir que se puedan desempeñar tareas relacionadas con los deportes que implican gestos tales como los lanzamientos por encima del nivel de la cabeza.

Sin embargo, tanto nuestros resultados como la bibliografía revisada señalan que el rango de movilidad en flexión no se ve afectado por la práctica habitual de los deportes de raqueta.

En cuanto al rango de movilidad de extensión del hombro en el análisis global sin diferenciar por deportes se observó que no existían diferencias significativas en el rango de movilidad en extensión entre el hombro dominante y el no dominante.

Al llevar a cabo este mismo análisis diferenciando en los tres tipos de deportistas, tan sólo los jugadores no profesionales de pádel reportaron un aumento significativo del rango de extensión del hombro dominante, siendo esta diferencia clínicamente relevante.

Cabe señalar que en nuestro este estudio los resultados discreparon de lo referenciado en la bibliografía consultada tanto para los jugadores profesionales de raqueta como para la población general.

En concreto, Shimpi *et al.* (2015) observaron que los jugadores profesionales de raqueta presentaban una reducción significativa del rango de extensión del hombro dominante frente al no dominante.

Esta reducción no sólo fue observada en los jugadores profesionales de raqueta sino que la población general también mostró una reducción de rango de extensión del hombro dominante (Barnes *et al.*, 2001), siendo significativamente menor el rango de extensión del hombro dominante de los deportistas profesionales de raqueta.

El hecho de que se encontrase esta reducción del rango de extensión en los jugadores profesionales de raqueta ha sido atribuido al posible engrosamiento que experimenta la cápsula articular del hombro dominante de estos jugadores, lo que no sólo va a ocasionar una reducción del rango de rotación interna en estos jugadores sino que también dará lugar a una reducción significativa tanto de los movimientos de extensión como de aducción de hombro (Van de Hoeven y Kibler, 2006; Lintner *et al.*, 2007; Torres y Gomes, 2009; Thomas *et al.*, 2010-II).

Sin embargo, los resultados de este estudio señalan que los jugadores de pádel no profesionales presentaron un aumento de la extensión del hombro dominante. El hecho de que tan sólo se de en estos jugadores lleva a plantearse la hipótesis de que se trate de una compensación ocasionada por las diferencias biomecánicas entre el saque del tenis y el del pádel.

Mientras que en el tenis es necesario desarrollar una gran rotación externa del hombro para poder aumentar la inercia del movimiento, en el saque del pádel es necesario que se desarrolle una considerable extensión y abducción horizontal de hombro, ocasionando una hipertrofia del músculo dorsal ancho.

Sin embargo, desconocemos el hecho de que tanto en los jugadores no profesionales de tenis así como en el grupo mixto no se desarrolla una reducción del rango de extensión de hombro del hombro dominante tal como ocurre en los jugadores profesionales de raqueta y en la población general.

7.4.3. Rango de abducción de hombro en los jugadores no profesionales de raqueta

Al analizar el rango de movilidad en abducción los jugadores de raqueta no profesionales de este estudio mostraron diferencias significativas entre ambos hombros, siendo el rango de abducción del hombro dominante menor que el del no dominante.

Al analizar cada uno de los tres grupos de deportes por separado se observó que tan sólo en los jugadores no profesionales de tenis esta reducción del rango de abducción fue significativa.

Esta reducción del rango de abducción discrepa de los resultados obtenidos en los jugadores profesionales de raqueta en los que no se observaron diferencias significativas entre el hombro dominante y el no dominante (Shimpi *et al.*, 2015).

En la población general tampoco se observaron diferencias significativas en este movimiento entre el hombro dominante y el no dominante (Vairo *et al.*, 2012).

El hecho de que al comparar el hombro dominante de la población general con el de los jugadores profesionales de raqueta no se observaron diferencias significativas entre ellos hizo que estos autores se planteasen la hipótesis de que el rango de movilidad de abducción no se ve afectado en este tipo de deportistas (Shimpi *et al.*, 2015).

Esta reducción de la abducción es posible que se deba a que en los jugadores de tenis no profesionales evaluados en este estudio se observó que existe una tendencia al acortamiento del músculo pectoral menor como consecuencia de la biomecánica propia del golpe de derecha (Ellenbecker *et al.*, 2009; Struyf *et al.*, 2011; Cools *et al.*, 2015).

Cuando el pectoral menor se contrae provoca un descenso de la escápula lo que permite que el hombro en esta posición pueda aumentar considerablemente la potencia generada para el golpe de servicio o saque (Ortiz-Rodríguez, 2004).

Además este músculo va a intervenir en la parte final del golpe de revés *liftado* a una sola mano provocando una desaceleración del conjunto brazo-raqueta en estos jugadores (Ortiz-Rodríguez, 2004).

La gran implicación que desarrolla el pectoral menor en todos los jugadores de raqueta, pero en los jugadores de tenis principalmente y considerando que este

músculo es un antagonista del músculo trapecio inferior y por lo tanto un “limitador” de la abducción de hombro, no fue de extrañar que estos jugadores presentasen un menor rango de abducción en el hombro dominante en comparación con el no dominante.

7.4.4. Rango de movilidad articular de hombro en los jugadores de raqueta no profesionales

Al analizar el rango de movilidad de los **jugadores de raqueta no profesionales** incluidos en este estudio presentaron una reducción del rango de movilidad en abducción y rotación interna junto con un aumento del rango de rotación externa en el hombro dominante en comparación con el hombro no dominante.

En el análisis individual de los **jugadores de pádel no profesionales** de este estudio los jugadores se caracterizaron por presentar una reducción del rango de movilidad en rotación interna y un aumento del rango de extensión en el hombro dominante.

Este aumento del rango de extensión sólo ha sido referencia en los jugadores de pádel no profesionales de nuestro estudio, ya que tanto los jugadores profesionales de raqueta (Shimpi *et al.*, 2015) como la población general (Barnes *et al.*, 2011) presenta una reducción significativa de la extensión del hombro dominante.

Estos resultados nos llevan a plantearnos que debido a las diferencias biomecánicas que existen entre el pádel y el tenis, estos jugadores desarrollen una adaptación propia de esta disciplina deportiva.

No obstante, la carencia de investigaciones tanto biomecánicas como de análisis postural y funcional del pádel hace que no sea posible contrastar estos resultados con otros estudios para poder esclarecer si es una adaptación propia del pádel o propia de los jugadores no profesionales de raqueta.

Por último, el **grupo mixto** presentó una reducción del rango de rotación interna junto con un aumento de la rotación externa, lo que ha sido referenciados en la mayoría de artículos que han evaluado el rango de movilidad en jugadores

profesionales de raqueta (Kibler *et al.*, 1996; Schmidh-Wiethoff *et al.*, 2004; Tokish *et al.*, 2008; Moreno-Pérez *et al.*, 2015; Shimpi *et al.*, 2015).

Estos patrones de movilidad articular guardan similitudes con los jugadores profesionales de raqueta como son la reducción del rango de rotación interna junto con un aumento de la rotación externa, tal como mostró el grupo mixto de jugadores no profesionales de este estudio.

Sin embargo, estos jugadores no profesionales han mostrado diferencias en el rango de movilidad no referenciadas previamente ni en los profesionales de raqueta ni en la población general.

En concreto el aumento del rango de extensión en el hombro dominante de los jugadores de pádel no profesionales y la reducción del rango de abducción en los jugadores de tenis no profesionales de este estudio pueden tratarse de adaptaciones de movilidad propias de este tipo de jugadores y que por lo tanto deben tenerse en cuenta tanto en las evaluaciones como en el tratamiento de posibles lesiones en estos deportistas.

7.5. DIFERENCIAS DE LA FUERZA DESARROLLADA ENTRE EL HOMBRO DOMINANTE Y NO DOMINANTE EN LOS JUGADORES NO PROFESIONALES DE RAQUETA

Para evaluación de la fuerza desarrolla por los hombros de estos deportistas se consideró más interesante analizar cada uno de estos movimientos de forma global, en lugar de analizar cada uno de los músculos que intervienen en estos movimientos de forma analítica tal como hicieron algunos autores (Taha *et al.*, 2015).

Di Veta *et al.* (1990) señalaron que no es posible eliminar la interferencia que ejercen unos músculos sobre otros en la ejecución de los movimientos del hombro, por lo que resulta más interesante analizar la fuerza de los movimientos completos del hombro en lugar de cada uno de los músculos de forma analítica.

7.5.1. Fuerza de rotación interna y externa de hombro en los jugadores no profesionales de raqueta

La importancia de evaluar las fuerzas rotacionales del hombro en los jugadores de raqueta reside en que este par de fuerzas han sido consideradas por muchos autores como fundamentales para el desarrollo máximo del rendimiento en estos deportistas (Hess, 2000; Barnes *et al.*, 2001; Wilk *et al.*, 2002).

Al analizar las fuerzas rotacionales en los jugadores de raqueta no profesionales de nuestro estudio se observó que tanto la rotación interna como la rotación externa fueron significativamente mayores en el hombro dominante en comparación con el hombro no dominante.

En el análisis de cada uno de los tres grupos por separado tanto los jugadores de pádel no profesionales como el grupo mixto mantuvieron estas diferencias, sin embargo, los jugadores no profesionales de tenis tan sólo mostraron diferencias significativas en el aumento de la fuerza de rotación externa en el hombro dominante.

Respecto a la fuerza de rotación interna los jugadores de tenis no profesionales no mostraron diferencias significativas entre el hombro dominante y el no dominante (Stanley *et al.*, 2004).

Sin embargo, al realizar esta misma comparación en los jugadores profesionales sí se observó un aumento de la fuerza de rotación interna en el hombro dominante (Chandler *et al.*, 1992; Corbi y Baget, 2015).

Este aumento de la fuerza no fue observado únicamente en los jugadores profesionales sino que también se dio en la población general (Bhawna *et al.*, 2016). No obstante, Nodehi-Moghadam *et al.* (2013) señalaron que al comparar el hombro dominante de un grupo de *overhead* profesionales con un grupo formado por población no deportista, a pesar de que ambos presentaron un aumento de esta fuerza en el hombro dominante, los deportistas profesionales reportaron un aumento significativo de la rotación interna respecto al grupo control.

Cabe señalar que estos resultados encontrados en la bibliografía revisada concuerdan con los obtenidos en nuestro estudio ya que en este estudio fueron los jugadores de pádel los que mostraron mayores diferencias entre la fuerza de rotación interna desarrollada por sus hombros, junto con el grupo mixto, aunque sólo en los jugadores de pádel esta diferencia fue clínicamente significativa.

Nodehi-Moghadam *et al.* (2013) señalaron que existe una asociación positiva entre el incremento de la fuerza de rotación interna del hombro y el gesto de servicio o saque. Durante la fase de aceleración (*acceleration phase*) del saque la velocidad de rotación interna del hombro puede ser superior a 2500 (°/seg) (Fleisig *et al.*, 2003).

Si consideramos que los jugadores de pádel es la disciplina de los deportes de raqueta evaluados en este estudio que llevan a cabo un mayor número de movimientos por encima del nivel de la cabeza, es decir, movimientos con características biomecánicas similares al saque, no es de extrañar que sean el grupo que mayor desarrollo de la fuerza de rotación interna ha mostrado.

El hecho de que en los jugadores no profesionales de tenis no se hayan desarrollado diferencias significativas de la fuerza de rotación interna entre sus hombros coincide con los resultados obtenidos por Stanley *et al.* (2004) quienes al no observar diferencias en esta fuerza en los jugadores no profesionales de tenis,

señalaron que existe una correlación positiva entre el nivel de juego y estos ratios de fuerza.

Por lo tanto, debido a la menor intensidad desarrollada por los jugadores de tenis no profesionales no se llegan a desarrollar estas diferencias de fuerza de la rotación interna entre sus hombros.

A pesar de que los jugadores del grupo mixto sí mostraron un aumento de la fuerza de rotación interna en el hombro dominante, probablemente por el patrón mixto que estos jugadores presentan, es decir, adaptaciones propias del tenis no profesional y adaptaciones propias del pádel no profesional, den lugar a que estas diferencias no fueron clínicamente significativas para este grupo de deportistas.

Al analizar la fuerza de rotación externa tanto en los jugadores no profesionales de raqueta (Stanley *et al.*, 2004) como en los deportistas profesionales se dio un aumento significativo de la fuerza en el hombro dominante (Corbi y Baget, 2015).

Este aumento de la fuerza de rotación externa no sólo se ha observado en los deportistas sino que en la población general se da de igual forma (Bhawna *et al.*, 2016).

No obstante, al comparar a un grupo de no deportistas con un grupo de jugadores *overhead* profesionales se objetivó una mayor desarrollo de la fuerza de rotación externa del hombro en los deportistas (Nodehi-Moghadam *et al.*, 2013).

Este aumento de la fuerza de rotación externa también fue observado en todos los grupos de jugadores no profesionales de raqueta evaluados en nuestro estudio, siendo en todos ellos clínicamente significativa por lo que nos lleva a reafirmar que la práctica de estos deportes influye de forma notable en el desarrollo de la fuerza de rotación externa.

Stanley *et al.* (2004) señalaron que el desarrollo de la fuerza de la musculatura rotadora externa del hombro es esencial para aumentar la estabilidad gelnohumeral y que por lo tanto este notable aumento de la fuerza en el hombro de los jugadores de raqueta puede ser una adaptación que desarrolla el cuerpo con el objetivo de prevenir al hombro del desarrollo de lesiones como consecuencia de los gestos repetidos por encima de la cabeza.

7.5.2. Fuerza de flexión y extensión de hombro en los jugadores no profesionales de raqueta

Al analizar las fuerzas tanto de flexión como de extensión de hombro en todos los jugadores no profesionales de raqueta se observó un aumento significativo de ambas en el hombro dominante.

Estas diferencias se mantuvieron en el análisis por grupos, tanto en los jugadores no profesionales de pádel como en el grupo mixto. Sin embargo, los jugadores no profesionales de tenis no mostraron diferencias significativas entre sus hombros para ninguna de ellas.

No hemos encontrado en la literatura revisada ningún artículo en que se hayan evaluado este par de fuerzas en jugadores no profesionales de raqueta, por lo que no es posible comparar nuestros resultados con estudios previos.

Tanto en los tenistas profesionales (Corbi y Baget, 2015) como en la población general (Bhawna *et al.*, 2016) se ha producido este aumento de la fuerza en el hombro dominante.

A pesar de que no hemos encontrado ningún artículo en el que se comparen estas fuerzas entre un grupo de jugadores de raqueta y un grupo control, tanto la extensión como la flexión son fuerzas relacionadas con los gestos propios de estos deportes, principalmente con el gesto de servicio o saque (DiGiovine *et al.*, 1992; Elliot *et al.*, 2003; Elliot, 2006) lo que hace que sea muy probable que en aquellos deportes que impliquen un alto número de repeticiones de movimientos por encima de la cabeza y/o con una elevada intensidad se establezcan estas diferencias de forma significativa.

Durante la fase de aceleración (*acceleration phase*) del gesto de servicio o saque, la musculatura flexora del hombro junto con la abductora son las responsables de aumentar alrededor del 25% la velocidad de la raqueta antes de que ésta impacte contra la pelota (Ryu *et al.*, 1988; Elliot *et al.*, 1997).

Durante esta fase, la musculatura extensora debe pasar de una contracción concéntrica a una excéntrica con el objetivo de controlar la fuerza desarrollada por el hombro, disminuyendo de esta forma la carga generada sobre la articulación gelnohumeral como resultado de las grandes velocidades alcanzadas por el hombro durante este gesto, siendo el dorsal ancho el principal músculo que actúa en esta fase (Ryu *et al.*, 1988).

7.5.3. Fuerza de abducción y aducción de hombro en los jugadores no profesionales de raqueta

En el análisis de la fuerza de abducción y aducción en todos los jugadores no profesionales de raqueta se observó que ambas fuerzas fueron mayores en el hombro dominante.

En el análisis individual se observó que tanto en el grupo de tenistas no profesionales como en el grupo mixto se desarrollaron más ambas fuerzas en el hombro dominante.

Sin embargo, en el grupo de jugadores de pádel tan sólo fue significativo el aumento de la fuerza de abducción en el hombro dominante.

Wilk *et al.* (1995) reportaron un aumento de la fuerza de aducción en el hombro dominante en comparación con el no dominante en los deportistas *overhead* profesionales, sin que en ellos se dieran diferencias significativas en el desarrollo de la fuerza de abducción de ambos hombros.

Al analizar estas dos fuerzas en la población general sí se observaron diferencias significativas entre ambos hombros tanto para la abducción como para la aducción, siendo ambas mayores en el hombro dominante (Bhawna *et al.*, 2016).

A pesar de que la fuerza de abducción no se desarrolla en los deportistas *overhead*, Wilk *et al.*, (1995) plantearon como tanto la musculatura abductora como la aductora del hombro juegan un papel fundamental en los gestos propios de los deportes que implican movimientos repetidos por encima del nivel de la cabeza.

Si analizamos el gesto del saque o servicio, que es comparable con el gesto de *smash* o remate de pádel, en la fase inicial el hombro se encuentra en una posición de aducción y rotación interna que se irá modificando hasta posicionarse en abducción y rotación externa al inicio del golpeo de la bola contra la raqueta, para volver a posicionarse en aducción y rotación interna de hombro al final de este (Boyer y Hanstings, 1999).

Esta musculatura abductora será la responsable de elevar la articulación glenohumeral durante la fase de golpeo en todos los movimientos de saque o lanzamiento (Perry y Glousman, 1990) lo que facilita que se produzca un mayor desarrollo de la fuerza de la misma en todos aquellos deportistas que realicen movimientos repetidos por encima del nivel de la cabeza.

Los músculos aductores del hombro (dorsal ancho, pectoral mayor y redondo mayor) representan un papel fundamental en los movimientos que implican lanzamientos (Wilk *et al.*, 1995).

Durante la fase de aceleración el músculo dorsal ancho desarrolla una actividad muscular equivalente al 135% de la contracción isométrica voluntaria máxima, junto con el músculo pectoral mayor que también desarrolla un moderado nivel de actividad aproximadamente equivalente al 55% de la contracción isométrica voluntaria máxima del hombro (Wilk *et al.*, 1995).

Esta alta implicación de la musculatura aductora en gestos de lanzamiento o saque justifica el hecho de que los jugadores de raqueta desarrollen mayores fuerzas aductoras en el hombro dominante que en el no dominante.

Sin embargo, es posible que el motivo de que no se desarrolle esta diferencia en los jugadores de pádel no profesionales evaluados en este estudio puede deberse a que en el pádel el nivel de implicación de esta musculatura sea menor como consecuencia de que en muchas ocasiones estos jugadores se sirven de rotaciones del tronco que pueden llegar a producir una menor carga de sobre esta musculatura lo que justificaría el hecho de que en este grupo de jugadores no se desarrollen diferencias entre ambos hombros.

No obstante, la falta de literatura en la que se describa la biomecánica característica del pádel, así como la carencia de estudios en los que se evalúe la fuerza de los hombros en estos jugadores, dificulta poder hacer comparaciones que ayuden a establecer los posibles factores que contribuyen a que estos jugadores no presenten un mayor desarrollo de la fuerza de aducción en el hombro dominante a diferencia del resto de jugadores *overhead*.

7.5.4. Fuerza de hombro en los jugadores no profesionales de raqueta

Al analizar todos los **jugadores no profesionales de raqueta** incluidos en este se observa que para todas las fuerzas de los hombros estos deportistas desarrollan un aumento significativo del hombro dominante respecto al no dominante.

Estas diferencias de fuerzas que también ha sido reportada en la población general (Stoll *et al.*, 2000; Bhawna *et al.*, 2016) se pueden atribuir al uso de la mano

dominante. Sin embargo, Murray *et al.* (1985) afirmaron que la dominancia no es un factor que afecta directamente a los valores de la fuerza desarrollada.

Esta afirmación se hace más evidente al observar que en nuestro estudio cada uno de los grupos de deportistas evaluados desarrollaron unos patrones de fuerza característicos.

Los **jugadores de pádel no profesionales** mostraron un aumento del desarrollo de la fuerza en el hombro dominante para todos los movimientos excepto para la fuerza de aducción en la que no se observaron diferencias significativas entre ambos hombros.

El hecho de no disponer de suficiente bibliografía sobre este deporte hace sea difícil establecer los motivos de dicha adaptación en estos deportistas.

Los **jugadores de tenis no profesionales** fueron el grupo que menor número de diferencias de fuerza presentó entre sus hombros, ya que tan sólo mostraron un mayor desarrollo de la fuerza en el hombro dominante para las fuerzas de rotación externa, abducción y aducción.

Esta menor presencia de diferencias entre ambos hombros puede llegar a considerarse una adaptación propia de este tipo de deportistas si consideramos que tanto en la población general como en los jugadores profesionales de raqueta se desarrollan de forma habitual mayores descompensaciones de la musculatura entre ambos hombros.

En cuanto al **grupo mixto**, el hecho de estar influenciado tanto por las posibles compensaciones adaptativas que tanto el pádel como el tenis pueden llegar a desarrollar en estos jugadores no profesionales, tal como cabía esperar presentaron un patrón común a los dos grupos caracterizado porque en estos jugadores el hombro dominante presentó mayor fuerza en todos los movimientos evaluados.

En concreto, este grupo mixto fue el que presentó un patrón más similar al reportado en los jugadores profesionales en los que todas las fuerzas de hombro fueron mayores en el hombro dominante excepto la fuerza de abducción donde no se apreciaron diferencias significativas.

Por lo tanto podemos plantear la posibilidad de que el aumento de la fuerza de abducción en el hombro dominante de los tres grupos evaluados sea una

adaptación propia de este tipo de jugadores, que desarrollen con el objetivo de desarrollar un mayor brazo de palanca antes de que la raqueta impacte contra la bola con el objetivo de aumentar la fuerza de este golpe.

7.6. CORRELACIONES QUE PUEDEN INFLUIR EN LA POSICIÓN DE LA ESCÁPULA DEL HOMBRO DOMINANTE EN LOS JUGADORES NO PROFESIONALES DE RAQUETA

7.6.1. Relación de la posición de la estática de la escápula del hombro dominante con los hábitos deportivos

Inicialmente se planteó la posibilidad de que determinados factores relacionados con los hábitos deportivos como son los años que llevaban practicando estos deportes de forma continuada, las horas semanales de juego, así como la forma en la que ejecutaban el golpe de revés, es decir, utilizando una mano o las dos, pueden llegar a ocasionar modificaciones en la posición de la escápula del hombro dominante.

Sin embargo los resultados de este estudio mostraron que la mayoría de estos factores no interfieren de forma directa en la posición que la escápula adopta en los jugadores no profesionales de deportes de raqueta.

De todos los hábitos deportivos evaluados en este estudio, tan sólo las horas de juego semanales que estos deportistas practican deporte mostraron relaciones significativas con dos de las cuatro variables posturales de la escápula dominante.

Tanto el desplazamiento escapular lateral normalizado como el la distancia del acromion a la vertical de referencia mostraron relaciones significativas con las horas de juego semanales.

La correlación con el **desplazamiento escapular lateral normalizado** indicó que en estos jugadores no profesionales de raqueta se producen diferencias en la cantidad de abducción que presenta la escápula en el plano frontal posterior entre aquellos que juegan menos de 3 horas y los que juegan más de 6 horas a la semana. A más horas semanales de práctica deportiva de estas disciplinas más abducido se posicionará el borde medial de la escápula respecto a las apófisis espinosas de la columna.

Los resultados de este estudio mostraron una menor abducción en el hombro dominante de los jugadores no profesionales de raqueta. Sin embargo, durante la fase de seguir adelante (*follow through phase*), propia de los principales golpes de los deportes de raqueta, es necesario que la escápula se abduzca sobre

la pared torácica (Kibler, 1991; Voigyh y Thomson, 2000; Thomas *et al.*, 2010; Thomas *et al.*, 2010-II).

El hecho de que este gesto se repita con mayor asiduidad puede provocar una debilidad de la musculatura aductora del hombro, principalmente del músculo romboides (Thomas *et al.*, 2010; Thomas *et al.*, 2010-II). Esto justifica que cuantas más horas de juego a la semana se practique este deportes mayor es la distancia entre la escápula y las apófisis espinosas de la columna en el plano frontal.

En cuanto a la correlación del **acromion a la vertical de referencia**, en estos resultados se observó que el hombro dominante de estos jugadores presenta una menor anteriorización en el plano sagital para aquellos deportistas no profesionales que juegan más de 6 horas semanales frente a los que juegan de 1 a 3 horas semanales y los que juegan de 4 a 6 horas semanales.

Explicar el origen de esta correlación entraña cierta dificultad puesto que este aumento de la anteriorización del hombro no sólo ha sido reportado en jugadores no profesionales, sino que también se da en jugadores *overhead* profesionales (Struyf *et al.*, 2011), siendo en los jugadores de tenis en los que esta anteriorización del hombro es mayor (Oyama *et al.*, 2008).

El hecho de que a un mayor número de horas semanales jugadas se reduzca la anteriorización del hombro dominante es una correlación que no podemos justificar actualmente. Por ello, sería de gran interés llevar a cabo estudios longitudinales en los que se valorase de qué forma se modifica esta anteriorización del hombro dominante en los jugadores no profesionales de raqueta.

Estos resultados no se han podido contrastar con otros estudios ya que no hemos encontrado en la bibliografía revisada ningún estudio en el que se correlacionase la posición estática de la escápula en reposo en jugadores de raqueta no profesionales con los hábitos deportivos.

Sin embargo, los resultados parecen indicar que ni los años que estos deportistas juegan de forma consecutiva ni la modalidad del golpe de revés que utilizan, a una o a dos manos, influyen directamente en la posición que adopta la escápula en reposo, siendo las horas de juego semanales el factor más influyente en este tipo de deportistas.

7.6.2. Relación de la posición estática del hombro dominante con el rango de movilidad articular

En este estudio se llevó a cabo un análisis para valorar las posibles correlaciones que podían establecerse entre el rango de movilidad articular y las distintas variables posturales de la escápula.

Para interpretar correctamente los resultados obtenidos en este tipo de análisis es necesario aclarar que estos análisis no permiten establecer una relación directa causa-efecto, sino que aportan información sobre las correlaciones tanto positivas como negativas que se establecen entre ellas.

En cuanto al **desplazamiento escapular lateral normalizado** se observó una correlación positiva entre el rango de movilidad en extensión y en rotación interna, es decir, cuanto menos abducida se encuentra la escápula del hombro dominante en el plano frontal menores son los rangos de movilidad tanto para la rotación interna como para la extensión.

Esta correlación entre la menor abducción escapular en el plano frontal y el déficit del rango de movilidad articular en rotación interna se observó directamente en los jugadores no profesionales de nuestro estudio.

Distintos autores (Kibler, 1998; Meister, 2000; Thomas *et al.*, 2010-II) han señalado que el hecho de que los jugadores de raqueta presenten un menor rango de movilidad de rotación interna provoca que deban llevar a cabo un aumento de la abducción de la escápula en el plano frontal durante la fase de deceleración y seguir adelante (*follow-thought phase*). De este modo, al aumentar la abducción de la escápula, estos deportistas son capaces de compensar el déficit rotacional del hombro y mantener la velocidad que requieren los movimientos por encima de la cabeza.

Por otro lado, nuestros resultados no mostraron diferencias significativas en cuanto al rango de extensión entre ambos hombros.

Sin embargo, las correlaciones sí indicaron que cuanto menor es la abducción de la escápula del hombro dominante, menor es el rango de movilidad en extensión que estos deportistas pueden desarrollar.

El hecho de que la escápula del hombro dominante se aproxime más a las espinosas ocasiona una reducción del rango de movilidad tanto de la extensión como de la rotación interna del hombro dominante.

Si consideramos que la escápula del hombro dominante se encuentra en menor abducción que la de los hombro no dominante, esta correlación nos indica que cuanto más asimétrica se posicione esta escápula de la del hombro no dominante, mayores serán las limitaciones del rango de movilidad articular que presente el hombro dominante.

Esta correlación es lógica si consideramos que tal como han señalado estudios previos, la simetría de la postura facilita la mejora de la biomecánica (Panjabi, 1992; Fialka-Moser *et al.*, 1994) y por lo tanto del rendimiento deportivo (Scott, 2002).

En cuanto al **ángulo escapulo torácico** en este estudio se observó una correlación negativa respecto al rango de movilidad en rotación interna, es decir, cuanto menor sea la báscula externa de la escápula mayor es el rango de movilidad de rotación interna.

Nuestros resultados mostraron que los jugadores no profesionales de raqueta presentaron una menor báscula externa en la escápula del hombro dominante, sin embargo desarrollaron un menor rango de movilidad en rotación interna en este hombro.

Los resultados parecen indicar que la pérdida de báscula externa que presenta la escápula del hombro dominante en estos jugadores probablemente sea una adaptación que estos jugadores desarrollan con el objetivo de aumentar su rango de movilidad articular en rotación interna, a pesar de que en estos deportistas, el hombro dominante se caracteriza por presentar un menor rango de movilidad en rotación interna en comparación con el hombro no dominante.

Por lo tanto, es posible que en estos deportistas se pueda aceptar un aumento de esta asimetría en el hombro dominante, sin ser negativa para la biomecánica de su hombro. Sin embargo, son necesarios más estudios para poder afirmar esta hipótesis.

En cuanto a la **distancia del acromion a la vertical de referencia** se observó una correlación negativa respecto al rango de movilidad en flexión y abducción en el hombro dominante, es decir, cuanto más anteriorizado se posicionó el

hombro dominante en el plano sagital menor fue el rango de movilidad en flexión y abducción en estos jugadores.

En nuestro estudio los jugadores no profesionales presentaron el hombro dominante más anteriorizado que el no dominante, sin embargo, no mostraron diferencias significativas en el rango de movilidad de flexión entre ambos hombros.

Sí se observó como el hombro dominante además de encontrarse más anteriorizado presentó un menor rango de movilidad en abducción.

Esta correlación fue reportada por Lewis *et al.* (2005) quienes señalaron que al reducir la posición anteriorizada de los hombros mediante el uso de tape neuromuscular en sujetos que presentaron *impingement*, se apreció un aumento significativo principalmente de los rangos de movimiento articular de flexión y abducción.

Di Veta *et al.* (1990) afirmaron que la anteriorización de los hombros está intrínsecamente unida a una rotación interna de la articulación glenohumeral. Tanto la abducción como la flexión de hombro deben asociarse a una rotación externa de la cabeza glenohumeral para poder desarrollar los últimos grados de movilidad, por lo tanto cuanto más anteriorizados se posiciona el hombro mayor es la dificultad para alcanzar los últimos grados tanto de flexión como de abducción del hombro.

Con los resultados obtenidos en nuestro estudio podemos señalar que en los jugadores profesionales de raqueta cuanto menor sea la báscula externa de la escápula y más abducida se encuentre, aproximándose a la simetría, esto beneficiará directamente a estos jugadores con un mayor desarrollo del rango de movilidad articular en rotación interna del hombro dominante.

Esta menor abducción escapular no sólo afectará o estará afectada por la reducción de la rotación interna sino que estará correlacionada con un menor rango de movilidad de extensión del hombro dominante, por lo tanto, cuanto más se aproxime en la posición de escápula el hombro dominante a la simetría con el hombro no dominante mayores rango de movilidad de extensión y rotación interna se podrán desarrollar con el hombro dominante de estos jugadores.

Además, cuanto menor sea la anteriorización del hombro dominante en jugadores no profesionales de raqueta mayores rangos tanto de flexión como de abducción del hombro podrán llevarse a cabo.

Los datos de este estudio sugieren que puede ser interesante buscar una mayor simetría entre ambos hombros tanto para la anteriorización como para la abducción escapular, lo que permitirá aumentar el rango tanto de rotación interna, flexión y extensión.

Sin embargo, el hecho de encontrarse la escápula del hombro dominante en menor báscula externa en estos jugadores favorece el aumento del rango de rotación interna, lo que parece estar indicando que esta adaptación postural en los jugadores no profesionales de raqueta podría interpretarse como una compensación postural positiva para este tipo de deportista para el rango de movilidad de rotación interna.

7.6.3. Relación de la posición estática de la escápula del hombro dominante con la fuerza muscular

Al analizar las posibles correlaciones que existen entre las variables escapulares y la fuerza desarrollada por el hombro dominante de estos jugadores no profesionales se observó que tanto el índice de altura escapular como la distancia del acromion a la vertical de referencia se correlacionaron con algunas de las fuerzas evaluadas.

El **índice de altura escapular** se correlacionó negativamente con todas las fuerzas evaluadas, es decir, cuanto más craneal se posiciona la escápula respecto al plano frontal mayor es la fuerza desarrollada por el hombro dominante en estos deportistas.

La **distancia del acromion a la vertical** se correlacionó positivamente con las fuerzas de flexión, extensión y abducción, es decir, cuanto más anteriorizados se encuentran los hombros, mayor es la fuerza desarrollada en los movimientos de flexión, extensión y abducción.

Los resultados de nuestro estudio mostraron que todos los jugadores no profesionales de raqueta de este estudio presentaron el hombro dominante más caudal que el no dominante, sin embargo, todas las fuerzas fueron significativamente mayores en el hombro dominante que en el no dominante.

Los resultados obtenidos al analizar las correlaciones entre la posición escapular y la fuerza desarrollada en el hombro dominante junto con los resultados obtenidos de la comparación de la posición escapular y la fuerza entre ambos hombros, nos indican que a pesar de que el hombro dominante de los jugadores no profesionales de raqueta se posiciona más caudal, cuanto menor sea este descenso de la escápula mayor será la fuerza desarrollada.

Por lo tanto cuanto más se aproxime la escápula del hombro dominante a la simetría respecto a la altura del hombro no dominante mayor será la fuerza que desarrollen estos jugadores.

En cuanto a la anteriorización del hombro dominante y el mayor desarrollo de las fuerzas de flexión, extensión y abducción. Los resultados de nuestro estudio mostraron como el hombro dominante de estos jugadores no profesionales estaba más anteriorizado que el no dominante, mostrando un mayor desarrollo de la fuerza.

Estas correlaciones directas entre la posición de la escápula y el desarrollo de la fuerza del hombro dominante ha sido señaladas por otros autores (Smith *et al.*, 2002).

Yoo (2013) analizó mediante electromiografía la musculatura abductora del hombro comparando a un grupo de sujetos con los hombros anteriorizados frente a un grupo con hombros en posición neutra. Los resultados mostraron que tanto la función de la porción clavicular del músculo pectoral mayor como las fibras superiores del trapecio reportaron una mayor actividad en los sujetos con hombros anteriorizados. Estos resultados corroboran el hecho de tener los hombros más adelantados supone un mayor desarrollo de la fuerza muscular.

Podemos señalar que los resultados de este estudio indican que cuanto más craneal se posicione la escápula del hombro dominante en el plano frontal, siempre dentro de un posicionamiento caudal respecto al hombro no dominante, mayor es la fuerza desarrollada para todos los movimientos del hombro en los jugadores no profesionales de raqueta.

Cuanto más anteriorizado se encuentre el hombro dominante mayor será la fuerza desarrollada para las fuerzas de flexión, extensión y abducción.

Por lo tanto, los resultados de este estudio indican que posturas más simétricas de la altura escapular entre ambos hombros mejoran la fuerza del hombro dominante en estos jugadores no profesionales.

Sin embargo, la anteriorización del hombro dominante de estos jugadores puede ser una compensación beneficiosa en ellos, permitiéndoles el desarrollo de una mayor fuerza de los movimientos de flexión, extensión y abducción.

A pesar de que existe una tendencia a conseguir la simetría postural entre ambos lados en estos deportistas para obtener un mejor rendimiento deportivo (Scott, 2002), es posible que ciertos grados de asimetría en algunas variables escapulares de los hombros de los jugadores no profesionales de raqueta pueden resultar beneficiosas para la mejora tanto del rango de movilidad como de la fuerza en estos jugadores.

Sin embargo, la falta de estudios previos que hayan correlacionado todas estas variables hace que no sea posible contrastar nuestros resultados.

7.6.4. Relación de las variables posicionales escapulares del hombro dominante entre sí

En cuanto a las correlaciones entre las variables escapulares observamos que la **distancia del acromion a la vertical de referencia** se correlacionó de forma positiva con el **desplazamiento escapular lateral normalizado** y de forma negativa con el **índice de altura escapular**.

Estas correlaciones indican que el hombro dominante se encuentra más anteriorizado cuanto mayor sea la abducción de la escápula y más craneal se posicione en el plano frontal posterior.

Resulta muy interesante el hecho de que tanto el desplazamiento escapular lateral normalizado como el índice de altura escapular nos aportan información directa en el plano frontal posterior sobre la anteriorización del hombro.

Esto nos lleva a plantearnos la posibilidad de poder valorar la anteriorización de los hombros sin la necesidad de tener que valorar al sujeto en el plano sagital. En aquellos sujetos en los que en el plano frontal posterior se observa un ascenso de la escápula junto con un aumento de la abducción

escapular nos estará indicando un aumento de la anteriorización del hombro en el plano sagital.

El hecho de que esta correlación aporte información sobre la anteriorización de los hombros nos permite reducir considerablemente muchas de las limitaciones que conlleva la medición de la anteriorización de los hombros en el plano sagital.

Como señalamos anteriormente, son muchos los autores que han propuesto planteado distintas metodologías de medición de la anteriorización de los hombros (Host, 1995; Myers *et al.*, 2005; Borstad, 2006) intentando reducir las limitaciones que han sido reportadas en la literatura como son la influencia que la superficie de apoyo puede generar sobre la posición de la escápula y la reducción de la fuerza de la gravedad al posicionar al paciente en decúbito supino o la falta de fiabilidad al medir esta distancia al posicionar al sujeto en bipedestación contra la pared.

En este estudio se propuso medir esta anteriorización del hombro en el plano sagital a través de fotogrametría lo que mostró una concordancia intraobservador entre aceptable y muy buena.

Sin embargo, tanto el índice de altura escapular como el desplazamiento escapular lateral normalizado mostraron una concordancia intraobservador excelente, por lo que la medición de estas variables permitirá obtener datos más fiables.

Además al tratarse de índices van a proporcionar no proporcionan valores comprobables entre los distintos sujetos sin que se vean afectados por la talla ni envergadura de los sujetos, lo que permitirá obtener resultados que presenten una menor probabilidad de sesgos en sus interpretaciones.

Todos estos factores hacen que sea de gran interés la correlación observada entre estas tres variables escapulares. Esta correlación permite plantearse nuevas metodologías de medición de la posición de anteriorización de los hombros disminuyendo las limitaciones encontradas hasta ahora mediante el uso de técnicas bidimensionales.

Capítulo VIII
CONSIDERACIONES FINALES



CAPÍTULO VIII

CONSIDERACIONES FINALES

8.1. LIMITACIONES DEL ESTUDIO

Es importante tener en cuenta que este estudio presentó algunas limitaciones. Para facilitar la comprensión de estos aspectos hemos dividido estas limitaciones en distintos apartados.

8.1.1. Limitaciones de la muestra

Una de las principales limitaciones que presentó este estudio fue el hecho de no haber utilizado un grupo control formado por sujetos no vinculados al deporte lo que hubiese permitido corroborar si los resultados obtenidos en esta muestra se diferencian de forma significativa de las características propias que puede presentar la población general, tal como hicieron otros autores en estudios previos (Oyama *et al.*, 2008; Torres y Gomes, 2009; Batalha *et al.*, 2012; Nodehi-Moghadem *et al.*, 2013; Shimpi *et al.*, 2015).

El hecho de que inicialmente seleccionaremos a los pacientes basándonos únicamente en que fuesen jugadores no profesionales de tenis y/o pádel ocasionó que los tres grupos en los que dividimos la muestra seleccionada (tenis, pádel y mixto) no fuesen homogéneos en cuanto al número de sujetos que formó cada uno de ellos. Habría sido de gran interés aumentar el tamaño muestral de cada uno de estos grupos para aumentar la potencia estadística de los resultados.

8.1.2. Limitaciones de los procedimientos de medición

A pesar de que algunos autores recomiendan que es conveniente llevar a cabo las mediciones de cada uno de los sujetos a la misma hora del día, para evitar modificaciones posturales ocasionadas por las actividades de la vida diaria o la fatiga (Iunes *et al.*, 2005), no pudimos seguir esta recomendación. Debido a la

enorme dificultad que supuso citar a todos los sujetos a la misma hora, puesto que son deportistas no profesionales y por tanto tienen horarios laborales distintos, decidimos asumir el posible sesgo que pueda producir la asunción de esta premisa.

Por otra parte, en la medición de los rangos de movilidad de hombro decidimos no poner marcadores tridimensionales de los utilizados para la marcación postural para que el movimiento de los miembros no se viese afectado por la presencia de estos marcadores, por lo que se decidió hacer marcaciones dérmicas mediante un marcador demográfico o marcar la camilla en el caso de que el propio movimiento tapase la referencia ósea.

En cuanto a la medición de la fuerza, es posible que la fuerza reportada por los jugadores evaluados se viese parcialmente influenciada por las limitaciones de fuerza que el evaluador pudiese presentar, sin embargo el hecho de que todas las mediciones fueron llevadas a cabo por el mismo evaluador y que no reportamos valores normativos sino que el objetivo de estudio fue la comparación entre el hombro dominante y no dominante, puede llegar a reducir considerablemente la influencia de dicha limitación.

8.1.3. Limitaciones del análisis y manejo de los datos

El hecho de no disponer de valores normativos con los que poder llevar a cabo las comparaciones de los resultados obtenidos limitó considerablemente la posibilidad de extraer conclusiones más fehacientes de los resultados obtenidos.

8.2. PROPUESTAS PARA FUTUROS ESTUDIOS

En base a los resultados observados en este estudio, sugerimos que para futuras investigaciones se exploren otros aspectos relacionados con la postura de los jugadores de raqueta no profesionales, así como se apliquen otros diseños. De forma específica, proponemos:

a) Llevar a cabo estudios para analizar y comparar a estos jugadores de raqueta no profesionales con otros grupos de sujetos como pueden ser jugadores profesionales de raqueta, otro tipo de deportistas y población general.

b) Realizar un estudio longitudinal que nos permita valorar si estos parámetros escapulares van modificándose con el tiempo de práctica deportiva y en qué sentido se modifican.

c) Intentar llevar a cabo estudios que nos reporten valores normativos tanto de la postura escapular, rango de movilidad articular y fuerza de ambos hombros que puedan servir posteriormente como referencia tanto para el ámbito clínico como para el científico.

d) Desarrollar estudios longitudinales que nos permitan valorar si la modificación de alguno de estos parámetros está correlacionado con el desarrollo de dolor de hombro en estos sujetos.

e) Analizarlas mediante fotogrametría las modificaciones posturales de cabeza y raquis que presentan estos deportistas.

f) Analizar mediante fotogrametría los distintos morfotipos posturales que presentan estos deportistas y las posibles correlaciones que pueden tener con la posición escapular.

CONCLUSIONES



CONCLUSIONES

- I. En la muestra global, los jugadores presentaron asimetría en la posición estática de la escápula entre el hombro dominante y no dominante. Podemos decir que el hombro dominante presentó una posición escapular caracterizada por una menor báscula externa, una mayor aducción y anteriorización, junto con una localización más caudal.
- II. El análisis por subgrupos de deportes, reveló que en el grupo mixto (tenis y pádel), la posición escapular presentó las mismas características que la muestra global. Sin embargo, los jugadores de pádel presentaron en el hombro dominante una escápula con menor báscula externa, más abducida y más caudal, sin diferencia en la magnitud de la anteriorización. Por otro lado, los jugadores de tenis únicamente mostraron una posición más caudal y anteriorizada de la escápula del hombro dominante.
- III. Podemos decir que la fotogrametría es un método fiable para evaluar la posición estática de la escápula, así como el rango de movilidad articular, demostrando la mayoría de las medidas un grado de concordancia intraobservador excelente. De forma similar, la dinamometría manual también ha demostrado ser un método de evaluación de la fuerza muscular muy fiable, puesto que todas las medidas presentaron un excelente grado de concordancia intraobservador.
- IV. Respecto al rango de movilidad articular del hombro, la muestra global presentó en el lado dominante un menor rango de movilidad en la abducción y rotación interna, frente a un mayor rango en la rotación externa. En los jugadores del grupo mixto (pádel y tenis), también se observaron estas mismas diferencias en los movimientos rotacionales, pero no en el movimiento de abducción. Por otra parte, los jugadores de pádel

presentaron mayor rango de extensión y menor grado de rotación interna, mientras que los jugadores de tenis solamente presentaron asimetría en la abducción, con un mayor grado de movilidad en el lado dominante.

- V. La fuerza muscular resultó ser mayor en el hombro dominante frente al no dominante en todos los grupos musculares evaluados, tanto en la muestra global como en los jugadores del grupo mixto (tenis y pádel). Sin embargo, en los jugadores de tenis no se apreciaron diferencias en la fuerza de flexión, extensión y de rotación interna, y en los jugadores de pádel, en la fuerza de aducción.
- VI. Entre los hábitos deportivos analizados, solamente las horas de juego semanales se han asociado a la posición escapular. Aquellos jugadores que jugaban más de 6 horas semanales presentaron mayor abducción y menor anteriorización del lado dominante que aquellos que jugaban menos horas.
- VII. Las correlaciones observadas entre el rango de movilidad articular y la posición escapular fueron débiles o moderadas. A mayor grado de rotación interna existió menor báscula externa escapular, así como a mayor grado de flexión, abducción y rotación interna existió menor anteriorización de la escápula. Por otro lado, cuanto mayor fue el grado de movimiento de extensión y rotación interna, mayor fue la abducción de la escápula.
- VIII. Respecto a la relación entre fuerza muscular y posición escapular, podemos decir que la altura escapular en el plano frontal estuvo relacionada negativamente y de forma moderada o fuerte con el grado de fuerza muscular desarrollado por todos los músculos evaluados, flexores, extensores, abductores, aductores, rotadores externos e internos. Adicionalmente, la anteriorización de la escápula se correlacionó positivamente con la fuerza de flexión, extensión y abducción, aunque fueron correlaciones débiles.

- IX. En cuanto a la relación que puede existir entre las distintas variables escapulares entre sí, se puede decir que hay una correlación negativa, aunque débil, entre la altura de la escápula en el plano frontal y el nivel de abducción con el grado de anteriorización de la misma.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS



REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Almonacid B. Perfil de juego en el pádel de alto nivel. [Tesis Doctoral]. Jaén. Universidad de Jaén; 2012.
2. Altran PH, De Melo CR, Fernandes MF. Alterações posturais e flexibilidade da cadeia posterior nas lesões em aletas de futebol de campo. *Rev. Bras. Ciênc. Esporte.* 2011;33(1):235 – 48.
3. Ammar TA. Inter-rater and test-retest reliability of hand held dynamometer in shoulder dysfunction. *Bull Fac Ph Th Cairo Univ.* 2011;16(2):115-20.
4. Antonietti L, Luna N, Nogueira G, Ito A, Santos M, Alonso A, Cohen M. Reliability index of inter-and intra-rater of manual goniometry and computerized biophotogrammetry to assess the range of motion of internal and external shoulder rotation. *Med Express.* 2014;1(2):95-9.
5. Arévalo A. Anatomía y biomecánica del miembro superior (hombro). 2009. [Consultado 16 de julio 2016] Disponible: <https://es.scribd.com/doc/19132197/Anatomia-y-Biomecanica-de-Miembro-Superior-Hombro>.
6. Arvelo N. Cinemática articular. *Rev Soc Vzlna Ciencias Morf.* 2012;18:15-20.
7. Baltaci G, Tunay VB. Isokinetic performance at diagonal pattern and shoulder mobility in elite overhead athletes. *Scand J Med Sci Sports.* 2004;14(4):231-8.
8. Barnes CJ, Van Steyn SJ, Fischer RA. The effects of age, sex, and shoulder dominance on range of motion of the shoulder. *J Shoulder Elbow Surg.* 2001;10:242-6.
9. Batalha NMP, Mendonça-Raimundo AM, Tomas-Carus P, Mendes-Fernandes PJS, Marinho DA, Rocha Martins da Silva AJ. Shoulder rotator isokinetic profile in young swimmers. *Rev Bras Sineamtropom Desempnho Hum.* 2012;14(5):545-53.

10. Bencke J, Damsgaard R, Sackmose A, Jorgensen P, Jorgensen K, Klausen K. Anaerobic power and muscle strength characteristics of 11 year old elite and non-elite boys and girls from gymnastics, team handball, tennis and swimming. *Scan J Med Sci Sports*. 2002;12(3):171-8.
11. Ben-Yishay A, Zuckerman JD, Gallagher M, Cuomo F. Pain inhibition of shoulder strength in patients with impingement syndrome. *Orthopaedics*. 1994;17(8):685-8.
12. Bhatt JB, Glaser R, Chavez A, Yung E. Middle and lower trapezius strengthening for the management of lateral epicondylalgia: a case report. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2013; 43(11):841-847.
13. Bhawna, Multani NK, Kundu ZS. Shoulder muscle strength in adults with and without shoulder pain. *Int J Physiother Res*. 2016;4(4):1616-21.
14. Biazotto CC, Ferreira PM, Tucci HT, McQuade KJ, De Oliveira AS. Reliability of electromagnetic tracking of scapular orientation and position in healthy sedentary individuals. *Rev Bras Cineantropom desempenho hum*. 2014;16(6):689-97.
15. Blache Y, Montiel K. Contralateral strength imbalance between dominant and non-dominant lower limb in soccer players. *Sci Sports*. 2012;27(3):1-8.
16. Blanco Méndez R. Análisis de los efectos de las compensaciones en la variabilidad de los datos obtenidos en la dinamometría computarizada de la rotación de hombro. [Tesis Doctoral]. Elche. Universidad CEU Cardenal Herrera, 2016.
17. Bohannon RW. Reference values for extremity muscle strength obtained by hand-held dynamometry from adults aged 20 to 79 years. *Arch Phys Med Rehabil*. 1997;78:26-32.
18. Bohannon RW. Test-retest reliability of hand held dynamometry during a single session of strength assessment. *Phys Ther*. 1986;66:206-9.
19. Boon AJ, Smith J. Manual scapular stabilization: its effect on shoulder rotational range of motion. *Arch Phys Med Rehabil*. 2000;81:978-83.
20. Borich MR, Bright JM, Lorello D, Cieminski CJ, Buisman T. Scapular angular positioning at end range internal rotation in cases of glenohumeral internal rotation deficit. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2006;36:926-34.
21. Borsa PA, Dover GC, Wilk KE, Reinold MM. Glenohumeral range of motion and stiffness in professional baseball pitchers. *Med Sci Sports Exerc*.

- 2006;38(1):21-6. Borsa PA, Timmons MK, Sauers EL. Scapular positioning patterns during humeral elevation in unimpaired shoulders. *J Athl Train.* 2003;38:12-7.
22. Borsa PA, Wilk KE, Jacobson JA, Scibek JS, Dover GC, Reinold MM *et al.* Correlation of range of motion and glenohumeral translation in professional baseball pitchers. *Am J Sports Med.* 2005;33(9):1392-9.
 23. Borstad JD. Resting position variables at the shoulder: evidence to support a posture-impairment association. *Phys Ther.* 2006;86:549-57.
 24. Boyer ML, Hastings H. Lateral tennis elbow: Is there any science out there?. *Shoulder Elbow Surg.* 1999;8:481-91.
 25. Braatz J, Gogia P. The mechanics of pitching. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1987;15:56-69.
 26. Bradkey JP, Tibone JE. Open treatment of complete acromioclavicular dislocations. *Open Tech Sports Med.* 1997;5:88-92.
 27. Braun S, Kakmeyer D, Millett PJ. Shoulder injuries in the throwing athlete. *J Bone Joint Surg Am.* 2009;91:960-978.
 28. Braz R, Pedroso F, Goes P, Carvalho G. Confiabilidade de medidas angulares por meio de software para avaliação postural. *Fisoter Mov.* 2008;21:117-126.
 29. Burkhart SS, Morgan CD, Kibler WB. The disabled throwing shoulder: spectrum of pathology Part III: The SICK scapula, scapular dyskinesis, the chain, and rehabilitation. *Arthroscopy.* 2003;19:641-661.
 30. Burkhart SS, Morgan CD, Kibler WB. The disabled throwing shoulder: spectrum of pathology Part I: pathoanatomy and biomechanics. *Arthroscopy.* 2003;19(4):404-420.
 31. Burn MB, McCulloch PC, Lintner DM, Liberman SR, Harris JD. Prevalence of scapular dyskinesis in overhead and nonoverhead athletes. *Orthop J Sports Med.* 2016;4(2):1-8.
 32. Castellote M. Atlas ilustrado de pádel. Madrid: Susaeta; 2012.
 33. Castillo-Rodríguez A, Hernández-Mendo A, Alvero-Cruz JR. Morfología del jugador de élite de pádel. Comparación con otros deportes de raqueta. *Int J Morphol.* 2014;32(1):177-82.
 34. Castro V, Moraes AS, Freitas ICM, Mondini L. Variabilidade na aferição de medidas antropométricas. *Rev Epidemiol.* 2008;11(2):278-86.

35. Cavalheiro A, Seara A, Cunha D, De la Rocha C, Pereira AR, Dos Santos SG. Incidência de lesões e desvios posturais em atletas de taekwondo. *Rev Bras Cienc Esporte*. 2011;33(4):975-990.
36. Chandler TJ, Kibler WB, Stracener EC, Ziegler AK, Pace B. Shoulder strength, power and endurance in college tennis players. *Am J Sports Med*. 1992;20(4):455-8.
37. Chandler TJ, Kibler WB, Uhl TL, Wooten B, Kiser A, Stone E. Flexibility comparisons of junior elite tennis players to other athletes. *Am J Sports Med*. 1990;18:134-6.
38. Chant CB, Litchfield R, Griffin S, Thain LM. Humeral head retroversion in competitive baseball players and its relationship to glenohumeral rotation range of motion. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2007;37(9):514-20.
39. Coe R, Merino Soto C. Magnitud del Efecto: Una guía para investigadores y usuarios. *Revista de Psicología de la PUCP*. 2003;221(1):1-33.
40. Cole AK, McGrath ML, Harrington SE, Padua DA, Rucinski TJ, Prentice WE. Scapular bracing and alteration of posture and muscle activity in overhead athletes with poor posture. *J Athl Train*. 2013;48(1):12-24.
41. Conduah AH, Baker CL, Baker CL Jr. Clinical management of scapulothoracic bursitis and snapping scapula. *Sports Health*. 2010;2(2):147-55.
42. Cools AM, Johansson FR, Borms D, Maenhout A. Prevention of shoulder injuries in overhead athletes: a science-based approach. *Braz J Phys Ther*. 2015;1:1-9.
43. Corbi F, Baget E. Differences in isometric strength between the dominant and non-dominant upper extremity in competitive tennis players. *Indian J Appl Res*. 2015;5(5):19-21.
44. Crotty NMN, Smith J. Alterations in scapular position with fatigue: a study in swimmers. *Clin J Sports Med*. 2000;10:251-8.
45. Culham E, Peat M. Functional anatomy of the shoulder complex. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1993;18:342-50.
46. Curl LA, Warren RF. Glenohumeral joint stability. Selective cutting studies on the static scapular restrains. *Clin Orthop Relat Res*. 1996;330:54-65.
47. D'Freitas NA. Complejo articular del hombro: biomecánica. *Revista de la Sociedad Venezolana de Ciencias Morfológicas*. 2013;19:12-22.

48. Daneshmandi H, Rahmaninia F, Shahrokhi H, Rahmani P, Esmaeili S. Shoulder joint flexibility in top athletes. *J Biomed Sci Eng.* 2010;3:811-5.
49. Daza H. La obesidad: un desorden metabólico de alto riesgo para la salud. *Colomb Med.* 2002;33:72 – 80.
50. DiGiovine N, Jobe FW, Pink M, Perry J. An electromyographic analysis of the upper extremity in pitching. *J Shoulder Elbow Surg.* 1992;1:15-25.
51. Dillman C, Fleisig G, Andrews J. Biomechanics of pitching with emphasis upon shoulder kinematics. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1993;21:402-8.
52. DiVeta J, Walker ML, Skibinski B. Relation between performance of selected scapular muscles and scapular abduction in standing subjects. *Phys Ther.* 1990;70(8):470-6.
53. Drake RL, Vogl W, Mitchell AWM. *Gray's anatomy for students.* Philadelphia, Pa: Elsevier; 2010.
54. Eckenrode BJ, Kelley MJ, Kelly JD. Anatomic and Biomechanical fundamentals of the thrower shoulder. *Sports Med Arthosc Rev.* 2012;20(1):1-10.
55. Eckenrode BJ, Kelley MJ. Clinical biomechanics of the shoulder complex. In: Wilk KE, Reinold MM, Andrews JR, eds. *The Athlete's Shoulder.* 2nd ed. Philadelphia: Churchill Livingstone; 2009.
56. Ekstrand J, Häggglund M, Walden M. Injury incidence and injury patterns in professional football: the UEFA injury study- *Br J Sports Med.* 2011;45(7):553-8.
57. Ellebecker TS, Pluim B, Vivier S, Sniteman C. Common injuries in tennis players: Exercises to address muscular imbalances and reduce injury risk. *Strength Cond J.* 2009;31:50-8.
58. Ellenbecker TS, Roetert EP, Bailie DS, Davies GJ, Brown SW. Glenohumeral joint total rotation range of motion in elite tennis players and baseball pitchers. *Med Sci Sports Exerc.* 2002;34(12): 2052-6.
59. Ellenbecker TS, Roetert EP, Piorkowski PA, Schulz DA. Glenohumeral joint internal and external rotation range of motion in elite junior tennis players. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1996;24(6): 336-41.
60. Ellenbecker TS, Todd S. Shoulder internal and external rotation strength and range of motion of highly skilled junior tennis players. *Isokinet Exerc Sci.* 1992;2(2):65-72.

61. Elliot B, Reid M, Crespo M. Biomechanics of advanced tennis, London: ITF, 2003.
62. Elliot B, Reid MM, Crespo M. Technique development in tennis stroke production. London: ITF Ltd, 2009.
63. Elliot B, Takahashi K, Noffal G. The influence of grip position on upper limb contributions to racket head velocity in tennis forehand. *J Appl Biomech.* 1997;13:182-99.
64. Elliot B. Biomechanics and stroke production: implications for the Tennis Coach. *ITF CSSR.* 2001;24:2-3.
65. Elliot B. Biomechanics and tennis. *Br J Sports Med.* 2006;40:392-6.
66. Elliot BG, Fleisig R, Nicholls S, Escamadilla R. Technique effects on upper limb loading in tennis serve. *J Sci Med Sports.* 2003;6(1):76-87.
67. Ministerio de Educación cultura y Deporte. Encuesta de hábitos deportivos. MECD; 2015. [Consultado 16 julio 2016] Disponible: http://www.mecd.gob.es/servicios-al-ciudadano-mecd/dms/mecd/servicios-al-ciudadano-mecd/estadisticas/deporte/ehd/Encuesta_de_Habitos_Deportivos_2015.pdf
68. Endo K, Ikata T, Katoh S, Takeda Y. Radiographic assessment of scapular rotational tilt in chronic shoulder impingement syndrome. *J Orthop Sci.* 2001;6:3-10.
69. Fernández Fernández J, Sanz D, Fernández García B, Terrados N, Méndez-Villanueva A. Beneficios de la práctica del tenis sobre la salud. *Archivos de medicina del deporte.* 2009;133:382-6.
70. Ferrario VF, Sforza C, Tartaglia G, Barbini E, Michielon G. New television technique for natural head and body posture analysis. *J Psychiatr Pract.* 1995;13(4):24-55.
71. Ferreira EAG, Duarte M, Maldonado EP, Nogueira Burke T, Marques AP. Psotural assessment software (PAS/SAPO): validation and reliability. *Clinics.* 2010;65(7):675-81.
72. Fialka-Moser V, Uher EM, Lack W. Postural disorders in children and adolescents. *Wien Med Wochenschr.* 1994;144:577-92.
73. Fleisig G, Andrews J, Dillamn C, Escamilla R. Kinetics of baseball pitching with implications about injury mechanisms. *Am J Sports Med.* 1995;23:233-9.

74. Fleisig G, Nicholls R, Elliot B, Escamilla R. Kinematics used by world class tennis players to produce high-velocity serves. *Sports Biomech.* 2003;2(1):51-64.
75. Forthomme B, Criellard JM, Croiser JL. Scapular positioning in athletes shoulder: particularities, clinical measurements and implications. *Sports Med.* 2008;38(5):369-386.
76. Gadotti IC, Vieira ER, Magee DJ. Importance and clarification of measurement properties in rehabilitation. *Rev Bras Fisioter.* 2006;10(2):137-46.
77. García Ferrando M. Posmodernidad y Deporte: Entre la individualización y la masificación. Encuesta sobre hábitos deportivos de los españoles. Madrid: CSD-CIS; 2005.
78. García-Porrero JA, Hurle JM. Anatomía humana. Madrid: McGraw-Hill Interamericana; 2005.
79. Genevois C, Reid M, Rogowski I, Crespo M. Performance factors related to the different tennis backhand groundstrokes: a review. *J Sports Sci Med.* 2015;14:194-202.
80. Giordano S, Kááriäinen M, Alavaikko J, Kaistila T, Kuokkanen H. Latissimus dorsi free flap harvesting may affect the shoulder joint in long run. *Scand J Surg.* 2011;100:202-7.
81. Girard O, Lattier G, Micallef JP, Millet GP. Changes in exercise characteristics, maximal voluntary contraction, and explosive strength during prolonged tennis playing. *Br J Sports Med.* 2006;40:521-6.
82. Goya B, Colotto P, Pérez-Llana D, Pascual M. Lesiones más frecuentes derivadas de la práctica del tenis amateur. [Tesis Doctoral]. Mar de Plata. Universidad de Fasta, 2014.
83. Groppe J, DiNubile N. Tennis: for the health of it! *Phys Sportsmed.* 2009;37(2):40-50.
84. Guardado BG. Lateralidad cerebral y zurdería. Desarrollo y neuro-rehabilitación. 1ª edición, Bloomington: Autopublicación Tagus; 2013.
85. Hayes K, Walton JR, Szomor ZL, Murell GAC. Reliability of five methods for assessing shoulder range of motion. *Aust J Physiother.* 2001;47:289-94.
86. Hébert LJ, Moffet H, McFadyen BJ, Dionne CE. Scapular behavior in shoulder impingement syndrome. *Arch Phys Med Rehabil.* 2002;83(1):60-9.

87. Hernández-Vázquez M. Deportes de raqueta. Medris: Servicio de Publicaciones del Ministerio de Educación y Cultura, 1998.
88. Hess SA. Functional stability of the glenohumeral joint. *Man Ther.* 2000;5:63-71.
89. Holtzen DW. Handedness and professional tennis. *Int J Neurosci.* 2000;105(1-4):101-19.
90. Host HH. Scapular taping in the treatment of anterior shoulder impingement. *Phys Ther.* 1995;75:803-12.
91. Hrysomallis C. Effectiveness of strengthening and stretching exercises for the postural correction of abducted scapulae: a review. *J Strength Cond Res.* 2010;24(2):567-74.
92. Inman VT, Saunders M, Abbott LC. Observations on the function of the shoulder joint. *J Bone Joint Surg Am.* 1944;26:1-30.
93. Iunes DH, Bevilaqua-Grossi D, Oliveira AS, Castro FA, Slagado HS. Análise comparativa entre avaliação postural visual e por fotogrametria computadorizada. *Rev Bras Fisioter, São Carlos.* 2009;13(4):308-15.
94. Iunes DH, Castro FA, Salgado HS, Moura IC, Oliveira AS, eBeviquala-Grossi D. Confiabilidade inter e intraexaminadores e repetibilidade da avaliação postural pela fotogrametria. *Rev Bras Fisioter.* 2005;9:249-55.
95. Ivancevic T, Jovanovic B, Dukic M, Markovic S, Dukic N. Biomechanical analysis of shots and ball motion. *Facta univesitatis. Physical Education and Sport.* 2008;6:1,51-66.
96. Jacobson JA, Miller BS, Morag Y. Golf and racquet sports injuries. *Seminars in musculoskeletal radiology.* 2005;9(4):346-59.
97. Jain NB, Wilcox R, Katz JN, Higgins LD. Clinical examination of the rotator cuff. *PMR.* 2013;5(1):1-26.
98. Janes WE, Brown JM, Essenberg JM, Enqsberg JR. Development of a method for analyzing three-dimensional scapula kinematics. *Hand (NY).* 2012;7(4):400-6.
99. Jiménez Lasanta AI. Biomecánica del complejo escapulo humeral y sus implicaciones en el tratamiento fisioterápico. *Fisioterapia.* 2001;23:2-8.
100. Johnson L. Patterns of shoulder flexibility among college baseball players. *J Athl Train.* 1992;27:44-9.

101. Kapandji AI. Fisiología articular. Tomo 1. 6ª ed. Madrid: Médica Panamericana; 2006.
102. Kawasaki S, Imai S, Inaoka H, Masuda T, Ishida A, Okawa A, Shinomiya K. The lower lumbar spine moment and the axial rotational motion of a body during one-handed and double-handed backhand stroke in tennis. *Int J Sports Med.* 2005;26(8):617-21.
103. Kebaetse M, McClure P, Pratt NA. Thoracic position effect on shoulder range of motion, strength, and three dimensional scapular kinematics. *Arch Phys Med Rehabil.* 1999;80:945-50.
104. Kendall FP, Kendal E, Gaise P, McIntyre M, Anthony W. Músculos, pruebas funcionales, postura y dolor. Madrid: Marban; 2007.
105. Kendall FP, McCreary EK, Provocance PG. *Muscles: Testing and Function.* 4th ed, Baltimore: Williams & Wilkins; 1993.
106. Kibler B. Kinetic chain contributions to elbow function and dysfunction in sports. *Clin Sports Med.* 2004;23:545-52.
107. Kibler WB, Chandler TJ, Lavingston BP, et al. Shoulder range of motion in elite tennis players: effect of age and years of tournament play. *Am J Sports Med.* 1996;24:279-85.
108. Kibler WB, Chandler TJ, Shapiro R, Conuel M. Muscle activation in coupled scapulohumeral position in the high performance tennis serve. *Br J Sports Med.* 2007;41(11):745-749.
109. Kibler WB, Ludewig PM, McClure PW, Michener LA, Bak K, Sciascia AD. Clinical implications of scapular dyskinesis in shoulder injury: the consensus statement from the "scapular summit". *Br J Sports Med.* 2013;47(14):877-85.
110. Kibler WB, Safran MR. Musculoskeletal injuries in the young tennis player. *Clin Sports Med.* 2000;19(4):781-92.
111. Kibler WB, Sciascia A, Dome D. Evaluation of apparent and absolute supraspinatus strength in patients with shoulder injury using the scapular retraction test. *Am J Sports Med.* 2006;34:1643-7.
112. Kibler WB, Sciascia A, Thomas SJ. Glenohumeral internal rotation deficit: pathogenesis and response to acute throwing. *Sports Med Arthrosc.* 2012;20(1):34-8.

113. Kibler WB, Sciascia A. Current concepts: scapular dyskinesis. *Br J Sports Med.* 2010;44(5):300-5.
114. Kibler WB. Role of the scapula in the overhead throwing motion. *Contemp Orthop.* 1991;22:525-32.
115. Kibler WB. The role of the scapula in athletic shoulder function. *Am J Sports Med.* 1998;26:325-37.
116. Kleinpaul J, Mann L, Santos SG. Relação entre prática de futebol e ocorrência de lesões de desvios posturais em jogadores jovens. *Fioster Pesq.* 2010;17(3):236-41.
117. Kleinpaul JF, Mann L, Dos Santos SG. Influência do treinamento de natação de lesões e desvios posturais. *EFDeportes.com, Revista Digital.* 2013;17(176).
118. Knudson D. Biomechanical principles of tennis technique: using science to improve your strokes. Solana Beach, CA: Racquet Tech Publishing, 2006.
119. Kolber MJ, Hanney WJ. The reliability and concurrent validity of shoulder mobility measurements using a digital inclinometer and goniometer. *Int J Sports Phys Ther.* 2012;7:306-13.
120. Kraemer WJ, Fleck SJ. Strength training for young athletes. 2th ed, United Kingdom: Human Kinetics; 2005.
121. Kruse H. Social interaction, the arrangement of interior space and racetrack renovation. *J Sports Soc.* 2003;27(11):330-45.
122. Labriola JE, Lee TQ, Debski RE, McMahon PJ. Stability and instability of the glenohumeral joint: the role of the shoulder muscles. *J Shoulder Elbow Surg.* 2005;14(1):32-8.
123. Laforest S, St-Pierre DMM, Cyr J et al. Effects of age and regular exercise on muscle strength and endurance. *Eur J Appl Physiol.* 1990; 60:104-111.
124. Lasaga MJ. Estudio social y metodológico del pádel desde la percepción de técnicos y jugadores: una apuesta educativa. [Tesis Doctoral]. Sevilla. Universidad de Sevilla; 2011.
125. Laudner K, Sipes R. The incidence of shoulder injury among collegiate overhead athletes. *J Intercollegiate Sport.* 2009;2:260-8.
126. Lees A. Science and the major racket sports: a review. *J Sports Sci.* 2003;21:707-32.

127. Lewis J, Green A, Reichard Z, Wright C. Scapular position: the validity of skin surface palpation. *Man Ther.* 2002;7:26-30.
128. Lewis JS, Green A, Wright C. Subacromial impingement syndrome: the role of posture and muscle imbalance. *J Shoulder Elbow Surg.* 2005; 4:385-92.
129. Lewis JS, Valentine R. Intraobserver reliability of angular and linear measurements of scapular position in subjects with and without symptoms. *Arch Phys Med Rehabil.* 2008;89(9):1795-802.
130. Lewis JS, Valentine R. The pectoralis minor length test: a study of the intra-rater reliability and diagnostic accuracy in subjects with and without shoulder symptoms. *BMC Musculoskelet Disord.* 2007;8(64):1-10.
131. Lintner D, Mayol M, Uzodinma O, Jones R, Labossiere D. Glenohumeral internal rotation deficits in professional pitchers enrolled in an internal rotation stretching program. *Am J Sports Med.* 2007;35(4):617-21.
132. Lizaur A, Marco L, Cebrian R. Acute dislocation of the acromioclavicular joint. Traumatic anatomy and importance of deltoid and trapezius. *J Bone Joint Surg.* 1994;76:602-6.
133. Llamas-Díaz VJ, García-Cantó E, Pérez Soto JJ. Nivel de ejecución del remate de potencia de pádel en alumnos de la Universidad de Murcia. *Revista Digital de Educación Física.* 2013;23:16-24.
134. Llopis Goig D, Llopis Goig R. Los deportes de raqueta en España. Sociología de una práctica deportiva. En Libro de Actas: IV congreso Mundial de Ciencia y Deportes de Raqueta. Valencia; Universidad de Valencia; 2006.
135. Loffing F, Schorer J, Cobley SP. Relative age effects are a developmental problem in tennis: but not necessarily when you're left handed!. *J High Ability Studies.* 2010;21:19-25.
136. López de Subijana C, Navarro E. Análisis de la técnica en el tenis: el modelo biomecánico en jugadores de alto nivel. *Enseñanza de la Actividad física y el Deporte.* 2007;5:72-7.
137. López-Martín O, Segura A, Rodríguez M, Dimbwadyo I, Polonio-López B. Efectividad de un programa de juego basado en realidad virtual para la mejora cognitiva en la esquizofrenia. *Gac Sanit.* 2016;30(2):133-6.
138. Ludewig PM, Cook TM. Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. *Phys Ther.* 2000;32:248-59.

139. Ludewig PM, Reynolds JR. The association of scapular kinematics and glenohumeral joint pathologies. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2009;39(2):90-104.
140. Lukasiewicz AC, McClure P, Michener L, Pratt N, Sennett B. Comparison of 3-dimensional scapular position and orientation between subjects with and without shoulder impingement. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1999;29(10):574-86.
141. Magee DJ. *Orthopedic Physical Assessment.* 4^a ed, Saunders, Stan Louis: MO; 2006.
142. Mansoldo AC, Pavan D. Avaliação postural em nadadores federados praticantes do nado borboleta nas provas de 100 e 200 metros. *O mundo da Saúde São Paulo.* 2007;31(4):511-20.
143. Marx RG, Sperling JW, Cordasco FA. Overuse injuries of the upper extremity in tennis players. *Clin Sports Med.* 2001;20:439-51.
144. Mazza JC. Mediciones antropométricas. Estandarización de las técnicas de medición actualizadas según parámetros internacionales. G-SE; 1993. [Consultado 22 septiembre 2016] Disponible: <http://g-se.com/es/antropometria/articulos/mediciones-antropometricas-estandarizacion-de-las-tecnicas-de-medicion-actualizada-segun-parametros-internacionales-197>.
145. McClure PW, Michener LA, Karduna AR. Shoulder function and 3-dimensional scapular kinematics in people with and without shoulder impingement syndrome. *Phys Ther.* 2006;86:1075-90.
146. McClure PW, Michener LA, Sennett BJ, Karduna AR. Direct 3-dimensional measurement of scapular kinematics during dynamic movements in vivo. *J Shoulder Elbow Surg.* 2001;10:269-77.
147. McKenna L, Cunningham J, Straker L. Inter-retest reliability of scapular position in junior elite swimmers. *Phys Ther Sport.* 2004;5(3):146-55.
148. Meeteren JV, Roebroek ME, Stam HJ. Test-retest reliability in isokinetic muscle strength measurements of the shoulder. *J Rehabil Med.* 2002; 34:91-95.
149. Meister K. Injuries to the shoulder in the throwing athlete. Part one: biomechanics/pathophysiology/classification of injury. *Am J Sports Med.* 2000;28:265-75.

150. Michener LA, Boardman ND, Pidcoe PE, et al. Scapular muscle tests in subjects with shoulder pain and functional loss: reliability and construct validity. *Phys Ther.* 2005;85:1128-38.
151. Michiels I, Grevenstein J. Kinematics of shoulder abduction in the scapular plane: on the influence of abduction velocity and external load. *Clin Biomech.* 1995;10:137-43.
152. Miralles RC, Puig M. *Biomecánica clínica del aparato locomotor.* Barcelona: Masson; 2000.
153. Moreno-Pérez V, Moreside J, Barbadoa D, Vera-García FJ. Comparison of shoulder range of motion in professional tennis players with and without history of shoulder pain. *Man Ther.* 2015;20(2):313-8.
154. Mottram SL. Dynamic stability of the scapula. *Man Ther.* 1997;2:123-31.
155. Muntañola MT. Evolución de deporte del tenis. *Apunts: Educación física y deportes.* 1996;(44-45):12-8.
156. Murray MP, Gore DR, Gardner GM, Mollinger LA. Shoulder motion and muscle strength of normal men and women in two age groups. *Clin Orthop Relat Res.* 1985;192(1):68-72.
157. Myers JB, Laudner KG, Pasquale MR, Bradley JP, Lephart SM. Glenohumeral range of motion deficits and posterior shoulder tightness in throwers with pathologic internal impingement. *AM J Spots Med.* 2006;34(3):385-91.
158. Myers JB, Laudner KG, Pasquale MR, Bradley JP, Lephart SM. Scapular position and orientation in throwing athletes. *Am J Sports Med.* 2005;33(2):263-71.
159. Myers JB, Oyama S, Wassinger AW, Ricci RD, Abt JP, Conley KM, Lephart SM. Reliability, precision, accuracy and validity of posterior shoulder tightness assessment in overhead athletes. *Am J Sports Med.* 2007;35(11):1922-30.
160. Navarro E, Albaladejo R, Villanueva R, García C, Manjón R. *Estudio epidemiológico de las lesiones en el deporte de ocio.* Madrid: Fundación Mapfre. 2013.
161. Navas M. Explicación del golpe de derecha en tenis y ejercicios para su enseñanza. *efdeportes.com.* 2010;14(142):1-5.

162. Nijs J, Roussel N, Struyf F, Mottram S, Meeusen R. Clinical assessment of scapular positioning in patients with shoulder pain: state of the art. *J Manipulative and Physiol Ther.* 2007;30(1): 69-75.
163. Nijs J, Roussel N, Vermuelen K, Souvereyns G. Scapular positioning in patients with shoulder pain: a study examining the reliability and clinical importance of 3 clinical test. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005;86:1349-55.
164. Nodehi-Moghadam A, Nasrin N, Kharazmi A, Eskandari Z. A comparative study on shoulder rotational strength, range of motion and throwing athletes and non-athletic persons. *Asian J Sports Med.* 2013;4(1):34-40.
165. Oatis CA. *Kinesiology The Mechanics and Pathomechanics of Human Movement.* Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins; 2004.
166. Odom CJ, Taylor AB, Hurd CE, et al. Measurement of scapular asymmetry and assessment of shoulder dysfunction using the lateral scapular slide test: a reliability and validity study. *Phys Ther.* 2001;81:799-809.
167. Ortiz Rodriguez RH. *Tenis: potencia, velocidad y movilidad.* Barcelona: Inde Publicaciones; 2004.
168. Oyama S, Myers JB, Wassinger CA, Ricci RD, Lephart SM. Asymmetric resting scapular posture in healthy overhead athletes. *J Athl Train.* 2008;43(6):565-70.
169. Paine R, Voight ML. The role of the scapula. *Int J Sports Phys Ther.* 2013;8(5):617-29.
170. Paine RM, Voight ML. The role of the scapula. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1993;13:386-91.
171. Paley KJ, Jobe FW, Pink MM, Kvitne RS, ElAttrache NS. Arthroscopic findings in the overhand throwing athlete: evidence for posterior internal impingement of the rotator cuff. *Arthroscopy.* 2000;16(1):35-40.
172. Palmer ML, Epler ME. *Fundamentos de las técnicas de evaluación musculoesquelética.* 1ª edición, Barcelona: Paidotribo; 2002.
173. Panjabi MM. The stabilizing system of the spine Part II. Neutral zone and instability hypothesis. *J Spinal Disord.* 1992; 5:390-396.
174. Penha PJ, João SM, Casarotto RA, Amino CJ, Penteado DC. Postural assessment of girls between 7 and 10 years of age. *Clinics (São Paulo).* 2005;60(1):9-16.

175. Peres S, Simão R, Lima C, Souza A, Iamut ME, Estrazulas J, Bezerra E. Evaluation of two-dimensional laying of athletes of high yield. *Fit Perf J.* 2007;6(4):247-50.
176. Perry J, Glousman R. Biomechanics of throwing, in Nicholas JA, Hershman EB (eds): *The upper extremity in sports medicine.* St. Louis, CV Mosby, 1990.
177. Pinillos V. *Biomecánica del tenis.* Temasdeciomecánica; 2014. [Consultado 11 Noviembre 2016] Disponible: <https://temasdebiomecanica.wordpress.com/2014/09/29/biomecanica-del-tenis/>.
178. Pink MM. Understanding the linkage system of the upper extremity. *Sports Med Arthrosc Rev.* 2001;9(1):52-60.
179. Prentice W. *Técnicas de rehabilitación en la medicina deportiva.* 3ªed., Barcelona: Paidotribo; 2001.
180. Price CI, Rodgers H, Franklin P, Curless RH, Johnson GR. Glenohumeral subluxation, scapula resting position, and scapula rotation after stroke: a noninvasive evaluation. *Arch Phys Med Rehabil.* 2001;82(7):955-60.
181. Priest JD. The shoulder of tennis player. *Clin Sports Med.* 1988;7(2):387-402.
182. Ministerio de Sanidad y Consumo. *Protocolo de Vigilancia sanitaria específica de los movimientos repetitivos de miembro superior.* Madrid: Secretaria General Pública. Centro de Publicaciones; 2000.
183. Raine S, Twomey LT. Head and shoulder posture variations in 160 asymptomatic women and men. *Arch Phys Med Rehabil.* 1998;78:1215-23.
184. Raymond M, Pontier D, Dufour AB, Moller AP. Frequency-dependent maintenance of left handedness in humans. *Proceeding of the Royal Society of London.* 1996;263:1627-33.
185. Raza A, Smith J, Boon AJ. Measuring shoulder internal rotation range of motion: a comparison of 3 techniques. *Arch Phys Med Rehabil.* 2002;83:1229-33.
186. Reid M, Elliot B, Crespo M. Mechanics and learning practices associated with the tennis forehand: a review. *J Sports Sci Med.* 2013;12(2):225-31.
187. Reid M, Elliot B. The one-and two-handed backhand in tennis. *Sport Biomech.* 2002;1:47-68.

188. Ribeiro A, Gil Pascoal A. Resting scapular posture in healthy overhead throwing athletes. *Man Ther.* 2013;18(6):547-50.
189. Ribeiro A, Silva C, Antunes H, Rodrigues M. Glenohumeral and scapular adaptations in overhead throwing athletes. *Int J Sports Sci.* 2013;3(4):127-31.
190. Rosero-Martínez RV, Vernaza-Pinzón P. Perfil postural en estudiantes de fisioterapia. *Aquichan.* 2010;10(1): 69-79.
191. Ruivo RM, Pezarat-Correia, P, Carita AI, Vaz JR. Reliability and validity of angular measures through the software for postural assessment. *Postural assessment software. Rehabilitacion.* 2013;47(4):223-8.
192. Ryu KN, McCormick FW, Jobe FW, Moynes DR, Antonell DJ. An electromyographic analysis of the shoulder function in tennis players. *Am J Sports Med.* 1988;16:481-5.
193. Sacco ICN, Alibert S, Queiroz BWC, Pripas D, Kieling I, Kimura AA, Sellmer AE, Malvestio RA, Sera MT. Reliability of photogrammetry in relation to goniometry for postural lower limb assessment. *Rev Bras Fisioter.* 2007;11(5):411-7.
194. Saccol MF, Da Silva RT, Gracitelli G, De Souza Laurino CF, Andrade MD. Concentric and eccentric isokinetic profile of shoulder rotators in elite junior tennis players. XXV ISBS Symposium. 2007, Ouro Preto- Brazil, 2007.
195. Sahrmann SA. *Diagnosis and treatment of movement impairment syndromes.* St Louis: Mosby; 2002.
196. Sánchez-Alcaraz BJ, Cañas J, Courel Ibañez J. Analysis of scientific research in padel. *AGON Int J Sports Sci.* 2015;5(1):44-54.
197. Sánchez-Alcaraz BJ. Diferencias en las acciones de juego y la estructura temporal entre el pádel masculino y femenino profesional. *Acción motriz.* 2014;12:17-22.
198. Sánchez-Alcaraz BJ. Historia del pádel. *Materiales para la historia del deporte.* 2013;11:57-60.
199. Sanchis-Moysi J, Idoate F, Dorado C, Alayón S, Calbet JA. Large asymmetric hypertrophy of rectus abdominis muscle in professional tennis players. *Plos One.* 2010;5(12):1-8.
200. Santos MM, Silva MPC, Sanada LS, Alves CRJ. Photogrammetric postural analysis on healthy seven to ten years old children: interrater reliability. *Rev Bras Fisioter.* 2009;13(4):350-5.

201. Schmidt-Wiethoff R, Rapp W, Mauch F, Schneider T, Appell HJ. Shoulder rotation characteristics in professional tennis players. *Int J Sports Med.* 2004;25:154-58.
202. Schünke M, Schultete E, Schumacher U. Prometheus. Texto y atlas de anatomía. Tomo I. 3ª ed, Barcelona: Panamericana; 2015.
203. Scott WA. Maximizing performance and the prevention of injuries in competitive athletes. *Curr Sports Med Rep.* 2002;1:184-90.
204. Seone B, de la Iglesia F, Nicolás R, Ramos V, Pellicer C, Diz-Lois F. Análisis factorial de la calidad de vida relacionada con la salud de pacientes que ingresan en una unidad de corta estancia médica. *Rev Med Chile.* 2009;137:1163-72.
205. Seroyer ST, Nho SJ, Bach BR, Bush-Joseph CA, Nicholson GP, Romeo AA. Shoulder pain in the overhead throwing athlete. *Sport Healt.* 2009;1(12):108-20.
206. Sherry E, Wilson Ef. Manual Oxford de medicina deportiva. Barcelona: Panamericana; 2002.
207. Shimpi AP, Bhakti S, Roshni K, Rairikar SA, Shyam A, Sancheti PK. Scapular resting position and glenohumeral movement dysfunction in asymptomatic racquet players: a case-control study. *Asian J Sports Med.* 2015;6(4)1-6.
208. Sidles JA, Harryman DT, MatsenFA. Glenohumeral and scapulothoracic contributions to shoulder motion. *Orthop Trans.* 1991;15:762.
209. Silva RT, Gracitelli GC, Saccol MF, Frota de Souza Laurino C, Silva AC, Braga-Silva JL. Shoulder strength profile in elite junior tennis players: horizontal adduction and abduction isokinetic evaluation. *Br J Sports Med.* 2006;40:513-7.
210. Singla D, Veqar Z. Methods of postural assessment used for sports persons. *J Clin Diagn Res.* 2014;8(8):1-4.
211. Smith J, Kotajarvi BR, Padgett DJ, Eischen JJ. Effect of scapular protraction and retraction on isometric shoulder elevation strength. *Arch Phys Med Rehabil.* 2002;83(3):367-70.
212. Sobush DC, Simoneau GG, Dietz KE, Levene JA, Grossman RE, Smith WB. The Lennie test for measuring scapula position in healthy young adult

- females: a reliability and validity study. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1996;23:39-50.
213. Solanellas i Donato F. Detección de talentos en el tenis. *Revista de Psicología del Deporte.* 1999;8(2):259-70.
214. Souza JA, Pasinato F, Basso D, Rodrigues-Correa EC, Toniolo Da Silva AM. Biofotogrametria confiabilidade das medidas do protocolo do software para avaliação postural (SAPO). *Rev Bras Cineantropom Desempenho Hum.* 2011;13(4): 299-305.
215. Spear SL, Hess CL. A review of the biomechanical and functional changes in the shoulder following transfer of the latissimus dorsi muscle. *Plast Reconstr Surg.* 2005;115:2070-3.
216. Stanley A, McGann R, Hall J, McKenna L, Briffa NK. Shoulder strength and range of motion in female amateur-League tennis player. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2004;34(7):402-9.
217. Stark T, Walker B, Philips JK, Fejer R, Beck R. Hand-held dynamometry correlation with the gold standard isokinetic dynamometry: a systematic review. *PM R.* 2011;3(5):472-9.
218. Stoll T, Huber E, Seifert B, Michel BA, Stuchi G. Maximum isometric muscle strength: normative value and gender specific relation to age. *Clin Rheumatol.* 2000;19:105-33.
219. Struyf F, Nijs J, Mottram S, Roussel NA; Cools AM, Meeusen R. Clinical assessment of the scapula: a review of the literature. *Br J Sports Med.* 2012;0:1-8.
220. Struyf F, De Graeve J, Mottram S, Meeusen R. Scapular positioning in overhead athletes with and without shoulder pain: a case-control study. *Scand J Med Sports.* 2011;21(6):809-18.
221. Struyf F, Nijs J, De Coninck K, Giunta M, Mottram S, Meeusen R. Clinical assessment of scapular positioning in musicians: an intertester reliability study. *J Athl Train.* 2009;44(5):519-26.
222. Struyf F, Nijs J, De Graeve J, Mottram S, Meeusen R. Scapular positioning in overhead athletes with and without shoulder pain: a case-control study. *Scand J Med Sci Sports.* 2010;10:1-10.

223. Struyf F, Nijs J, De Graeve J, Mottram S, Meeusen R. Scapular positioning in overhead athletes with and without shoulder pain: a case-control study. *Scand J Med Sci Sports*. 2011;21(6):809-18.
224. Struyf F, Nijs J, Meeus M, Roussel NA, Mottram S, Truijen S, Meeusen R. Does scapular positioning predict shoulder pain in recreational overhead athletes? *Int J Sports Med*. 2014;35:75-82.
225. Struyf F, Nijs J, Mollekens S, Jeurissen I, Truijen S, Mottram S, Meeusen R. Scapular-focused treatment in patients with shoulder impingement syndrome: a randomized clinical trial. *Clin Rheumatol*. 2013;32(1):73-85.
226. Suárez-Sanabria N, Osorio-Patiño AM. Biomecánica del hombro y bases fisiológicas de los ejercicios de Codman. *Rev CES Med*. 2013;27(2):205-17.
227. Taha SA, Akl ARI, Zayed MA. Electromyographic analysis of selected upper extremity muscles during jump throwing in handball. *Am J Sports Sci*. 2015;3(4):79-84.
228. Takahashi K, Elliot B, Noffal G. The role of upper limb segment rotations in development of spin in tennis forehand. *Aust J Sci Med Sport*. 1996;28(4):1061-13.
229. Tate AR, McClure P, Kareha S, Irwin D. Effect of the scapular reposition test on shoulder impingement symptoms and elevation strength in overhead athletes. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2012;1(38):4-11.
230. Terry GC, Chopp TM. Functional Anatomy of the Shoulder. *J Athl Train*. 2000;35(3):248-55.
231. Thigpen CA, Padua DA. Assessment of shoulder-girdle posture in overhead athletes. *Athl Ther Today*. 2006;11(6):42-6.
232. Thomas SJ, Swanik KA, Swanik CB, Kelly J. Internal rotation deficits affect scapular positioning in baseball players. *Clin Orthop Relat Res*. 2010;468(6):1551-7.
233. Thomas SJ, Swanik KA, Swanik CB, Kelly JD. Internal rotation and scapular position differences: a comparison of collegiate and high school baseball players. *J Athl Train*. 2010;45(1):44-50.
234. Tokish JM, Curtin MS, Kim YK, Hawkins RJ, Torry MR. Glenohumeral internal rotation deficit in the asymptomatic professional pitcher and its relationship to humeral retroversion. *J Sports Scri Med*. 2008;7(1):78-83.

235. Torres RR, Gomes JL. Measurement of glenohumeral internal rotation in asymptomatic tennis players and swimmers. *AM J Sports Med.* 2009;37(5):1017-23.
236. Tyler TF, Nahow RC, Nicholas SJ, et al. Quantifying shoulder rotation weakness in patients with shoulder impingement. *J Shoulder Elbow Surg.* 2005;14:570-4.
237. Tyler TF, Nicholas SJ, Roy T, Gleim GW. Quantification of posterior capsule tightness and motion loss in patients with shoulder impingement. *Am J Sports Med.* 2000;25(5):668-73.
238. Vairo GL, Duffey ML, Owens BD, Cameron KL. Clinical descriptive measures of shoulder range of motion for a healthy, young and physically active cohort. *Sports Med Arthrosc Rehabil Ther Technol.* 2012;4:33.
239. Valerius KP, Frank A, Kolster BC, Hirsch MC, Hamilton C, Lafont EA. *El libro de los músculos: anatomía/exploración/función.* Barcelona: Ars Medica; 2009.
240. Van der Hoeven H, Kibler B. Shoulder Injuries in Tennis Players. *Br J Sports Med.* 2006;40:435-40.
241. Voight ML, Thomson BC. The role of the scapula in the rehabilitation of shoulder injuries. *J Athl Training.* 2000; 35(3):364-72.
242. Wang C, Olson SL, Protas EJ. Test-Retest strength reliability: hand-held dynamometry in community-Dwelling Elderly Fallers. *Arch Phys Med Rehabil.* 2002;83:811-5.
243. Wang LH, Lin HT. Momentum transfer of upper extremity in tennis one-handed backhand drive. *J Mech Med Biol.* 2005;5(2):231-41.
244. Warwick R, Williams PL. *Gray Anatomía.* 36^a ed, Barcelona: Salvat; 1985.
245. Watson AWS, Macdonncha C. A reliable technique for the assessment of posture: assessment criteria for aspects of posture. *J Sports Med Phys Fitness.* 2000;40(3):260-70.
246. Watson AWS. Procedure for the production of high quality photographs suitable for the recording and evaluation of posture. *Rev Fisioter Univ São Paulo.* 1998;5(1):20-6.
247. Werner CM, Nyffeler RW, Jacob HA, Gerber C. The effect of capsular tightening on humeral head translation. *J Orthop Res.* 2004;22:194-201.

248. Wheaton B. After sport culture: rethinking sport and post-subcultural theory. *J Sports Soc.* 2007;31(8):283-307.
249. Wilk KE, Andrews JR, Arrigo CA, Keirns MA, Erber DJ. The strength characteristics of internal and external rotator muscles in professional baseball pitchers. *Am J Sports Med.* 1993;21:61-6.
250. Wilk KE, Andrews JR, Arrigo CA. The abductor and adductor strength characteristics of professional baseball pitchers. *Am J Sports Med.* 1995;23:307-11.
251. Wilk KE, Arrigo C. Current concepts in the rehabilitation of the athletic shoulder. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1993;18:365-78.
252. Wilk KE, Meister K, Andrews IR. Current concepts in the rehabilitation of the overhead throwing athlete. *Am J Sports Med.* 2002;30:136-51.
253. Yildiz Y, Aydin T, Sekir U, Kiralp MZ, Hazneci B, Kalyon TA. Shoulder terminal range eccentric antagonist/concentric agonist strength ratios in overhead athletes. *Scand J Med Sci Sports.* 2006;16:174-80.
254. Yoo W. Comparison of shoulder muscles activation for shoulder abduction between forward shoulder posture and asymptomatic persons. *J Phys Ther Sci.* 2013;25(7):815-6.
255. Yoshikawa G. A spherical model analyzing shoulder motion in overhand and side-arm pitching. *J Shoulder Elbow Surg.* 1993;2:198-208.

ANEXOS



ANEXO I



Vicerrectorado de Investigación
Servicio de Infraestructuras Científico-Técnicas de Uso General
Departamento de Ciencias de la Salud y del Deporte

CONSENTIMIENTO INFORMADO

Yo, con DNI:

DECLARO:

Haber sido suficientemente informado/a del estudio y procedimientos de proyecto "Valoración postural en tenistas amateur", con código de investigación: **PMAFI 18/12**. Asimismo, he podido hacer preguntas sobre el 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 y sin tener que dar explicaciones.

CONSIENTO:

1.-) Libremente en someterme a la siguiente prueba exploratoria:

- Pruebas de evaluación postural, goniometría y dinamometría.

2.-) El uso de los datos obtenidos según lo indicado en el párrafo siguiente:

En cumplimiento de la Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre, de Protección de Datos de Carácter Personal, le comunicamos que la información que ha facilitado y la obtenida como consecuencia de las exploraciones de la postura, rango de movimiento y fuerza 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 DE SALUD Y DEPORTES. 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, a de de 200...

Fdo:.....



UCAM. Departamento de Ciencias de la Salud y del Deporte. Campus de los Jerónimos, 30107 GUADALUPE (Murcia)
 Tel.: (34) 968 27 88 28- Fax: (34) 968 27 88 27. C. e.: depto-cesalud @pdi.ucam.edu

ANEXO II

Jugadores de raqueta no profesionales 2014

ENCUESTA DE DATOS PERSONALES

Fecha de evaluación: _____

A. Datos personales:

1. Nombre y apellidos: _____
Fecha de nacimiento _____
2. (Edad): _____ / / _____
3. Teléfono: _____
4. Dirección: _____
5. e-mail: _____
6. Profesión u ocupación: _____

7. Sexo: Femenino: Masculino:
8. ¿Está usted embarazada?
SI: NO:

9. Peso (kg) _____
10. Talla (m) _____
11. IMC
Bajo peso (< 18,5)
Saludable (18,5 a 24,9)
Sobrepeso (25,0 a 29,9)
Obeso (>30)

12. ¿Ha sufrido alguna intervención quirúrgica?
SI: NO:

B. Deportes y hábitos deportivos:

13. ¿Qué deporte/s de raqueta practica de forma habitual?

Tenis: Squash: Padel: Fronton: Otros:

¿Cuál? _____

14. ¿Con qué mano juega?

Derecha: Izquierda:

15. ¿Cómo realiza el golpe de revés?

A una sola
mano: A dos manos:

16. ¿Cuántos años lleva practicando este deporte?

17. ¿Cuántas horas de partido juega a la semana?

18. ¿Cuántas horas entrena a la semana?

ANEXO III

Valoración de la fuerza en jugadores de raqueta | 2014

Ficha de registro
Valoración de la fuerza

HOMBRE

	Medición 1	Medición 2	Medición 3
N			
FABD	D	I	D
FADD	D	I	D
FFLEX	D	I	D
FEXT	D	I	D
FRI	D	I	D
PRE	D	I	D

