



UCAM

UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE MURCIA

ESCUELA INTERNACIONAL DE DOCTORADO

Programa de Doctorado de Ciencias de la Salud

Análisis biomecánico de la desalineación cervical
producida en la extricación de pacientes con
sospecha de lesión medular traumática tras un
accidente de tráfico

Autora:

Da. María Isabel Hontoria Hernández

Directores:

Dr. D. Manuel Pardo Ríos

Dra. D^a Laura Juguera Rodríguez

Dra. D^a Raquel Gordillo Martín

Murcia, junio de 2020



UCAM

UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE MURCIA

ESCUELA INTERNACIONAL DE DOCTORADO

Programa de Doctorado de Ciencias de la Salud

Análisis biomecánico de la desalineación cervical
producida en la extricación de pacientes con
sospecha de lesión medular traumática tras un
accidente de tráfico

Autora:

Da. María Isabel Hontoria Hernández

Directores:

Dr. D. Manuel Pardo Ríos

Dra. D^a Laura Juguera Rodríguez

Dra. D^a Raquel Gordillo Martín

Murcia, junio de 2020



UCAM

UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE MURCIA

AUTORIZACIÓN DEL DIRECTOR DE LA TESIS PARA SU PRESENTACIÓN

El Dr. D. Manuel Pardo Ríos, la Dra. Dña. Laura Juguera Rodríguez y la Dra. D^a Raquel Gordillo Martín como directores de la Tesis Doctoral titulada “Análisis biomecánico de la desalineación cervical producida en la extricación de pacientes con sospecha de lesión medular traumática tras un accidente de tráfico” realizada por Dña. María Isabel Hontoria Hernández en el Departamento de Ciencias de la Salud, **autorizan su presentación a trámite** dado que reúne las condiciones necesarias para su defensa.

Lo que firman, para dar cumplimiento a los Reales Decretos 99/2011, 1393/2007, 56/2005 y 778/98, en Murcia a 1 de Julio de 2020.

Dr. D. Manuel
Pardo Ríos
48488207K

Dra. D^a. Laura
Juguera Rodríguez
75157008T

Dra. D^a. Raquel
Gordillo Martín
48516764N

(1) Si la Tesis está dirigida por más de un Director tienen que constar y firmar ambos

UCAM



EIDUCAM
Escuela Internacional
de Doctorado

Análisis biomecánico de la desalineación cervical producida en la extricación de pacientes con sospecha de lesión medular traumática tras un accidente de tráfico

Resumen

Introducción: la lesión medular traumática (LMT), tanto en pacientes adultos como en la población pediátrica, sigue siendo un problema que afecta a numerosos factores de la vida de los pacientes; con una incidencia importante y una morbi-mortalidad asociadas en todo el mundo. Los accidentes de tráfico son los causantes del 90% de dichas LM, sobre todo a nivel cervical. La inmovilización selectiva en el paciente adulto, la correcta inmovilización en el pediátrico y los procedimientos de extricación, en ambos, continúan sin tener protocolos ni evidencia científica suficientes. **Objetivo:** determinar el movimiento cervical mediante análisis biomecánico durante la extricación de pacientes con sospecha de LMT. **Metodología:** esta investigación se compone de 3 estudios de simulación mediante análisis biomecánico con sensores inerciales, determinando la desalineación producida en la extricación del paciente. Cada uno de los estudios presenta su propia metodología que será expuesta por separado. **Resultados:** los resultados obtenidos de manera individual fueron: 1) el desequilibrio fue mayor con el collarín STIFNECK (SN) que con la auto-extricación (AE) y mayor con collarín X-COLLAR (XC) que con AE. Cuando comparamos la AE con los diferentes tipos de collarines, observamos que con el collarín XC se produjo más desalineación que con el collarín SN. 2) El simulador de movimientos más parecido al fisiológico fue el "Simulador 1", la fiabilidad de este simulador se realizó mediante el coeficiente de correlación intraclase (CCI), con resultado de fiabilidad elevada y 3) la media de movimientos fue de 3.5 (DE 1.35)°, el tiempo medio fue de 4 min 1 seg (DE 45.09 seg), la media de la rotación hacia la derecha fue 3.34 (DE 3.52) ° y hacia la izquierda de 2.62 (DE 2.26) °, la media de la lateralización fue 6.24 (DE 3.20) ° hacia la derecha y 2.50 (DE 2.76) ° hacia la izquierda, la media de la flexión fue 2.36 (DE 2.10) ° y de la extensión 4.21 (DE 2.15) °. **Conclusiones:** la desalineación de la columna cervical mediante la AE es similar a la provocada cuando se aplican collarines cervicales (CC). El simulador

pediátrico que se ha adaptado permite determinar el movimiento de la columna vertebral, en su segmento cervical, con un grado de fiabilidad muy bueno. El dispositivo analizado permite realizar la extracción del paciente pediátrico con unos niveles muy altos de restricción de movimiento de la columna, mediante un sistema estándar.

Palabras clave: auto-extracción; lesión medular; desalineación cervical; collarín cervical; inmovilización; simulador pediátrico; fiabilidad; adaptación; sistemas de restricción de movimiento pediátricos.

Biomechanical analysis of cervical misalignment produced in the extrication of patients with suspected traumatic spinal cord injury after a traffic accident

Abstract

Introduction: traumatic spinal cord injury (TSCI) both in adult patients and in the pediatric population continues to be a problem that affects many factors in the lives of patients; with a significant incidence and associated morbidity and mortality worldwide. Traffic accidents are the cause of 90% of these SCI, especially at the cervical level. Selective immobilization in the adult patient, correct immobilization in the pediatric and extrication procedures, in both, continue without sufficient protocols or scientific evidence. Objective: to determine the cervical movement by means of biomechanical analysis during the extrication of patients with suspected TSCI. Methodology: this research is made up of 3 simulation studies using biomechanical analysis with inertial sensors, determining the misalignment produced in the patient's extrication. Each one of the studies presents its own methodology that will be exposed separately. **Results:** The results obtained individually were: 1) Misalignment was greater during self-extraction with a Stifneck collar in place than during extraction without a collar. Misalignment was also greater with an X-collar in place than without a collar. The between-collar comparison of differences showed that misalignment was greater with the X-collar than with Stifneck collar. 2) The most similar simulator to the physiological movement simulator was "Simulator 1". The reliability of this simulator was performed using the intraclass correlation coefficient, with a high reliability result. 3) The average of movements was 3.5 (SD 1.35) degrees. The average time was 4 min 1 sec (SD 45.09 sec). The average in rotation was: right 3.34 (SD 3.52) degrees and left 2.62 (SD 2.26) degrees. The average in lateralization was: right 6.24 (SD 3.20) degrees and left 2.50 (SD 2.76) degrees. The average flexion was 2.36 (SD 2.10) degrees and extension was 4.21 (SD 2.15) degrees. Conclusion: Misalignment of the cervical spinal column is similar during self-extraction with or without a cervical collar in place. The pediatric simulator that we have adapted allows us to determine the movement of the spinal cord in its cervical segment

with a very good degree of reliability. The analyzed device allows the extrication of the pediatric patient with very high levels of movement restriction of the spine with a standard system.

Keywords: self-extraction; Spinal cord injury; cervical misalignment; cervical collar; immobilization; pediatric simulator; reliability; adaptation; retention chair.

AGRADECIMIENTOS

Quiero comenzar estos agradecimientos diciendo que al principio de comenzar este proyecto no confiaba en mi capacidad para realizarlo. Me sentía minúscula en este gran mundo de la investigación, pero tuve tres grandes personas que confiaban en mí mucho antes de poder planteármelo yo misma.

Gracias Manolo, por ser un gran líder, persona y un excelente amigo. Por trasmitirme esa pasión por la investigación. Por hacer fácil lo difícil, por sacarme de los bucles y de mis caos con una simple conversación. Gracias por trasmitirme todo el entusiasmo que a lo largo de esta tesis he perdido en ocasiones. Por la paciencia, por el cariño y el apoyo.

A mis dos directoras, Laura y Raquel porque además de amigas, habéis demostrado incondicionalidad, paciencia y algo muy valioso: vuestra más absoluta entrega a todos los niveles desde que esto comenzó.

Sin vosotros tres, nunca lo hubiera conseguido.

Gracias a mis amigos, que me han apoyado y animado día a día. Respetando en cada momento mis necesidades y ofreciéndome su amistad siempre que lo he necesitado durante estos años.

A mi familia (padres, hermanos, sobrinos y suegros) que siempre han confiado en mí. A mi padre que nunca olvidaste que realizaba algo importante para mí y que tenía una tesis pendiente de terminar. A mi madre que al igual que él, siempre tuvo presente este momento, confiando en que, si yo quería, llegaría. A mi suegro, que me ayudó infinitamente encargándose de Cuervo durante mis largas horas sentada en el ordenador.

A Agus, mi mitad, mi gran amor y mi todo. Al que siempre ha estado a mi lado, en mis días lluviosos ofreciéndome su apoyo incondicional y su amor como paraguas y en mis días soleados siempre dispuesto a brindar a mi lado. Gracias por acompañarme, en el proceso de la tesis, y en el de mi propia vida. No podía haber escogido un compañero mejor.

Finalmente, dedico unas palabras a Cuervo, mi fiel compañero, amigo y perro, que ha estado a conmigo en este largo proceso, acostado en mis pies muchas horas seguidas dando su apoyo incondicional siempre.

"Nuestra recompensa se encuentra en el esfuerzo total y no en el resultado. Un esfuerzo total es una victoria completa."

Mahatma Gandhi

"El trabajo, la persistencia y la diligencia son las madres de la buena suerte."

Benjamín Franklin

ÍNDICE

AUTORIZACIÓN DE LOS DIRECTORES

AGRADECIMIENTOS

ÍNDICE GENERAL

SIGLAS Y ABREVIATURAS 19

ÍNDICE DE FIGURAS DE TABLAS Y FIGURAS..... 21

CAPÍTULO I. DEFINICIÓN DEL PROBLEMA..... 27

1.1 Columna Vertebral y Médula Espinal. Recuerdo anatómico 27

1.2 Epidemiología de la Lesión Medular y accidentes de tráfico 31

 1.2.1. Situación epidemiológica de la LM en España..... 34

1.3 Abordaje de la LMT 36

 1.3.1. Clasificación y valoración de la LM..... 39

 1.3.2. Diagnóstico de la LM 46

 1.3.2.1. *Criteria NEXUS*..... 47

 1.3.2.2. *CANADIAN C- SPINE RULES*..... 48

1.4. Restricción del movimiento ante la sospecha de LM..... 49

1.5. Dispositivos y técnicas de restricción del movimiento..... 53

1.6. Concepto de extricación y auto-extricación..... 57

1.7. LM en el paciente pediátrico 61

 1.7.1 Epidemiología de la LMT en pediatría..... 64

 1.7.2 Restricción del movimiento en los pacientes pediátricos 66

 1.7.3 Extricación pediátrica 67

1.8 El papel de la simulación en la adquisición de competencias 71

1.9 Métodos para el registro de la movilidad cervical 73

1.10 Justificación del estudio 75

1.11 Hipótesis..... 77

1.12 Objetivos..... 77

| | |
|--|-----|
| CAPÍTULO II. VISIÓN GENERAL DE LOS ESTUDIOS | 81 |
| 2.1. Visión general del Estudio nº1 | 81 |
| 2.2. Visión general del Estudio nº2 | 82 |
| 2.3. Visión general del Estudio nº3 | 83 |
| | |
| CAPÍTULO III. ESTUDIO 1 | |
| <i>Análisis biomecánico de los factores que influyen en la autoextracción: estudio de simulación</i> | 87 |
| 3.1. Introducción..... | 87 |
| 3.2. Metodología | 88 |
| 3.3. Resultados | 90 |
| 3.4. Discusión | 91 |
| | |
| CAPÍTULO IV. ESTUDIO 2 | |
| <i>Adaptación y validación de un simulador pediátrico para el estudio del movimiento de la columna vertebral cervical</i> | 95 |
| 4.1. Introducción..... | 95 |
| 4.2. Metodología | 96 |
| 4.2.1 Sistemas inerciales..... | 98 |
| 4.2.2 Análisis estadístico..... | 99 |
| 4.3. Resultados | 99 |
| 4.4. Discusión | 100 |
| | |
| CAPÍTULO V. ESTUDIO 3 | |
| <i>Análisis biomecánico de la desalineación cervical en la extracción pediátrica con el sistema de inmovilización pediátrico y extracción® (sipe baby rescuer)</i> | 105 |
| 5.1. Introducción..... | 105 |
| 5.2. Metodología | 107 |
| 5.2.1 Sistemas inerciales..... | 110 |
| 5.2.2 Análisis estadístico | 110 |
| 5.3. Resultados | 111 |
| 5.4. Discusión | 112 |

| | |
|---|------------|
| CAPÍTULO VI. DISCUSIÓN..... | 115 |
| CAPÍTULO VII. CONCLUSIONES..... | 123 |
| 7.1 Conclusiones derivadas del Estudio N°1:..... | 123 |
| 7.2 Conclusiones derivadas del Estudio N°2:..... | 123 |
| 7.3 Conclusiones derivadas del Estudio N°3:..... | 123 |
| CAPÍTULO VIII. APLICACIONES PRÁCTICAS | 127 |
| CAPÍTULO XI. LIMITACIONES..... | 131 |
| 9.1 Limitaciones Generales | 131 |
| 9.2 Limitaciones del Estudio N°1 | 131 |
| 9.3 Limitaciones del Estudio N°2..... | 132 |
| 9.4 Limitaciones del Estudio N°3..... | 132 |
| CAPÍTULO X. FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN..... | 135 |
| CAPÍTULO XI. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS | 139 |
| CAPÍTULO XII. ANEXOS | 155 |

SIGLAS Y ABREVIATURAS

Las abreviaturas de convenios de unidades no se incluyen en este listado al existir normas internacionalmente aceptadas sobre su uso universal de estadística, ni las del diccionario de la RAE. Se han reseñado por orden alfabético.

- AANS** – American Association for Neurological Surgeons
- ACS** – American College of Surgeons.
- AE** – Auto-Extricación
- AE-C** – Auto-Extricación con Collarín
- AIS** – ASIA Impairment Escala
- ASIA** – American Spinal Injury Association
- ATLS** – Advanced Trauma Life Support.
- CC** – Collarín Cervical
- CCI** – Coeficiente de Correlación Intraclase
- CCSR** – Canadian C-Spine Rule
- CNS** – Congress of Neurological Surgeons
- DE** – Desviación Estándar
- DGT** – Dirección General de Tráfico
- EMS** – Emergency Medical Services
- IS** – Inmovilización Selectiva
- ISNCSCI** – International Standards for Neurological Classification of Spinal Cord Injury
- KED** – Kendrick Extrication Device
- LM** – Lesión Medular
- LMT** – Lesión Medular Traumática
- NEXUS** – National Emergency X-radiography Utilization Study
- NICE** – National Institute for health and Clinical Excellence
- OMS** – Organización Mundial de la Salud
- PHTLS** – Pre – Hospital Trauma Life Support
- RM** – Restricción de Movimiento

RMN – Resonancia Magnética Nuclear

SEM – Servicios de Emergencias Médicas

SI – Sistemas Inerciales

SIPE – Sistema de Inmovilización Pediátrica y Extracción.

SN – Stifneck (collarín)

SNC – Sistema Nervioso Central

SRI – Sistema de Retención Infantil

SUH – Servicios de Urgencias Hospitalarias

TAC – Tomografía Axial Computarizada

TCE – Traumatismo Craneoencefálico.

UCAM – Universidad Católica de Murcia

XC – X- Collar (collarín)

ÍNDICE DE TABLAS

| | |
|--|-----|
| Tabla 1. Resultados comparativos de los distintos procedimientos de auto-extracción | 91 |
| Tabla 2. Resultados comparativos de los distintos procedimientos de AE en los diferentes vehículos y collarines analizados | 92 |
| Tabla 3. Medias de los grados de desalineación máxima de cada simulador. Datos expuestos en grados mediante: media \pm desviación estándar | 100 |
| Tabla 4. Resultados comparativos para cada uno de los grupos del estudio. | 111 |

ÍNDICE DE FIGURAS

| | |
|--|----|
| Figura 1. Anatomía de la columna vertebral | 27 |
| Figura 2. Meninges de la médula espinal..... | 28 |
| Figura 3. Anatomía de la médula espinal..... | 29 |
| Figura 4. Cortes medula espinal..... | 30 |
| Figura 5. Casos de accidentes de tráfico de vehículos de motor ²⁰ | 33 |
| Figura 6. Evolución de las víctimas de accidentes de tráfico de 1960-2018. Dirección General de Tráfico (DGT)..... | 34 |
| Figura 7. Causas de LMT48..... | 40 |
| Figura 8. Normas ASIA. Clasificación neurológica de la LM..... | 44 |
| Figura 9. Escala discapacidad ASIA..... | 45 |
| Figura 10. Normas NEXUS..... | 47 |
| Figura 11. Normas CCSR63 | 48 |
| Figura 12. PHTLS77 | 51 |
| Figura 13. Técnica logroll69..... | 53 |
| Figura 14. Dama de elche..... | 55 |
| Figura 15. Colchón de vacío | 55 |
| Figura 16. Órdenes Auto-extricación Dixon et al103..... | 60 |
| Figura 17. Algoritmo de AE de Cowley101..... | 61 |
| Figura 18. Diferencias anatómicas entre adultos y niños109..... | 62 |

| | |
|---|-----|
| <i>Figura 19.</i> Mecanismo de LMT infantil en Estados Unidos ¹¹⁹ | 66 |
| <i>Figura 20.</i> Procedimiento extricación pediátrica ¹²⁵ | 69 |
| <i>Figura 21.</i> Colocación sobre el KED durante la extricación pediátrica ¹²⁵ | 69 |
| <i>Figura 22.</i> Cifosis natural ¹⁰⁹ | 70 |
| <i>Figura 23.</i> Arnés de sujeción con adaptador ¹²⁶ | 70 |
| <i>Figura 24.</i> Tipos de simulación y sus características basados en el concepto de fidelidad ¹⁴⁰ | 73 |
| <i>Figura 25.</i> Infografía órdenes Mark Dixon. | 90 |
| <i>Figura 26.</i> Proceso de modificación y adaptación del simulador. | 97 |
| <i>Figura 27.</i> Análisis de la fiabilidad | 97 |
| <i>Figura 28.</i> Colocación de los SI al simulador | 98 |
| <i>Figura 29.</i> Imagen con los pasos para la colocación del Sistema Inmovilización Pediátrica y Extracción® (SIPE). | 106 |
| <i>Figura 30.</i> Equipo ARTE en el interior del vehículo con la víctima simulada | 108 |
| <i>Figura 31.</i> Colocación del dispositivo SIPE®..... | 108 |
| <i>Figura 32.</i> Comienzo de la extricación de la víctima simulada | 109 |
| <i>Figura 33.</i> Extricación de la víctima simulada. Análisis del movimiento..... | 109 |
| <i>Figura 34.</i> Secuencia del recorrido del paciente con sospecha de LM ⁸⁴ | 115 |
| <i>Figura 35.</i> Propuesta de alternativas para completar la secuencia del recorrido del paciente con sospecha de LMT realizada por Conrad et al ⁸⁴ | 116 |

CAPÍTULO I
DEFINICIÓN DEL PROBLEMA

CAPÍTULO I. DEFINICIÓN DEL PROBLEMA

1.1 COLUMNA VERTEBRAL Y MÉDULA ESPINAL. RECUERDO ANATÓMICO

La columna vertebral es un órgano conjunto compuesto de una sucesión de huesos que se unen por un tejido conectivo. Al nacer contamos con 33 vértebras de las cuales siete son cervicales, doce torácicas, cinco lumbares, cinco sacras y cuatro coxígeas (Figura 1). Posteriormente, al crecer, se produce una fusión de las vértebras inferiores que deriva en la formación del hueso sacro y coccígeo. Consideramos pues, un total de 24 vértebras, terminando en el lumbar número cinco. Este órgano sólido, aunque a su vez articulado, tiene varias funciones: *soporte, Inserción, Movimiento y Protección.*



Figura 1. Anatomía de la columna vertebral

Fuente: Adaptado de www.spineuniverse.com

Localizada en el canal medular dentro de la columna vertebral, la médula espinal es la porción caudal del Sistema Nervioso Central (SNC). De color blanquecino y con forma cilíndrica, discretamente aplanada en sentido anteroposterior, tiene un tamaño de aproximadamente unos 45 centímetros. Al estar encerrada en el canal vertebral, goza de cierta flexibilidad, ya que puede adaptarse a los movimientos de la columna¹.

La médula se encuentra encerrada y protegida por tres membranas llamadas meninges: duramadre espinal, membrana aracnoidea y piamadre espinal, y por el líquido cefalorraquídeo que la rodea en el espacio subaracnoideo² (Figura 2).

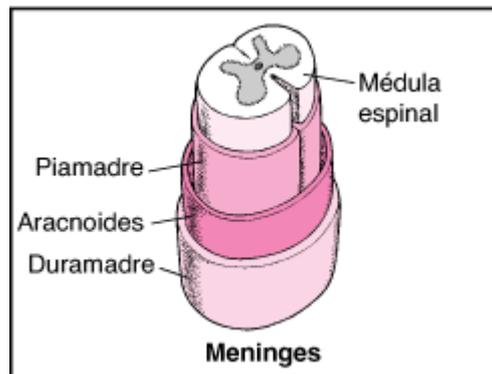


Figura 2. Meninges de la médula espinal

Adaptado de: www.slideshare.net

Comienza a nivel del orificio occipital mayor (*foramen magnum*), donde se continúa con el bulbo raquídeo. Está compuesta por cuatro partes (como podemos observar en la Figura 2): cervical, torácica, lumbar y sacra. Presenta un segmento engrosado a nivel cervical y lumbosacro. Su extremo inferior se adelgaza resultando en el cono terminal un cordón fibroso "*filum terminale*", quedando fijo en la zona coxal³.

Parcialmente la médula se encuentra dividida en dos mitades. Surge pues de cada lado de dicha división 31 pares de nervios espinales (como indica la Figura 3), cada uno de ellos compuestos a su vez por una raíz anterior y otra posterior^{2,3}.

Nervios espinales:

- Nervios cervicales: 8 pares de nervios (C1-C8)
- Nervios torácicos: 12 pares de nervios (T1-T12)
- Nervios lumbares: 5 pares de nervios (L1-L5)
- Nervios sacros: 5 pares de nervios (S1-S5)
- Nervios coccígeos: un par de nervios (cola de caballo)

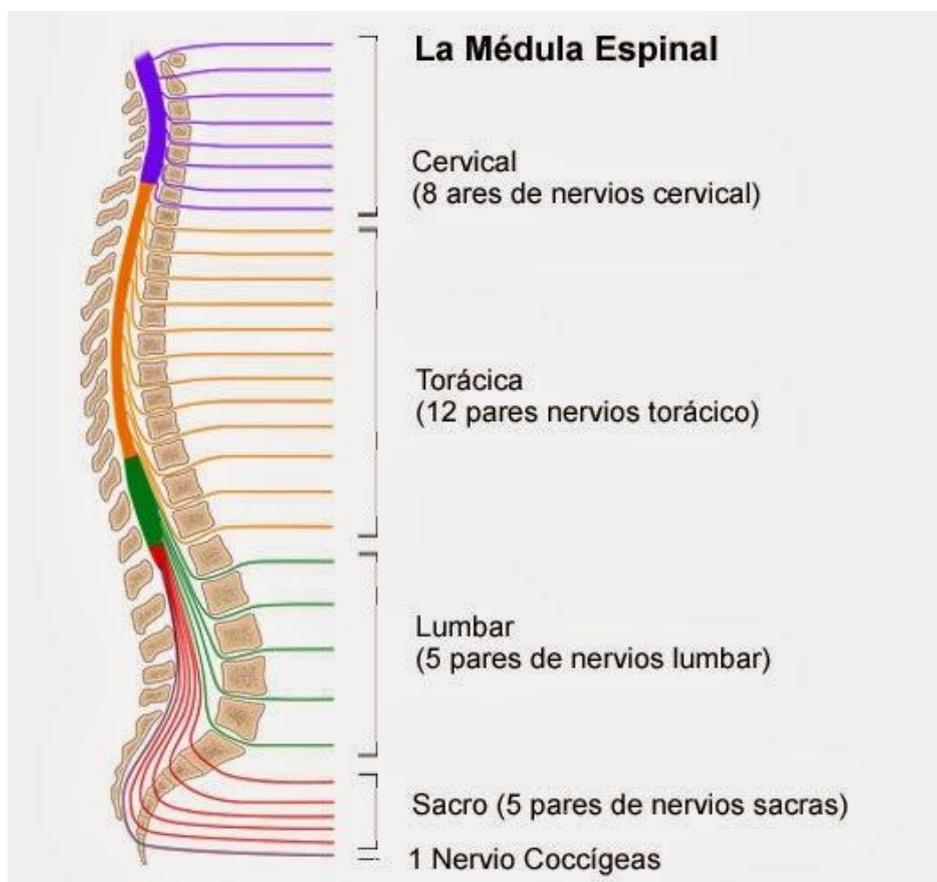


Figura 3. Anatomía de la médula espinal
Adaptado de: www.landeroanatomianerviosa.com

Estos nervios espinales o raquídeos (como también se les denomina) son nervios mixtos que se prologan desde el canal medular, atravesando los músculos vertebrales para distribuirse posteriormente hacia los distintos niveles segmentarios del tronco, el cuello o las extremidades. De la unión de cada nervio

con la médula surgen dos raíces: dorsal (con la información sensitiva entrante) y ventral (con la información saliente de la médula al resto del organismo). Asociaríamos las extremidades superiores a los discos C6-C7, C5-C6 y C4-C5 y con las inferiores a los discos L5-S1 y L4-L5⁴.

Referente a su composición, la médula está constituida por una sustancia gris y otra blanca.

- › **Sustancia gris:** formada por la neuroglia. Esta sustancia está rodeada a lo largo de toda su extensión por la sustancia blanca.

La sustancia gris tendría la forma de una H (como vemos en la Figura 4) con la forma de dos semilunas lateralmente unidas por la comisura gris a la línea media. Esta curiosa forma daría lugar a las astas anteriores, posteriores y laterales.

- Astas anteriores (motoras)
- Astas posteriores (sensitivas)
- Astas laterales (vegetativas)

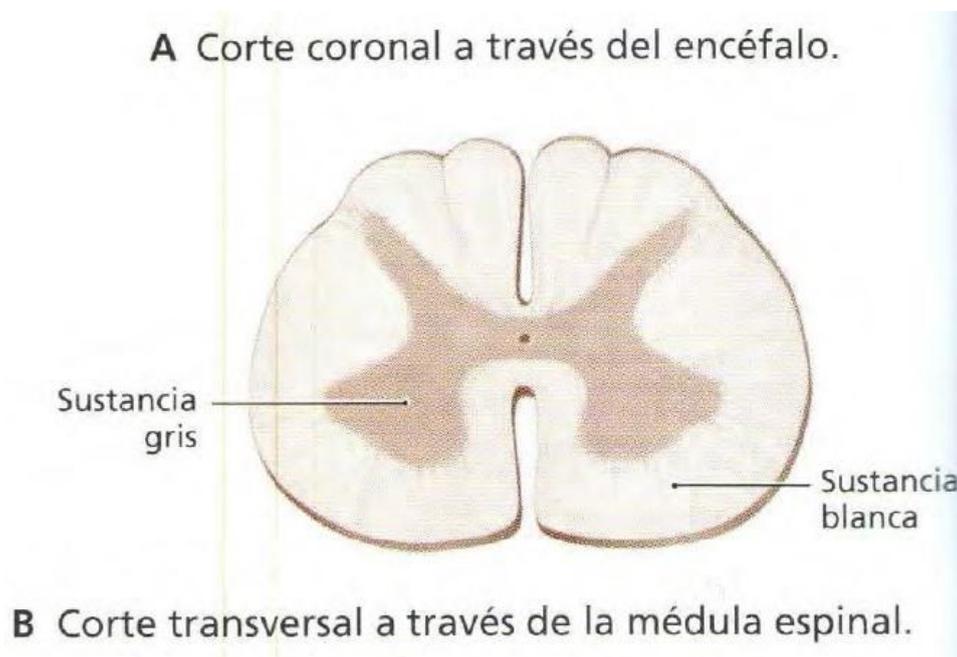


Figura 4. Cortes medula espinal.
Adaptado de branly.lat

- › **Sustancia blanca:** rodea a la sustancia gris y se encuentra en mayor proporción en los niveles superiores de la médula espinal. Inervan a los 4 miembros, ya que se encuentra formada por axones mielinizados de dos tipos de neuronas: motoras (vías ascendentes de la médula) y sensitivas (vías descendentes de la medula espinal)^{4,5}.

Las funciones de la medula espinal podríamos resumirlas en^{6,7}:

- *Centro Nervioso:* siendo un centro motor, sensitivo y vegetativo.
- *Centro Conductor:* las vías ascendentes o descendientes nos proporcionan conducción sensitiva o motora.
- *Centro Distribuidor:* anteriormente hemos señalado la importancia de los 31 pares nerviosos de la médula espinal. Ellos se encargarían de esta función.
- *Centro reflejo:* capaz de producir reacciones y respuestas del SNC ante los diferentes estímulos externos.

1.2 EPIDEMIOLOGÍA DE LA LESIÓN MEDULAR Y ACCIDENTES DE TRÁFICO

La lesión medular (LM) corresponde a un daño neurológico. Es una patología caracterizada por una afección a nivel medular, provocando (temporal o permanentemente) el cese de las funciones motoras, sensitivas o autonómicas de las regiones del cuerpo que se encuentran por debajo del nivel de la propia lesión⁸. Afecta mundialmente a un elevado número de personas, alterando su bienestar social, profesional y psicológico y elevando las cifras de morbi-mortalidad y los gastos que estos provocan. En EEUU un estudio reveló un gasto anual de 9.700 millones de dólares⁹.

Se conoce como lesión medular traumática (LMT) aquella LM provocada por algún traumatismo como: accidentes de tráfico, caídas, lesiones deportivas o actos violentos (disparos o agresiones)¹⁰.

La Organización Mundial de la Salud (OMS) señala que las personas con LMT son entre 2 y 5 veces más propensas a morir prematuramente, aumentando la tasa en países con escasos recursos. Los datos de muertes por LMT aumentan durante el 1º año tras sufrir el traumatismo¹¹. El índice de mortalidad prematura

por LMT aumenta con la edad, siendo los mayores de 65 años los más propensos a estas cifras¹².

Los datos epidemiológicos actuales son antiguos y escasos, añadiendo a ese problema la descentralización de los números que imposibilitan una tasa real y actual sobre los pacientes con LM a nivel nacional o mundial. Existe una gran variabilidad de cifras de lesiones medulares, diferenciándose según las bases de datos, los censos de población o los reflejados por diferentes autores^{13,14}. En lo que sí coinciden los estudios revisados es que la LM más frecuente es la LMT, siendo los accidentes de tráfico la primera causa, seguidos de las caídas y dándose una tasa mayor en hombres que en mujeres.

En los países desarrollados se obtiene una mayor tasa de LMT. Una explicación posible sería los escasos medios de censo y registros de casos de los países en vías de desarrollo; concretamente, entre un 35 y un 53,8% en los países desarrollados, y un 18-37,7% en los países subdesarrollados. Las cifras de LMT ocasionada por una caída en los países subdesarrollados fueron de entre 21,2 y 63% y en los países desarrollados se situaron en un 22,6-37%¹⁵. Las mayores cifras de LMT son registradas en Estados Unidos¹⁶.

Los accidentes de tráfico en los países desarrollados son la principal causa de lesión (entre un 35-53,8%), siendo la caída la segunda causa (entre un 22,6-37%). Por el contrario, en países en vías de desarrollo, son las caídas la primera causa de LMT (37,9-63%) aunque las cifras más altas a nivel mundial de accidentes de tráfico se dan, en contrapunto, en Nigeria¹⁵. Las LMT por violencia/deporte solo pudieron obtener datos de países desarrollados, obteniendo cifras de entre 37 y 55,6%, de los que entre 39- 62% provocaron una tetraplejia y entre el 42,4-56% una paraplejia¹⁷.

En el año 2.007 se calculó una tasa de LMT de 23 casos por millón de habitantes con un desglose por países desarrollados y en vías de desarrollo. En el primer grupo se obtuvieron resultados de 40 casos por millón de habitantes en Norteamérica, 16 en Europa Occidental y 15 en Australia. En Asia Central la tasa de LMT obtuvo cifras de 25 casos/millón de habitantes, 21 en Asia Sur y 19 en Caribe. Se dieron 19, 24 y 25 casos por millón de habitantes en América Latina Andina, Central y Sur respectivamente. En referencia a África, se obtuvieron

resultados de 25 casos en el sur, 29 en la zona central del continente y 21 en África Este¹⁸.

Un estudio realizado en Taiwán durante once años (1998-2008) diferenció los casos de LM en su país por grupos de edad, sexo, nivel socioeconómico y lugar de la lesión. Durante ese periodo se identificaron 41.586 casos de LM de las cuales 61,2% fueron de origen traumático. La lesión cervical resultó ser la de más incidencia seguido por la lesión lumbar y posteriormente la torácica. Los varones tuvieron (al igual que el resto de estudios descritos) una incidencia mayor. Entre los grupos de edad destacan: 20 -39 años, 40-59 años y mayores de 60años¹⁹.

El estudio realizado por Hongwei Wang et al. (2016) revela que son los vehículos los causantes de la mayor parte de los accidentes y, por lo tanto, de las posibles LMT derivados de estos, siendo mayormente utilizados por hombres²⁰.

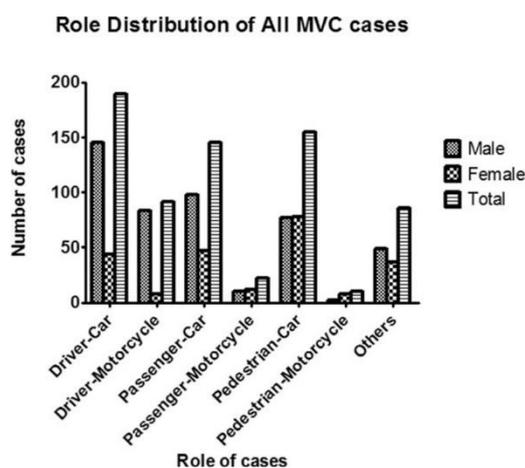


Figura 5. Casos de accidentes de tráfico de vehículos de motor²⁰.

Otro estudio similar realizado en Australia²¹ (uno de los países que cuentan con registros prácticamente completos de la población adulta) durante los años 1998 y 1999 reveló nuevamente que los adultos jóvenes eran, por norma general, los más afectados en la LMT. Siendo el 93% del número total de casos debido a causas no intencionadas, el 43% de los casos fueron provocados por accidentes de tráfico (destacando la colisión seguida del vuelco del vehículo). Se describen algunas cifras por actividades de ocio (el medio acuático es el más común), por

trabajo o por caídas. Las lesiones cervicales incompletas resultaron ser un 38% del total (fueron las más comunes).

1.2.1. Situación epidemiológica de la LM en España

En España, las cifras epidemiológicas han ido variando desde 1.962 hasta el año 2018. El aumento de las cifras de accidentes de tráfico y por lo tanto de LMT comienza en los años 60, durante el llamado *“milagro económico español”* marcado por el plan de estabilización. Gracias a este auge económico, los españoles comienzan a adquirir automóviles, disparándose así los accidentes de tráfico (causa principal de las lesiones medulares) y obteniendo su pico máximo en 1989²⁵. De hecho, fue a mitad de esta época cuando comienza la creación del Hospital Nacional de Parapléjicos en Toledo (referente de esta patología a nivel nacional) abriendo sus puertas en el año 1974²⁶. Las cifras durante los años 80 se triplicaron, no volviendo a descender hasta muchos años después.

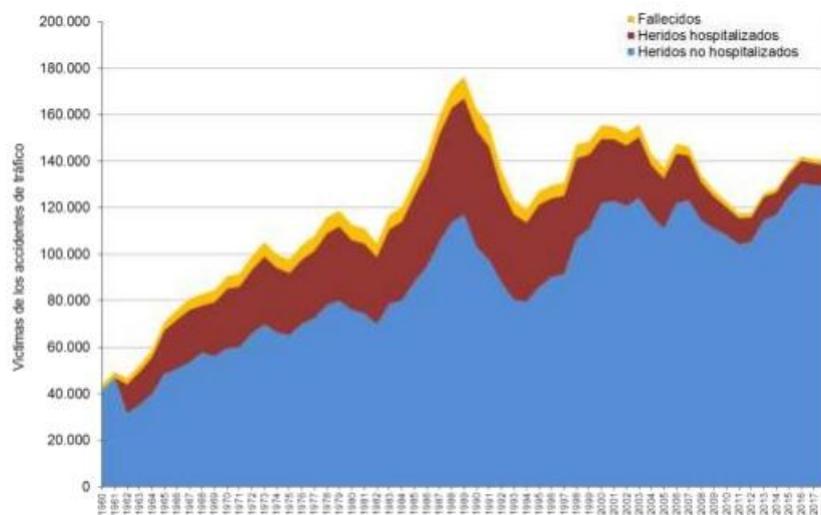


Figura 6. Evolución de las víctimas de accidentes de tráfico de 1960-2018.

Dirección General de Tráfico (DGT).

Adaptado de: www.dgt.com

Es difícil conocer la epidemiología actual sobre casos de LM y LMT en nuestro país, debido a los escasos estudios encontrados. La bibliografía revisada hace referencia a épocas donde los accidentes de tráfico y sus consecuentes lesiones fueron más numerosos. Es por ello que estudios como el de Maayken

Van Den Berg se realizaron entre los años 1972 y 2008. Este estudio pone de manifiesto la importancia de realizar estudios a largo plazo para llevar a cabo una identificación más concreta de los casos, sobre todo, de alto riesgo. En este trabajo se observó un total de 540 casos en Aragón (en los 36 años de su duración) correspondiendo el 79% a hombres. Las edades más afectadas fueron los adultos jóvenes (de 20-29 años) debido mayoritariamente a los accidentes de tráfico y los adultos (60-69 años) debido a las caídas. La zona más afectada fue la cervical²⁷.

En España la tasa actual de LMT obtiene cifras de 25 casos por millón de habitantes con el número nuevo de casos al año comprendido entre 800 y 1.000²². En nuestro país, entre 25.000-30.000 personas viven con LM. El 81% de las LM son de origen traumático, siendo causadas por accidentes de tráfico en un 52,4%, por otro tipo de accidentes (accidentes casuales) un 22,8%, por accidentes laborales un 13,6%, de origen deportivo un 5,3%, por intento de autolisis un 2,3% y por un 3,6% por otras causas²³.

Un estudio realizado por la Asociación Española de Epidemiología durante el tiempo comprendido entre el 2000 y el 2008, revela que durante este periodo se registraron 9.352 altas hospitalarias derivadas de ingresos por LMT. La mayoría de los ingresos, concretamente un 73,8%, fueron hombres de los que se produjo un fallecimiento en un 6,5%. De todos los lesionados registrados en el periodo de tiempo descrito, un 36,6% corresponden a accidentes de tráfico. Más concretamente, de esos 36,6% de casos por accidente de tráfico, el 10,5% de hombres y el 10,7% de mujeres conducían un vehículo de cuatro ruedas, aunque se desconoce el medio de transporte en un 69,9-79,8% de los casos. Respecto a otras causas, la caída ocupa la segunda causa con un 63% de los casos¹⁷.

Paralelamente a dicho estudio, Katherine Pérez et al. realizaron otra investigación entre los años 2000-2009, donde se cifró un total de 10.274 pacientes ingresados por LMT, resultando una incidencia de 23,5 casos por millón de habitantes. Aunque los casos por accidentes de tráfico fueron descendiendo, los traumatismos craneoencefálicos (TCE) obtuvieron unos índices altos²⁴.

Los datos epidemiológicos dejan constancia mundial de la necesidad de un mayor número de estudios de la LMT. Aunque si bien es cierto que los accidentes de tráfico se han visto reducidos considerablemente, la educación y concienciación vial y social continúan siendo primordiales para reducir las cifras.

1.3 ABORDAJE DE LA LMT

Desde tiempos remotos, en el año 3.000 a.c. se obtienen casos documentados de LM en el imperio egipcio. El primer documento científico oficial fue escrito en el año 2.500 a.c. por Edwin Smith en un papiro que describía seis casos de tetraplejía²⁸.

La LMT y sus consecuencias comenzaron, sin embargo, a ser estudiadas durante los periodos de guerra. En 1896 Kocher nos muestra un primer estudio analizando los efectos de la sección espinal. Posteriormente, durante la 1ª guerra mundial, autores como Riddoch y Head volvieron a estudiar este tipo de LMT y sus posibles consecuencias²⁹.

A lo largo de la Segunda Guerra Mundial se observó un gran avance en este campo gracias al uso de tratamientos médicos como antibióticos y el manejo de las lesiones. Gracias a ello, se obtuvieron cifras de mayor supervivencia (evitándose la muerte por infecciones urinarias o debido a las úlceras por presión) en pacientes con LMT, pudiéndose llevar por tanto un estudio más exhaustivo de las lesiones medulares y su evolución³⁰.

Posteriormente, a mediados del Siglo XIX se comenzó a tratar más exhaustivamente esta patología y sus consecuentes secuelas. En nuestro país, en el año 1965 se inaugura el “*Instituto Guttman*” en Barcelona, con las ideas pioneras del doctor Guttman consistentes en una rehabilitación global de los pacientes con LM³¹.

La *American Spine Injury Association* (ASIA) clasificó en el año 1984 tres tipos de lesiones: fractura- luxación, las fracturas y las luxaciones. Estos tres tipos de lesiones son causadas por una compresión vertical de la columna y un posterior antero flexión o por una compresión vertical y posterior hiperextensión³².

Las variables más importantes a la hora de clasificar una LM son: los huesos que se han visto afectados a nivel de la lesión, la dirección de la fuerza, la intensidad y el punto de impacto de la fuerza. Los peores escenarios se obtienen en las lesiones asociadas a fractura-luxaciones o luxaciones en la región cervical, obteniendo la mayor incidencia de LM en la región cervical, concretamente un 60%, la segunda región más frecuente de LM sería la dorsal con un 32% de los casos y finalmente la región lumbosacra con un 9%. Las tasas de mortalidad

obtienen una incidencia mayor en pacientes con lesiones a nivel de la región cervical (concretamente a nivel de las cervicales C1, C2 y C3 que afectan a la capacidad respiratoria), continuando la dorsal y posteriormente la lumbar³².

Para realizar un diagnóstico de la lesión se deben incluir la historia completa del paciente, el examen físico y pruebas radiológicas de la médula espinal y la columna vertebral.

La LM se divide fisiopatológicamente en LM primaria y secundaria. A su vez, autores como Ahuja et al. la subdividen en: *LM aguda* (lesiones con menos de 48 h), *LM subaguda* (entre 48 horas de la lesión y 14 días) y *LM intermedia* (entre 14 días y 6 meses de duración) y *LM crónica* (más de 6 meses)³³. Las características de la LM primaria y secundaria son:

LM primaria.

Producida en el momento inicial del evento traumático. A esta fase se le conoce como la lesión inmediata tras la contusión. Es importante, por tanto, determinar en este punto los huesos afectados, la dirección y punto de impacto de la fuerza y la intensidad³². En esta fase se produce una disrupción mecánica y una dislocación de la columna vertebral, causando una sección o compresión de la médula espinal. En este proceso o lesión primaria, el trauma o impacto produce una permeabilización de las neuronas y células de la glía. Todo ello provoca degeneración de las células mielinizantes del SNC llamadas "*oligodendrocitos*", también de las neuronas y de los vasos sanguíneos (comprometiendo así la conocida barrera hematoencefálica y la sangre de la médula espinal). Este proceso inicia una serie de lesiones secundarias. El nivel de daño de la lesión y su gravedad determinará la morbilidad y la evolución del paciente con LM³⁴.

LM secundaria.

En esta segunda fase la lesión comienza a componerse de cavitaciones quísticas y una cicatriz a nivel de la glía que inhibe su regeneración causando una lesión permanente. Por otro lado, debido a la ruptura de los vasos sanguíneos, se produce una permeabilización celular y una lesión isquémica que causan la correspondiente muerte celular (por su disfunción).

La destrucción microvascular ocasiona, a su vez, hemorragias más graves que exponen el cordón medular a la afluencia de citoquinas, células inflamatorias

y péptidos vasoactivos (las citoquinas proinflamatorias y la necrosis pueden evidenciarse inmediatamente después de la lesión).

El compromiso de la barrera hematoencefálica junto con el proceso inflamatorio puede empeorar la lesión aumentando la compresión en la médula espinal^{33,35,36}.

Es por ello la importancia de controlar al paciente con LM desde el inicio, trasladándole a una unidad de cuidados intensivos donde pueda estar monitorizado continuamente y valorar una posible descompresión quirúrgica temprana, remontar su presión arterial y el comienzo de un tratamiento precoz.

Concretamente el tratamiento con metilprednisolona ha provocado numerosos debates dentro del manejo de la LM, siendo el medicamento más utilizado hasta la fecha en este tipo de lesiones. Autores como Evanien et al. afirman que la metilprednisolona administrada precozmente (a las 8 h de la lesión) no provocaba una recuperación del paciente, dándose a su vez complicaciones (tales como mayor sangrado gastrointestinal) y una tasa mayor de mortalidad. Con algunas patologías respiratorias, como la neumonía, no existe evidencia de tales complicaciones^{37,38}.

En el año 2011, la comisión europea de investigación en su informe sobre *"Resultados de investigaciones de la Unión Europea"* demostró que existe una relación entre el reflejo espinal y la actividad motora (afecciones de la LM). Se optó por apoyar una terapia rehabilitadora junto con la administración de medicamentos que promueven la plasticidad. Explicando que este tratamiento conjunto podría conllevar una mejora de la actividad motora del paciente³⁹.

Respecto a las enfermedades asociadas o las consecuencias de una LMT nos encontramos principalmente con^{40,41}:

- Espasticidad, contracturas musculares, hombro doloroso, dolor en articulaciones
- Deterioro neurológico
- Osteoporosis, osificación heterotópica, fracturas, esguinces, luxaciones
- Ulceras por presión, problemas posturales
- Alteración en el funcionamiento de la vejiga o los intestinos
- Disfunción sexual
- Control ortostático

- Alteración en la temperatura corporal
- Dolor neuropático crónico (quemazón, ardor, descargas eléctricas, pesadez)
- Complicaciones cardíacas y respiratorias
- Enfermedades crónicas
- Presión sanguínea baja/alta, riesgo de trombosis o edemas
- Disreflexia autonómica
- Aumento de peso
- Estrés psicológico

La vida de un paciente con LM cambia drásticamente en el momento de la lesión. Personas hasta ahora independientes se ven sometidas a cambios a nivel físico (generalmente irreversibles) emocionales o psico-sociales^{33,42}. Exige un esfuerzo por parte del propio paciente, su entorno y los profesionales que lo tratan para conseguir un afrontamiento y una adaptación a su nueva situación⁴³. No sólo se ve sometido a limitaciones físicas y psicológicas. La esperanza de vida de estos pacientes se ve reducida. Se calcula que la esperanza de vida en un paciente con 40 años se reduce a 23 años más si la lesión se ha producido entre C5-C8; en 20 años si se ha producido a nivel C1-C4 y en 8,5 años si el paciente ha sufrido una lesión que le hace depender de un respirador^{44,45}.

1.3.1. Clasificación y valoración de la LM

Las normas internacionales de neurología y clasificación de la lesión de la médula espinal, "*International Standards for neurological classification of spinal cord injury*" (ISNCSCI) se desarrollaron en el año 1982 creando las normas ASIA para clasificar los niveles neurológicos de las lesiones y su extensión. Tras muchas revisiones se determinaron las "*Normas internacionales para la clasificación neurológica y funcional de la médula espinal*". Años después, en el año 2000, se restringió la palabra "funcional" de dicha determinación. ASIA se actualizó en el año 2010 en cuanto a las recomendaciones para el examen neurológico y clasificación de las LM. En el año 2003 y en el 2011, el ISNCSCI publicó nuevamente cambios en los métodos de examen y clasificación^{46,47}.

Para comenzar una correcta clasificación cabe recordar que la LM puede deberse a causas traumáticas (Figura 7) o no traumáticas: iatrogenia,

enfermedades infecciosas (VIH o micosis), inflamatorias, neoplásicas, tóxicas, trastornos genéticos, enfermedades congénitas o trastornos del SNC⁴⁸.

| | |
|----------------------------|---|
| Tráfico | Automóvil: conductor, copiloto, pasajero Pasajeros de otros medios de transporte: autobús, tren,... Atropellos: peatones, ciclistas,... |
| Deportivas/ Recreativas | Deportes de contacto: rugby, fútbol americano,... Deportes extremos: rapel, paracaidismo, parapente,... Otros: equitación, esquí, zambullidas,... |
| Laborales | Accidente con maquinaria pesada, caídas, soterramientos,... |
| Caídas | Domésticas, laborales... |
| Otras | Agresión: lesiones por arma de fuego, por arma blanca, traumatismos directos Autolisis |

Figura 7. Causas de LMT⁴⁸.

A la hora de clasificar la LMT podríamos diferenciar varios tipos clasificaciones: respecto al nivel de la lesión, según el examen neurológico, respecto a su gravedad (todas ellas recogidas por las normas ASIA) o según su funcionalidad (recogidas en otras escalas).

ASIA establece unas directrices para la exploración y el diagnóstico de la LM para unificar a nivel mundial dichos criterios. Respecto al nivel de la lesión ASIA define dos tipos de lesiones medulares⁴⁹:

- Paraplejia: Pérdida de la función motora y/o sensitiva a nivel torácico, lumbar o sacro. Los brazos conservan su función (aunque dependiendo del nivel y lugar de las lesiones podría existir un trastorno en las piernas, en los órganos pélvico o en ocasiones, en el tronco).
- Tetraplejia: Pérdida de la función motora y/o sensitiva a nivel cervical de la médula espinal. Esta lesión afecta a la función de tronco, brazos, piernas y órganos pélvicos.

Respecto a su clasificación neurológica, obtenemos las pautas del examen neurológico de la ISNCSCI, revisado en el año 2011 y publicado por ASIA⁴⁶.

Este examen o clasificación consta de dos componentes: sensitivo y motor. En ambos se distinguen cuatro segmentos, dos sensoriales y dos motores (izquierda y derecha respectivamente). Si bien es cierto que no se considera un examen completo al realizarse en zona superficial y no profundizar en reflejos tendinosos o músculos, este examen se puede realizar con escaso material (un algodón y una aguja) en cualquier momento del proceso y en cualquier lugar⁵⁰⁻⁵².

A nivel sensorial, este examen consta de la valoración de 28 dermatomas (diferentes áreas de la piel donde los nervios cutáneos se distribuyen) a cada lado del cuerpo mediante el tacto sensible o con una aguja. Es aconsejable realizarlo en una posición decúbito supino (excepto si se observa una inestabilidad espinal o a la hora del examen rectal que colocaríamos al paciente en una posición lateral).

La prueba/examen consiste en evaluar cada uno de los dermatomas de la C2 a la S 4-5 en ambos lados del cuerpo. Se realizan dos tipos de contactos al paciente (con un algodón suavemente o con un ligero pinchazo) para examinar su sensibilidad a este nivel. Comparándolo con la sensación de la mejilla, se puntúan como: 0 (ausente), 1 (alterado), 2 normal (misma sensación que tendría si se lo hiciéramos en la mejilla) o NE (no evaluable por cuestiones como quemaduras, laceraciones o por portar un yeso). Es importante a su vez comprobar el estado del paciente antes de realizar dicha valoración⁵⁰⁻⁵².

Puntos a evaluar:

- C2: Por lo menos 1 cm lateral a la protuberancia occipital (se puede contabilizar desde 3 cm por detrás de la oreja).
- C3: Supraclavicular. Línea media clavicular.
- C4: Por encima de la articulación acromioclavicular.
- C5: Lado radial de la fosa antecubital.
- C6: Superficie dorsal del pulgar, falange proximal del dedo.
- C7: Pulgar, falange proximal (superficie dorsal).
- C8: Dedo meñique, falange proximal (superficie dorsal).
- T1: Proximal al epicóndilo medial del húmero. Lado medial de la fosa antecubital.
- T2: Ápex axilar.
- T3: Línea medioclavicular. Tercer espacio intercostal. Se localiza cuando se realiza una palpación de la parte anterior del tórax para

encontrar la tercera costilla y el correspondiente espacio intercostal por debajo de él.

- T4: Cuarto espacio intercostal (línea del pezón) en la línea media clavicular.
 - T5: Línea medioclavicular y quinto espacio intercostal (localizado entre T4 y T6).
 - T6: Línea medioclavicular y sexto espacio intercostal.
 - T7: Línea medioclavicular y séptimo espacio intercostal (a medio camino entre T6 y T8).
 - T8: Línea medioclavicular y octavo espacio intercostal (a medio camino entre T6 y T10).
 - T9: Línea medioclavicular y noveno espacio intercostal (a medio camino entre T8 y T10).
 - T10: Línea medioclavicular y décimo espacio intercostal (ombbligo).
 - T11: Línea medioclavicular y undécimo espacio intercostal (a medio camino entre T10 y TL2).
 - T12: Línea medioclavicular y punto medio del ligamento inguinal.
 - L1: Equidistancia entre los puntos sensoriales claves para T12 y L2.
 - L2: En el muslo anterior medial, en el punto medio que une el punto medio del ligamento inguinal (T12) y el cóndilo femoral medial.
 - L3: Cóndilo medial femoral por encima de la rodilla.
 - L4: Maléolo medial.
 - L5: Zona dorsal del pie en la tercera articulación metatarso-falángica.
 - S1: Talón lateral (calcáneo).
 - S2: Punto medio de la fosa poplítea.
 - S3: Tuberosidad isquial o área del pliegue del infraglúteo.
 - S4-5: Área perianal a menos de 1 cm lateral a la unión mucocutánea.
- En pacientes con sensibilidad en esa zona no sería necesario el examen anal.

A nivel motor, se realiza un examen de los diez miotomas (músculo inervado por una raíz nerviosa) a cada lado del cuerpo valorándose su función muscular. Este examen se realiza en posición supina. Los valores dados serían: 0 (parálisis total), 1 (contracción palpable), 2 (rango completo de movimiento con gravedad eliminada), 3 (movimiento activo, rango completo de movimiento

contra la gravedad), 4 (movimiento activo, rango completo de movimiento contra la gravedad y leve resistencia en una posición específica del músculo), 5 (movimiento activo normal, rango completo de movimiento contra la gravedad y fuerte resistencia en una posición normal de una persona sana), 5* (movimiento activo normal, rango completo de movimiento contra la gravedad y resistencia si no estuvieran presentes los factores inhibidores), NE (no es evaluable por diversos motivos).

Miotomas evaluados:

- C5: Flexores del codo (bíceps, braquial).
- C6: Extensores de la muñeca (extensor radial largo y corto).
- C7: Extensores del codo (tríceps).
- C8: Flexores del dedo (flexor profundo de los dedos) hasta el dedo medio.
- T1: Pequeños abductores del dedo meñique.
- L2: Flexores de la cadera (iliopsoas).
- L3: Extensores de la rodilla (cuádriceps).
- L4: Flexores dorsales del tobillo (tibial anterior).
- L5: Extensores de los dedos del pie (extensor largo del dedo gordo).
- S1: Flexores plantares del tobillo (gastrocnemio, sóleo).

Con una resistencia de 4º o 5º grado, se debe realizar el examen utilizando unos puntos y posiciones concretas:

- C5: Codo flexionado a 90º, el brazo al lado del paciente y el antebrazo en supinación.
- C6: Muñeca en extensión completa.
- C7: Hombros en rotación neutra, aducción y en 90º de flexión con el codo en 45º de flexión.
- C8: Posición flexionada completa de la falange distal con articulaciones proximales del dedo estabilizadas en una posición extendida.
- T1: Abducción completa de los dedos.
- L2: Flexión de la cadera de 90º.
- L3: Rodilla en flexión de 15º.
- L4: Posición del tobillo en dorsiflexión.

- L5: Primer dedo del pie completamente extendido.
- S1: Cadera en rotación neutra, flexión/extension neutral, y abducción/aducción neutral, la rodilla completamente extendida y el tobillo en flexión plantar completa. *Si se sospechara de una posible lesión por debajo de T8, no debe flexionarse la cadera más de 90°.

ASIA INTERNATIONAL STANDARDS FOR NEUROLOGICAL CLASSIFICATION OF SPINAL CORD INJURY (ISNCSCI) **ISICOS**

Patient Name _____ Date/Time of Exam _____
 Examiner Name _____ Signature _____

| RIGHT | | SENSORY KEY SENSORY POINTS | | SENSORY KEY SENSORY POINTS | | LEFT | |
|---|---|---|---|----------------------------|-----------------|-----------------------|--|
| MOTOR KEY MUSCLES | | Light Touch (LTR) | Pin Prick (PPR) | Light Touch (LTL) | Pin Prick (PPL) | MOTOR KEY MUSCLES | |
| | | C2 | | | | C2 | |
| | | C3 | | | | C3 | |
| | | C4 | | | | C4 | |
| UER (Upper Extremity Right) | | C5 | | | | C5 | UEL (Upper Extremity Left) |
| | | C6 | | | | C6 | |
| | | C7 | | | | C7 | |
| | | C8 | | | | C8 | |
| | | T1 | | | | T1 | |
| LER (Lower Extremity Right) | | T2 | | | | T2 | LEL (Lower Extremity Left) |
| | | T3 | | | | T3 | |
| | | T4 | | | | T4 | |
| | | T5 | | | | T5 | |
| | | T6 | | | | T6 | |
| | | T7 | | | | T7 | |
| | | T8 | | | | T8 | |
| | | T9 | | | | T9 | |
| | | T10 | | | | T10 | |
| | | T11 | | | | T11 | |
| | | T12 | | | | T12 | |
| | | L1 | | | | L1 | |
| | | L2 | | | | L2 | |
| | | L3 | | | | L3 | |
| | | L4 | | | | L4 | |
| | | L5 | | | | L5 | |
| | | S1 | | | | S1 | |
| | | S2 | | | | S2 | |
| | | S3 | | | | S3 | |
| | | S4-5 | | | | S4-5 | |
| (VAC) Voluntary Anal Contraction (Yes/No) <input type="checkbox"/> | | | | | | | (DAP) Deep Anal Pressure (Yes/No) <input type="checkbox"/> |
| RIGHT TOTALS (MAXIMUM) | | (50) | (56) | (56) | (56) | LEFT TOTALS (MAXIMUM) | |
| MOTOR SUBSCORES | | SENSORY SUBSCORES | | SENSORY SUBSCORES | | SENSORY SUBSCORES | |
| UER <input type="checkbox"/> + UEL <input type="checkbox"/> = UEMS TOTAL <input type="checkbox"/> | LER <input type="checkbox"/> + LEL <input type="checkbox"/> = LEMS TOTAL <input type="checkbox"/> | LTR <input type="checkbox"/> + LTL <input type="checkbox"/> = LT TOTAL <input type="checkbox"/> | PPR <input type="checkbox"/> + PPL <input type="checkbox"/> = PP TOTAL <input type="checkbox"/> | | | | |
| MAX (25) (25) | MAX (25) (25) | MAX (56) (56) | MAX (56) (56) | | | | |

NEUROLOGICAL LEVELS
 Steps 1-5 for classification as on reverse

1. SENSORY R L

2. MOTOR R L

3. NEUROLOGICAL LEVEL OF INJURY (NLI)

4. COMPLETE OR INCOMPLETE?

5. ASIA IMPAIRMENT SCALE (AIS)

This form may be copied freely but should not be altered without permission from the American Spinal Injury Association. REV 11/15

Figura 8. Normas ASIA. Clasificación neurológica de la LM American Spinal Injury Association. ASIA

Con respecto a la gravedad de la lesión, ASIA clasifica en su escala AIS ASIA Impairment Scale (AIS) a la LM en cinco grados de discapacidad (Figura 9):

TABLA I. Escala de la Asociación Americana de Lesión Medular

| | |
|---|--|
| A | Completa: no hay función motora o sensitiva preservada en los segmentos sacros S4-S5 |
| B | Incompleta: hay preservación de la función sensitiva pero no motora por debajo del nivel neurológico y se extiende hasta los segmentos sacros S4-S5 |
| C | Incompleta: hay función motora preservada por debajo del nivel neurológico y la mayoría de los músculos claves por debajo del nivel neurológico están en menos de 3 |
| D | Incompleta: la función motora está preservada por debajo del nivel neurológico y la mayoría de los músculos claves por debajo del nivel neurológico están en grado 3 o más |
| E | Normal: la función sensitiva y motora es normal |

Figura 9. Escala discapacidad ASIA

Adaptado de: www.slideshare.net

Por último, para valorar la independencia funcional del paciente con LM podríamos utilizar escalas como: *Índice de función de cuadriplejia*, *Índice modificado de Barthel*, *Índice de marcha de lesión medular*, *Instrumento de la capacidad de los miembros superiores o la Escala de independencia en lesión medular*⁴⁸.

Cada paciente es diferente y cada LM presenta una clínica variable⁵³. Es por ello que la Asociación Internacional Americana de Lesión Medular nos recomienda realizar un correcto examen inicial para evaluar el grado, el manejo y su posterior tratamiento. A la hora de realizar un diagnóstico ante una posible LM, son primordiales tres criterios: *valoración neurológica*, *valoración funcional* y *medición del dolor*. (La valoración neurológica y funcional fueron descritas en puntos anteriores)⁵⁴.

El dolor en una LMT es un punto muy común, manteniéndose algunos de ellos de manera crónica (entre el 25-80%); pudiendo ser de tipo neuroceptivo (afectando a músculos y vísceras) o neuropático (sintiendo este dolor en la propia médula espinal, por encima o por debajo de la lesión)⁵⁵. Algunos autores describen el dolor de forma más traumática que la propia lesión⁵⁶.

1.3.2. Diagnóstico de la LM

Entre los métodos de diagnóstico de la LM diferenciamos las radiografías, la Tomografía Axial Computarizada (TAC) y la Resonancia Magnética Nuclear (RMN).

Diversos estudios apuntan al TAC como método más fiable de diagnóstico para observar las posibles lesiones de la columna cervical, obteniendo un 98,5% de éxito en la identificación de lesiones en la columna cervical mientras que con las radiografías habituales solo se obtuvo un 58%⁵⁷.

Debe realizarse durante la primera hora tras la colisión y ser el primer método diagnóstico en pacientes que presenten una puntuación en la escala Glasgow menor de 13; pacientes con escasa cooperación, demencia o enfermedades psiquiátricas (que puedan no darnos una información fiable con respecto a la lesión)⁵⁸; pacientes con anteriores enfermedades vertebrales, con imposibilidad de girar la cabeza 45° o con alteraciones neurológicas; pacientes con sospecha o anomalía vertebral o en pacientes politraumatizados a los que se les esté realizando pruebas de imagen por otras lesiones. En pacientes de más de 65 años que no se aconseja un TAC como método de diagnóstico se recomienda al menos tres radiografías para evaluar las diferentes posiciones⁵⁹⁻⁶¹.

Según el *National Institute for Health and Care Excellence* (NICE), en la guía de las lesiones de cabeza del 2007, el TAC debe cubrir desde la zona cráneo cervical y la zona toraco-cervical conjuntamente ya que se consideró que la exploración selectiva omitía lesiones⁶².

Si se opta por un diagnóstico mediante radiografías es aconsejable realizar tres radiografías para una visión total de la columna cervical (lateral, anteroposterior y clavijas odontoides). Sin embargo, a la hora del diagnóstico de partes blandas la prueba más fiable sería la RMN, aunque su uso queda restringido a casos específicos ya que en este tipo de lesiones se opta por una mejor visión de las partes óseas que nos facilitaría el TAC. La prueba de la RMN se recomienda realizar durante las primeras 48 horas posteriores a la lesión⁶¹.

No obstante, para determinar el riesgo medular en un paciente y la necesidad de realizar pruebas de imagen (con una fiabilidad elevada) surgen dos normas internacionales: las normas *National Emergency X-Radiography Utilization*

Study (NEXUS) y las *Canadian C-Spine Rules* (CCSR). Ambas nos demuestran una no necesidad de realizar radiografías o pruebas de imagen a todos los pacientes por defecto⁶³.

1.3.2.1. Criterios NEXUS

Para obtener las conocidas normas NEXUS, se llevó a cabo un estudio multicéntrico compuesto por 21 centros médicos y formado por 34.069 pacientes (se incluyeron niños). Este estudio concluyó que, si el paciente podía cumplir los cinco estándares propuestos, sería considerado un paciente con bajo riesgo de LM y, por tanto, se podría optar a la no realización de pruebas de imagen⁶⁴. Las normas NEXUS obtuvieron una sensibilidad del 99% y una especificidad del 12,9% para diagnosticar un posible riesgo de lesión cervical. Aunque estudios posteriores observan una menor sensibilidad de los criterios NEXUS⁶⁵.

Según los criterios NEXUS para determinar a un paciente con bajo riesgo de lesión cervical y no susceptible de imágenes de radiodiagnóstico, se deberían cumplir todos y cada uno de los puntos marcados por dicha norma (ver Figura 10): ausencia de dolor en la región media posterior de la columna cervical, no evidencia de intoxicación, nivel de alerta normal, no tener déficit neurológico/funcional o no existir ninguna lesión dolorosa que pueda ejercer como elemento distractor a la hora de una valoración de su posible lesión cervical.

Figure 11. National Emergency X-Radiography Utilization Study (NEXUS) Criteria

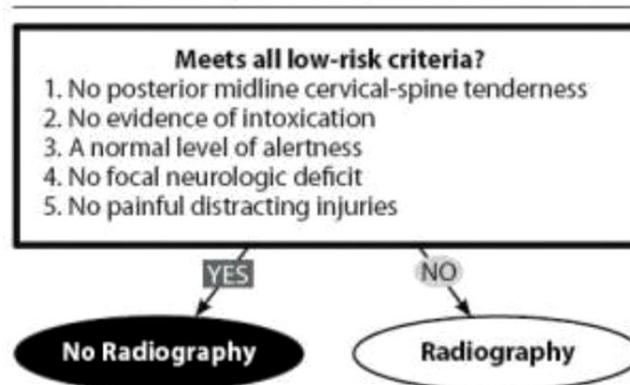


Figura 10. Normas NEXUS

Adaptado de: ambulanciasyemerg.blogspot.com

1.3.2.2. CANADIAN C- SPINE RULES

En el año 2001, Stiell et al. publicaron una segunda regla aprobada y utilizada posteriormente a nivel mundial consistente en tres preguntas para valorar la presencia de riesgo de LM (Figura 11). La regla fue validada tras dos grandes estudios multicéntricos y posteriormente en otro estudio en siete regiones canadienses^{59,66}. Esta regla está basada en⁵⁹:

- *Tres criterios de alto riesgo*: Ser mayor de 65 años, presencia de parestesias en extremidades o mecanismo lesional peligroso.
- *Cinco criterios de bajo riesgo*: Colisión por alcance a vehículos de motor, capacidad de permanecer sentado, capacidad de andar, dolor cervical de aparición tardía tras el accidente y no dolor en la palpación de la línea media del cuello.
- *Posibilidad de girar el cuello 45°*.

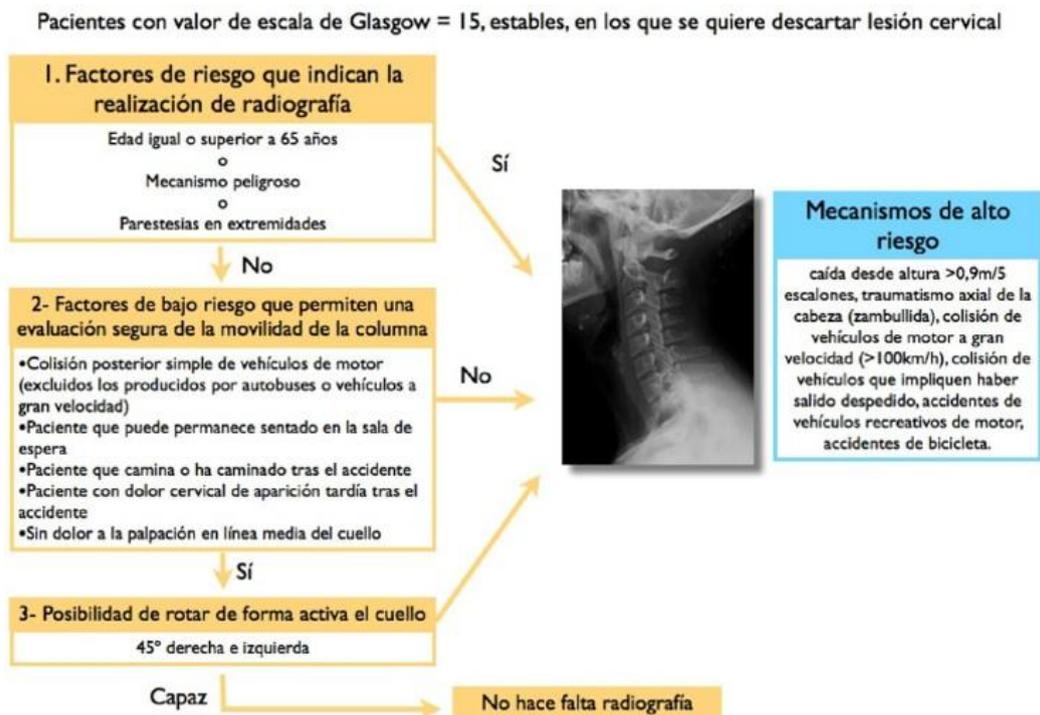


Figura 11. Normas CCSR⁶³

1.4. RESTRICCIÓN DEL MOVIMIENTO ANTE LA SOSPECHA DE LM

Se considera un paciente politraumatizado cuando una persona, a causa de un traumatismo biomecánico, sufre lesiones en diferentes áreas anatómicas, causándole un riesgo vital. Representa la primera causa de muerte a nivel mundial y la tercera entre los jóvenes. Son diversas las lesiones que se producen en un paciente politraumatizado. Una de ellas es, como anteriormente hemos visto, la lesión cervical⁶⁷.

Desde 1.960 se observa que un mal manejo de una lesión de columna puede tener unas consecuencias fatales, ocasionando un importante deterioro neurológico y una mayor probabilidad de LM⁶⁸.

En el año 1.970 se establece en estos pacientes el concepto de “hora de oro” (tiempo desde que ocurre el accidente hasta los posteriores 60 minutos, en los que se mantiene que la vida y evolución del paciente son determinantes y por ello, la actuación de los profesionales es de vital importancia). Se sientan las bases del manejo de los pacientes y sus correspondientes lesiones mediante el *Advanced Trauma Life Support* (ATLS) (Atención de soporte avanzado al trauma) y *Prehospital Trauma Life Support* (PHTLS) (Atención Prehospitalaria de Soporte al trauma)⁶⁸.

La ATLS advierte que el equipo debe asegurar una restricción del movimiento espinal durante la valoración y el transporte de pacientes con sospecha de LM, primando la seguridad y la vida del paciente. Se le debe estabilizar hemodinámica y neurológicamente por encima de todo, asegurando la correcta oxigenación de éste (si es necesario a causa de alguna lesión por encima de C6 se debería intubar) y trasladarlo posteriormente a un centro adecuado asegurando una correcta inmovilización con los dispositivos pertinentes⁶⁹.

Durante los años 1970-1980 se registró una bajada de la mortalidad de la LM coincidiendo con el comienzo de las técnicas de restricción del movimiento (RM), con lo que se relacionó el uso de dispositivos a una mejor incidencia de casos⁶⁸. La práctica y el uso de la inmovilización cervical ha sido, por lo tanto, desde hace años, una práctica estandarizada y recomendada por los profesionales de los distintos servicios de emergencias. Generalmente, ante un paciente politraumatizado, los profesionales prehospitalarios restringen el movimiento de la columna cervical hasta obtener un diagnóstico certero mediante imágenes

radiológicas. Es un sello distintivo de la atención inicial al paciente politraumatizado.

No obstante, diversos estudios indican que estas inmobilizaciones no están exentas de complicaciones. Se han registrado efectos secundarios por el uso de dispositivos de inmovilización que han hecho plantear un nuevo concepto de inmovilización: "inmovilización selectiva"⁷⁰.

Entre las complicaciones más comunes derivadas de la inmovilización nos encontramos con: dolor iatrogénico, dificultad para la vía aérea⁷¹, broncoaspiración, ulceración en la piel por el uso de los dispositivos durante el trayecto, compresión de las venas yugulares y aumento de la presión intracraneal⁷², isquemia tisular, nerviosismo, ansiedad, mayores costos y tiempo de hospitalización⁷³.

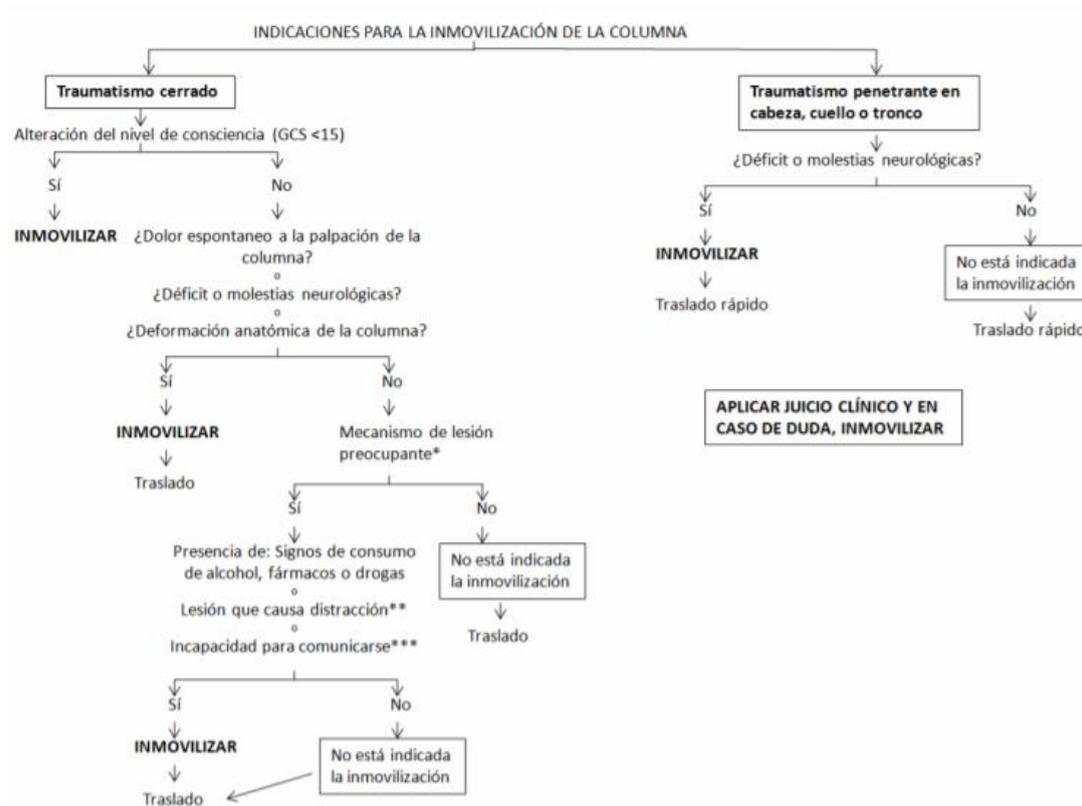
Liao et al. concluyeron que, en ciertas lesiones craneocervicales inestables, la colocación del collarín conduce a una compresión del saco dural, comprometiendo y dañando la médula espinal⁷⁴.

Autores como Morris et al. nos indican además que, la LM se encuentra en la mayor parte de los casos en pacientes inconscientes o con nivel bajo de consciencia. En pacientes conscientes, la musculatura protege la columna vertebral y no sería obligatoria su inmovilización⁷⁵.

Gracias a normas como las ya descritas CCSR y NEXUS, cada vez son más los profesionales que inmovilizan y realizan radiodiagnóstico solo a los pacientes que así lo requieran, excluyendo a pacientes con baja sospecha de LM (según los estándares de las citadas normas)⁷⁶.

El PHTLS (manual de la Asociación de Técnicos en Emergencias junto con el Comité de Trauma del Colegio Americano de Cirujanos) nos advierte que la primera razón de inmovilizar fue prevenir las lesiones secundarias⁷⁷.

Según el PHTLS, los pacientes con un traumatismo cerrado y las siguientes condiciones se deben inmovilizar, no teniéndolo que hacer obligatoriamente en los casos en los que no se den estas indicaciones (ver Figura 12): alteración del nivel de consciencia (escala coma de Glasgow <15), dolor espontáneo o a la palpación de la columna, problemas neurológicos (adormecimiento, parestesias, parálisis) o deformación en la columna.

Figura 12. PHTLS⁷⁷

En marzo del año 2013, la Asociación Americana de Cirujanos Neurológicos (AANS) recomendó, basándose en los criterios NEXUS descritos anteriormente, que se debía proceder a la inmovilización en el lugar del accidente a los pacientes con sospecha de LM según el mecanismo de lesión, las lesiones que se observen o el propio estado del paciente. Recomiendan a su vez, la realización de una clasificación en el lugar de la escena sobre los pacientes que deben ser inmovilizados y los que no, reforzando la necesidad de realizarse por parte de profesionales cualificados y aptos. No recomiendan inmovilizar a pacientes conscientes, cooperativos, sin dolor o sensibilidad, sin alteraciones sensitivas o motoras y sin lesiones distractorias⁷⁸.

En una revisión Cochrane actualizada en 2009, autores como Kwan et al. nos indican que la inmovilización puede estar asociada a una mayor morbi-

mortalidad en comparación con la no inmovilización⁷⁹. En esta misma línea, Bengert / Backman indican la no necesidad de inmovilización en pacientes conscientes, cooperativos y con un trauma controlado⁸⁰.

Ya en el año 1998, autores como Hauswald et al. no demostraron ningún efecto protector de la inmovilización, indicando en su estudio que tan solo 1:10 pacientes con lesión inestable de columna cervical desarrollaría una posterior LM. Aunque se haya evidenciado este pequeño tanto por ciento, sigue existiendo una ligera posibilidad de originar un problema devastador al paciente, por lo que ante la falta de evidencia y estudios que respalden sus acciones, se sigue inmovilizando por defecto ante el temor a la posibilidad de una LM⁸¹.

La AANS, la Congress of Neurological Surgeons (CNS) en acuerdos con ATLS y PHTLS coinciden en que se debe restringir el movimiento de la columna cervical hasta una valoración adecuada. El tipo de inmovilización para su traslado dependerá de los equipos de atención prehospitalaria. Aun así, recomiendan (con una evidencia nivel II) que, en pacientes conscientes, cooperativos y sin dolor o sensibilidad a nivel cervical o lesiones distractorias (normas NEXUS) se podría optar por una no inmovilización^{78,82}. Puntualizan que el método de inmovilización preferido es la combinación de un collarín cervical (CC) rígido+ dama de elche + un tablero espinal con correas de sujeción (con una evidencia nivel II), aunque aconsejan no inmovilizar si el paciente tiene una herida penetrante⁷⁸.

No obstante, pese a las normas y estudios que alientan a una inmovilización selectiva, faltan ensayos aleatorizados y evidencia que respalde las acciones de no inmovilización frente a la inmovilización. Los profesionales alegan que no es fácil, en un escenario prehospitalario con un entorno estresante y hostil, detectar problemas neurológicos y que las demandas por negligencias ante casos de LMT son extremadamente caras, con compensaciones económicas muy altas, aumentando su inseguridad ante una no inmovilización⁸³ y argumentando a su vez, que muchos pacientes presentan deterioro neurológico posterior^{40,41}. Es difícil llevar a cabo un estudio completo con elevada evidencia, ya que este tipo de estudios se presentan en pacientes simulados o cadáveres sin posibilidad de realizar un seguimiento y posteriores conclusiones⁷⁴. La gran mayoría de estudios existentes son antiguos, presentando escenarios y circunstancias diferentes, con lo que es difícil extrapolar a las actuales.

1.5. DISPOSITIVOS Y TÉCNICAS DE RESTRICCIÓN DEL MOVIMIENTO

El colegio americano de cirujanos del comité de trauma recomienda el uso de dispositivos como el CC rígido o en su defecto medios de fortuna como almohadillas para los pacientes a los que no se les pueda colocar dicho collarín (pacientes obesos). Sin embargo, no recomiendan el uso del collarín semirrígido por no asegurar una inmovilización completa⁶⁹. El collarín ideal debe ser rígido, tener cuatro apoyos (mentoniano, occipital, esternal y cervicodorsal) y un orificio anterior para el manejo de la vía aérea. Los modelos Philadelphia® y Stifneck® (SN) son los más recomendados en el mercado por cumplir esos criterios.

Por otro lado, también recomiendan el uso del tablero largo espinal, aunque no se recomienda si causa dolor. Además, aconsejan la maniobra del “logroll” para su retirada ya que limita el movimiento del paciente, permite una valoración de la columna vertebral y se puede retirar con seguridad el tablero. Recomiendan a su vez para una mayor efectividad el uso de correas. Este comité no hace referencia al uso del colchón de vacío a la hora del transporte⁶⁹.

*Técnica *logroll*: Se denomina a un líder de equipo que guiará la maniobra. Otra persona es encargada de la inmovilización del cuello/cabeza. Dos individuos posicionados en el torso del paciente previenen cualquier tipo de movimiento de flexión, rotación o flacidez mientras se transfiere al paciente. Otra persona se encarga de las piernas y una cuarta persona retira el tablero y examina la espalda.

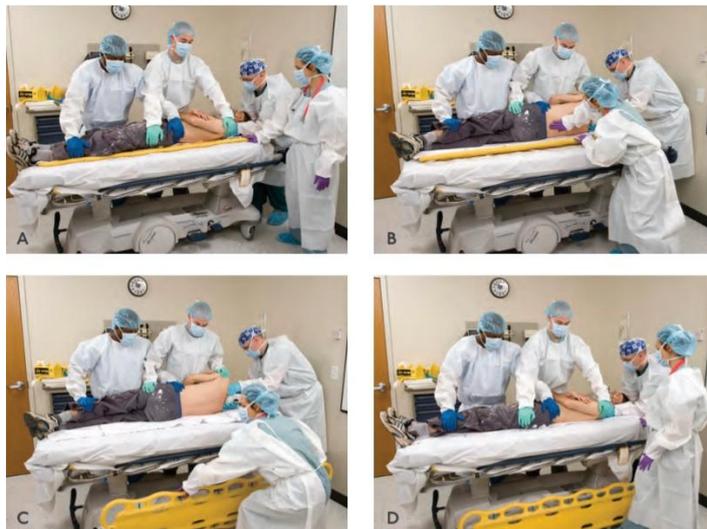


Figura 13. Técnica logroll⁶⁹

Sin embargo, son muchos otros estudios los que desaconsejan la técnica “logroll” para la movilización y transferencia de los pacientes, pues la clasifican de potencialmente peligrosa por poder causar luxaciones, fracturas, dolor o incluso angustia y malestar en el paciente politraumatizado^{84,85}.

En consonancia con lo descrito anteriormente, Prasarn et al. realizaron un estudio con cadáveres (preparados para simular pacientes reales) a los que, previamente se le provocó una inestabilidad a nivel de C5-C6. Se compararon tres maniobras de transferencia para determinar cuál de ellas restringía más el movimiento de la columna cervical (técnica logroll, técnica levantamiento y desplazamiento y, por último, el levantamiento del paciente por ocho profesionales), determinando que esta última técnica provocaba una menor desalineación cervical. La técnica del logroll, por el contrario, obtuvo los mayores ángulos de desalineación del experimento⁸⁶.

Referente a el uso del tablero espinal, La Asociación nacional *Emergency Medical Services* (EMS) y el comité del Colegio Americano de Cirujanos del Trauma realizaron un escrito desaconsejando su uso por producir dolor, agitación del paciente politraumatizado, compromiso respiratorio, disminución (en los puntos de presión del paciente durante el trayecto) de la correcta perfusión llevando a una incidencia mayor de riesgo de úlceras por presión. Lo recomiendan en los casos de trauma contundente, alteración del nivel de conciencia, dolor o sensibilidad en la columna, debilidad motora/entumecimiento, mecanismo de lesión de alta energía o por intoxicación, desorientación o elementos distractores. Por el contrario, no recomiendan su uso si el paciente tiene un Glasgow mayor de 15, no tiene sensibilidad o anormalidad anatómica en la columna, el paciente está consciente, cooperador y neurológicamente estable. No se debe utilizar si hay heridas penetrantes, el paciente puede andar o se va a realizar un uso del tablero durante largos trayectos⁸⁷.

Son diversos estudios los que abogan por la camilla de cuchara (también conocida como camilla tijera o camilla Help), sustituyendo al tablero espinal, como dispositivo más fiable para mover al paciente y realizar su transferencia durante la recepción en el hospital ^{88,89}. Gordillo et al. nos muestran una desalineación de 6, 38° transfiriendo al paciente con una camilla de cuchara frente a 7, 97° obtenidos realizando dicha técnica con un tablero espinal ⁹⁰. A la hora del

traslado de los pacientes, además del tablero espinal (reforzado por correas), los dispositivos más usados son los collarines cervicales (CC), los inmovilizadores laterales (conocidos también como la dama de elche o inmovilizador de cabeza tetracameral) (Figura 14) y se debe prestar una especial atención al uso del colchón de vacío (Figura 15).



Figura 14. Dama de elche
Adaptado de: messocorrisme.com

El colchón de vacío es un dispositivo diseñado para pacientes politraumatizados en caso de sospecha de lesión de la columna vertebral, lesiones de pelvis o extremidades. Este dispositivo que consiste en un colchón relleno de polietileno, con una válvula para realizar el vacío y adaptarse a la forma del cuerpo. Se recomienda ajustarlo a su vez con las correas que éste lleva y con un CC. Es ampliamente utilizado, sobre todo en traslados largos, por absorber gran cantidad de las vibraciones de la carretera o el aire (también se usa en rescates aéreos), por aislar al paciente y por inmovilizar sus lesiones.



Figura 15. Colchón de vacío
Adaptado de: emergencias y salud.com

En un estudio realizado en el año 2003 por Luscombe et al. se comprobó su efectividad tras colocar a un paciente simulado en una mesa de operaciones y realizar varios movimientos con dos dispositivos: tablero espinal y colchón de vacío (ambos con CC rígido también). Como resultados obtuvieron que los movimientos con el colchón de vacío fueron significativamente menores⁹¹.

Etier et al. realizaron un estudio en el año 2017 con la Asociación Nacional de Entrenadores de Atletismo (NATA), abogando por la inmovilización de la columna cervical mediante un tablero espinal o un colchón de vacío en el manejo y traslado de jugadores de fútbol tras un accidente deportivo. Se obtuvo un resultado parecido, aunque un menor rango de movimiento en el traslado mediante el colchón de vacío en ciertos movimientos como la retirada del equipo⁹².

Sin embargo, años después, en el 2019, Nolte et al. nos indican que cada paciente y caso debe ser tratado de forma individual siendo recomendable un dispositivo u otro dependiendo del estado del paciente y sus características. Concluyen que podría ser más beneficioso el traslado del paciente inmovilizado con el colchón de vacío, CC rígido y dama de elche. Aunque en otras ocasiones el tablero espinal con el CC y la dama de elche también podrían dar mejores resultados. No obstante, coinciden en ambos resultados que el uso de la dama de elche con el colchón reduce los movimientos considerablemente. A su vez, el CC tiene mejores beneficios a la hora de aplicar el resto de dispositivos (colchón, tablero y dama de elche) que no poner CC⁹³.

Sundstrom et al. estudiaron los beneficios del uso de los CC frente a los riesgos de su uso, concluyendo, una vez más la no necesidad de utilizarlos de una manera continua e indiscriminada ⁸³.

Diversos autores nos hablan del uso del CC, dama de elche y tablero espinal con sus correspondientes correas como la técnica más usada y recomendada para inmovilizar y trasladar^{78,83,94}. Aunque se comprobó posteriormente que el CC y colchón de vacío es igualmente eficaz y más cómodo para el paciente, a la vez que reduce las vibraciones del trayecto⁹³.

1.6. CONCEPTO DE EXTRICACIÓN Y AUTO-EXTRICACIÓN

Definimos *extricación* como el proceso de liberación de una persona atrapada, en este contexto, en un vehículo tras una colisión, con imposibilidad de salir del vehículo por sí mismo sin que esto constituya un riesgo para su salud. La técnica de extricación generalmente es llevada a cabo por personal no sanitario (bomberos) formado para este tipo de técnicas, siempre apoyado por personal sanitario.

La *American College of Surgeons* (ACS) recomienda la inmovilización completa de la columna vertebral durante el proceso de extricación, incluyendo dispositivos como el CC, tablero espinal y un dispositivo utilizado en este ámbito: el dispositivo *Kendrick Extrication Device* (KED)⁹⁵.

El KED es un dispositivo que envuelve la cabeza del paciente, inmovilizando a la misma vez los hombros, el torso, el cuello y la columna vertebral. Es un dispositivo semirrígido utilizado a la hora de extricar a un paciente del vehículo. No todos los autores lo recomiendan ya que amplía los tiempos de extricación debido a la dificultad de su colocación en algunos ámbitos. Sin embargo, se ha demostrado que provoca menor desalineación cervical cuando se utiliza en extricciones controladas. A su vez, se recomienda también para la estabilización y limitación de fracturas de pelvis^{95,96}.

El tiempo es imprescindible a la hora de realizar una extricación. Tras ser introducido en el año 1.960 el concepto "*hora de oro*", posteriormente se introdujo el concepto "*diez minutos de platino*". Estos tiempos han ejercido una presión importante a la hora de realizar una extracción. El estado del paciente determinará el tipo de extricación: *extricación rápida*, *extricación controlada*. La extricación rápida se aconseja dentro de los diez minutos de platino. Se recurriría a ella en caso de hemorragias severas, control de vía aérea, fracturas de pelvis, hemorragias intracraneales, etc. El control médico para determinar la urgencia y gravedad del paciente es imprescindible. En la extricación controlada prima la técnica de inmovilización, la comodidad y la prevención de lesiones secundarias como la LM. Al contar con más tiempo para esta técnica, se decide cual será el procedimiento de extricación. En esta parte también será esencial la visión sanitaria de la víctima⁹⁷.

Calland describe cuatro secuencias en el transcurso de un accidente. Primeramente, el traumatismo con el vehículo; tras ello, la persona golpea el interior del vehículo con su cuerpo; posteriormente los órganos tras la colisión sufren un impacto y finalmente el resto de pasajeros u objetos del vehículo golpean a su vez a la víctima. Las conclusiones de Callan nos indican que se debe tener una visión holística de la situación, la víctima, el impacto, el mecanismo de lesión, el vehículo y la cinemática. Los bomberos, policías y sanitarios deben trabajar conjuntamente⁹⁷ y tener en cuenta lo descrito anteriormente.

En el año 2.009 Shafer nos introduce el término Auto-extracción (AE) definiéndolo como la posibilidad del paciente de salir por sí mismo del vehículo. Determinó mediante técnicas de captura de movimiento la desalineación cervical durante una extracción. Comparó varias técnicas de AE, con CC o sin él, y varias técnicas de extracción habitual realizadas por profesionales mediante dispositivos como KED, tablero o correas. Se concluyó por primera vez que la AE con CC provocaba hasta cuatro veces menos desalineación que una extracción común realizada por profesionales⁹⁸.

A raíz de este momento, años después, autores como Hauswald en 2012, Engsborg et al. en 2013, Cowley en el año 2013, Dixon et al. en el 2013 y 2015 y Gabrielli et al. en el año 2019, apoyan la AE como método de extracción más segura⁹⁹⁻¹⁰⁴. Todos los estudios se realizaron mediante técnicas de captura de movimiento. Estos autores coinciden en que las técnicas de AE provocan menor desalineación cervical que realizando una extracción habitual por parte de los sanitarios. Nos hablan de ritualización de protocolos y utilización del pragmatismo y desaconsejan las técnicas habituales siempre que sea posible, clasificándolas de inseguras e irracionales. Se recomiendan más estudios al respecto ante la falta de evidencia. Además, relacionan el uso del dispositivo (en las ocasiones que éstos podrían ser evitados) con un aumento del tiempo de extracción y comienzo de tratamiento. La AE mejora la comodidad del paciente, reduciendo el estrés, reduciendo los tiempos y aumentando la seguridad.

El estudio realizado por Hauswald revela que la mayor parte de pacientes tendrán lesiones mínimas o estables (2-3%) y que para provocar un daño importante se debería aplicar una fuerza directa en el punto de la lesión; por tanto, es muy poco probable que se produzca. A su vez afirma que las grandes

lesiones tienen lugar en el momento del impacto ⁹⁹. Por el contrario, en los resultados mostrados en el estudio de Dixon et al., indican que un 25% de las lesiones medulares se producen por una inadecuada inmovilización del paciente y un incorrecto manejo de la lesión^{102,103}.

A la hora de realizar la extricación, Engsborg et al. establecen dos premisas básicas para realizarla correctamente, mantener la alineación espinal y minimizar la torsión del cuerpo. Estos autores realizaron un primer estudio con sólo tres sujetos en los que se demostró una menor desalineación cervical saliendo la víctima sola del vehículo portando un CC, que con la extricación habitual con tablero espinal y CC. En este experimento se realizaron cuatro técnicas de salida del vehículo: salida de la víctima por sí misma sin CC, salida de la víctima por sí misma con CC, extricación habitual con CC y tablero espinal y extricación habitual con CC, KED y tablero espinal. Los resultados indicaron una necesidad de aplicar el CC en todos los casos y una ligera disminución del movimiento cuando el paciente realiza la extricación por sí mismo bajando del vehículo colisionado con CC¹⁰⁰.

Mark Dixon et al., al igual que Saffer⁹⁸, registra en sus estudios una desalineación cervical cuatro veces menor que la ocasionada mediante la extricación habitual. Sin embargo, aconseja una AE controlada mediante unas órdenes concretas creadas por Dixon et al. Las órdenes las indicaría el sanitario desde fuera del vehículo y la víctima debía seguirlas estrictamente para lograr de este modo el mínimo movimiento posible¹⁰³ (Figura 16).

| SECUENCIA | INSTRUCCIONES |
|-----------|--|
| PASO 1 | “Entiende lo que le estamos pidiendo que haga?” Intente mantener la cabeza lo más quieta posible, pare en cualquier momento si siente dolor o sensaciones extrañas en su cuerpo” |
| PASO 2 | Lentamente mueva su pie izquierdo y colóquelo en el suelo, fuera del coche |
| PASO 3 | Usando el volante para sujetarse, empújese hacia adelante (hasta lograr una posición recta de su espalda) |
| PASO 4 | Mantenga la mano derecha en el volante y coloque su mano izquierda en el borde de su asiento |
| PASO 5 | Gire lentamente en su asiento para mirar hacia afuera, su pierna derecha debe seguirlo cuando esté listo, pero manteniéndose sentado |
| PASO 6 | Con ambos pies en el suelo, levántese usando sus brazos para equilibrarse |
| PASO 7 | Salga dos pasos fuera del coche |

Figura 16. Órdenes Auto-extricación Dixon et al103.
Traducción y elaboración propia

Sin embargo, al contrario que sus antecesores⁹⁸⁻¹⁰⁰, en este estudio, los autores nos revelan la posibilidad de una AE sin CC. El resultado fue de 6, 602° en la AE controlada frente a 26,086° en la extricación con tablero más el KED llevada a cabo por los profesionales sanitarios. Años después, en un estudio posterior obtienen resultados de 13, 33° en la AE sin CC y 18, 84° con una extricación común (con tablero espinal y extricado por la propia puerta del conductor); concluyendo a su vez una relación entre esos resultados y las características antropométricas de los pacientes (altura y peso).

Cowley coincide en que la posibilidad de una LM tras una colisión suele ser baja y que la AE reduciría los tiempos de atención del paciente politraumatizado. En el año 2.013 creó un algoritmo para definir los pacientes que podían ser susceptibles de AE. Indica que, ante un paciente estable, consciente, sin dolor ni lesiones, con posibilidad de salir del vehículo sin dificultad se puede valorar una AE, siendo reversible ésta a una extricación por parte de los sanitarios en cualquier momento que el paciente o las circunstancias lo requieran¹⁰¹ (Figura 17).

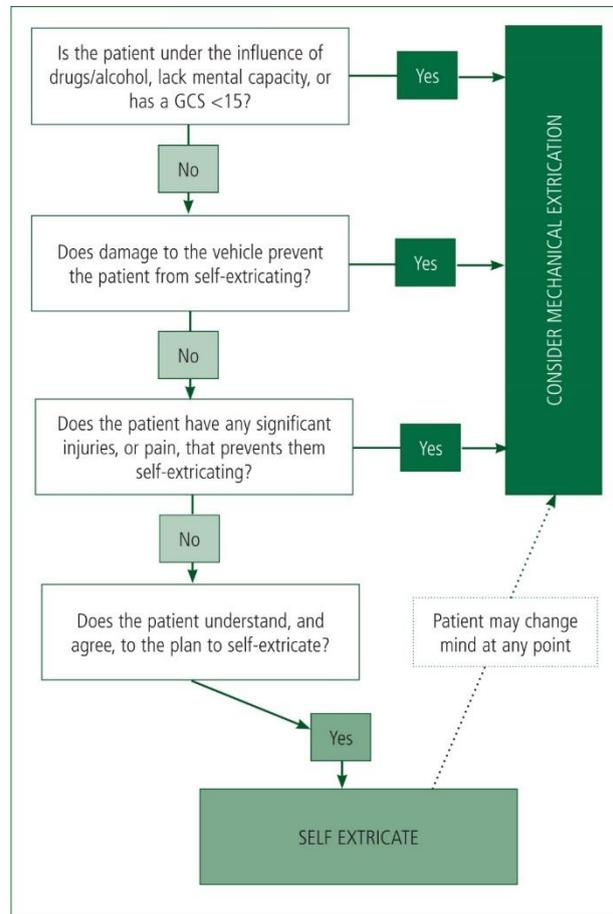


Figura 17. Algoritmo de AE de Cowley¹⁰¹.

1.7. LM EN EL PACIENTE PEDIÁTRICO

La LMT es la primera causa de morbi-mortalidad en pacientes jóvenes, suponiendo un problema grave de salud y un gasto sanitario elevado¹⁰⁵. La LM en pediatría dista en gran medida de lo que conocemos en la población adulta. Aunque ambas parten de una anatomía común, el desarrollo vertebral de un niño no se ha completado aún, al contrario que en el adulto (Figura 15). Las fuerzas, los impactos y las lesiones, por lo tanto, serán diferentes en niños.

En la edad pediátrica nos encontramos con una columna cartilaginosa con ligamentos laxos y una musculatura débil; en resumen, con una columna más deformable e inestable.

Las principales características en los pacientes pediátricos referentes a su anatomía son¹⁰⁶⁻¹⁰⁸:

- Mayor tamaño y peso de la cabeza en relación con el torso, hasta los 8 años
- Musculatura más debilitada
- Occipital poco profundo (columna más móvil)
- Orientación horizontal de las articulaciones facetarias (30° en niños en comparación con 60-70° en adultos)
- Articulaciones facetarias más superficiales y horizontales (permite mayor deslizamiento)
- Mayor elasticidad de las cápsulas articulares y tejidos blandos
- Cuerpos vertebrales y sus placas unidas por tejido cartilaginoso
- Articulaciones de Luschka aún no osificadas (osifican a partir de los 7 años)
- Placa terminal vertebral de cartílago duro con anillo fibroso inervado por vasos hasta la edad de 20 años.

| No. | Structure | Difference with adults |
|-----|-------------------|----------------------------------|
| 1 | Facet joints | More shallow and horizontal |
| 2 | Ligaments/capsule | More stretchable without tearing |
| 3 | Uncinate process | Absent in children |
| 4 | Bodies | Wedge shaped |
| 5 | Spinous process | Less developed |

Figura 18. Diferencias anatómicas entre adultos y niños¹⁰⁹

En los niños, al igual que en los adultos, la mayor parte de las lesiones se producen a nivel de la columna cervical, aunque la zona afectada varía según la edad del pediátrico. En niños menores de ocho años, el movimiento o impacto se desplaza hacia la columna cervical superior (mayormente causado por el peso de la cabeza). Durante los primeros años de vida, el movimiento máximo o punto más vulnerable lo encontramos a nivel de C2-C3 (es por ello que la mayor parte de LM a estas edades ocurren a este nivel). En niños de 5-6 años, este punto se traslada para ser C5-C6 la parte más vulnerable o afectada. A partir de los 7-8 años y durante la adolescencia, el desarrollo de la columna vertebral y cervical tiene como resultado una anatomía más cercana a la del adulto^{109,110}.

Debido al gran peso de la cabeza en la edad pediátrica, la unión craneocervical se convierte en una zona vulnerable. En esta unión, podemos apreciar dos tipos de afectaciones: lesiones o fracturas. En los casos más graves de lesiones traumáticas en edad pediátrica se puede encontrar una transección del tronco encefálico o de la propia médula espinal, teniendo ambas unas consecuencias fatales y un déficit neurológico inmediato. Además, puede causar, al igual que en la edad adulta, una LMT crónica con sus correspondientes secuelas¹⁰⁶.

Saul et al. realizaron un estudio sobre incidencias de fracturas vertebrales (confirmadas tras un diagnóstico primario y posteriormente por radiodiagnóstico) de la columna vertebral en pacientes en edad pediátrica. Concluyeron que las fracturas de la columna vertebral en niños y adolescentes forman tan solo el 0,2% de todas las fracturas que se producen a lo largo de la etapa infantil. El 0,6% de ellas pertenecen a lesiones estructurales y como citamos anteriormente, la movilidad de la columna pediátrica es más alta y flexible pero la masa corporal del paciente es menor^{110,111}.

Las lesiones en el paciente pediátrico por accidentes de tráfico son muy comunes en gran parte debidas a las fuerzas de aceleración y desaceleración¹⁰⁵. Además de las lesiones, estos impactos afectarían a la columna vertebral (en periodo de desarrollo) en su crecimiento y evolución por lesiones a nivel del anillo epifisiario o en los centros de osificación, aumentando las posibilidades de una deformidad espinal, una siringomielia o una posible escoliosis^{112,113}.

Al contrario que en el paciente adulto, los niños cuentan con una mayor resistencia contra las fuerzas de compresión o de corte a nivel de la médula espinal. Los discos intervertebrales no han sufrido el paso de los años ni la degeneración, ni padecen del conocido estrés oxidativo. Por ello, las fuerzas en un accidente de tráfico actuarán de forma diferente y ocasionarán un número menor de fracturas en edades tempranas, siendo las más frecuentes por compresión e impresión y casi inexistentes por estallido¹¹⁴. Rush et al. nos indican en su estudio, que la mayor tasa de fracturas múltiples (aunque la tasa no es elevada) se da en niños de 13-19 años¹¹⁵.

Los mecanismos más comunes de lesión pediátrica se dan por la flexión, extensión, flexión lateral, rotación (siendo mayor su rango de movimiento que en el adulto) o por carga; y, en ocasiones, una combinación de varias de ellas^{111,116}.

El efecto protector del que hablábamos en adultos⁸³, esta vez juega un papel contraproducente en los pacientes pediátricos, ya que en edades tempranas no se ha desarrollado el instinto o efecto protector de los músculos ante un peligro inminente como un accidente de tráfico, agravando por ello cualquier lesión.

Debido a su vulnerabilidad y desarrollo, nos encontramos ante una complejidad de diagnóstico en estas edades, ya que en la evolución del desarrollo de la columna pueden existir aún partes no osificadas, cartílagos en proceso de evolución, acuñaamiento de cuerpos vertebrales, etc., que pueden ser confundidas con lesiones no existentes y viceversa¹⁰⁶, teniendo que confirmar dichos diagnósticos mediante imágenes radiodiagnósticas.

Al igual que en los adultos, las pruebas radiológicas aplicadas en la edad infantil se remiten a radiografías, TAC y RMN, pero utilizadas con precaución y siempre que sea necesario. En la edad neonatal, los profesionales recurren al ultrasonido para descartar los posibles daños. Dependiendo de la edad, la lesión, el momento, la clínica y el diagnóstico primario, el TAC ayudará a descartar lesiones óseas, al igual que las radiografías y la RMN quedará para lesiones de disco ligamentosas^{109,115}.

1.7.1 Epidemiología de la LMT en pediatría

Los primeros documentos de pacientes pediátricos datan del año 1917 en Nueva Escocia, durante una colisión naval en la que se registraron 30.000 damnificados entre ellos, numerosos niños. En 1970, Vega Franco realizó el primer estudio epidemiológico centrándose exclusivamente en la población pediátrica¹⁰⁵.

La LMT en pediatría no obtiene cifras muy altas a nivel mundial. Debido a su anatomía encontramos una tasa relativamente baja de LMT tras un traumatismo. Diferentes autores coinciden en citar a los accidentes de tráfico como la causa más común de lesiones, junto con las caídas. Al igual que en la edad adulta, coinciden en una mayor tasa de afectados entre la población

pediátrica masculina, en la adolescencia y con una afectación mayor a nivel cervical^{112,117-120}.

Babu et al. realizaron un estudio en la India analizando 84 pacientes con diversos tipos de LM durante 2002-2011. La edad media de los pacientes fue 14,7 años; 21 % de ellos entre 0 y 12 años y 79% comprendidos en edades entre 13-18 años (dándose en esta franja de edad una severidad de lesiones más graves)¹¹⁷. Estos datos coinciden con un estudio publicado en Noruega en el año 2011, donde podemos ver una incidencia de LMT en los adolescentes (de 15 a 19 años) de 25,1 por millón de habitantes, diez veces más que en la edad pediátrica (0-14 años)¹¹⁸.

Al igual que en el paciente adulto, la lesión afectó mayormente a la región cervical (36% en la columna cervical superior y 63% en la inferior) y tan solo un 1% de los afectados tuvo lesiones en la zona torácica. Se comprobó a su vez, una incidencia de un mayor número de niños (6:1) con respecto a las niñas¹¹⁸.

Leonard et al en el año 2014 realizaron un estudio multicéntrico con 540 niños de edades pediátricas comprendidas entre los 5-16 años. En las edades de 2-7 años se obtuvo que el 56% de las lesiones fueron causadas por un accidente de tráfico (coincidiendo 74% de ellos en la región C2); mientras que entre las edades 8-15 años, a la causa de los accidentes se le sumó un gran número de lesiones provocadas por caídas o accidentes deportivos. De todos los pacientes, el 21% desarrolló un déficit neurológico y tan solo obtuvieron un 7% de mortalidad (asociándose al tipo y lugar de la lesión). Concluyeron a su vez que tan solo un 1% de los traumatismos pediátricos acaban desarrollando una LMT¹¹².

Diversos estudios asocian la raza y el estado socioeconómico con el tipo de lesión, la edad más afectada, la gravedad, su correspondiente manejo y secuelas que puedan derivar de éstas^{117,119,120}. Concretamente en Estados Unidos, la incidencia de ingresos por LM en niños fue de 24 por millón de habitantes en la población menor de 21 años (obteniendo cifras más bajas en el noreste y más altas en zonas del sur). Cifraron la tasa de mortalidad de la LMT pediátrica en 2,8%. Para todos los grupos de edad, la causa más frecuente fueron los accidentes de tráfico (Figura 19). Se obtuvieron distintas causas de la LMT según las zonas socioeconómicas. En los barrios más pudientes predominaron las lesiones acuáticas y deportivas, mientras que en los barrios de menos recursos fueron las

armas de fuego y los abusos los principales causantes de estas lesiones. Todas ellas tuvieron un mayor impacto en la región cervical¹¹⁹.

| Characteristic | No. of Admissions by Age Group (%) | | |
|----------------------|------------------------------------|-------------|-------------|
| | 0–2 Yrs | 3–12 Yrs | 13–20 Yrs |
| Mechanism | | | |
| Motor vehicle | 101 (42.1) | 683 (52.2) | 7184 (66.0) |
| Fall | 70 (29.2) | 346 (26.4) | 1463 (13.4) |
| Firearm | 3 (1.3) | 17 (1.3) | 634 (5.8) |
| Horse | 0 (0.0) | 28 (2.1) | 116 (1.1) |
| Bicycle | 0 (0.0) | 17 (1.3) | 109 (1.0) |
| Water activities | 0 (0.0) | 2 (0.2) | 28 (0.3) |
| Abuse | 42 (17.5) | 6 (0.5) | 4 (0.0) |
| Other/unknown | 24 (10.0) | 210 (16.0) | 1350 (12.4) |
| Pathology | | | |
| Fracture with SCI | 16 (6.7) | 69 (5.3) | 809 (7.4) |
| SCIWORA | 47 (19.6) | 123 (9.4) | 570 (5.2) |
| Dislocation | 56 (23.3) | 195 (14.9) | 708 (6.5) |
| Fracture without SCI | 140 (58.3) | 1018 (77.8) | 9758 (89.6) |
| Spinal level | | | |
| C1–4 | 92 (38.3) | 289 (22.1) | 1580 (14.5) |
| C5–7 | 32 (13.3) | 153 (11.7) | 2005 (18.4) |
| Thoracic | 61 (25.4) | 398 (30.4) | 3567 (32.8) |
| Lumbosacral | 70 (29.2) | 573 (43.8) | 5686 (52.2) |
| Multiple levels | 47 (19.6) | 232 (17.7) | 2694 (24.7) |

Figura 19. Mecanismo de LMT infantil en Estados Unidos¹¹⁹

1.7.2 Restricción del movimiento en los pacientes pediátricos

Autores como Pérez Suarez E. et al¹²¹ y Piatt J.H ¹¹⁹coinciden en la necesidad de una inmovilización en pacientes pediátricos ante un impacto importante y ante una respuesta no fiable (miedo, stress, lenguaje, edad) y su consecuente error de diagnóstico hasta una valoración final. La escasa edad de las víctimas y la posibilidad de una LMT crónica en estos pacientes, hacen a los profesionales ser más cautos con la población infantil.

Para un correcto o aproximado diagnóstico es necesario conocer los posibles síntomas de una lesión a nivel medular. Entre ellos, los profesionales de la salud se pueden encontrar que los pacientes pediátricos presenten: arreflexia flácida, esfínter anal relajado, el niño no es capaz de extender los brazos, pero sí de flexionarlos, no respuestas ante estímulos como el dolor, priapismo, etc. Se asocia el bajo nivel de consciencia (escala de coma Glasgow menor o igual de 4) como un

signo importante de lesión (en el 16,7% de los casos). A su vez, estudios relacionan los TCE con mayor índice de LM (37,4%)^{119,121}.

En el paciente adulto los profesionales se guían por las normas NEXUS⁶⁵ para establecer los criterios de inmovilización y radiodiagnóstico. Sin embargo, dichas normas no pueden ser aplicadas en el paciente pediátrico por su limitación de comunicación, las lesiones distractoras y la falta de madurez. Se recomienda, por lo tanto, la inmovilización de la víctima (si es posible con CC y los dispositivos adecuados) en caso de necesitarlo hasta un diagnóstico definitivo. Es necesario a su vez, tener en cuenta la posibilidad de existir fracturas sin afectación neurológica debido a la mayor capacidad de movimiento del raquis¹²¹.

No obstante, al igual que con las víctimas de edad adulta, la inmovilización en niños también tiene sus efectos secundarios. Leonard et al. realizaron un estudio sobre los efectos nocivos de la inmovilización. Se relacionó dicha inmovilización con una mayor tasa de dolor, mayor número de imágenes radiológicas y un mayor aumento de la tasa de hospitalización¹²².

Entre los efectos adversos relacionados con la inmovilización nos encontramos el dolor. Debido a sus edades y dificultades de comunicación, al no poder confirmar si es la propia inmovilización lo que lo produce o no una lesión, se recurre al radiodiagnóstico para una mayor seguridad en el diagnóstico. No obstante, ante un trauma cerrado, prima la inmovilización de la columna cervical a los posibles efectos adversos en estas edades¹²².

Kim et al nos hablan de una tendencia a inmovilizar a todos los niños menores de dos años, aunque no se les realiza una inmovilización completa. A partir de esta edad, la inmovilización completa se realiza en prácticamente todos los casos ante una colisión importante. Los dispositivos de inmovilización pediátricos constan básicamente de CC, tablero espinal con sus sujeciones y correas, medios de fortuna (toallas y rellenos cuando el paciente lo requiere por su tamaño), KED y colchón de vacío¹²³.

1.7.3 Extricación pediátrica

Tanto en la asistencia primaria del paciente pediátrico como en la movilización, transporte y su posterior transferencia hospitalaria, el objetivo

principal de los profesionales es atenuar una posible lesión primaria existente y evitar las consecuentes lesiones secundarias. La prevención de accidentes es un objetivo no menos importante en este ámbito.

Según las leyes de seguridad vial infantil, colocar al niño con una altura menor o igual a 1,35 metros hasta 1,50 metros en un Sistema Retención Infantil (SRI) homologado y adecuado a su talla y peso, reduce en un 90% las LMT y en un 75% la mortalidad¹²⁴.

La extricación en pediatría precisa de varios profesionales y de una gran pericia a la hora de movilizar al paciente pediátrico, ya que, debido a su peso y a las características citadas en el apartado anterior, un incorrecto manejo del niño politraumatizado podría desembocar en una LM con consecuencias fatales para el futuro y la vida del paciente.

A la hora de extricar a un niño, se recomienda realizar dicha extricación desde su propio SRI, extrayendo éste del vehículo hasta poder tener una mayor amplitud de movimiento y extraer al niño hasta un dispositivo de transporte¹²⁴.

La forma adecuada de hacerlo contaría con dispositivos tales como CC, KED y tablero espinal con sus correspondientes correas. Los medios de fortuna (sábanas, toallas o rellenos blandos son los más comúnmente utilizados) a la hora de una correcta inmovilización y extracción del paciente son esenciales ya que, debido a su tamaño y altura, no ocupa el dispositivo en su totalidad, haciendo posible la movilidad del niño en él y una incorrecta inmovilización.

A continuación, se describe el mecanismo de extracción del paciente desde un SRI¹²⁵:

- Un profesional inmoviliza la cabeza del niño y el siguiente profesional evalúa y si procede, por su musculatura cervical, coloca el CC, corta el cinturón de seguridad y sostiene con su mano derecha a la víctima por el tórax (sin realizar mucha presión) y con la otra, el asiento por la parte trasera.
- A continuación, se realiza un giro de 90° sin soltar el cuello, ni el tronco del pediátrico. Es importante en este punto mantener alineada la columna vertebral del paciente.
- Se colocará el tablero espinal y el KED en el suelo (este dispositivo se colocará en sentido contrario o igual que en el adulto, según la edad y

el tamaño de la víctima). La silla se colocará a continuación para deslizar al paciente desde su asiento hasta el dispositivo (no dejando de sujetar la cabeza ni el tórax). (Figura 20)

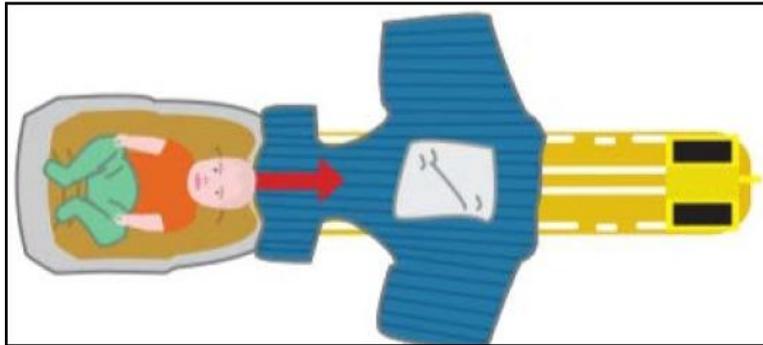


Figura 20. Procedimiento extricación pediátrica¹²⁵.

- Se recurrirá en este paso al relleno de los huecos entre la víctima y el KED, para lograr un mayor ajuste del niño y un menor rango de movimiento. (Figura 21)

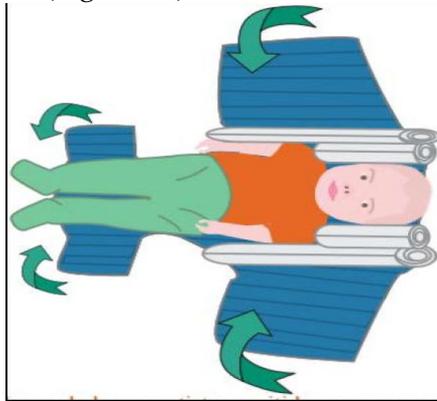


Figura 21. Colocación sobre el KED durante la extricación pediátrica¹²⁵.

Al estar en posición decúbito supina, por el tamaño de la cabeza con respecto al cuerpo, se produce lo que conocemos como una "cifosis natural". Es contraproducente por lo tanto esta postura en un tablero espinal o en el KED, si no se colocan medios de fortuna para elevar el torso unos 25 mm (Figura 22), pues puede provocar mayor daño neurológico¹⁰⁹. Es por ello, que, en la extricación pediátrica, entre el paciente y el KED se colocará una toalla para la correcta alineación.

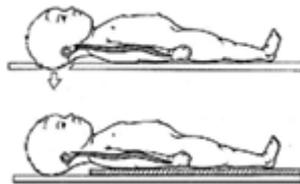


Figura 22. Cifosis natural ¹⁰⁹.

Al igual que en la movilización, a la hora del traslado, el tamaño y la edad de la víctima pediátrica influye. Hasta los 2,5 kilogramos de peso, el paciente es trasladado en una incubadora de transporte adaptada para ello. A partir de esta edad, el niño se traslada utilizando varios dispositivos de traslado¹²⁶:

- Colchón de vacío (con correas independientemente del arnés de sujeción)
El colchón de vacío es utilizado en casos de necesidad de inmovilización del raquis, en pacientes no traumáticos, pero con intubación o alteración del nivel de conciencia y en casos de contraindicación del arnés de sujeción.
- Correas de sujeción a la camilla
- Arnés de sujeción con su adaptador correspondiente
Utilizado para traslado en decúbito supino o con 90° sobre el colchón de vacío. Las marcas más conocidas son Fixokid® o PediMate®. No es recomendable su uso con otros dispositivos como parches, drenajes, etc. En caso de ser un paciente pediátrico de más de 9 kilogramos de peso, se recomienda un adaptador.



Figura 23. Arnés de sujeción con adaptador ¹²⁶.

1.8 EL PAPEL DE LA SIMULACIÓN EN LA ADQUISICIÓN DE COMPETENCIAS

La simulación es el “proceso de diseñar un modelo de un sistema real y llevar a término experiencias con el mismo”¹²⁷. Esta forma de aprendizaje proporciona una capacidad, un saber hacer que nace de solventar las situaciones desde un escenario neutro y tranquilo, para luego poder extrapolarlas a la vida real¹²⁸. Se basa en un pensamiento objetivo, crítico a través del “ensayo-error” y en un conocimiento de la resolución del problema y adquisición de mayores destrezas y habilidades. Mediante la simulación se consigue una enseñanza más objetiva y pragmática.

La creación de escenarios clínicos a la hora de la simulación y de representar una realidad lo más fiable posible es esencial. Es fundamental para desarrollar determinadas competencias¹²⁹.

La técnica de aprendizaje mediante la simulación se ha utilizado por distintos profesionales. Además de utilizarse en el terreno de la medicina y las emergencias, es ampliamente utilizada en otros campos tales como la ingeniería, la astronáutica o la milicia para su adiestramiento; donde la responsabilidad y la pericia son básicos a la hora de solventar problemas o prevenir la aparición de éstos. Existen multitud de escenarios vitales y situaciones que podrían desembocar en graves problemas al hacerse sin conocimiento o con un entrenamiento adecuado o directamente realizar dichas prácticas en escenarios reales^{130,131}.

Sería impensable, por ejemplo, otorgar la certificación de los pilotos de avión sin una previa simulación de vuelo y aprendizaje ya que supondría un riesgo para el propio piloto o las personas a su cargo¹³². Concretamente, en el campo de la medicina, lo ideal sería llevar a cabo los experimentos en pacientes reales, pero nos encontramos con limitaciones legales y éticas ya que estaríamos ante una práctica no segura. La vida de las personas y el tiempo de actuación en numerosas ocasiones prima, impidiendo retrasar cualquier atención por un experimento o aprendizaje.

En el año 1966 la Facultad de Medicina de la Universidad de Mc. Master creó un escenario clínico con pacientes simulados para un aprendizaje más relajado¹³³. En la segunda mitad del Siglo XX. Asmund Laerdal creó “Resusci

Anne", un simulador sencillo pero adecuado para el desarrollo de destrezas médicas. Posteriormente, comienzan a introducir en el mercado simuladores más modernos, capaces de reproducir características humanas como ruidos cardíacos, respiraciones, etc.¹³⁴.

A finales de los años 60 (año 1969) fue creado el simulador (SimOne®) por Abrahamson y Denson. Fue utilizado para prácticas de anestesia por la "*Sierra engineering Company*" en la Universidad de California, argumentando su creación con razonamientos como que, "*el empleo del simulador permite planear y repetir de forma ilimitada casi todos los problemas*". En un principio este simulador fue desarrollado para la técnica de intubación orotraqueal, pero a lo largo de los años 80 se comenzó a mostrar un mayor interés en él ya que, se observó una necesidad de aprendizaje real sin que esto supusiera un riesgo¹³⁵.

El primer simulador a escala real se desarrolló en el año 1986 en la Universidad de Standford para obtener unos mejores resultados en la investigación y toma de decisiones de los distintos profesionales en situaciones críticas. Posteriormente han ido evolucionando hasta nuestros días¹³⁶. Simuladores específicos para técnicas concretas (tacto rectal, punciones arteriales, cateterismos vesicales, etc.) son cada día más comunes¹³⁷.

La simulación comenzó a ser más aceptada tras un reporte publicado en 1999 en Estados Unidos donde se observó que el error humano podía provocar daños importantes con efectos adversos pudiendo ser evitados con un buen aprendizaje simulado, minimizando los riesgos¹³⁸.

En la actualidad hay varios tipos de simulación empleada. Según Nestel et al. los más utilizados son los maniqués de simulación, continuando por los pacientes simulados y en 3° lugar los simuladores anatómicos. Dicho estudio demostró mejoras en los profesionales tras haber realizado intervenciones mediante el aprendizaje por simulación; concluyendo que con la simulación se obtiene una mejora sustancial de las habilidades y respalda la transferencia de lo aprendido a la práctica clínica¹³⁹.

Dávila Cervantes apunta que la simulación se ha convertido en una herramienta esencial para favorecer la adquisición de habilidades clínicas anterior a la exposición a escenas y pacientes reales¹⁴⁰. Dávila a su vez realizó una clasificación de la simulación según su fiabilidad y su grado de realismo.

| TIPO DE SIMULACIÓN | CARACTERÍSTICAS |
|--------------------------------|--|
| 1. <i>BAJA FIDELIDAD</i> | Simuladores de un segmento anatómico, en los cuales se practican ciertos procedimientos y algunas maniobras tanto invasivas como no invasivas. Prácticas como exploración ginecológica, aplicación de inyecciones intramusculares o intravenosas o tomas de presión arterial |
| 2. <i>FIDELIDAD INTERMEDIA</i> | Combina el uso de una parte anatómica con computadoras que permiten manejar ciertas variables |
| 3. <i>ALTA FIDELIDAD</i> | Integración de múltiples variables fisiológicas, manejadas mediante computadoras utilizando tecnología avanzada en hardware y software para aumentar el realismo de la simulación. Prácticas de situaciones clínicas complejas como la atención de un parto eutócico o complicado, intubación endotraqueal, resucitación cardiopulmonar en niños y adultos, reconocimiento de enfermedades cardíacas y atención de emergencias en una terapia. |

Figura 24. Tipos de simulación y sus características basados en el concepto de fidelidad¹⁴⁰.

Aun así, el éxito de la simulación no reside sólo del simulador ni del escenario clínico preparado, sino del compromiso y participación de los diferentes aprendices.

1.9 MÉTODOS PARA EL REGISTRO DE LA MOVILIDAD CERVICAL

Entre los métodos para el registro de la movilidad cervical podemos utilizar la radiografía, aunque para un uso efectivo de control de movimiento se recurriría a numerosas radiografías y están desaconsejadas por su alto nivel de radiación¹⁴¹.

Por otro lado, podemos utilizar sistemas de análisis biomecánico del movimiento:

- Goniómetros e inclinómetros. Este método no observa ni analiza la rotación y sólo puede ser utilizado en una posición vertical del paciente. Estos sistemas son capaces de medir tanto la extensión y flexión lateral como la flexión por si sola.
- Dispositivos de seguimiento electromagnéticos. Evalúan la movilidad en el tiempo a través de un sistema de movimiento en tres dimensiones. Analizan el manejo del paciente politraumatizado y la desalineación

provocada. Dicho análisis es obtenido mediante un registro de posición y desplazamiento, evaluándose la cinemática de los segmentos corporales (a través del registro de posición y desplazamiento de unos marcadores que se han colocado previamente en posiciones concretas). Dichos marcadores son reflectantes y se registran a través de cámaras infrarrojas. Posteriormente, por medio de un software de análisis biomecánico, se obtienen los movimientos de la columna vertebral en los tres planos correspondientes: transversal, frontal y sagital. Autores como Gabrielli et al y Dixon et al utilizan este sistema de análisis de movimiento para sus correspondientes estudios¹⁰²⁻¹⁰⁴.

- Sistemas de captura por video. Estudian de un modo concreto y específico el movimiento de las extremidades y la marcha en sí. Autores como Ensberg recurren a ellos en sus investigaciones¹⁰⁰.
- Sistemas inerciales (SI). Estos sistemas son los que serán utilizados en los diferentes estudios a lo largo de este trabajo de investigación para conseguir un análisis biomecánico del movimiento en nuestros diferentes sujetos de estudio. Los SI son, como su nombre indica, unos sistemas que permiten obtener grandes rangos de captura de movimiento. Están compuestos por un acelerómetro, un giroscopio y un magnetómetro, envueltos por una carcasa rígida (36 mm x 15 mm x 46.5mm), con un peso total de 29 gr, con una frecuencia de envío de 250 Hz, precisión estática (roll, pitch, yaw) <0.5°, precisión dinámica (roll, pitch, yaw) <1.5° y latencia inferior a 0.004 seg. El SI determina la orientación angular obteniéndose los valores en los 3 ejes de coordenadas del espacio (X, Y y Z). La conexión se realiza mediante un sistema Bluetooth 2.0® a un ordenador al que se le coloca un adaptador de recepción de la señal iSen-Hub. Se selecciona el modelo de análisis biomecánico. A la víctima simulada se le colocan los SI en las posiciones adecuadas para obtener el correspondiente análisis de la desalineación vertebral de la zona deseada. No es necesario en uso de marcadores ni cámaras infrarrojas, con lo que su manejo y colocación es más sencillo. Cada vez son más los autores que se inclinan por este tipo de dispositivos de análisis biomecánico^{88,142,143}.

1.10 JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO

La LM corresponde a un daño neurológico. Es una patología caracterizada por una afección a nivel medular, provocando (temporal o permanentemente) el cese de las funciones motoras, sensitivas o autonómicas de las regiones del cuerpo que se encuentran por debajo del nivel de la propia lesión⁸. Afecta mundialmente a un elevado número de personas, alterando su bienestar social, profesional y psicológico y elevando las cifras de morbi-mortalidad y los gastos que estos provocan⁹. La OMS señala que las personas con LMT son entre 2 y 5 veces más propensas a morir prematuramente, aumentando la tasa en países con escasos recursos¹¹.

Los accidentes de tráfico en los países desarrollados son la principal causa de lesión (entre un 35-53,8%)¹⁵. Concretamente en España, entre 25.000-30.000 personas viven con LM. El 81% de las LM son de origen traumático, siendo causadas por accidentes de tráfico en un 52,4%²³.

La LMT en pediatría dista, en gran medida, de lo que conocemos en la población adulta. Aunque ambas parten de una anatomía común, el desarrollo vertebral de un niño no se ha completado aún, al contrario que en el adulto. En los pacientes pediátricos y jóvenes la LMT se sitúa como primera causa de morbi-mortalidad. Diferentes autores coinciden en citar a los accidentes de tráfico como la causa más común de lesiones, junto con las caídas^{112,117-120}. Al igual que en la edad adulta, coinciden en una mayor tasa de afectados entre la población pediátrica masculina, en la adolescencia y con una afectación mayor a nivel cervical.

Se estima que entre un 3-25% de las LMT podrían ser evitadas con una correcta inmovilización del paciente politraumatizado^{100,102}. Es por ello la necesidad e importancia de una correcta extricación y manejo del paciente tras una colisión^{98,100,102,103}.

Los protocolos actuales de extricación son escasos, existiendo una gran controversia a la hora de decidir el método más adecuado y usando el pragmatismo en muchas ocasiones ante la falta de evidencia. El manejo del paciente con sospecha LME se ha ido modificando en los últimos años, debido principalmente a las *Canadian Spine Rules* (CCSR), *National Emergency X-*

radiography Utilization Study (NEXUS) y los criterios de inmovilización selectiva (IS) del *Prehospital Trauma Life Support* (PHTLS)^{59,63-65}. Además, en una revisión Cochrane sobre inmovilización se concluyó la falta de evidencia de inmovilizar a un paciente para la prevención de LM secundaria y sí que se señalaron la evidencia de los posibles riesgos de inmovilizarlo, sobre todo en la permeabilidad de la vía aérea⁷⁹.

A su vez, nos encontramos con una gran dificultad a la hora de realizar nuevos estudios ante la imposibilidad de realizarlos con pacientes reales por cuestión de tiempo, seguridad y por cuestiones éticas. Y se añade la dificultad de encontrar un sistema de medición válido para determinar los movimientos de la columna vertebral. Por este motivo en el manejo del paciente traumático durante una parte del tratamiento se aplica el estatus de “sospecha de LMT” (en países donde no se aplican las normas NEXUS se sospecharía desde un inicio, en países en los que, si la aplican, se consideraría sospecha de LM si no cumple los criterios de dicha norma), hasta que puede descartarse por medio de la exploración clínica y/o pruebas de diagnóstico por imagen (por ejemplo, TAC o RM).

Conrad et al. nos muestran una secuencia de fases que deben realizarse ante un paciente politraumatizado o víctima de una colisión y, por lo tanto, con sospecha de LM. Este ciclo fue diseñado para víctimas de una colisión desde un vehículo de dos ruedas. En sus primeros pasos, nos encontramos con la asistencia inicial y retirada de dispositivos⁸⁴. No contempla la fase de extricación desde un habitáculo rígido (vehículo de cuatro ruedas) tan importante en colisiones, aunque puede ser aplicado el resto de los pasos en cualquier tipo de víctima.

A su vez, Komhall et al. aconsejan seguir las normas NEXUS a la hora de decidir la inmovilización de un paciente tras una colisión durante la extricación. A su vez, aconsejan una extricación de urgencia si la vida del paciente se encuentra en un estado crítico. Recomiendan la AE en circunstancias óptimas (cumpliendo criterios NEXUS) y siempre y cuando se realice en unas condiciones seguras para el paciente⁶⁸.

Por este motivo, ante la falta de evidencia científica y datos que avalen nuestra práctica asistencial, se planteó la importancia de realizar este estudio para analizar la extricación en adultos y en pacientes pediátricos. Obteniendo a su vez

un sistema de simulación válido y fiable en pediatría para poder realizar estudios adecuados.

1.11 HIPÓTESIS

La hipótesis principal es que la extracción de pacientes adultos o pediátricos de un vehículo que ha sufrido un accidente de tráfico es una fase importante y de alto riesgo de la asistencia inicial al trauma pudiendo provocar una alta desalineación de la columna vertebral cervical.

1.12 OBJETIVOS

› **Objetivo general:**

Determinar el movimiento de la columna vertebral cervical mediante el análisis biomecánico durante la extricación tras un accidente de tráfico simulado.

› **Objetivos específicos:**

- Objetivos del Estudio 1: comparar la auto-extricación frente a la extricación con collarines, en sujetos con bajo riesgo de lesión cervical y determinar los factores que influyen en la AE.
- Objetivo del Estudio 2: adaptar y determinar la fiabilidad de un simulador pediátrico para valorar la movilidad de la columna vertebral en su segmento cervical.
- Objetivo del Estudio 3: determinar los movimientos producidos en la extracción pediátrica mediante el uso de un sistema de restricción de movimiento y extracción.

CAPÍTULO II
VISIÓN GENERAL
DE LOS ESTUDIOS

CAPÍTULO II. VISIÓN GENERAL DE LOS ESTUDIOS

2.1. VISIÓN GENERAL DEL ESTUDIO N°1

Análisis biomecánico de los factores que influyen en la autoextracción: estudio de simulación

*Self-extraction with and without a cervical collar:
a randomized biomechanical simulation study*

RESUMEN

Objetivo: Comparar la AE frente a la AE con collarines en sujetos con bajo riesgo de lesión cervical. **Métodos:** Estudio de simulación mediante análisis biomecánico con sensores inerciales, determinando la desalineación de la columna cervical durante la AE. **Resultados:** El desequilibrio fue 3,12 (DE 34,62) grados mayores con el collarín STIFNECK (SN) (IC al 95% de -15,33 a 21,57; $p = 0,7234$) que con AE y también 5,95 (DE 31,76) grados mayores con collarín X-COLLAR (XC) (IC al 95% de -10,98 a 22,87; $p = 0,4654$) que con AE. Cuando comparamos la AE con los diferentes tipos de collarines, observamos que con el collarín XC se produjeron 2,83 (DE 12,10) grados de desalineación más que con el collarín SN (IC al 95% de -3,62 a 9,27; $p = 0,3650$). **Conclusiones:** La desalineación de la columna cervical mediante la AE es similar a la provocada cuando se aplican collarines cervicales.

ABSTRACT

Objective: To compare self-extraction with and without a cervical collar in subjects at low risk of cervical spine injuries. **Methods:** Simulation study analyzing biomechanical data from inertial sensors to detect misalignment of the cervical spine during self-extraction with and without a cervical collar. Performance of the maneuvers was randomized. **Results:** Misalignment was a mean (SD) 3.12 (34.62) degrees greater during self-extraction with a Stiffneck collar in place (95% CI, -15.33 to 21.57 degrees; $P=0.7234$) than during extraction without a collar. Misalignment was also greater, by 5.95 (31.76) degrees, with an X-collar in place (95% CI, -10.98 to 22.87; $P=0.4654$) than without a collar. The

between-collar comparison of differences showed that misalignment was 2.83 (12.10) degrees greater with the X-collar (95% CI, -3.62 to 9.27 degrees; P=.3650).

Conclusion: Misalignment of the cervical spinal column is similar during self-extraction with or without a cervical collar in place. **Keywords:** Self-extraction. Spinal cord injuries. Cervical collar. Immobilization. Misalignment.

2.2. VISIÓN GENERAL DEL ESTUDIO N°2

Adaptación y validación de un simulador pediátrico para el estudio del movimiento de la columna vertebral cervical

Adaptation and validation of a pediatric simulator to study the movement of the cervical spine

RESUMEN

Objetivo: Adaptar y determinar la fiabilidad de un simulador pediátrico para valorar la movilidad de la columna vertebral en su segmento cervical. **Métodos:** Estudio comparativo de la movilidad cervical de 4 simuladores pediátricos adaptados y estudio de fiabilidad del simulador con una movilidad idónea. **Resultados:** El simulador de movimientos más parecido al fisiológico fue el "Simulador 1" con grados de movimiento de: flexión $27^\circ \pm 4^\circ$, extensión $36^\circ \pm 2^\circ$, lateralización izquierda $30^\circ \pm 2^\circ$, lateralización derecha $32^\circ \pm 3^\circ$, rotación izquierda $27^\circ \pm 2^\circ$ y rotación derecha $25^\circ \pm 2^\circ$. La fiabilidad de este simulador se realizó mediante el coeficiente de correlación intraclase, con resultado de fiabilidad elevada, siendo los resultados por ejes los siguientes: movimiento de flexo-extensión (0,937; $p < 0,001$), movimiento de lateralización izquierda-derecha (0,893; $p < 0,006$) y rotación izquierda-derecha (0,845; $p=0,006$). **Conclusión:** El simulador pediátrico que hemos adaptado permite determinar el movimiento de la columna vertebral, en su segmento cervical, con un grado de fiabilidad muy bueno.

ABSTRACT

Objective: To adapt and determine the reliability of a pediatric simulator to assess the mobility of the spinal cord in its cervical segment. **Methods:** Comparative study of cervical mobility of 4 adapted pediatric simulators and reliability study of the simulator with ideal mobility. **Results:** The most similar

simulator to the physiological movement simulator was “Simulator 1” with degrees of movement of: flexion $27^\circ \pm 4^\circ$, extension $36^\circ \pm 2^\circ$, left lateralization $30^\circ \pm 2^\circ$, right lateralization $32^\circ \pm 3^\circ$, left rotation $27^\circ \pm 2^\circ$ and right rotation $25^\circ \pm 2^\circ$. The reliability of this simulator was performed using the intraclass correlation coefficient, with a high reliability result, the results by axes being as follows: flexo-extension movement of (0.937; $p < 0.001$), left-right lateralization movement (0.893; $p < 0.006$) and left-right rotation (0.845; $p = 0.006$). **Conclusion:** The pediatric simulator that we have adapted allows us to determine the movement of the spinal cord in its cervical segment with a very good degree of reliability.

2.3. VISIÓN GENERAL DEL ESTUDIO N°3

Análisis biomecánico de la desalineación cervical en la extracción pediátrica con el sistema de inmovilización pediátrico y extracción® (Sipe Baby Rescuer)

Biomechanical analysis of cervical misalignment in pediatric extrication with Sipe Baby Rescuer® dispositive

RESUMEN

Objetivo: Determinar los movimientos producidos en la extracción pediátrica mediante el uso de un sistema de RM y extracción. **Métodos:** Estudio observacional de simulación realizado mediante análisis biomecánico, con sensores inerciales, de los movimientos producidos en la columna cervical de un simulador pediátrico durante la extracción de un vehículo. **Resultados:** La media de movimientos fue de 3.5 (DE 1.35) °. El tiempo medio fue de 4 min 1 seg (DE 45.09 seg). La media de la rotación hacia la derecha fue 3.34 (DE 3.52) ° y hacia la izquierda de 2.62 (DE 2.26) °. La media de la lateralización fue 6.24 (DE 3.20) ° hacia la derecha y 2.50 (DE 2.76) ° hacia la izquierda. La media de la flexión fue 2.36 (DE 2.10) ° y de la extensión 4.21 (DE 2.15) °. **Conclusión:** El dispositivo analizado permite realizar la extracción del paciente pediátrico con unos niveles muy altos de RM de la columna, mediante un sistema estándar.

ABSTRACT

Objective: To determine the movements produced in pediatric extraction when using an immobilization and extraction system. **Methods:** Observational

simulation study performed by biomechanical analysis, with inertial sensors, of the movements produced in the cervical spine of a pediatric simulator during the extraction of a vehicle. **Results:** the average of movements was 3.5 (SD 1.35) degrees. The average time was 4 min 1 sec (SD 45.09 sec). The average in rotation was: right 3.34 (SD 3.52) degrees and left 2.62 (SD 2.26) degrees. The average in lateralization was: right 6.24 (SD 3.20) degrees and left 2.50 (SD 2.76) degrees. The average flexion was 2.36 (SD 2.10) degrees and extension was 4.21 (SD 2.15) degrees. **Conclusion:** the analyzed device allows the extrication of the pediatric patient with very high levels of movement restriction of the spine with a standard system

CAPÍTULO III

ESTUDIO N°1

*Análisis biomecánico de los factores que influyen
en la autoextracción: estudio de simulación*

E S T U D I O 1

ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE LOS FACTORES QUE INFLUYEN EN LA AUTOEXTRACCIÓN: ESTUDIO DE SIMULACIÓN

SELF-EXTRACTION WITH AND WITHOUT A CERVICAL COLLAR: A RANDOMIZED BIOMECHANICAL SIMULATION STUDY

3.1. INTRODUCCIÓN

La OMS en su "Informe sobre la situación mundial de la seguridad vial", señala que cada año 1,25 millones de personas mueren en las carreteras del mundo¹⁴⁴. La LM en países desarrollados se sitúa entre 40 y 50 casos por millón de habitantes por año ⁷⁹. En Europa y EE.UU., la incidencia de LM asciende a 20.000 casos anuales, y la mayor causa son los accidentes de tráfico¹⁰². Históricamente se ha estimado que entre el 3-25% de la LM se producen después de un accidente, durante la movilización. De hecho, hasta una cuarta parte de las LM pueden empeorar por una incorrecta extracción ^{100,145}. Es por ello que es necesario un correcto manejo del paciente tras una colisión ⁹⁷. No obstante, muchas de estas afirmaciones se han basado en lo publicado por Podolsky et al. en 1983 y no se dispone de bibliografía científica actual que lo confirme o descarte¹⁴⁶.

El manejo del paciente con sospecha LM se ha ido modificando en los últimos años ¹⁴⁷, debido principalmente a los criterios de inmovilización selectiva (IS) de las CCSR, las normas NEXUS y del PHTLS ^{66,77,148}. Además, en una revisión Cochrane sobre inmovilización se concluyó la falta de evidencia de inmovilizar a un paciente para la prevención de LM secundaria y sí que se señaló la evidencia de posibles riesgos al inmovilizarlo ⁷⁹.

En el año 2013 Dixon et al. se propusieron estudiar qué técnica provocaba menor desalineación de la columna cervical ¹⁰². Compararon distintas técnicas de extracción e introdujeron un nuevo concepto que denominaron (self-extrication), AE, consistente en 7 órdenes que la víctima debía de seguir para bajarse del vehículo (Figura 1). Los resultados de ese trabajo fueron sorprendentes, ya que

con AE se desalineaba hasta 4 veces menos que una víctima que era rescatada por profesionales mediante dispositivos convencionales. Este hallazgo generó un gran debate. Dos años más tarde, el mismo equipo de investigación realizó un estudio determinando la influencia de variables como el sexo, altura y peso ¹⁰³. En este segundo trabajo pudieron confirmar y concluir que la AE o la AE con collarín (AE-C) causa menos desalineación de la columna cervical que la extracción mediante las técnicas habituales.

A la vista de lo anteriormente expuesto, parece obvio que en pacientes con bajo riesgo de LM (según NEXUS, CCSR y PHTLS)^{77,148} y hemodinámicamente estables, el mejor procedimiento es la AE o su realización con un dispositivo ligero como el collarín cervical. En la literatura previa se ha estudiado la influencia de las variables antropométricas del paciente, pero no se han tenido en cuenta el tamaño del vehículo ni diferentes tipos de collarines. El objetivo principal de este artículo fue comparar la AE frente a la AE-C en sujetos con bajo riesgo de lesión cervical.

3.2. METODOLOGÍA

Estudio de simulación para determinar los factores que influyen en la AE. Se realizó un análisis biomecánico de los movimientos producidos en la columna cervical. A cada participante se le colocaron unos sensores inerciales (SI) para determinar el movimiento. Este trabajo se realizó en el Parque de Bomberos de Espinardo (Murcia) con la colaboración de la Gerencia de Urgencias y Emergencias Sanitarias 061 de la Región de Murcia y fue aprobado por el Comité de Ética de la Universidad Católica de Murcia (UCAM). Los participantes debían bajarse de un vehículo partiendo del asiento del conductor.

Los procedimientos realizados fueron: 1) AE; 2) AE-C con el modelo de collarín STIFNECK® (SN); 3) AE-C con el modelo de collarín X-Collar® (XC). Cada uno de los participantes realizaron los 3 procedimientos en los dos vehículos diferentes: Vehículo Bajo (Seat León®), y Vehículo Alto (Nissan Qashqai®). Se utilizó una muestra de 16 participantes voluntarios (6 mujeres) compuestos por profesionales de la Gerencia de Emergencias 061 de la Región de Murcia, con una edad media de 46 (DE 6) años, un peso medio de 71 (DE 14) kg, una altura media de 167 (DE 9) cm y índice de masa corporal media de 25,1 (DE

2,1). Los participantes firmaron el consentimiento a participar de en este estudio.

El análisis del movimiento se determinó mediante el sistema de SI STT-IBS iSen 3D Motion Analyser® (STT Systems). Estos SI están compuestos por un acelerómetro, un giroscopio y un magnetómetro, envueltos por una carcasa rígida (36 mm x 15 mm x 46,5 mm), con un peso total de 29 g, con una frecuencia de envío de 250 Hz, precisión estática (roll, pitch, yaw) < 0,5°, precisión dinámica (roll, pitch, yaw) < 1,5° y latencia inferior a 0,004 seg. El SI determina la orientación angular obteniéndose los valores en los 3 ejes de coordenadas del espacio (X, Y y Z). Las variables continuas se expresaron como media y desviación estándar (DE) y las cualitativas como frecuencias. Se utilizó el test de comparación de medias apareadas para estudiar si el desequilibrio al salir del coche (variables resultado) era menor con AE o con AE-C. Para estudiar si el tipo de coche modifica la diferencia en las variables resultado con AE frente al uso de collarín usamos modelos de medidas repetidas ajustados por individuo (modelos de efectos aleatorios), donde la variable principal era el tipo de automóvil. Los datos se analizaron con el paquete estadístico R® (versión 3.4.1). Las diferencias se consideraron significativas si el intervalo de confianza del 95% (IC 95%) excluía el valor 0 ($p < 0,05$).

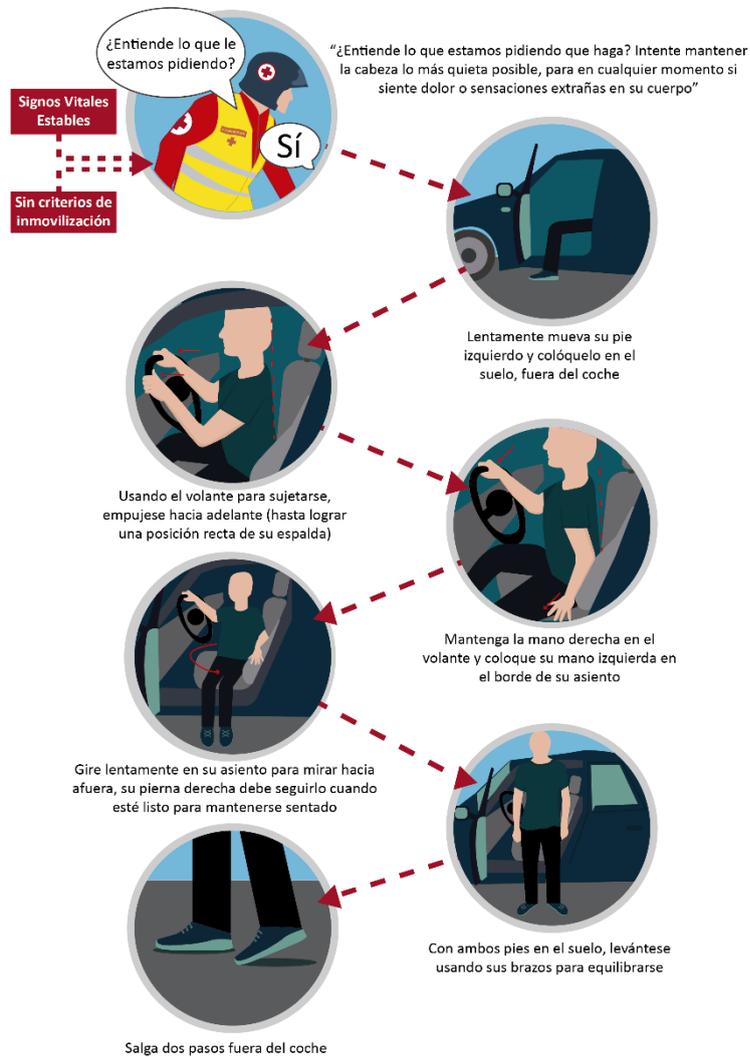


Figura 25. Infografía órdenes Mark Dixon.

Fuente: Propia elaboración Con los pasos a realizar para la autoextracción, traducidas de las normas publicadas por Dixon et al. y consensuadas con el propio Dixon)

3.3. RESULTADOS

El desequilibrio es de 3,12 (DE 34,62) grados mayor con el collarín SN que con AE (IC 95% de -15,33 a 21,57; $p = 0,7234$) y 5,95 (DE 31,76) grados mayor con collarín XC que con AE (IC 95% de -10,98 a 22,87; $p = 0,4654$). Por otro lado, cuando comparamos la AE con los diferentes tipos de collarines, observamos que

con el collarín XC se han producido 2,83 (DE 12,10) grados más de desalineación que con el collarín SN (IC 95% de -3,62 a 9,27; $p = 0,3650$). Por lo tanto, no se han podido determinar diferencias estadísticamente significativas en el desequilibrio sufrido mediante AE frente AE-C o entre ambos collarines (SN vs XC).

En la Tabla 1 se muestran los resultados de las diferentes opciones de extracción realizadas en este estudio para los diferentes ejes (X, Y, Z). Se observa cómo durante la AE se produjo menos desviación (aunque no significativo) de la columna cervical que cuando la víctima descendía con alguno de los dos tipos de collarines. En la Tabla 2 se puede observar como en un vehículo bajo, se produce menor desviación con el SN ($p = 0,037$) y, por el contrario, en un vehículo alto el collarín de elección para salir del vehículo sería el XC ($p = 0,045$).

Tabla 1. Resultados comparativos de los distintos procedimientos de auto-extracción

| Eje | Procedimiento | Diferencia de Medias | DE | Límite Inferior | Límite Superior | Valor de p |
|-----|---------------|----------------------|-------|-----------------|-----------------|------------|
| X | SN-AE | 5.22 | 18.60 | -4.69 | 15.13 | 0.2791 |
| | XC-AE | 4.40 | 14.75 | -3.46 | 12.26 | 0.2514 |
| | XC-SN | -0.82 | 8.56 | -5.38 | 3.74 | 0.7062 |
| Y | SN-AE | 6.49 | 91.68 | -42.36 | 55.34 | 0.7809 |
| | XC-AE | 15.64 | 88.56 | -31.55 | 62.83 | 0.4908 |
| | XC-SN | 9.15 | 29.09 | -6.35 | 24.65 | 0.2275 |
| Z | SN-AE | -2.35 | 9.44 | -7.38 | 2.68 | 0.3356 |
| | XC-AE | -2.20 | 9.14 | -7.07 | 2.68 | 0.3519 |
| | XC-SN | 0.15 | 7.32 | -3.75 | 4.05 | 0.9352 |

SN: STIFNECK®; AE: autoextracción; XC: X-Collar®; DE: desviación estándar.

3.4. DISCUSIÓN

Los principales resultados de este estudio nos muestran que no existen diferencias significativas entre la realización de la AE y la AE-C. Estos hallazgos son congruentes con lo publicado por Dixon et al.^{102,103}. A la vista de estos resultados, se pone de manifiesto que, en pacientes con bajo riesgo de LM^{77,148}, el

uso de collarines cervicales no mejora la alineación de la columna del paciente. Además, nuestros resultados indican que los collarines han tenido un comportamiento diferente para cada uno de los vehículos analizados: se obtiene menos desalineación con el collarín SN en los vehículos bajos y con un collarín XC en el vehículo alto. Estos datos no los podemos comparar con estudios similares puesto que, hasta donde conocemos, es la primera vez que se analizan estos análisis.

El uso rutinario de collarines cervicales está en la actualidad en controversia debido a que sus efectos secundarios pueden superar a sus beneficios ^{83,149}. Nuestro estudio corrobora una vez más la necesidad de realizar una IS ⁷⁹. Paradójicamente, la IS no termina de estar implantada en la mayoría de los protocolos asistenciales de los Servicios de Emergencias Médicas (SEM) o de los Servicios de Urgencias Hospitalarios (SUH) aunque la bibliografía científica la recomienda ^{83,102,149}.

Tabla 2. Resultados comparativos de los distintos procedimientos de AE en los diferentes vehículos y collarines analizados

| Vehículo | Eje | Media (DE) | | | Comparación de Procedimientos | | |
|----------|-----|--------------------------------|-----------------|-----------------|-------------------------------|----------------|-----------------|
| | | AE | SN | XC | SN-AE | XC-AE | XC-SN |
| | | Diferencia de Medias (p valor) | | | | | |
| Bajo | X | 31.791(3.112) | 35.483(3.085) | 40.151(3.035) | 3.691(0.4828) | 8.36(0.0923) | 4.668(0.0374)* |
| | Y | 244.191(28.002) | 240.131(26.275) | 250.57(24.973) | -4.06(0.9267) | 6.38(0.883) | 10.439(0.2757) |
| | Z | 45.994(2.596) | 42.305(2.274) | 40.94(3.334) | -3.689(0.3433) | -5.054(0.1721) | -1.365(0.6112) |
| Alto | X | 30.491(2.426) | 37.24(4.469) | 30.928(2.581) | 6.749(0.2628) | 0.437(0.914) | -6.313(0.0452)* |
| | Y | 304.682(21.728) | 321.723(22.831) | 329.584(20.687) | 17.041(0.1857) | 24.902(0.0702) | 7.861(0.4531) |
| | Z | 33.125(2.152) | 32.119(2.154) | 33.787(2.977) | -1.006(0.6604) | 0.662(0.7636) | 1.668(0.3919) |

* DE: $p < 0,05$.

CAPÍTULO VI

ESTUDIO N^o 2

Adaptación y validación de un simulador pediátrico para el estudio del movimiento de la columna vertebral cervical

E S T U D I O 2

ADAPTACIÓN Y VALIDACIÓN DE UN SIMULADOR PEDIÁTRICO PARA EL ESTUDIO DEL MOVIMIENTO DE LA COLUMNA VERTEBRAL CERVICAL

ADAPTATION AND VALIDATION OF A PEDIATRIC SIMULATOR TO STUDY THE MOVEMENT OF THE CERVICAL SPINE

4.1. INTRODUCCIÓN

La LM pediátrica representa el 1-10% de la incidencia anual total de LMT con una mortalidad del 3%¹⁵⁰. Al igual que en la edad adulta, coinciden en una mayor tasa de afectados la población pediátrica masculina, sobre todo en la adolescencia y con una afectación mayor a nivel cervical. Los accidentes de tráfico son la causa más común de las LMT con un 53% de incidencia¹⁵⁰⁻¹⁵².

Debido a su anatomía, el riesgo de LM en niños es considerablemente menor, aunque no por ello con unas consecuencias menos devastadoras. Nos encontramos con una columna cartilaginosa, más móvil, con ligamentos laxos y musculatura en desarrollo. Hasta los ocho años existe una desproporción entre la cabeza y el torso del pediátrico, haciendo más vulnerable la unión craneocervical¹⁰⁶⁻¹⁰⁸.

Las fuerzas, impactos y lesiones afectan de forma diferente siendo más común en estas edades las lesiones provocadas por las fuerzas de aceleración y desaceleración de los accidentes de tráfico¹⁰⁵. Nos encontramos ante una complejidad de diagnóstico en estas edades ya que, en la evolución del desarrollo de la columna pueden existir aún partes no osificadas o cartílagos en evolución que pueden ser confundidas con lesiones no existentes y viceversa¹⁰⁶.

Los profesionales consideran la RM una necesidad en la población pediátrica ante un impacto importante, una respuesta no fiable y ante el miedo a un posible diagnóstico no certero y por lo tanto a una consecuente LMT^{119,121}. La evidencia existente con respecto a los protocolos y manejo del paciente pediátrico

y su repercusión tras un traumatismo es escasa, usando más el pragmatismo y técnicas no estandarizadas que incrementan las posibilidades de una posible LM^{153,154}. La creación de nuevos protocolos basados en estudios con pacientes reales supondría un importante riesgo para las víctimas ya que en un accidente de tráfico el tiempo es vital y cualquier retraso o error supondría unas repercusiones fatales^{130,131}.

Es por ello que se recurre a la simulación, cada vez más utilizada en los diversos estudios e investigaciones, ya que proporciona una herramienta útil y segura de aprendizaje y creación de nuevos protocolos y técnicas que sean capaces de simular al paciente real (con sus características físicas) y así poder hacer los estudios más fiables¹²⁹.

Por este motivo, se ha planteado este estudio con el propósito de la elección, preparación, adaptación y validación de un simulador que cumpla las características antropométricas de un paciente pediátrico de 5 años, permitiendo la monitorización continua del movimiento de la columna vertebral, en su segmento cervical, y así poder valorar la calidad de las maniobras de movilización y RM.

4.2. METODOLOGÍA

Estudio comparativo de la movilidad cervical de 4 simuladores pediátricos, para seleccionar el simulador pediátrico más idóneo, y estudio de fiabilidad del simulador elegido para determinar la fiabilidad de la medición del movimiento de la columna vertebral en su segmento cervical. El estudio se realizó en UCAM. La muestra del estudio la componen 4 simuladores pediátricos con características similares en talla y peso al desarrollo normal del niño vivo, según los percentiles de crecimiento de la OMS¹⁵⁵. A cada simulador se le añadió peso en la cabeza hasta alcanzar 1 kg de peso total, se modificó la movilidad del cuello para alcanzar los máximos rangos de movimiento y, finalmente, se acoplaron 2 sensores inerciales para determinar el movimiento (Figura 1). Posteriormente se realizaron 30 repeticiones con cada movimiento de flexión, extensión, lateralización izquierda-derecha y rotación izquierda- derecha.

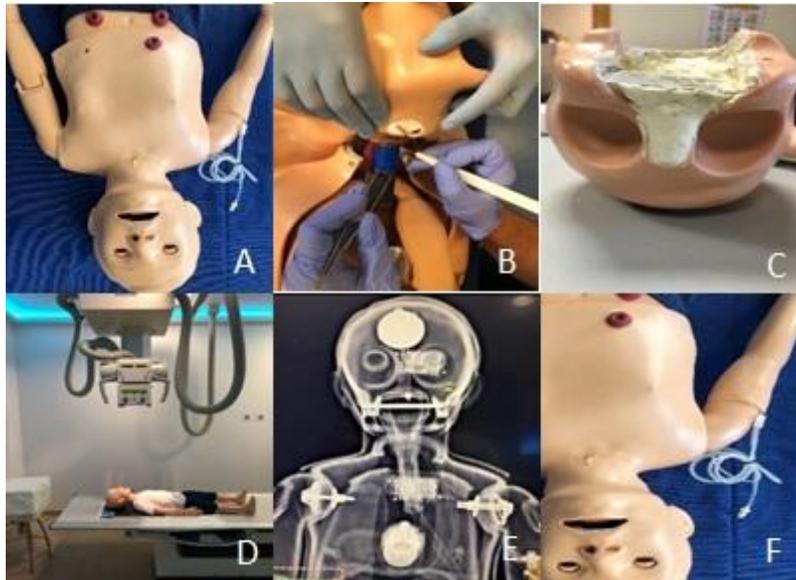


Figura 26. Proceso de modificación y adaptación del simulador.

A: selección del simulador; B: modificación de la movilidad del cuello; C: adaptación de la cabeza a 1 kg de peso; D: radiografía antero-posterior del dispositivo; E: resultado de la adaptación del dispositivo; F: resultado final del simulador ya adaptado.

En una columna inestable, el rango de movimiento es muy alto¹⁵⁶ por lo que se decidió seleccionar el simulador con una media mayor de rango de movimiento. Una vez seleccionado el simulador, se realizó un análisis de fiabilidad del mismo mediante la realización de 100 repeticiones de cada uno de los movimientos (Figura 27).

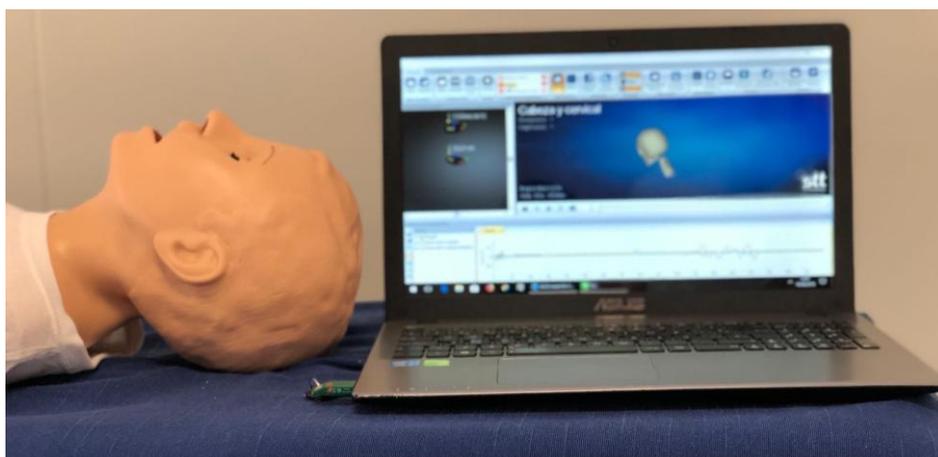


Figura 27. Análisis de la fiabilidad
Elaboración propia

4.2.1 Sistemas inerciales

El análisis del movimiento se determinó mediante sensores inerciales (SI), modelo *STT-IBS iSen 3D Motion Analyser*[®]. Estos SI están compuestos por un acelerómetro, un giroscopio y un magnetómetro, envueltos por una carcasa rígida (36 mm x 15 mm x 46.5mm), con un peso total de 29 gr, con una frecuencia de envío de 250 Hz, precisión estática (roll, pitch, yaw) <0.5°, precisión dinámica (roll, pitch, yaw) <1.5° y latencia inferior a 0.004 seg. El SI determina la orientación angular obteniéndose los valores en los 3 ejes de coordenadas del espacio (X, Y y Z). La conexión se hizo mediante un sistema Bluetooth 2.0[®] a un ordenador al que se le colocó un adaptador de recepción de la señal *iSen-Hub*. Se seleccionó el modelo biomecánico de análisis de movimiento cervical. Al simulador se le colocaron dos SI: uno en el interior de la cabeza (zona superior) y otro en el interior del tórax (retro-esternal) (Figura 28).



Figura 28. Colocación de los SI al simulador
Fuente propia

4.2.2 Análisis estadístico

Los datos fueron recogidos mediante el programa *Microsoft Excell* y analizados en el programa *SPSS Statistics V26*. Los datos son expuestos en medias y DE. Se utilizó el Coeficiente de Correlación Intercalase (CCI) para determinar la fiabilidad. Para la interpretación del CCI que determina el nivel de fiabilidad o concordancia de los resultados obtenidos. Se siguió la clasificación establecida por Prieto et al. según la cual un CCI < 0.3 indica una fiabilidad baja; un CCI entre 0.3-0.5 señala una correlación moderada y un CCI > 0.5 , indica fiabilidad elevada¹⁷. Se asumió que las diferencias eran estadísticamente significativas si $p < 0.05$.

4.3. RESULTADOS

El primero de los procesos en los que se divide el estudio trata sobre la elección del simulador más conveniente. En la Tabla 1 se recogen las medias de los movimientos máximos de movilidad en los diferentes planos durante la grabación de las simulaciones con los 4 dispositivos seleccionados. Tras la obtención de estos resultados seleccionamos el "Simulador 1" (*Pediatric Hal® S3005*, de la marca *Gaumar*) como el simulador más válido para nuestro estudio por ser el que presenta unos rangos de movilidad forzada más parecidos a los de paciente pediátrico. Los grados de movimiento del simulador seleccionado son: flexión $27^\circ \pm 4^\circ$, extensión $36^\circ \pm 2^\circ$, lateralización izquierda $30^\circ \pm 2^\circ$, lateralización derecha $32^\circ \pm 3^\circ$, rotación izquierda $27^\circ \pm 2^\circ$ y rotación derecha $25^\circ \pm 2^\circ$.

La fiabilidad del Simulador 1 nos dio unos resultados de CCI para el movimiento de flexo-extensión de 0,937 ($p < 0,001$), para el movimiento de lateralización izquierda-derecha de 0,893 ($p < 0,006$) y para el movimiento de rotación izquierda-derecha 0,845 ($p=0,006$). Los resultados muestran un CCI con una fiabilidad "elevada" para los 3 ejes de movimiento analizados.

Tabla 3. *Medias de los grados de desalineación máxima de cada simulador. Datos expuestos en grados mediante: media \pm desviación estándar*

| | Flexión | Extensión | Lateraliz. Izquierda | Lateraliz. Derecha | Rotación Izquierda | Rotación Derecha | Media |
|--------------------|------------|------------|-------------------------|-----------------------|-----------------------|---------------------|------------|
| Simulador 1 | 30 \pm 4 | 43 \pm 2 | 30 \pm 2 | 32 \pm 3 | 27 \pm 2 | 25 \pm 2 | 31 \pm 2 |
| Simulador 2 | 38 \pm 4 | 34 \pm 3 | 12 \pm 2 | 11 \pm 2 | 13 \pm 2 | 12 \pm 2 | 18 \pm 2 |
| Simulador 3 | 18 \pm 4 | 42 \pm 5 | 27 \pm 4 | 30 \pm 3 | 25 \pm 3 | 27 \pm 3 | 28 \pm 4 |
| Simulador 4 | 12 \pm 2 | 23 \pm 4 | 24 \pm 3 | 25 \pm 3 | 24 \pm 4 | 26 \pm 3 | 22 \pm 3 |

4.4. DISCUSIÓN

El simulador elegido y adaptado nos ha permitido obtener unos rangos de movimiento elevados con unas medidas antropométricas que según la OMS¹⁵⁵ corresponden a un niño de 5 años. Autores como De Rossi et al. realizaron sus estudios basándose en cadáveres previamente preparados provocándoles una lesión del ligamento posterior y una lesión segmentaria completa¹⁵⁶. Provocaron las lesiones descritas a nivel cervical (C5-C6) de la médula espinal de cada cadáver consiguiendo resultados de más de 11° de desplazamiento. En nuestro estudio, el simulador alcanza rangos mayores de 30° \pm 2°. No hemos encontrado estudios sobre la movilidad cervical pediátrica en casos de LMT. Tras una colisión nos encontramos con una columna inestable obteniendo rangos de movimiento amplios debido a la sección, distensión o lesión de los diferentes ligamentos¹⁵⁶, por lo que consideramos, basándonos en esta afirmación, que el simulador idóneo sería aquel que permite un mayor rango de movimiento.

Los resultados de los test de fiabilidad, mediante el CCI, nos indican un nivel de concordancia elevado y una fiabilidad excelente, obtenido una herramienta válida y fiable según lo descrito por autores como Prieto et al.¹⁵⁷. Los diferentes simuladores existentes en el mercado han sido creados para técnicas como cuidados básicos, técnicas de reanimación o para el desarrollo de habilidades o destrezas en los diferentes ámbitos de la medicina y la enfermería. Sin embargo, hasta nuestro conocimiento, no se dispone en el mercado de simuladores específicos para determinar el movimiento de la columna en pacientes pediátricos. Nuestro simulador es capaz de realizar una medición fiable cuando aplicamos la misma cantidad de energía de tracción en forma de peso de 1Kg.

Falta evidencia científica que respalde la utilización de dispositivos y protocolos de RM y el manejo de los casos de LMT pediátrica al igual que ocurre en el adulto^{83,98,102,103}. Es por ello que adaptando y validando una herramienta de simulación para medir la desalineación cervical en un paciente pediátrico tras una colisión importante, se da la oportunidad de obtener una herramienta válida y fiable para futuros estudios e investigaciones. De esta manera se abre un nuevo campo al estudio y hallazgo de protocolos fiables y adecuados a la hora del manejo del niño politraumatizado.

CAPÍTULO V

ESTUDIO N°3

Análisis biomecánico de la desalineación cervical en la extracción pediátrica con el Sistema de Inmovilización Pediátrico y Extracción ® (SIPE Baby Rescuer)

E S T U D I O 3

ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE LA DESALINEACIÓN CERVICAL EN LA EXTRACCIÓN PEDIÁTRICA CON EL SISTEMA DE INMOVILIZACIÓN PEDIÁTRICO Y EXTRACCIÓN® (SIPE BABY RESCUER)

BIOMECHANICAL ANALYSIS OF CERVICAL MISALIGNMENT IN PEDIATRIC EXTRICATION WITH SIPE BABY RESCUER® DISPOSITIVE

5.1. INTRODUCCIÓN

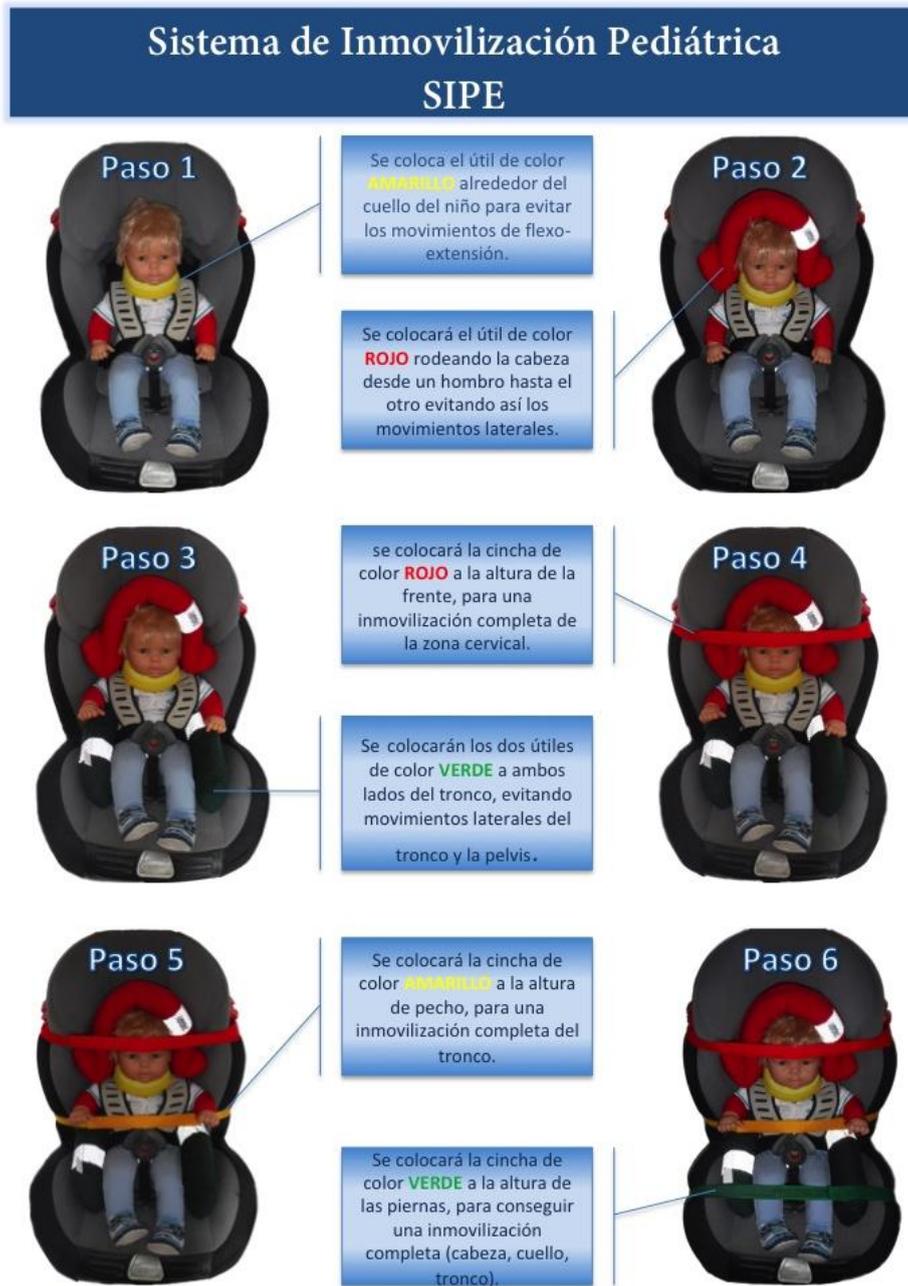
La tasa anual de lesiones medulares en el mundo se sitúa entre 250.000 y 500.000 casos, provocadas en un 90% por causas traumáticas como los accidentes de tráfico¹⁵⁸. En pediatría concretamente, la OMS cifra la mortalidad infantil anual por accidentes de tráfico en 260.000¹⁵⁹; siendo las lesiones de la columna cervical las más comunes y pudiendo ser reducidas con una correcta extracción y manejo del niño politraumatizado¹⁶⁰.

En los pacientes pediátricos, a diferencia del adulto, resulta más complicado valorar su estado físico, su reactividad o su estado neurológico¹⁵³. Debido a la antropometría de estos pacientes y la escasez de dispositivos de RM, en la práctica habitual, son manejados con técnicas no estandarizadas incrementando así las posibilidades de producirse una LM secundaria^{153,154}.

En el año 2014 se desarrolló un *Sistema de Inmovilización Pediátrico y Extracción®* (SIPE Baby Rescuer), para disminuir el tiempo, estandarizar el procedimiento y facilitar, a la vez que garantizar, una correcta extracción del niño pediátrico. Este dispositivo (Figura 1) consta de un cuerpo elíptico y esponjoso de espuma viscoelástica, 3 útiles y unas cinchas de colores verde, amarillo y rojo.

Hasta nuestro conocimiento, no existe otro dispositivo parecido, siendo la única alternativa los medios de fortuna (utilizando sábanas y toallas), creando gran variabilidad de la técnica entre los profesionales sanitarios y de la eficacia en la RM. El objetivo de este trabajo es determinar el tiempo medio y los movimientos producidos durante la extracción del paciente pediátrico usando

este dispositivo de RM SIPE Baby Rescuer®.



El SIPE es un dispositivo pensado para se aplicado por profesionales sanitarios debidamente formados.

Figura 29. Imagen con los pasos para la colocación del Sistema Inmovilización Pediátrica y Extracción® (SIPE).

5.2. METODOLOGÍA

Estudio observacional en el que se realizó un análisis biomecánico de los movimientos producidos en la columna cervical durante la extracción de un paciente pediátrico simulado, de 105 cm de altura y 20 Kg de peso, situado en una silla de retención (Marca Mondial Safe®, modelo Alaska) que abarca niños desde 15 kg de peso y 100 cm de altura hasta 36 Kg y 1.89 m. Al simulador pediátrico se le integraron unos sensores inerciales que monitorizaron de manera continua el movimiento producido desde la llegada de los profesionales hasta la colocación de la silla sobre una camilla.

La muestra se compuso por dos grupos: 3 profesionales expertos en rescate y asistencia al trauma en accidentes de tráfico pertenecientes a la Asociación de Rescate en accidentes de Tráfico y Emergencias (grupo ARTE) y 3 profesionales sanitarios que desarrollaron el dispositivo (grupo SIPE). Los profesionales usaron el dispositivo SIPE® para la extracción. Todos los profesionales fueron entrenados durante 1 h sobre el uso de este dispositivo antes de la realización del experimento. Cada grupo realizó 15 repeticiones del procedimiento: punto inicial con el simulador colocado en la silla de bebe, que se encontraba anclada al vehículo mediante ISOFIX (estándar ISO 13216), y punto final con el simulador fuera del vehículo sobre la camilla de la ambulancia (Figura 29-32)

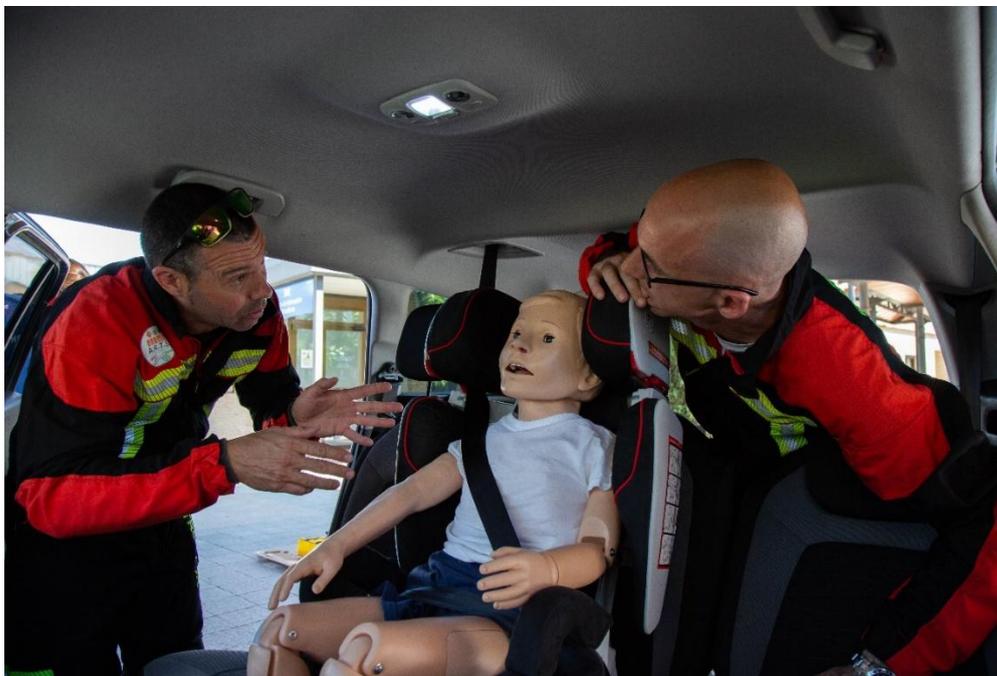


Figura 30. Equipo ARTE en el interior del vehículo con la víctima simulada
Elaboración propia



Figura 31. Colocación del dispositivo SIPE®
Elaboración propia



Figura 32. Comienzo de la extricación de la víctima simulada
Elaboración propia



Figura 33. Extricación de la víctima simulada. Análisis del movimiento
Elaboración propia

5.2.1 Sistemas inerciales

El análisis del movimiento se determinó mediante los sistemas inerciales SISTT-IBS iSen 3D Motion Analyser® (STT Systems). Estos SI están compuestos por un acelerómetro, un giroscopio y un magnetómetro, envueltos por una carcasa rígida (36 mm x 15 mm x 46.5mm), con un peso total de 29 gr, con una frecuencia de envío de 250 Hz, precisión estática (roll, pitch, yaw) <0.5°, precisión dinámica (roll, pitch, yaw) <1.5° y latencia inferior a 0.004 seg. El SI determina la orientación angular obteniéndose los valores en los 3 ejes de coordenadas del espacio (X, Y y Z). La conexión se hizo mediante un sistema Bluetooth 2.0® a un ordenador al que se le colocó un adaptador de recepción de la señal iSen-Hub. Se seleccionó el modelo biomecánico de análisis de movimiento cervical. A la víctima simulada se le colocaron dos SI (Figura 1B y 1C): uno en la cabeza (zona superior) y otro en el tórax (entre C6 y C7).

5.2.2 Análisis estadístico

Los datos fueron exportados al programa Microsoft Excel® y analizados mediante el programa S.P.S.S.® Versión 21. Las variables analizadas fueron: edad, sexo, años de experiencia profesional, años de experiencia profesional en emergencias, titulación y tiempo de realización de la maniobra. Todos los datos de los movimientos de los SI se generaron durante la adquisición de los movimientos de manera automática y en tiempo real. Los datos se exponen mediante la frecuencia, porcentaje, media (\pm desviación estándar) y rango. Se analizaron los movimientos de rotación, flexo-extensión y lateralización, utilizando la prueba t de Student para la comparación entre unos y otros movimientos. También se realizó el estudio de ANOVA de un factor para analizar diferencias entre grupos. Para evaluar la influencia de las distintas variables sobre los resultados obtenidos se llevó a cabo un análisis de covarianza. Se asumió que las diferencias eran estadísticamente significativas si $p < 0,05$.

5.3. RESULTADOS

La edad media de los participantes fue de 40,16 (DE 4,83) años con una distribución por sexo de 1 mujer y 5 varones. Las distribuciones por profesión fueron de 3 bomberos, 3 profesionales sanitarios (1 técnico en emergencias sanitarias, 1 enfermero y 1 médico). La experiencia profesional media fue de 11 (DE 3,94) años para el Grupo ARTE y para el Grupo SIPE de 6,83 (DE 2,71) años.

La media de los movimientos máximos fue de 3,54 (DE 1,35) °. El tiempo medio máximo fue de 4 min 1 seg (DE 45 segundos). La media de la rotación derecha máxima fue de 3,34 (DE 3,52) ° y de la rotación izquierda máxima fue de 2,62 (DE 2,26) °. La media de la lateralización derecha máxima fue de 6,24 (DE 3,20) ° y de la lateralización izquierda máxima fue de 2,50 (DE 2,76) °. La media de la flexión máxima fue de 2,36 (DE 2,10) ° y de la extensión máxima fue de 4,21 (DE 2,15) °.

En la tabla 1 se pueden observar los resultados comparativos para cada uno de los grupos del estudio (SIPE versus ARTE). No se han encontrado diferencias estadísticamente significativas para ninguno de los movimientos analizados ni para el tiempo de realización de la maniobra.

Tabla 4. Resultados comparativos para cada uno de los grupos del estudio.

| Movimiento (grados) | | GRUPO SIPE | GRUPO ARTE | IC | | P |
|------------------------|-----------|-------------|---------------|-----------------|-----------------|-------|
| | | Media (DE) | Media(DE) | Límite inferior | Límite Superior | |
| Lateral | Izquierdo | 2,00 (2,00) | 3,00 (3,39) | 1,62 | 3,62 | 0,182 |
| | Derecho | 6,45 (2,52) | 6,03 (3,89) | 3,50 | 3,66 | 0,276 |
| Rotación | Izquierdo | 4,03 (2,18) | 2,21 (1,29) | 4,50 | 1,13 | 0,123 |
| | Derecho | 2,96 (3,75) | 3,73 (3,43) | 2,60 | 4,14 | 0,558 |
| Antero-posterior | Flexión | 2,93 (2,44) | 1,79 (1,62) | 0,81 | 3,09 | 0,176 |
| | Extensión | 3,98 (2,02) | 4,45 (2,36) | 1,60 | 2,54 | 0,980 |
| Tiempo (seg) | | 203 (24,38) | 275,2 (32,21) | 42,35 | 96,04 | 0,599 |

Test de Rangos de Willcoxon. DE: Desviación estándar; *: $p < 0,05$; IC: intervalo de confianza; p: significación estadística.

5.4. DISCUSIÓN

Los resultados de este estudio nos muestran que mediante el dispositivo analizado (SIPE®) se obtiene una alta restricción de movimiento, con una media de movimiento de 3,54 (DE 1,35)°. El movimiento con mayor desalineación ha sido la lateralización derecha con 6,24 (DE 3,20)°. Si bien es cierto que no se llega a realizar una restricción absoluta, estos resultados obtenidos supondrían unas repercusiones mínimas para el paciente⁴³. Hasta nuestro conocimiento, no disponemos de datos de otros estudios científicos con los que comparar nuestros resultados de restricción de movimiento en el paciente pediátrico; sin embargo, existen otros estudios como el de Dixon et al., donde se determinó la media de la desalineación producida durante la extracción de la víctima de un vehículo obteniendo movimientos mucho mayores a los determinados por nosotros en procedimientos como¹⁰³: extracción con collarín 14, 93°, extracción con un tablero espinal 13, 56° o con un chaleco espinal 17,60°. El objetivo que se debe perseguir es conseguir la mayor restricción de movimiento posible. No obstante, la escasez de datos y publicaciones científicas abre unas nuevas áreas de investigación y desarrollo científico tanto en adultos como en pediatría.

El tiempo medio para la realización de la maniobra fue de 4 min 1 seg. Autores como Karbi et al. demostraron que la extracción rápida y adecuada de la víctima en una colisión es de vital importancia siendo, por tanto, indispensable usar dispositivos rápidos, ligeros y que faciliten una retirada segura del vehículo sin cambiar su posición¹⁶¹. Aunque es conocida la importancia de un adecuado, pero rápido, manejo del paciente traumático, la mayor parte de estudios sobre asistencia al trauma grave y/o restricción de movimiento no valoran el tiempo necesario para la realización de cada una de las técnicas y/o maniobras.

La evidencia sobre las técnicas de restricción de movimiento durante la extracción es actualmente escasa, aún más mediante la colocación de sensores de movimiento. Hasta el momento se ha usado más el pragmatismo de los profesionales que los datos, ya que éstos a su vez, son pobres. Los escasos estudios sobre desalineación cervical en pacientes reales se centran en cadáveres, siendo aún más complejo encontrar estudios parecidos en pediatría por cuestiones éticas¹⁶².

CAPÍTULO VI

DISCUSIÓN

CAPÍTULO VI. DISCUSIÓN

La LM corresponde a un daño neurológico afectando anualmente a un número elevado de personas, alterando su bienestar social, profesional y elevando el gasto sanitario anual⁹. Los accidentes de tráfico son la causa más frecuente de LMT actualmente¹⁶. Aunque pueda parecer lo contrario, debido a la escasa investigación, no existe ninguna evidencia científica sobre la idoneidad de inmovilizar a los pacientes con sospecha de LMT⁷⁹. Por esa razón decidimos iniciar esta línea de investigación en el ámbito de la simulación clínica para posteriormente plantear estudios en situaciones reales.

En la asistencia a una víctima tras una colisión o accidente de tráfico, Conrad et al., nos muestran una secuencia (Figura 28) para la atención a la víctima con una sospecha de lesión en la columna vertebral⁸⁴. En las primeras fases de dicha frecuencia se observa primeramente la asistencia inicial y retirada de equipación (ropa, cascos, etc...) para posteriormente estabilizar al paciente, realizar su traslado y completar el diagnóstico y tratamiento en el hospital al que se le derive.

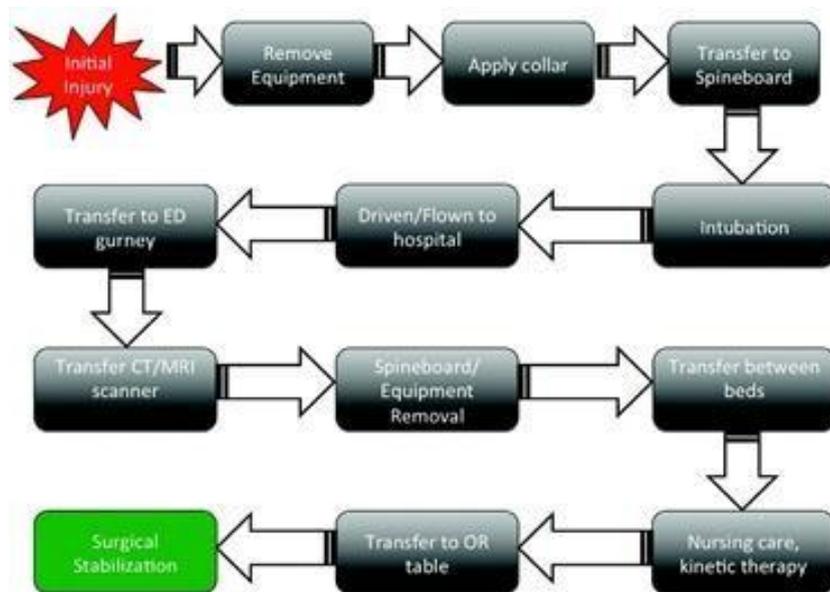


Figura 34. Secuencia del recorrido del paciente con sospecha de LM⁸⁴.

Este esquema parece propuesto para pacientes que han sufrido un accidente de moto o caída, pero parece no contemplar otros escenarios habituales (p.e. paciente atrapado en vehículo). En el caso de los niños la retirada de la equipación se podría considerar como la extracción de la silla de coche infantil en la que deben viajar hasta los doce años. Quizás habría que incluir unos eslabones que contemplen estas alternativas (Figura 29).



Figura 35. Propuesta de alternativas para completar la secuencia del recorrido del paciente con sospecha de LMT realizada por Conrad et al⁸⁴.

Diversos autores confirman que un número elevado de LMT se podría evitar con una correcta inmovilización y manejo del paciente politraumatizado^{100,102,103}. Es por ello, que a lo largo de este recorrido ante un paciente con sospecha de LM es preciso aplicar las maniobras necesarias para un correcto manejo del paciente en cada fase ante el riesgo de lesión neurológica secundaria. Los tres estudios se basan en la primera fase de este ciclo, en la extricación del paciente adulto y pediátrico.

Sin embargo, encontramos controversias en la propia inmovilización al no existir un apartado donde se contemple la opción de la IS. Según las normas NEXUS y CCSR no se inmovilizaría por defecto a todos los pacientes con sospecha de LM hasta haber realizado la evaluación pertinente y decidir si procede una inmovilización⁶³⁻⁶⁵. En este ciclo aparece el uso de CC como eslabón obligatorio. En la población adulta se abarcó el concepto de AE tras el concepto de inmovilización selectiva que surge a raíz de las ya citadas normas NEXUS y CCSR⁶³⁻⁶⁵.

No obstante, estas dos normas estuvieron en controversia desde el año 2003, en el que NICE combinó ambas para obtener una regla altamente fiable. Sin embargo, no se obtuvo comparaciones sólidas de dichas reglas. Las normas NICE y autores como Stiell et al. favorecieron las CCSR en un estudio en el que a través

de éstas omitieron tan solo una fractura mientras que por las NEXUS fueron 16 fracturas las omitidas⁶⁶. Se criticó la ambigüedad de los elementos distractores de las normas NEXUS, argumentando la necesidad de tener que definir más dichos criterios o elementos de distracción. A su vez, se consideró una contradicción la necesidad de inmovilizar a pacientes mayores de 65 años por defecto, pese a no tener lesiones preexistentes, ya que la inmovilización a estas edades en las que les afecta una deformidad *per se*, los CC supondrían posiciones demasiado rígidas, desplazar o empeorar la fractura o causar una lesión neurológica mayor.

En el primer estudio abordamos la controversia con respecto a los collarines, AE o extricación por medios habituales. Aunque son pocos los ensayos aleatorios sobre su uso se ha evidenciado que, en ocasiones, sus efectos perjudiciales superan a sus beneficios. Se encuentran dificultades a nivel de la vía aérea⁷¹, broncoaspiración, ulceración en la piel por el uso de los dispositivos durante el trayecto, compresión de las venas yugulares y aumento de la presión intracraneal⁷², isquemia tisular, nerviosismo, ansiedad, mayores costos y tiempo de hospitalización⁷³.

Liao et al. concluyeron que, en ciertas lesiones craneocervicales inestables, la colocación del collarín conduce a una compresión del saco dural, comprometiendo y dañando la médula espinal⁷⁴. Morris et al. nos indican además que, la LM se encuentra en la mayor parte de los casos en pacientes inconscientes o con nivel bajo de consciencia. En pacientes conscientes, la musculatura protege la columna vertebral y no sería obligatoria su inmovilización⁷⁵.

Nuestro estudio corrobora una vez más la necesidad de realizar una IS de columna de los pacientes que han sufrido un accidente de tráfico⁷⁹. Paradójicamente, la IS no termina de estar implantada en la mayoría de los protocolos asistenciales de los Servicios de Emergencias Médicas (SEM) o de los Servicios de Urgencias Hospitalarios (SUH), aunque la mayor parte de autores y la bibliografía científica la recomiendan^{83,102,149}.

A la vista de nuestros resultados, se pone de manifiesto que, en pacientes con bajo riesgo de LME y hemodinámicamente estables, el uso de collarines cervicales no solo no mejora la alineación de la columna del paciente, sino que incluso puede llegar a provocar peores resultados^{71-75,77,148}.

En el paciente pediátrico, por su condición no es posible llevar a cabo la

autoextricación, con lo que recurrimos a la extricación desde un SRI. Nos hemos basado en nuevos dispositivos que facilitarían dicha extricación.

Al no poder realizar el experimento con un paciente pediátrico real por cuestiones éticas y de seguridad hacia la víctima, se ha realizado un simulador que, a la vista de nuestros resultados, podemos considerar válido y fiable, cumpliendo las características antropomórficas de un paciente real y con el que se realiza el estudio de extricación pediátrica. Respecto a los métodos de diagnóstico, en este estudio se observa el análisis biomecánico por SI, un sistema de captura de movimiento. Numerosos autores eligen los sistemas de captura de movimiento como métodos fiables y válidos^{88,100,102-104,142,143}. Gabrielli et al., realizan su estudio a través de cámaras infrarrojas, aunque también eligen los sensores de movimiento como método de análisis en su estudio¹⁰⁴.

En los tres estudios de esta tesis doctoral hemos utilizado los SI como método de análisis por considerarlos eficaces, sencillos en su colocación y muy fiables. Autores como Swartz et al. o Gordillo et al. utilizaron los SI también para sus estudios^{142,143}. La simulación clínica es actualmente altamente recomendada y utilizada para evaluar y analizar diferentes situaciones y estudios, aunque autores como Sundstrom et al., la desaconsejan⁸³. Argumentan no poder observar los efectos secundarios reales de los pacientes ni las consecuencias reales de una mala inmovilización puesto que no podemos llevar a cabo un seguimiento al no ser pacientes reales. Por otro lado, son numerosos autores los que recurren a la simulación para este tipo de estudios, utilizando pacientes sanos o simuladores como muestra^{88,102-104}.

En la actualidad nos encontramos ante una escasa evidencia de protocolos sobre restricción de la movilización⁹⁷⁻¹⁰⁴. Faltan a su vez estudios y protocolos sobre dispositivos y su correcta utilización⁸³. Concretamente del Rossi et al., utilizan la simulación con cadáveres para sus estudios, acondicionando anteriormente los cadáveres para poder realizar una simulación fiable y lo más cercana a la realidad y utilizando además sistemas de captura de movimiento^{86,88,145-147}.

En el segundo estudio, obtenemos un simulador que se ajusta a las medidas antropométricas de un paciente real. El simulador elegido y adaptado nos ha permitido obtener unos rangos de movimiento elevados con unas medidas

antropométricas que según la OMS¹⁵⁵ corresponden a un niño de 5 años. Los diferentes simuladores existentes en el mercado han sido creados para técnicas como cuidados básicos, técnicas de reanimación o para el desarrollo de habilidades o destrezas en los diferentes ámbitos de la medicina y la enfermería. Nos encontramos ante un gran desafío ya que, hasta nuestro conocimiento, no se dispone en el mercado simuladores específicos para determinar el movimiento de la columna en pacientes pediátricos. En nuestro estudio, el simulador alcanza rangos mayores de $30^\circ \pm 2^\circ$. No hemos encontrado estudios sobre la movilidad cervical pediátrica en casos de LMT. Tras una colisión nos encontramos con una columna inestable obteniendo rangos de movimiento amplios debido a la sección, distensión o lesión de los diferentes ligamento¹⁵⁶, por lo que consideramos, basándonos en esta afirmación, que el simulador idóneo sería aquel que permite un mayor rango de movimiento.

Falta evidencia científica que respalde la utilización de dispositivos y protocolos de RM y el manejo de los casos de LMT pediátrica al igual que ocurre en el adulto^{83,98,102,103}. Es por ello que se ha adaptado y validado una herramienta de simulación para medir la desalineación cervical en un paciente pediátrico tras una colisión importante, dando la oportunidad de obtener una herramienta válida y fiable para futuros estudios e investigaciones. De esta manera se abre un nuevo campo al estudio y hallazgo de protocolos fiables y adecuados a la hora del manejo del niño politraumatizado.

El tercer estudio se pudo realizar gracias a la adaptación y fiabilidad de dicho simulador. Los resultados de este estudio nos muestran que mediante el dispositivo analizado (SIPE[®]) se obtiene una alta restricción de movimiento, con una media de movimiento de 3,54 (DE 1,35) °. Si bien es cierto que no se llega a realizar una restricción absoluta, estos resultados obtenidos supondrían unas repercusiones mínimas para el paciente⁴³. El tiempo medio para la realización de la maniobra fue de 4 min 1 seg. Autores como Karbi et al., demostraron que la extracción rápida y adecuada de la víctima en una colisión es de vital importancia siendo, por tanto, indispensable usar dispositivos rápidos, ligeros y que faciliten una retirada segura del vehículo sin cambiar su posición¹⁶¹.

Referente al número limitado de participantes, autores como Gordillo et al, Dixon et al. o Safer et al. realizaron sus estudios con un número escaso de

participantes, ya que se recurrió a la técnica de simulación^{102,103,143}. Nuestro primer estudio se realizó con 16 voluntarios. En la bibliografía consultada nos encontramos generalmente con estudios con tamaños muestrales más pequeños, excepto en el caso de Gabrielli et al., cuya muestra consistió en 23 voluntarios sanos¹⁰⁴.

CAPÍTULO VII
CONCLUSIONES

CAPÍTULO VII. CONCLUSIONES

7.1 CONCLUSIONES DERIVADAS DEL ESTUDIO N°1:

Los resultados de este estudio nos permiten concluir que la desalineación de la columna cervical mediante la AE es similar a la provocada mediante la AE-C. Por otro lado, podemos afirmar que en vehículos bajos se produce menos desalineación con un collarín tipo SN, mientras que, en vehículos altos, se produce menos desalineación con un collarín tipo XC.

7.2 CONCLUSIONES DERIVADAS DEL ESTUDIO N°2:

La principal conclusión de este trabajo es que el simulador pediátrico elegido, adaptado y validado, permite determinar el movimiento de la columna vertebral en su segmento cervical con un grado de fiabilidad elevada.

7.3 CONCLUSIONES DERIVADAS DEL ESTUDIO N°3:

La conclusión principal de este estudio es que el *Sistema Inmovilización Pediátrico y Extracción*® (SIPE) ofrece una adecuada restricción de movimiento durante la extracción del paciente pediátrico en un tiempo relativamente razonable, facilitando la técnica y su preparación y, sobre todo, aportando un sistema estándar en lugar del uso de medios de fortuna.

CAPÍTULO VIII
APLICACIONES PRÁCTICAS

CAPÍTULO VIII. APLICACIONES PRÁCTICAS

Este proyecto de investigación se ha llevado a cabo ante un problema actual en los servicios de urgencias extrahospitalarias: La falta de evidencia en protocolos de inmovilización en adultos, y aún más, en pacientes pediátricos.

Con el concepto de IS se plantea la posibilidad de una no inmovilización por defecto. Las normas NEXUS y CCSR junto con el nuevo concepto de AE nos muestra la posibilidad de dejar atrás los protocolos por pragmatismos y actuar por evidencia. Es por ello que este proyecto intenta demostrar una posibilidad de AE aún más específica y exacta para realizar en pacientes con baja sospecha de LM que cumplan los criterios de no inmovilización.

A su vez, ante la imposibilidad de realizar estudios tanto en adultos como en niños (más aún en niños por cuestiones éticas) debemos recurrir a la simulación como método de investigación. En esta investigación se demuestra que adaptando un simulador que cumpla los criterios de un paciente real, obtenemos estudios y resultados fiables para poder llevar a cabo en la práctica real.

Los datos obtenidos en los tres estudios pueden ser extrapolados a la vida y pacientes reales intentando mejorar este campo y abriendo nuevas líneas de investigación que consigan reducir la LM actual en la población mundial con menor riesgo para el paciente y mejorando su bienestar y su seguridad.

CAPÍTULO IX
LIMITACIONES

CAPÍTULO XI. LIMITACIONES

9.1 LIMITACIONES GENERALES

Como limitaciones de este estudio nos encontramos que el paciente es un simulador; aunque la simulación actualmente está siendo muy aceptada e intenta ser lo más parecida a la realidad¹⁶³. Lo ideal sería llevar a cabo las técnicas y comprobaciones en pacientes reales con inestabilidad cervical, pero en un accidente de tráfico, el tiempo es vital y cualquier minuto retrasado por cualquier experimento o estudio supondría un importante riesgo para los pacientes, evitándolo con el estudio de dichas técnicas en actuaciones simuladas.

9.2 LIMITACIONES DEL ESTUDIO N°1

Una de las limitaciones encontradas en nuestro estudio es que se realizó con pacientes sanos (sin inestabilidad cervical ni sospecha de LM). La investigación con estudios aleatorizados en un accidente de tráfico real no es posible debido a las limitaciones ético-legales de la situación resultando imposible, por tanto, obtener un informe favorable del comité de ética.

Podríamos encontrar, a su vez, un sesgo al tratarse de profesionales de la emergencia extra hospitalaria y conocer las diferentes maniobras utilizadas. Sin embargo, la mayor parte de los profesionales no conocían que era la AE y un número importante no conocía el XC. La idea fue poder enseñarles los datos una vez finalizado el estudio y, de esta manera que se convencieran de lo que en la teoría se les iba a exponer (AE) al disponer de su propio estudio. También queríamos conocer su opinión y percepciones del procedimiento.

Otra limitación que podríamos observar es un número relativamente bajo de muestra. Este tipo de estudios biomecánicos provocan mucho esfuerzo en el análisis de datos y por ello la mayor parte de la literatura científica disponible trabaja con muestras muy inferiores a las nuestras.

9.3 LIMITACIONES DEL ESTUDIO N°2

La principal limitación del estudio es la complejidad a la hora de adaptar los simuladores pediátricos. En la actualidad los simuladores existentes en el mercado están diseñados para otro tipo de actividades (reanimación cardiopulmonar, técnicas médicas y enfermeras, etc.) y la limitación de la columna vertebral y cervical es importante. El tipo de material de los simuladores nos ha dificultado la técnica de introducir los SI o colocar el peso en la cabeza del paciente simulado. Debido a la complejidad de las adaptaciones, la muestra analizada en este estudio es relativamente baja, aunque no se dispone de datos de estudios similares.

Otra limitación es la propia simulación en sí. Aunque el simulador se ha adaptado hasta obtener unas medidas antropométricas lo más cercanas a la realidad, las características de un niño sano a la hora de estudiar este tipo de movimientos distan en cierto modo de las obtenidas mediante simulación.

9.4 LIMITACIONES DEL ESTUDIO N°3

La principal limitación del estudio fue el posible sesgo por cansancio de los participantes. En cada grupo (ARTE y SIPE) los tres miembros realizaron todas las repeticiones y aunque fueron intercalando posiciones y actuaciones, la repetición constante de una misma técnica puede dar lugar a sesgos por cansancio. La idea de que fueran los mismos equipos pretendía evitar los sesgos que pudieran aportar la realización del experimento por equipos con experiencia y formación dispares, aun asumiendo este sesgo por cansancio o fatiga.

CAPÍTULO X
FUTURAS LÍNEAS DE
INVESTIGACIÓN

CAPÍTULO X. FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN

Actualmente existe poca evidencia respecto a los protocolos para realizar la extricación de los pacientes, ya sean adultos o niños. En este estudio se ha evidenciado, en consonancia con la literatura científica, que la AE produce menor desalineación cervical en pacientes con criterios de bajo riesgo de LM (según las normas NEXUS y CCSR). Nos hemos centrado en la AE de la víctima desde dos vehículos, uno alto y uno bajo, y con dos CC diferentes. Sin embargo, para líneas futuras de investigación sería interesante barajar la posibilidad de encontrar a la víctima en distintas posiciones y en distintos lugares del vehículo para así determinar si la AE podría ser aplicada sólo en el caso del conductor o en el resto de los ocupantes del vehículo también. Nuestro estudio, al igual que ambos de Mark Dixon, se ha centrado en el ocupante de asiento del conductor^{103,104}.

Respecto a los otros dos estudios, se centran en adaptar y acondicionar un simulador que se asemeja a la realidad en cuanto a criterios establecidos por la OMS para un niño de esa edad¹⁵⁵. Proponemos para futuras líneas de investigación adaptar simuladores para diferentes edades, tamaños y pesos, realizando estudios a partir de dichas medidas antropométricas distintas.

A la hora de realizar una extricación pediátrica existen numerosos SRI. Nuestro estudio se ha llevado a cabo desde un SRI extraíble. En el futuro sería de gran ayuda investigar varios SRI para evaluar el riesgo y la desalineación cervical producida durante la extracción. Los pacientes lactantes y los propios pediátricos entre sí, utilizan sillas y adaptadores diferentes, siendo cada uno de ellos distinto a la hora de su manejo.

En los tres estudios se ha abarcado el tema de la extricación como principal objetivo de análisis, cumpliendo con las primeras fases del ya citado ciclo de Conrad⁸⁴. Proponemos como investigaciones posteriores abarcar todo el ciclo desde la atención primaria a la víctima con sospecha de LM hasta su transferencia en el hospital; analizando con SI todo el proceso para evaluar la desalineación cervical provocada en cada fase y con cada dispositivo. Este estudio pretende ser realizado en pacientes adultos y pediátricos donde la LMT ocasiona afectaciones tan drásticas.

CAPÍTULO XI
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

CAPÍTULO XI. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Paulsen F, Waschle J. Sobotta. Atlas de anatomía humana. Volumen 3. 24ª edición. Barcelona: Elsevier. 2019.
2. Latarjet M, Ruiz Liard A. Anatomía Humana, tomo 1, 4ª ed. Madrid: Editorial Médica Panamericana; 2006.
3. Pulles López L, Martínez Pérez S, Martínez de la Torre M, Neuroanatomía. Buenos Aires, Madrid: Revista panamericana; 2008.
4. Turlough Fitzgerald M.J, Gruener G, Mtui E. Neuroanatomía Clínica y neurociencia. 6ª edición. Barcelona: Revista Elsevier. 2012.
5. Felten D, Kerry O `Banion M, Summo Maida M. Netter atlas de neurociencia. 3ª edición. Barcelona: Elsevier. 2003.
6. Nieuwenhuys R, Voogd J, Van Huijzen C. The human Central Nervous System. 4ª edición. Germany: Springer. 2008.
7. Diaz E, Morales H. Spinal cord anatomy and clinical syndromes. Semin Ultrasound CT MR. 2016; 37:360–371. doi:10.1053/j.sult.2016.05.002.
8. Strassburger, K., Hernández, Y. & Barquín, E. *Lesión medular: Guía para el manejo integral del paciente con LM crónica*. ASPAYM Madrid. 2013. [Citado el 19 de Abril del 2020] Disponible en: <https://www.codem.es/guias/lesion-medular-guia-para-manejo-integral-del-paciente-con-lm-cronica>.
9. Berkowitz M, O'Leary P, Kruse D, Harvey C. Spinal cord injury: An analysis of medical and social costs. New York: Demos Medical Publishing Inc. 1998.
10. Farooqui, Akhlaq A. Neurochemical aspects of spinal cord injury. Neurochemical aspects of neurotraumatic and neurodegenerative diseases. Berlin: Springer; 2010. pp 107–142.
11. Organización Mundial de la Salud (OMS), 2017 [Internet]. Comunicados de prensa 2013 [consultado el día 9 de septiembre de 2017]. Disponible en: <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/spinal-cord-injury>.
12. Li, B., Qi, J., Cheng, P., Yin, P., Hu, G., Wang, L et al. Traumatic spinal cord injury mortality from 2006 to 2016 in China. *The Journal of Spinal Cord*

Medicine,2020. 1-6.

13. Van den Berg ME, Castellote JM, Mahillo-Fernandez I, de Pedro-Cuesta J: Incidence of spinal cord injury worldwide: a systematic review. *Neuroepidemiology* 2010; 34:184–192; discussion 192.

14. Furlan, J. C., Sakakibara, B. M., Miller, W. C. & Krassioukov, A. V. Global incidence and prevalence of traumatic spinal cord injury. *Can. J. Neurol. Sci.* 2013.40, 456–464.

15. Chiu, WT, Lin, HC, Lam, C, Chu, SF, Chiang, YH, Tsai, SH. Review paper: epidemiology of traumatic spinal cord injury: comparisons between developed and developing countries. *Asia Pac J Public Health.* 2010 Jan;22(1):9–18.

16. Devivo MJ. Epidemiology of traumatic spinal cord injury: trends and future implications. *Spinal Cord.* 2012;50(5):365-372.

17. Pérez C, Novoa A, Ferrando J, Santamariña E, García-Altés A, Seguí-Gómez M, Grupo de trabajo de la Sociedad Española de Epidemiología. Lesiones Medulares Traumáticas y Traumatismos Craneoencefálicos en España, 2000-2008. Madrid: Ministerio de Sanidad, Política Social e Igualdad; 2011. Recuperado de: http://www.msssi.gob.es/profesionales/saludPublica/prevPromocion/Lesiones/JornadaDecenioAccionSeguridadVial/docs/Lesiones_Medulares_WEB.pdf.

18. Lee, B.B., Cripps, R.A., Fitzharris, M. & Wing, P.C. The global map for traumatic spinal cord injury epidemiology: update 2011, global incidence rate. *Spinal Cord.*2014.110–116.

19. Wu, J. C. *et al.* Effects of age, gender, and socio-economic status on the incidence of spinal cord injury: an assessment using the eleven-year comprehensive nationwide database of Taiwan. *J. Neurotrauma.*20 29.2012. 889–897.

20. Wang H, Liu X, Zhao Y, Ou L, Zhou Y, Li C, et al. Incidence and pattern of traumatic spinal fractures and associated spinal cord injury resulting from motor vehicle collisions in China over 11 years: an observational study. *Medicine (Baltimore).* (2016) 95: e5220. doi: 10.1097/MD.0000000000005220.

21. O'Connor PJ. Prevalence of spinal cord injury in Australia. *Spinal Cord* 2005; 43: 42–46.

22. Cenzano J. La dimensión de la Lesión Medular. En: Martín S. Guía práctica

- para lesionados medulares. AYS-PAM. Madrid.
23. Muñoz Castellano J.C. Manejo prehospitalario de la lesión medular. *Emergencias*.2007; 19:25-31.
24. Pérez K, Novoa AM, Santamariña-Rubio E, et al, and the Working Group for Study of Injuries of Spanish Society of Epidemiology. Incidence trends of traumatic spinal cord injury and traumatic brain injury in Spain, 2000–2009. *Accid Anal Prev* 2012; 46: 37–44.
25. Dirección General de Tráfico [sede Web]. Las principales cifras de la siniestralidad vial: España 2013. Madrid: DGT. [Consultado el 15 de mayo de 2020]. Disponible en: <http://www.dgt.es/es/seguridad-vial/estadisticas-e-indicadores/publicaciones/principales-cifras-siniestralidad/>.
26. Hospital Nacional de Paraplégicos de Toledo [sede Web]. Toledo: Hospital Nacional de Paraplégicos de Toledo. [Consultado el 15 de mayo de 2020]. Disponible en: <http://hnparaplegicos.sescam.castillalamancha.es/es>.
27. Van den Berg ME, Castellote JM, Mahillo-Fernandez I, De Pedro-Cuesta J. Incidence of traumatic spinal cord injury in Aragon, Spain (1972–2008). *J Neurotrauma* 2011; 28: 469–477.
28. Aguado, A.L. Historia de las deficiencias. Madrid: Escuela Libre Editorial, Fundación ONCE. 1995.
29. Head H, Riddoch G. The automatic bladder: Excessive sweating and some other reflex conditions in gross injuries of the spinal cord. 1917; *Brain* 40:188.
30. Bender del Busto JE y cols. Caracterización clínica de pacientes con lesión medular traumática. *Rev Mex Neuroci* 2002; 3(3): 135-142.
31. Forner A. Tetraplejía traumática tras fractura vertebral cervical. Estudio comparativo de tratamiento conservador y quirúrgico. [Tesis doctoral]. Universidad Complutense de Madrid.2011.
32. Chen, Y., He, Y. & DeVivo, M. J. Changing demographics and injury profile of new traumatic spinal cord injuries in the United States, 1972–2014. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*2016; 97, 1610–1619 .
33. Ahuja, C.S.; Wilson, J.R.; Nori, S.; Kotter, M.R.N.; Druschel, C.; Curt, A.; Fehlings, M.G. Traumatic spinal cord injury. *Nat. Rev. Dis Primers* 2017; 3, 17018.
34. Choo, A. M. et al. Contusion, dislocation, and distraction: primary

hemorrhage and membrane permeability in distinct mechanisms of spinal cord injury. *J. Neurosurg. Spine*.2007; 6, 255–266.

35. Dumont RJ, Okonkwo DO, Verma S, Hurlbert RJ, Boulos PT, Ellegala DB, et al. Acute spinal cord injury, part I: pathophysiologic mechanisms. *Clin Neuropharmacol* 2001;24(5):254-64.

36. LaPlaca, M. C., Simon, C. M., Prado, G. R. & Cullen, D. K. CNS injury biomechanics and experimental models. *Prog. Brain Res*.2007; 161, 13–26.

37. Evaniew, N., Noonan, V. K., Fallah, N., Rivers, C. S., & Dvorak, M. F. (2016). Methylprednisolone for the Treatment of Patients with Acute Spinal Cord Injuries: Response. *Journal of Neurotrauma*, 33(10), 975–976. doi:10.1089/neu.2016.4499.

38. Evaniew, N., Belley-Côté, E. P., Fallah, N., Noonan, V. K., Rivers, C. S., & Dvorak, M. F. Methylprednisolone for the Treatment of Patients with Acute Spinal Cord Injuries: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of Neurotrauma*.2016; 33(5), 468–481. doi:10.1089/neu.2015.4192.

39. Final Report Summary - SPINAL CORD REPAIR (Spinal locomotor circuits: organization and repair after injury).2008-2011. (2013) disponible en: <https://cordis.europa.eu/project/id/201144/reporting/es>.

40. Álvarez Bravo N, Blasco Giménez M, Tratamiento del dolor neuropático crónico. Estudio de caso en persona con lesión medular incompleta mediante neurodinamia. *Revista de Estudiantes de terapia ocupacional*. Vol. 4, nº2. 2017. Pag 41-50. Disponible en: www.reto.ubo.cl.

41. Henaó CP, Pérez JE. Lesiones medulares y discapacidad: Revisión bibliográfica. *Aquichan* 2010; 10 (2): 157-72.

42. Iorio-Morin, C., Noonan, V. K., White, B., Noreau, L., Leblond, J., Dumont, F. S et al. Quality of Life and Health Utility Scores Among Canadians Living with Traumatic Spinal Cord Injury - A National Cross-Sectional Study. *SPINE*.2018. 43(14), 999–1006. doi:10.1097/brs.0000000000002492.

43. Middleton JW, Dayton A, Walsh J, Soden RJ, Leong G, Duong S. Life expectancy after spinal cord injury: a fifty-year study. *Spinal Cord* 2012; 50: 803–811.

44. Spinal Cord Injury facts and figures at a glance. *J. Spinal Cord Med*.

- 2014;37,117-118.
- 45 Berlowitz DJ, Tamplin J. Respiratory muscle training for cervical spinal cord injury. *Cochrane Database Syst Rev* 2013; 7.
46. Kirshblum SC, Burns SP, Biering-Sorensen F, Donovan W, Graves DE, Jha A, Johansen M et al. International standards for neurological classification of spinal cord injury (revised 2011) *J Spinal Cord Med.* 2011;34:535–546.
47. Kirshblum, S., & Waring, W. Updates for the International Standards for Neurological Classification of Spinal Cord Injury. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 2014.25(3), 505–517. doi: 10.1016/j.pmr.2014.04.001.
48. Strassburguer Lona K, Hernández Porras Y, Barquín Santos E. Lesión medular: Guía para el manejo integral del paciente con lesión medular crónica nº4. ASPAYM. Madrid. 2013.
49. Kemal Nas, Levent Yazmalar, Volkan Şah, Abdulkadir Aydın, Kadriye Öneş. *Rehabilitation of spinal cord injuries. World Journal of Orthopedics.*2015. 6(1), 8. doi:10.5312/wjo. v6.i1.8.
50. American Spinal Injury Association Reference manual for the International Standards for Neurological Classification of Spinal Cord Injury. Chicago, IL: American Spinal Injury Association; 2003.
51. Austin GM.: *The Spinal Cord: Basic Aspects and Surgical Considerations.* 2nd ed., p.762. Springfield, IL: Thomas, 1972.
52. Waring WP, III, Biering-Sorensen F, Burns S, et al. 2009 review and revisions of the international standards for the neurological classification of spinal cord injury. *J Spinal Cord Med.* 2010;33(4):346–52.
53. Clinical assessment following acute spinal cord injury. In: *Guidelines for the management of acute cervical spine and spinal cord injuries.* *Neurosurgery.* 2002; 50(3 suppl): S21-S29.
54. Hadley MN, Walters BC, Aarabi B, Dhall SS, Gelb DE, Hurlbert RJ, et al. Clinical assessment following acute cervical spinal cord injury. *Neurosurgery* 2013;72 Suppl 2:40–53.
55. Felix ER, Cruz-Almeida Y, Widerström-Noga EG. Chronic pain after spinal cord injury: what characteristics make some pains more disturbing than others? *J*

Rehabil Res Dev. 2007;44(5):703-716.

56. Attal N, Fermanian C, Fermanian J, Lanteri-Minet M, Alchaar H, Bouhassira D. Neuropathic pain: are there distinct subtypes depending on the aetiology or anatomical lesion? *Pain*. 2008;138(2):343-353.

57. Inaba K, Byerly S, Bush LD, Martin MJ, Martin DT, Peck KA, Barmparas G, Bradley MJ, Hazelton JP, Coimbra R, et al. Cervical spinal clearance: a prospective Western Trauma Association Multi-Institutional Trial. *J Trauma Acute Care Surg*. 2016;81(6):1122–1130.

58. Martin, M. J., Bush, L. D., Inaba, K., Byerly, S., Schreiber, M., Peck et al. Cervical spine evaluation and clearance in the intoxicated patient. *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*, 2017; 83(6), 1032–1040.

59. Stiell IG, Wells GA, Vandemheen KL, Clement CM, Lesiuk H, De Maio VJ, et al. The Canadian C-spine rule for radiography in alert and stable trauma patients. *JAMA*. 2001; 286:1841.

60. Daffner RH, Hackney DB. ACR Appropriateness Criteria on suspected spine trauma. *J Am CollRadiol*. 2007;4(11):762-75.

61. Como, J.J., Diaz, J.J., Dunham, C.M., Chiu, W.C., Duane, T.M., Capella, J.M. et al. Practice management guidelines for identification of cervical spine injuries following trauma: update from the eastern association for the surgery of trauma practice management guidelines committee. *J. Trauma* .2009;67, 651–659

62. NICE clinical guideline56: Triage, assessment, investigation and early management of head injury in infants, children and adults. September 2007.

63. Valdés Solís P, Aguilar Pérez N, Jiménez Román S, Ballesteros Reina MC. El paciente politraumatizado: ¿hay evidencia en lo que hacemos? Comunicación en el 31 Congreso Nacional de la Sociedad Española de Radiología Médica. Granada, 25-28 mayo; 2012.

64. Kanwar, R., Delasobera, B. E., Hudson, K., & Frohna, W. Emergency Department Evaluation and Treatment of Cervical Spine Injuries. *Emergency Medicine Clinics of North America*.2015; 33(2), 241–282. doi: 10.1016/j.emc.2014.12.002.

65. Hoffman JR, Mower W. R, Wolfson A. B, Tood K H, Zucker M. I. Validity of a set of clinical criteria to rule out injury to the cervical spine in patients with blunt

- trauma. *N Engl J Med* 2000; 343:94-99.
66. Stiell IG, Clement CM, McKnight RD, Brison R, Schull MJ, Rowe BH et al. The Canadian C-spine rule versus the low-risk criteria in patients with trauma. *N Engl J Med* 2003; 349 (26): 2510-2518.
67. M. Mati de García, J M Gartigas Martin. Manejo radiológico del paciente politraumatizado. Evolución histórica y situación actual. *Radiología*. Elsevier España 2010; 52(2):105-14.
68. Kornhall DK, Jorgensen JJ, Brommeland T, Hyldmo PK, Asbjornsen H, Dolven T, Hansen T, Jeppesen E. The Norwegian guidelines for the prehospital management of adult trauma patients with potential spinal injury. *Scand J Trauma Resusc Emerg Med*. 2017; 25:2.
69. ATLS American College of Surgeons Committee on Trauma. *AdvancedTrauma Life Support (ATLS) Student Course Manual*, 10th ed. American College of Surgeons.Chicago, IL. 2018; 128-148.disponible en : <https://viaaerearcp.files.wordpress.com/2018/02/atls-2018.pdf>.
70. Kreinest M, Gliwitzky B, Schuler S, Grutzner PA, Munzberg M. Development of a new Emergency Medicine Spinal Immobilization Protocol for trauma patients and a test of applicability by German emergency care providers. *Scandinavian journal of trauma, resuscitation and emergency medicine*. 2016;24:71 doi: 10.1186/s13049-016-0267-7.
71. Holla M. Value of a rigid collar in addition to head blocks: a proof of principle study. *Emergency medicine journal: EMJ*. 2012;29(2):104-7.
72. Stone MB, Tubridy CM, Curran R. The effect of rigid cervical collars on internal jugular vein dimensions. *Academic emergency medicine: official journal of the Society for Academic Emergency Medicine*. 2010;17(1):100-2.
73. García JJ. Inmovilización selectiva basada en la evidencia. *Zona TES*. 2014; 3 (1): 6-9.
74. Liao S, Schneider NRE, Hüttlin P, Grützner PA, Weillbacher F, Matschke S, et al. Motion and dural sac compression in the upper cervical spine during the application of a cervical collar in case of unstable craniocervical junction-A study in two new cadaveric trauma models. *PLoS One*. 2018;13: e0195215.
75. Morris, C.G., McCoy, E.P., Lavery, G.G., and McCoy, E. Spinal immobilisation

for unconscious patients with multiple injuries. *BMJ*.2004; 329, 495–499.

76. Jimenez Gonzalez M.A et al. Radiología simple en el síndrome del latigazo cervical. *Emergencias* 2004; 16:175-177.

77. Norman E. Editor. PHTLS. Soporte vital Básico y avanzado en el trauma prehospitalario. 7ª edición. Barcelona. Elsevier. 2012.

78. Theodore, N., Hadley, M.N., Aarabi, B., Dhall, S.S., Gelb, D.E., Hurlbert, R.J. et al. Prehospital cervical spinal immobilization after trauma. *Neurosurgery* 72.2013; Suppl. 2, 22–34.

79. Kwan I, Bunn F, Roberts IG. Spinal immobilisation for trauma patients (Review) This is a reprint of a Cochrane review, prepared and maintained by The Cochrane Collaboration and published in *The Cochrane Library* 2009, Issue 1.

80. Blackham J, Bengler J. 'Clearing' the cervical spine in conscious trauma patients. *Trauma*, April 1, 2009; 11(2): 93 - 109.

81. Hauswald M, Ong G, Tandberg D et al. Out-of-hospital spinal immobilisation: its effect on neurologic injury. *AcademicEmergency Medicine* 1998;5(3):214–9.

82. Stein, D.M., Roddy, V., Marx, J., Smith, W.S., and Weingart, S.D. (2012). Emergency neurological life support: traumatic spine injury. *Neurocrit. Care* 17, Suppl. 1, S102–S111.

83. Sundstrom T, Asbjornsen H, Habiba S, Sunde GA, Wester K. Prehospital use of cervical collars in trauma patients: a critical review. *J Neurotrauma* 2014; 31:531–40.

84. Conrad BP, Rossi GD, Horodyski MB, Prasarn ML, Alemi Y, Rehtine GR. Eliminating log rolling as a spine trauma order. *Surg Neurol Int.* 2012;3: S188–197.

85. McGuire RA, Neville S, Green BA, Watts C. Spinal instability and the logrolling maneuver. *J Trauma.* 1987; 27:525–31.

86. Prasarn ML, Horodyski M, DiPaola MJ, DiPaola CP, Del Rossi G, Conrad BP, Rehtine GR. Controlled laboratory comparison study of motion with football equipment in a destabilized cervical spine: three spine-board transfer techniques. *Orthop J Sports Med.* 2015;3: 2325967115601853.

87. EMS Spinal Precautions and the Use of the Long Backboard Position Statement of the National Association of EMS Physicians and the American College of Surgeons Committee on Trauma. 2012.disponible en:

https://www.facs.org/~media/files/quality%20programs/trauma/vrc%20resources/9_backboardpositionpaper%20final%20approved_2012.ashx .

88. Del Rossi G, Rehtine GR, Conrad BP, Horodyski M. Are scoop stretchers suitable for use on spine-injured patients? *Am J Emerg Med.* 2010; 28:751–6.

89. Krell JM, McCoy MS, Sparto PJ, Fisher GL, Stoy WA, Hostler DP. Comparison of the Ferno Scoop Stretcher with the long backboard for spinal immobilization. *Prehosp Emerg Care.* 2006; 10:46–51.

90. Gordillo R, Alcaraz PE, Manzano F, Freitas TT, Martín-Cascales E, Juguera L, et al. Análisis cinemático de la columna vertebral durante la colocación de dos dispositivos: tablero espinal frente a la camilla de cuchara. *Emergencias.* 2017; 29:43-5.

91. Luscombe MD, Williams JL. Comparison of a long spinal board and vacuum mattress for spinal immobilisation. *Emerg Med J* 2003;20(5):476-8.

92. Etier BE, Norte GE, Gleason MM, Richter DL, Pugh KF, Thomson KB, et al. A comparison of cervical spine motion after immobilization with a traditional spine board and full-body vacuum-mattress splint. *Orthop J Sports Med.* 2017; 5:2325967117744757.

93. Nolte, P.C., Uzun, D.D., Häske, D. *et al.* Analysis of cervical spine immobilization during patient transport in emergency medical services. *Eur J Trauma Emerg Surg.* 2019. <https://doi.org/10.1007/s00068-019-01143-z>.

94. Holla, M. Value of a rigid collar in addition to head blocks: a proof of principle study. *Emerg. Med. J.* 2012; 29, 104–107.

95. Bucher J, Dos Santos F, Frazier D, et al. Rapid Extrication versus the Kendrick Extrication Device (KED): Comparison of Techniques Used After Motor Vehicle Collisions. *West J Emerg Med.* 2015; 16(3): 453–458.

96. Reynard FA, Flaris AN, Simms ER, et al. Kendrick's extrication device and unstable pelvic fractures: Should a trochanteric belt be added? A cadaveric study. *Injury.* 2016; 47(3): 711–716.

97. Calland V. Extrication of the seriously injured road crash victim. *Emerg Med J.* 2005; 22:817-21.

98. Shafer JS, Naunheim RS. Cervical spine motion during extrication: a pilot study. *West J Emerg Med* 2009; 10: 74-8..

99. Hauswald, M. A re-conceptualisation of acute spinal care. *Emergency Medicine Journal*.2012; 30(9), 720–723. doi:10.1136/emmermed-2012-201847.
100. Engsberg JR, Standeven JW, Shurtleff TL, Eggars J, Shafer JS, Naunheim RS. Cervical Spine Motion During Extrication. *J Emerg Med* 2013;44(1):122-7.
101. Cowley A. Self-extrication in road traffic collisions: Do we really need to cut the roof off? *Journal of Paramedic Practice*.2014; 6(11): 584–8. doi: 10.12968/jpar.2014.6.11.584.
102. Dixon M, O' Halloran J, Cummins NM. Biomechanical analysis of spinal immobilisation during prehospital extrication: A proof of concept study. *Emerg. Med J* 2014; 31:745-9 .
103. Dixon M, O' Halloran J, Hannigan A, Kennan S, Cummins N. Confirmation of suboptimal protocols in spinal immobilization. *Emerg Med J* 2015; 0:1-7.
104. Gabrieli A, Nardello F, Geronazzo M, Marchetti P, Liberto A, Arcozzi D et al. Cervical spine motion during vehicle extrication of healthy volunteers, *Prehospital Emergency Care*. 2019; 20:1-9. doi: 10.1080/10903127.2019.1695298.
105. Fiorentino JA. Trauma en pediatría: estudio epidemiológico en pacientes internados en el Hospital de Niños "Ricardo Gutiérrez". *Arch Argent* .2015; 113(1).
106. Huisman, T. A. G. M., Wagner, M. W., Bosemani, T., Tekes, A., & Poretti, A. Pediatric Spinal Trauma. *Journal of Neuroimaging*. 2014; 25(3), 337–353. doi:10.1111/jon.12201.
107. Dickman CA, Rekate HL, Sonntag VK, et al. Pediatric spinal trauma: vertebral column and spinal cord injuries in children. *Pediatr Neurosci* 1989; 15:237-255.
108. Moore RJ. The vertebral end-plate: what do we know? *Eur Spine J* 2000; 9:92-6
109. Basu S. Spinal injuries in children. *Front Neurol*.2012; 3:96.
110. Ribeiro da Silva, M., Linhares, D., Cacho Rodrigues, P., Monteiro, E. L., Santos Carvalho, M., Negrão et al. Paediatric cervical spine injuries. Nineteen years' experience of a single centre. *International Orthopaedics*.2016; 40(6), 1111–1116. doi:10.1007/s00264-016-3158-7 .
111. Saul D, Dresing K. Epidemiology of vertebral fractures in pediatric and adolescent patients. *Pediatr Rep* 2018; 10:7232.

112. Leonard, j. r., Jaffe, d. m., Kuppermann, n., Olsen, c. s., and leonard, j. c. Cervical spine injury patterns in children. *Pediatrics*, 2014; 133(5), e1179–e1188. doi:10.1542/peds.2013-3505 .
113. Eubanks JD, Gilmore A, Bess S, Cooperman DR. Clearing the pediatric cervical spine following injury. *J Am Acad Orthop Surg* 2006; 14:552-64.
114. Junewick JJ, Borders HL, Davis AT. Pediatric thoracic spine injuries: a single-institution experience. *AJR Am J Roentgenol* 2014; 203:649-5.
115. Rush JK, Kelly DM, Astur N, et al. Associated injuries in children and adolescents with spinal trauma. *J Pediatr Orthop* 2013; 33:393-7.
116. Nuckley DJ, Ching RP. Developmental biomechanics of the cervical spine: Tension and compression. *J Biomech* 2006; 39:3045-54.
117. Babu, R. A., Arivazhagan, A., Devi, B. I., Bhat, D. I., Sampath, S., & Chandramouli, B. A. Peculiarities and Patterns of Cervical Spine Injuries in Children and Adolescents: A Retrospective Series of 84 Patients from a Single Institute. *Pediatric Neurosurgery*, 2015; 51(1), 1–8. doi:10.1159/000439540 .
118. Hagen EM, Eide GE, Elgen I. Traumatic spinal cord injury among children and adolescents; a cohort study in western Norway. *Spinal Cord* .2011; 49:981–985
119. Piatt, J. H. Pediatric spinal injury in the US: epidemiology and disparities. *Journal of Neurosurgery: Pediatrics*.2015; 16(4), 463–471. doi:10.3171/2015.2.peds1515 .
120. Chien LC, Wu JC, Chen YC, Liu L, Huang WC, Chen TJ, et al. Age, sex, and socio-economic status affect the incidence of pediatric spinal cord injury: an eleven-year national cohort study. *PLoS ONE* 2012; 7: e39264, 2012.
121. Pérez Suarez E, Serrano A. Atención inicial al traumatismo pediátrico. *Cuidados Intensivos*. Madrid 2013; 11(1): 11-22.
122. Leonard, J. C., Mao, J., & Jaffe, D. M. Potential Adverse Effects of Spinal Immobilization in Children. *Prehospital Emergency Care*.2012; 16(4), 513–518. doi:10.3109/10903127.2012.689925.
123. Kim, E. G., Brown, K. M., Leonard, J. C., Jaffe, D. M., Olsen, C. S., & Kuppermann. Variability of Prehospital Spinal Immobilization in Children at Risk for Cervical Spine Injury. *Pediatric Emergency Care*.2013; 29(4), 413–418. doi:10.1097/pec.0b013e318289d743.

124. Dirección General de Tráfico y ministerio del Interior. Sistemas de retención infantil. Campaña de concienciación. Madrid. 2015. Madrid: DGT. [Consultado el 10 de mayo de 2020] y disponible en : [http://www.dgt.es/Galerias/seguridad-vial/educacion-vial/recursos didacticos/infancia/2015/Sistemas-de-Retencion-Infantil-DGT.pdf](http://www.dgt.es/Galerias/seguridad-vial/educacion-vial/recursos_didacticos/infancia/2015/Sistemas-de-Retencion-Infantil-DGT.pdf).
125. Chessa P. J. Extracción de niños desde sillas para automóviles. Manual de procedimiento. [Consultado el 10 de mayo de 2020] y disponible en: www.tecnicasderescate.com.
126. Domínguez Sampedro P, Sánchez Hernández S, Jordán Lucas R, Valín Tascón M. Formación y seguridad en transporte pediátrico. *Rev Esp Pediatr*. 2016; 72(Supl.1):9-12.
127. Galindo, J., & Visbal, L. Simulación, herramienta para la educación médica. *Educación médica*. 2008; 11, 63-67. Recuperado de: <http://www.scielo.org.co/pdf/sun/v23n1/v23n1a09.pdf>.
128. Durá MJ. La simulación clínica como metodología de aprendizaje y adquisición de competencias en enfermería. Tesis Doctoral. Universidad Complutense de Madrid. 2013.
129. De la Horra Gutiérrez I. La simulación clínica como herramienta de evaluación de competencias en la formación de enfermería. *REDUCA*. 2010;2(1):549-80 .
130. Ziv A, Wolpe P, Small S, Glick S SimulationBased Medical Education: An Ethical Imperative. *Academia Medicine* 2003; 78(8):783-786.
131. Quiñones M. Integration of Medical Simulation into Training Programs Melissa Quinones *Navy Medicine*. 2006; 97 (2):22.
132. Moral I del, Díaz de Terán JC, Rabanal JM, Quesada A, Rodríguez JC, Teja JL, et al. Nuevos procedimientos de entrenamiento en el manejo de crisis y emergencias médicas. Quesada A, Rabanal JM, editores. *Procedimientos técnicos en urgencias y emergencias*. Madrid. 2003; p 479-86.
133. Taggar K. Med students learn practice makes perfectt. *Medical Post*. Toronto. 2002; 29. 38(39):5.
134. Rosen K.R. The history of medical simulation *J Crit Care*. 2008; 23 (2), pp. 157-166.

135. Abrahamson S., Denson JS, Wolf RM. Effectiveness of a simulator in training anesthesiology residents. *J Med Educ.* 1969; 44: 515-19.
136. Gaba DM, De Anda A. A comprehensive anesthesia simulation environment: recreating the operating room for research and training. *Anesthesiologist.* 1988; 69:387-394.
137. Bradley P. History of simulation in medical education and possible future directions *Med Educ.* 2006; 40, pp. 254-262.
138. Committee on Quality of Health Care in America, Institute of Medicine Kohn L.K., Corrigan J.M. (Eds.), *To err is human Building a Safer Health System*, Institute of Medicine-National Academy Press, Washington D.C. 2000; p. 287.
139. Nestel D, Groomo J, Eikeland-Husebo S, O'Donnell JM. Simulation for learning and teaching procedural skills. *Simul Health.* 2001; 6: S10-S13.
140. A. Dávila-Cervantes. Simulación en Educación Médica *Inv Ed Med.* 2014; 3 (10), pp. 100-105.
141. Gordillo R. Análisis de las técnicas de movilización en pacientes con sospecha de lesión medular a través de sistemas de captura de movimiento. [Tesis doctoral]. Universidad Católica de Murcia.
142. Schwartz EE, Tucker WS, Nowak M, Roberto J, Hollingworth A, Decoster LC et al. Prehospital cervical spine motion: immobilization versus spine motion restriction. *Prehosp Emerg Care.* 2018;22(5):630-6.
143. Gordillo R, Hontoria I, Juguera L, Díaz JA, Serrano FJ, Alonso L et al. Análisis biomecánico del movimiento cervical en la extracción del casco en motoristas. *Emergencias* 2017; 29:249-252.
144. Shipway DJ, Tsang K, et al. Cervical spine immobilisation in the elderly: a literature review. *Br J Neurosurg.* 2018.
145. Del Rossi G, Dubose D, Scott N, Conrad BP, Hyldmo PK, Rehtine GR et al. Motion produced in the unstable cervical spine by the HAINES and lateral recovery positions. *Prehospital Emergency Care* 2014;18(4):539-543.
146. Del Rossi G, Horodyski MH, Conrad BP, Di Paola CP, Di Paola MJ, Rehtine GR. The 6-plus-person lift transfer technique compared with other methods of spine boarding. *J Athl Train.* 2008;43:6-13.

147. Del Rossi G, Horodyski M, Conrad BP, Dipaola CP, Dipaola MJ, Rehtine GR. Transferring patients with thoracolumbar spinal instability: are there alternatives to the log roll maneuver? *Spine* 2008;33:1611-5.

CAPÍTULO XII
ANEXOS

CAPÍTULO XII. ANEXOS

ANEXO I. Artículo publicado por revista "*Emergencias*". Estudio 1.

ANEXO II. Consentimiento informado para los voluntarios. Estudio 1.

ANEXO III. Informe favorable del Comité de Ética.

ORIGINAL BREVE

Análisis biomecánico de los factores que influyen en la autoextracción: estudio de simulación

María Isabel Hontoria Hernández^{1,2}, Raquel Gordillo Martín¹, Francisco Javier Serrano Martínez^{2,3}, Lourdes Alonso Ibáñez³, Carmen Carazo Díaz⁴, David López Merino^{4,5}, Silvia Sánchez-Arévalo Morato⁶, Mark Dixon⁷, Manuel Pardo Ríos^{2,1}, Laura Juguera Rodríguez¹

Objetivo. Comparar la autoextracción (AE) frente a la AE con collarines en sujetos con bajo riesgo de lesión cervical.
Métodos. Estudio de simulación mediante análisis biomecánico con sensores inerciales, determinando la desalineación de la columna cervical durante la AE.

Resultados. El desequilibrio fue 3,12 (DE 34,62) grados mayor con el collarín STIFNECK (SN) (IC al 95% de -15,33 a 21,57; $p=0,7234$) que con AE y también 5,95 (DE 31,76) grados mayor con collarín X-COLLAR (XC) (IC al 95% de -10,98 a 22,87; $p=0,4654$) que con AE. Cuando comparamos la AE con los diferentes tipos de collarines, observamos que con el collarín XC se produjeron 2,83 (DE 12,10) grados de desalineación más que con el collarín SN (IC al 95% de -3,62 a 9,27; $p=0,3650$).

Conclusiones. La desalineación de la columna cervical mediante la AE es similar a la provocada cuando se aplican collarines cervicales.

Palabras clave: Auto-extracción. Lesión medular. Collarín. Inmovilización. Desalineación.

Self-extraction with and without a cervical collar: a randomized biomechanical simulation study

Objective. To compare self-extraction with and without a cervical collar in subjects at low risk of cervical spine injuries.

Methods: Simulation study analyzing biomechanical data from inertial sensors to detect misalignment of the cervical spine during self-extraction with and without a cervical collar. Performance of the maneuvers was randomized.

Results: Misalignment was a mean (SD) 3.12 (34.62) degrees greater during self-extraction with a Stiffneck collar in place (95% CI, -15.33 to 21.57 degrees; $P=0.7234$) than during extraction without a collar. Misalignment was also greater, by 5.95 (31.76) degrees, with an X-collar in place (95% CI, -10.98 to 22.87; $P=0.4654$) than without a collar. The between-collar comparison of differences showed that misalignment was 2.83 (12.10) degrees greater with the X-collar (95% CI, -3.62 to 9.27 degrees; $P=0.3650$).

Conclusion: Misalignment of the cervical spinal column is similar during self-extraction with or without a cervical collar in place.

Keywords: Self-extraction. Spinal cord injuries. Cervical collar. Immobilization. Misalignment.

Introducción

La Organización Mundial de la Salud (OMS), en su “Informe sobre la situación mundial de la seguridad vial”, señala que cada año 1,25 millones de personas mueren en las carreteras del mundo¹. La lesión de la médula espinal (LME) en países desarrollados se sitúa entre 40 y 50 casos por millón de habitantes por año². En Europa y EE.UU., la incidencia de LME asciende a 20.000 casos anuales, y la mayor causa son los accidentes de tráfico³.

Históricamente se ha estimado que entre el 3-25% de la LME se producen después de un accidente, durante la movilización. De hecho, hasta una cuarta parte de las LME pueden empeorar por una incorrecta extracción^{4,5}. Es por ello necesario un correcto manejo del paciente tras una colisión⁶. No obstante, muchas de es-

tas afirmaciones se han basado en lo publicado por Podolsky *et al.* en 1983 y no se dispone de bibliografía científica actual que lo confirme o descarte⁷.

El manejo del paciente con sospecha LME se ha ido modificando en los últimos años⁸, debido principalmente los criterios de inmovilización selectiva (IS) de las Canadian Spine Rules (CSR), del National Emergency X-radiography Utilization Study (NEXUS) y del Prehospital Trauma Life Support (PHTLS)⁹⁻¹¹. Además, en una revisión Cochrane sobre inmovilización se concluyó la falta de evidencia de inmovilizar a un paciente para la prevención de LME secundaria y sí que se señaló la evidencia de posibles riesgos al inmovilizarlo¹².

En el año 2013 Dixon *et al.* se propusieron estudiar qué técnica provocaba menor desalineación de la columna cervical¹. Compararon distintas técnicas de ex-

Afilación de los autores:
¹Universidad Católica de Murcia (UCAM), España.

²Gerencia de Urgencias y Emergencias 061 de la Región de Murcia, España.

³Arbeits T3rdimensional de Reconocimiento Corporal, España.

⁴Applied Statistical Methods in Medical Research Group, UCAM, Murcia, España.

⁵Faculty of Epidemiology and Population Health, London School of Hygiene & Tropical Medicine, London, Reino Unido.

⁶Servicio de Especialidades Quirúrgicas, Hospital Universitario Severo Ochoa, Leganés, Madrid.

⁷Autora del Blog Creative Nurse, España.

⁸Senior Lecturer, Course Director Paramedic Studies, Graduate Entry Medical School, University of Limerick, Ireland.

Autor para correspondencia: Manuel Pardo Ríos
Facultad de Ciencias de la Salud Universidad Católica de Murcia Campus de los Jerónimos, 135 30107 Guadalupe, Murcia, España

Correo electrónico: mpardo@ucam.edu

Información del artículo:
Recibido: 26-7-2018
Aceptado: 8-10-2018
Online: 0-0-2018

Editor responsable:
Guillermo Irujo Puñe

tracción e introdujeron un nuevo concepto que denominaron (*self-extrication*) autoextracción (AE) consistente en 7 órdenes que la víctima debía de seguir para bajarse del vehículo (Figura 1). Los resultados de ese trabajo fueron sorprendentes, ya que con AE se desalineaba hasta 4 veces menos que una víctima que era rescatada por profesionales mediante dispositivos convencionales. Este hallazgo generó un gran debate. Dos años más tarde, el mismo equipo de investigación realizó un estudio determinando la influencia de variables como el sexo, altura y peso¹¹. En este segundo trabajo pudieron confirmar y concluir que la AE o la AE con collarín (AE-C) causa menos desalineación de la columna cervical que la extracción mediante las técnicas habituales.

A la vista de lo anteriormente expuesto, parece obvio que en pacientes con bajo riesgo de LME (según NEXUS, CSR y PHTLS)^{9,11} y hemodinámicamente estables, el mejor procedimiento es la AE o su realización con un dispositivo ligero como el collarín cervical. En la literatura previa se ha estudiado la influencia de las variables antropométricas del paciente, pero no se han tenido en cuenta el tamaño del vehículo ni diferentes tipos de collarines. El objetivo principal de este artículo fue comparar la AE frente a la AE con collarines en sujetos con bajo riesgo de lesión cervical.

Método

Estudio de simulación para determinar los factores que influyen en la AE. Se realizó un análisis biomecánico de los movimientos producidos en la columna cervical. A cada participante se le colocaron unos sensores inerciales (SI) para determinar el movimiento. Este trabajo se realizó en el Parque de Bomberos de Espinardo (Murcia) con la colaboración de la Gerencia de Urgencias y Emergencias Sanitarias 061 de la Región de Murcia y fue aprobado por el Comité de Ética de la Universidad Católica de Murcia.

Los participantes debían bajarse de un vehículo partiendo del asiento del conductor. Los procedimientos realizados fueron: 1) AE; 2) AE-C con el modelo de collarín STIFNECK® (SN); 3) AE-C con el modelo de collarín X-Collar® (XC). Cada uno de los participantes realizaron los 3 procedimientos en los dos vehículos diferentes: Vehículo Bajo (Seat León®), y Vehículo Alto (Nissan Qashqar®).

Se utilizó una muestra de 16 participantes voluntarios (6 mujeres) compuestos por profesionales de la Gerencia de Emergencias 061 de la Región de Murcia, con una edad media de 46 (DE 6) años, un peso medio de 71 (DE 14) kg, una altura media de 167 (DE 9) cm y índice de masa corporal media de 25,1 (DE 2,1). Los participantes firmaron el consentimiento a participar de en este estudio.

El análisis del movimiento se determinó mediante el sistema de SI STT-IBS iSen 3D Motion Analyser® (STT Systems). Estos SI están compuestos por un acelerómetro, un giroscopio y un magnetómetro, envueltos por una carcasa rígida (36 mm x 15 mm x 46,5 mm), con un peso total de 29 g, con una frecuencia de envío de 250 Hz, precisión estática (*roll*, *pitch*, *yaw*) < 0,5°, preci-



Figura 1. Infografía con los pasos a realizar para la autoextracción, traducidas de las normas publicadas por Dixon et al.¹³ y consensuadas con el propio Dixon.

sión dinámica (*roll*, *pitch*, *yaw*) < 1,5° y latencia inferior a 0,004 seg. El SI determina la orientación angular obteniéndose los valores en los 3 ejes de coordenadas del espacio (X, Y y Z).

Las variables continuas se expresaron como media y desviación estándar (DE) y las cualitativas como frecuencias. Se utilizó el test de comparación de medias apareadas para estudiar si desequilibrio al salir del coche (variables resultado) era menor con AE o con AE-C. Para estudiar si el tipo de coche modifica la diferencia en las variables resultado con AE frente al uso de collarín usamos modelos de medidas repetidas ajustados por individuo (modelos de efectos aleatorios), donde la variable principal era el tipo de automóvil. Los datos se analizaron con el paquete estadístico R® (versión 3.4.1). Las diferencias se consideraron significativas si el intervalo de confianza del 95% (IC 95%) excluía el valor 0 ($p < 0,05$).

Resultados

El desequilibrio es 3,12 (DE 34,62) grados mayor con el collarín SN que con AE (IC 95% de -15,33 a 21,57; $p = 0,7234$) y 5,95 (DE 31,76) grados mayor con collarín XC que con AE (IC 95% de -10,98 a 22,87; $p = 0,4654$). Por otro lado, cuando comparamos la autoextracción

Tabla 1. Resultados comparativos de los distintos procedimientos de auto-extracción

| Eje | Procedimiento | Diferencia de medias (DE) | Límites inferior-superior | Valor de p |
|-----|---------------|---------------------------|---------------------------|------------|
| X | SN-AE | 5,22° (18,60°) | -4,69°-15,13° | 0,279 |
| | XC-AE | 4,40° (14,75°)* | -3,46°-12,26° | 0,251 |
| | XC-SN | -0,82° (8,56°) | -5,38°-3,74° | 0,706 |
| Y | SN-AE | 6,49° (91,68°) | -42,36°-55,34° | 0,781 |
| | XC-AE | 15,64° (88,56°) | -31,55°-62,83° | 0,491 |
| | XC-SN | 9,15° (29,09°) | -6,35°-24,65° | 0,227 |
| Z | SN-AE | -2,35° (9,44°) | -7,38°-2,68° | 0,336 |
| | XC-AE | -2,20° (9,14°) | -7,07°-2,68° | 0,352 |
| | XC-SN | 0,15° (7,32°) | -3,75°-4,05° | 0,935 |

SN: STIFNECK®; AE: autoextracción; XC: X-Collar®; DE: desviación estándar.

con los diferentes tipos de collarines, observamos que con el collarín XC se han producido 2,83 (DE 12,10) grados más de desalineación que con el collarín SN (IC 95% de -3,62 a 9,27; $p = 0,3650$). Por lo tanto, no se han podido determinar diferencias estadísticamente significativas en el desequilibrio sufrido mediante AE frente AE-C o entre ambos collarines (SN vs XC).

En la Tabla 1 se muestran los resultados de las diferentes opciones de extracción realizadas en este estudio para los diferentes ejes (X, Y, Z). Se observa cómo durante la AE se produjo menos desviación (aunque no significativo) de la columna cervical que cuando la víctima descendía con alguno de los dos tipos de collarines. En la Tabla 2 se puede observar como en un vehículo bajo, se produce menor desviación con el SN ($p = 0,037$) y, por el contrario, en un vehículo alto el collarín de elección para salir del vehículo sería el XC ($p = 0,045$).

Discusión

Los principales resultados de este estudio nos muestran que no existen diferencias significativas entre la realización de la AE y la AE-C. Estos hallazgos son congruentes con lo publicado por Dixon *et al.*¹³. A la vista de estos resultados, se pone de manifiesto que, en pacientes con bajo riesgo de LME^{9,11}, el uso de collarines cervicales no mejora la alineación de la columna del paciente. Además, nuestros resultados indican que los collarines han tenido un comportamiento diferente para cada uno de los vehículos analizados: se obtiene menos desalineación con el collarín SN en los vehículos bajos y con un collarín XC en el vehículo alto. Estos datos no los podemos comparar estudios similares puesto que,

Tabla 2. Resultados comparativos de los distintos procedimientos de auto-extracción en los diferentes vehículos y collarines analizados

| Vehículo | Eje | Media (DE) | | | Comparación de procedimientos | | |
|----------|-----|--------------------------------|-----------------|-----------------|-------------------------------|----------------|-----------------|
| | | AE | SN | XC | SN-AE | XC-AE | XC SN |
| | | Diferencia de medias (p valor) | | | | | |
| Bajo | X | 31,79° (3,11) | 35,48° (3,08) | 40,15° (3,03) | 3,69° (0,483) | 8,36° (0,092) | 4,67° (0,037)* |
| | Y | 244,19° (28,01) | 240,13° (26,27) | 250,57° (24,97) | -4,06° (0,927) | 6,38° (0,883) | 10,44° (0,276) |
| | Z | 45,99° (2,59) | 42,31° (2,27) | 40,94° (3,33) | -3,69° (0,343) | -5,05° (0,172) | -1,36° (0,611) |
| Alto | X | 30,49° (2,42) | 37,24° (4,47) | 30,93° (2,58) | 6,75° (0,263) | 0,44° (0,914) | -6,31° (0,045)* |
| | Y | 304,68° (21,73) | 321,72° (22,83) | 329,58° (20,69) | 17,04° (0,186) | 24,91° (0,070) | 7,86° (0,453) |
| | Z | 33,12° (2,15) | 32,12° (2,15) | 33,79° (2,98) | -1,01° (0,660) | 0,66° (0,764) | 1,67° (0,392) |

SN: STIFNECK®; AE: autoextracción; XC: X-Collar®; DE: desviación estándar; *: $p < 0,05$.

hasta donde conocemos, es la primera vez que se analizan estos análisis.

El uso rutinario de collarines cervicales está en la actualidad en controversia debido a que sus efectos secundarios pueden superar a sus beneficios^{14,15}. Nuestro estudio corrobora una vez más la necesidad de realizar una IS¹². Paradójicamente, la IS no termina de estar implantada en la mayoría de los protocolos asistenciales de los Servicios de Emergencias Médicas (SEM) o de los Servicios de Urgencias Hospitalarias (SUH) aunque la bibliografía científica la recomienda^{11,14,15}.

Entre las limitaciones de nuestro estudio podemos enumerar, en primer lugar, que se realizó con pacientes sanos (sin inestabilidad cervical) y en un entorno simulado, sin las circunstancias de un accidente real (estrés, estupor, condiciones ambientales diversas, etc). No obstante, es obvio que la investigación con estudios aleatorizados en un accidente de tráfico real es muy difícil debido a las limitaciones ético-legales. Otra limitación es el número relativamente bajo de la muestra y que consistió en profesionales sanitarios, y con mayor conocimiento y experiencia en la inmovilización cervical y la AC.

Conflicto de intereses: Los autores declaran no tener conflictos de interés en relación con el presente artículo.

Contribución de los autores: Todos los autores han confirmado su autoría en el documento de responsabilidades del autor, acuerdo de publicación y cesión de derechos a EMERGENCIAS.

Financiación: Investigación financiada con una beca otorgada por el Ilustre Colegio Oficial de Enfermería de la Región de Murcia para promoción de proyectos de investigación en la convocatoria 2017.

Responsabilidades éticas: Todos los autores han confirmado el mantenimiento de la confidencialidad y respeto de los derechos de los pacientes en el documento de responsabilidades del autor, acuerdo de publicación y cesión de derechos a EMERGENCIAS.

Artículo no encargado por el Comité Editorial y con revisión externa por pares

Bibliografía

- Informe sobre la situación mundial de la seguridad vital 2015. (Consultado 15 junio 2018). Disponible en: http://www.who.int/violence_injury_prevention/road_safety_status/2015/es/
- Kwan I, Bunn F, Roberts IC. Spinal immobilisation for trauma patients (Review). Cochrane Database of Systematic Reviews 2001 [Internet]. (Consultado 28 julio 2016). Disponible en: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/14651858.CD002803/pdf>
- Dixon M, O'Halloran J, Cummins NM. Biomechanical analysis of spinal immobilisation during prehospital extrication: A proof of concept study. *Emerg Med J.* 2014;31:745-9.
- Engsberg JR, Standeven JW, Shurtleff TL, Eggars JL, Shafr JS, Nairnheim RS. Cervical Spine Motion during Extrication. *J Emerg Med.* 2013;44:122-7.
- Bulger EM, Miller RV. Prehospital care of the injured: what, s new. *Surg Clin North Am* 2007;87:37-53.

- 6 Calland V. Extrication of the seriously injured road crash victim. *Emerg Med J.* 2005; 22:817-21.
- 7 Podolsky S, Baraff LJ, Simon RR, Hoffman JR, Lamson B, Ablon W. Efficacy of cervical spine immobilization methods. *J Trauma.* 1983;23:461-5.
- 8 Parenteau CS, Viano DC. Spinal fracture-dislocations and spinal cord injuries in motor vehicle crashes. *Traffic Inj Prev.* 2014;15:694-700.
- 9 Canadian CT Head and C-Spine (CCC) Study Group. Canadian C-Spine Rule study for alert and stable trauma patients: I. Background and rationale. *CJEM.* 2002;4:84-90.
- 10 Stiehl IG, Clement CM, McKnight D, Brisson R, Schull MJ, Rowe BH, et al. The Canadian C-spine Rule versus the NEXUS Low-Risk Criteria in Patients with Trauma. *N Eng J Med.* 2003;349:2510-8.
- 11 Norman E. Editor. *PHTLS Soporte vital básico y avanzado en el trauma prehospitalario.* 2ª ed. Barcelona: Elsevier; 2012.
- 12 Kwan I, Bunn F, Roberts IG. Spinal Immobilisation for trauma patients (Review). *Cochrane Database of Systematic Reviews* 2001 [Internet]. (Consultado 28 julio 2017). Disponible en: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/14651858.CD002803/pd>
- 13 Dixon m, O'Halloran J, Hannigan A, Kennan S, Cummins N. Confirmation of suboptimal protocols in spinal immobilization. *Emerg Med J.* 2015;0:1-7.
- 14 Sundstrom T, Asbjornsen K, Habiba S, Sunde GA, Wester K. Prehospital use of cervical collars in trauma patients: a critical review. *J Neurotrauma.* 2014;31:531-40.
- 15 Karason S, Reynisson K, Sigvaldason K, Sigurdsson GH. Evaluation of clinical efficacy and safety of cervical trauma collars: differences in immobilization, effect on jugular venous pressure and patient comfort. *Scand J Trauma Resusc Emerg Med.* 2014;22:37.

**ANEXO II. CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA LOS VOLUNTARIOS.
ESTUDIO 1**

CONSENTIMIENTO INFORMADO

Yo,, con DNI:

DECLARO:

Haber sido informado/a del estudio y procedimientos de la investigación. Los investigadores que van a acceder a mis datos personales y a los resultados de las pruebas son: Dr. Manuel Pardo Ríos, Dra. Laura Juguera Rodríguez, Dra. Raquel Gordillo Martín e Isabel Hontoria Hernández.

Asimismo, he podido hacer preguntas del estudio, comprendiendo que me presto de forma voluntaria al mismo y que en cualquier momento puedo abandonarlo sin que me suponga perjuicio de ningún tipo.

CONSIENTO:

1.-) Someterme a las siguientes pruebas exploratorias (en su caso):

- Participar como voluntario en un experimento en el que debo extraer de un vehículo a una víctima pediátrica simulada para ver la desalineación que se produce.
- Se usarán los datos extraídos (de forma anónima) para ver las desalineaciones producidas en el simulador.
- De forma anónima usarán mi edad y años de experiencia para el estudio.

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 a las que se va a someter pasará a formar parte del fichero automatizado INVESALUD, cuyo titular es la FUNDACIÓN UNIVERSITARIA SAN ANTONIO, con la finalidad de INVESTIGACIÓN Y DOCENCIA EN LAS ÁREAS DE CONOCIMIENTO CIENCIAS EXPERIMENTALES Y CIENCIAS DE LA SALUD. Tiene derecho a acceder a esta información y cancelarla o rectificarla, dirigiéndose al domicilio de la entidad, en Avda. de los Jerónimos de Guadalupe 30107 (Murcia). Esta entidad le garantiza la adopción de las medidas oportunas para asegurar el tratamiento confidencial de dichos datos.

En Guadalupe (Murcia) a de de 20....

El investigador,

Fdo:

Fdo:

ANEXO III. INFORME FAVORABLE DEL COMITÉ DE ÉTICA



COMITÉ DE ÉTICA DE LA UCAM

DATOS DEL PROYECTO

| | | |
|-------------------------------|--|-----------------|
| Título: | "Análisis biomecánico de la desalineación cervical producida en la extracción de pacientes con riesgo de lesión medular" | |
| Investigador Principal | Nombre | Correo-e |
| Dr. | Manuel Pardo Ríos | mpardo@ucam.edu |

INFORME DEL COMITÉ

| | |
|--------------|------------|
| Fecha | 07/06/2019 |
|--------------|------------|

| | |
|---------------|----------|
| Código | CE061906 |
|---------------|----------|

Tipo de Experimentación

| | |
|--|---|
| Investigación experimental clínica con seres humanos | |
| Utilización de tejidos humanos procedentes de pacientes, tejidos embrionarios o fetales | |
| Utilización de tejidos humanos, tejidos embrionarios o fetales procedentes de bancos de muestras o tejidos | |
| Investigación observacional con seres humanos, psicológica o comportamental en humanos | X |
| Uso de datos personales, información genética, etc. | X |
| Experimentación animal | |
| Utilización de agentes biológicos de riesgo para la salud humana, animal o las plantas | |
| Uso de organismos modificados genéticamente (OMGs) | |

Comentarios Respecto al Tipo de Experimentación

Nada Obsta

Comentarios Respecto a la Metodología de Experimentación

Nada Obsta





COMITÉ DE ÉTICA DE LA UCAM

| |
|------------------------------------|
| Sugerencias al Investigador |
| |

A la vista de la solicitud de informe adjunto por el Investigador y de las recomendaciones anteriormente expuestas el dictamen del Comité es:

| | |
|---|-------------------------------------|
| Emitir Informe Favorable | <input checked="" type="checkbox"/> |
| Emitir Informe Desfavorable | <input type="checkbox"/> |
| Emitir Informe Favorable condicionado a Subsanación | <input type="checkbox"/> |
| MOTIVACIÓN | |
| Incrementará conocimientos en su área | |

Vº Bº El Presidente,

El Secretario,



Fdo.: José Alberto Cánovas Sánchez

Fdo.: José Alarcón Teruel