



Universitat Autònoma de Barcelona

ADVERTIMENT. L'accés als continguts d'aquesta tesi queda condicionat a l'acceptació de les condicions d'ús establertes per la següent llicència Creative Commons:  http://cat.creativecommons.org/?page_id=184

ADVERTENCIA. El acceso a los contenidos de esta tesis queda condicionado a la aceptación de las condiciones de uso establecidas por la siguiente licencia Creative Commons:  <http://es.creativecommons.org/blog/licencias/>

WARNING. The access to the contents of this doctoral thesis it is limited to the acceptance of the use conditions set by the following Creative Commons license:  <https://creativecommons.org/licenses/?lang=en>

Valoración de la fuerza isométrica de la musculatura de la columna cervical en sujetos con latigazo cervical

Eva María Moreno Atanasio

TESIS DOCTORAL UAB / AÑO 2015

DIRECTORES DE LA TESIS

Dr. Joan Nardi Vilardaga. Departament de Cirurgia. Universitat Autònoma de Barcelona.

Dr. Eulogio Pleguezuelos Cobo. Departament de Ciències Experimentals i de la Salut. Universitat Pompeu Fabra. Barcelona.

A José y Juani, mis padres. Luchadores incansables. Os lo debo todo.

A Plegue, Hugo y Bruno. Los motores de mi vida.

A mis hermanas Carol, Joanna y Patricia. Siempre a mi lado.

Agradecimientos

A Álex Merí por toda su ayuda. Gracias.

A los profesionales de INVALCOR por facilitarme el poder desarrollar esta tesis.

A todos los integrantes del Servicio de Medicina Física y Rehabilitación del Consorci Sanitari Integral (administrativas, auxiliares de fisioterapia, fisioterapeutas, logopedas, médicos) por su apoyo en todos estos años.

Al Dr. Eulogio Pleguezuelos Cobo. Mi apoyo incondicional. Su ilusión, optimismo y constancia son mi ejemplo a seguir.

Al Profesor Joan Nardi Vilardaga por ayudarme en mi formación durante la residencia y por compartir este proyecto.

TABLA DE CONTENIDOS

1. PRÓLOGO	1-13
2. RESUMEN	2-15
3. INTRODUCCIÓN	3-17
3.1. Conceptos básicos del latigazo cervical	3-17
3.1.1. Definición	3-17
3.1.2. Clasificación.....	3-17
3.1.3. Manifestaciones clínicas	3-18
3.2. Epidemiología.....	3-22
3.3. Diagnóstico	3-27
3.3.1. Diagnóstico y pruebas radiológicas	3-27
3.3.2. Pruebas biomecánicas.....	3-29
3.4. Biomecánica básica de la columna cervical.....	3-44
3.4.1. C1 o atlas y unión atlantooccipital.....	3-44
3.4.2. CII o axis y unión atlantoaxoidea	3-48
3.4.3. La raíz.....	3-58
3.5. Musculatura de la columna cervical.....	3-68
3.6. Biomecánica en el latigazo cervical	3-81
3.6.1. Conceptos generales	3-81
3.6.2. El concepto de <i>Delta-v</i>	3-87
3.6.3. Secuencia de acontecimientos tras la colisión.....	3-89
3.7. Tratamiento del latigazo cervical.....	3-92
3.8. Factores pronósticos en el latigazo cervical.....	3-94
3.9. Magnificación	3-95
4. JUSTIFICACIÓN DE LA TESIS E HIPÓTESIS DE TRABAJO.....	4-103
4.1. Justificación	4-103
4.2. Hipótesis de trabajo.....	4-103
5. OBJETIVOS	5-105
6. APLICABILIDAD DE LOS RESULTADOS	6-107
7. MATERIALES Y MÉTODOS.....	7-109
7.1. Diseño del estudio y población	7-109

7.2. Valoración del estudio de fiabilidad intraobservador e interobservador	7-111
7.3. Valoración de la fuerza isométrica cervical	7-112
7.3.1. Instrumentación	7-112
7.3.2. Procedimiento de evaluación	7-112
7.4. Variables principales	7-114
7.5. Variables secundarias	7-115
7.6. Análisis Estadístico	7-116
8. RESULTADOS	8-119
9. DISCUSIÓN	9-139
10. CONCLUSIONES	10-149
11. BIBLIOGRAFIA	11-151
12. Ilustraciones	12-171
13. Figuras	13-177
14. Tablas	14-179

1. PRÓLOGO

El latigazo cervical es una entidad bajo sospecha. Existen un conjunto de síntomas que refiere el paciente que en múltiples ocasiones no pueden ser explicados por los diferentes test clínicos y pruebas diagnósticas por imagen. En los últimos años se ha debatido incluso la posible existencia de esta entidad. La evolución de la sintomatología tras un latigazo cervical no está bien descrita. Existen trabajos en donde se describen un porcentaje mínimo de repercusión funcional al cabo de unos meses, frente a otros que reflejan una tasa de recuperación del 66% a los 6 meses.

A continuación les presentamos un estudio desarrollado gracias a la cesión de la instrumentación de valoración del Laboratorio de Biomecánica INVALCOR de Barcelona. El hecho de poder realizar una valoración biomecánica en la columna cervical nos aporta datos importantes para poder realizar un tratamiento efectivo. El test isométrico cervical nos aporta objetividad en relación a la capacidad funcional cervical, de forma que podemos utilizarlo para valorar el estado basal del paciente, y así poder prescribir un tratamiento más individualizado de rehabilitación. También nos aporta, como veremos a lo largo de la tesis, información sobre la magnificación de la sintomatología y de esa manera poder desarrollar estrategias de actuación frente a ella. Por último, nos permite monitorizar el tratamiento y poder determinar las secuelas con datos totalmente objetivos.

La valoración de la fuerza isométrica cervical debería ser una valoración que pudiéramos realizar a nuestros pacientes y así poder llevar a cabo una intervención más individualizada dependiendo de los resultados obtenidos. Es decir, pasaríamos de la subjetividad a la objetividad en el latigazo cervical.

2. RESUMEN

Introducción. Para la valoración de la capacidad funcional de la columna cervical se utilizan pruebas biomecánicas, ya que las pruebas complementarias clásicas proporcionan una información insuficiente. Se diseñó un trabajo para valorar la fiabilidad test retest de la valoración de la fuerza de columna cervical mediante el dinamómetro Biodex System 3 Pro®, determinar cifras normativas en una población sana y compararla con otra población patológica, y por último determinar criterios de magnificación de la patología cervical mediante el test isométrico cervical.

Metodología. Se incluyeron 336 sujetos en un estudio transversal, reclutados desde mayo de 2010 hasta diciembre de 2014. Ciento veintiuno fueron sanos voluntarios y doscientos quince fueron sujetos con dolor cervical agudo. El grupo de pacientes fue subdividido en dos grupos: un grupo de “*sinceros*” y otro grupo de “*no sinceros*”. En el subgrupo de “*no sinceros*” fueron incluidos aquellos pacientes que eran remitidos por sus médicos con alta sospecha de magnificación de la patología, por las incongruencias que explicaban en la exploración física, así como por los resultados obtenidos en las diferentes pruebas complementarias. Se valoró la fuerza isométrica de la columna cervical en sedestación.

Resultados. La fiabilidad intraobservador para la valoración de la fuerza isométrica varió de 0.93 a 0.97. La fuerza máxima flexora y extensora en sujetos sanos dependen de forma significativa del sexo del sujeto en la flexión y extensión ($P < .001$), así como de la edad (flexión, $P = 0.006$; extensión, $P = 0.002$). No se observaron efectos de interacción entre la edad y el sexo para la flexión ($P = 0.688$) y extensión ($P = 0.258$). En los pacientes observamos un descenso en la fuerza máxima y media de la musculatura flexora y extensora de la columna cervical al compararlos con los sujetos sanos ($P < 0.001$). Los pacientes “*no sinceros*” tuvieron coeficientes de variación un 50% más elevado

que los pacientes “sinceros”, lo que nos demuestra la gran variabilidad en las diferentes valoraciones en los pacientes “no sinceros”.

Conclusiones. La valoración de la fuerza isométrica de la columna cervical tiene una alta fiabilidad intraobservador e interobservador, hecho que valida los resultados obtenidos. Los pacientes “sinceros” presentan un descenso de la fuerza flexora y extensora de la columna cervical en comparación con los sanos. El coeficiente de variación y el ratio flexores/extensores pueden ser variables útiles para detectar pacientes magnificadores.

Palabras claves: Isométrico. Musculatura cervical. Fiabilidad. Magnificación. Dolor cervical

3. INTRODUCCIÓN

3.1. Conceptos básicos del latigazo cervical

3.1.1. Definición

La expresión “latigazo cervical” fue utilizada por primera vez en 1928 por Harold Crowe. El término “whiplash-associated disorders” trastornos asociados al latigazo cervical se utiliza para describir las manifestaciones clínicas de la lesión. el subcomité Task Force on Whiplash-Associated Disorders definió esta entidad de la siguiente manera: el latigazo cervical es un mecanismo de aceleración-desaceleración de energía transferida al cuello. Puede ser consecuencia de colisiones en la parte posterior o lateral de vehículos de motor, pero también puede ocurrir durante el buceo u otras actividades. El impacto puede provocar lesiones óseas o de partes blandas (lesión por latigazo cervical), lo que puede conducir a una variedad de manifestaciones clínicas¹.

3.1.2. Clasificación

Whiplash-associated disorders se considera una lesión de tejidos blandos de la región cervical acompañada de síntomas como dolor y rigidez de cuello, debilidad del hombro, mareos, dolor de cabeza y pérdida de memoria. La clasificación del subcomité Task Force on Whiplash-Associated Disorders (tabla 1) fue diseñada en 1995 para categorizar la situación clínica del paciente, facilitar la toma de decisiones por parte de los profesionales sanitarios sobre el tratamiento y poder homogeneizar los grupos de pacientes según sus síntomas y signos para que éstos fuesen comparables entre ellos y poder así realizar estudios¹.

WAD	Síntomas y signos
WAD 0	Sin dolor cervical. Sin signos físicos
WAD I	Dolor cervical. Sin signos físicos.
WAD II	Dolor cervical y signos músculo-esqueléticos que incluyen limitación del balance articular.
WAD III	Dolor cervical y signos músculo-esqueléticos y neurológicos que incluyen limitación del balance articular cervical, disminución o ausencia de reflejos osteotendinosos profundos, pérdida de fuerza y déficit sensitivo.
WAD IV	Dolor cervical y fractura o luxación.

Tabla 1. La clasificación de los trastornos cervicales asociados (WAD)

La clasificación de los trastornos cervicales asociados ha sido criticada desde su descripción por la falta de capacidad predictiva^{2,3} y se ha recomendado introducir una modificación en el grado II, casos sin limitación de la movilidad de la columna cervical (IIa) y con limitación de la movilidad (IIb)^{3,4}.

Se han propuesto clasificaciones alternativas que tienen en cuenta factores neurofisiológicos y aspectos psicosociales. Sin embargo, los hallazgos clínicos y los síntomas de los pacientes tienen un peso importante. Estas manifestaciones, así como los factores psicológicos, han sido incluidas en una adaptación propuesta del sistema de clasificación de los trastornos cervicales. Sterling et al. postulan que es esencial valorar los aspectos biológicos y psicológicos en los pacientes que han sufrido un latigazo cervical, para valorar el dolor desde el punto de vista de biopsicosocial (tabla 2)⁵. No obstante, esta nueva clasificación no aporta muchos beneficios a la hora de determinar el pronóstico del paciente y existe poca bibliografía que use esta adaptación.

3.1.3. Manifestaciones clínicas

Las manifestaciones clínicas asociadas al latigazo cervical incluyen el conjunto de síntomas y signos presentados por el paciente inmediatamente después del accidente, o incluso 12-15 horas después⁶. El síntoma predominante es el dolor de cuello que de forma típica ocurre en la región posterior, aunque puede

irradiar a cabeza, hombro, brazo, y regiones torácicas, interescapular y lumbar⁷.

Grado de clasificación	Síntomas y signos
0	Sin dolor cervical. Sin signos físicos.
I	Dolor cervical. Sin signos físicos.
IIA	Dolor cervical. Disminución del rango de movimiento. Patrones alterados de reclutamiento muscular. Hiperalgnesia mecánica cervical local.
IIB	Dolor cervical. Disminución del rango de movimiento. Patrones alterados de reclutamiento muscular. Hiperalgnesia mecánica cervical local. Sufrimiento psicológico elevado (GHQ-28).
IIC	Dolor cervical. Disminución del rango de movimiento. Patrones alterados de reclutamiento muscular. Error de posicionamiento articular. Hiperalgnesia mecánica cervical local. Trastorno del sistema nervioso simpático. Sufrimiento psicológico elevado (GHQ-28). Síntomas de estrés postraumático agudo. (IES)
III	Dolor cervical. Disminución del rango de movimiento. Patrones alterados de reclutamiento muscular. Error de posicionamiento articular. Hiperalgnesia mecánica cervical local. Trastorno del sistema nervioso simpático. Sufrimiento psicológico elevado (GHQ-28). Síntomas de estrés postraumático agudo. (IES). Disminución o ausencia de reflejos tendinosos profundos. Debilidad muscular. Defectos sensitivos.
IV	Fractura o luxación

Tabla 2. Adaptación propuesta de la WAD en función de los factores físicos y psicológicos. TAL: Trastornos asociados al latigazo. GHQ-28: General Health Questionnaire-28. IES: Impacto of Events Scale. Sterling M. A proposed new classification system for whiplash associate disorders -implications for assessment and Management. Man Ther 2004;9:60-70.

Las lesiones descritas en la columna cervical tras un latigazo cervical sugestivas de producir signos y síntomas en los pacientes son:

- Lesión de la cápsula cigapofisaria, lesión ligamentaria, lesión en el cartílago, contusión del menisco intraarticular y microfracturas cigapofisarias. Muchos estudios han examinado específicamente la carilla articular por su riesgo de

lesión tras un latigazo cervical. Kaneoka et al demostraron que se produce una alteración de la movilidad articular en estudios con voluntarios tras una colisión posterior⁸. Panjabi et al observaron un desplazamiento de la cápsula articular C6-C7 del $29,5\% \pm 25,7\%$ sugiriendo que la elongación capsular durante el latigazo cervical es un potencial mecanismo de lesión⁹. Posteriormente, sugirieron que la articulación C6-C7 es la que experimenta el mayor desplazamiento durante las aceleraciones simuladas. Pearson et al mostraron que el desplazamiento máximo de C6-C7 fue de $39,9\% \pm 26,3\%$ ¹⁰, en consonancia con los trabajos anteriores de Panjabi et al⁹.

- Lesión del disco: lesión del anillo fibroso, fisuras en el núcleo pulposo y protrusiones y hernia discal.
- Lesiones ligamentarias de columna cervical: lesión de los ligamentos alares y rotura del ligamento longitudinal anterior. En los últimos años, se ha relacionado el dolor cervical crónico tras un latigazo cervical con el grado de intensidad detectable en los ligamentos alares mediante resonancia magnética. A pesar de ello, Myran et al. demostraron que el 49% de los pacientes que habían sufrido un latigazo cervical presentaban un incremento en la intensidad, de al menos un ligamento alar; el 33% de los pacientes con dolor cervical crónico no traumático presentaban incremento de la intensidad de los ligamentos alares y un 40% de los sanos voluntarios también presentaron un incremento de la intensidad, por lo que concluyeron que la intensidad detectada en los ligamentos alares mediante resonancia magnética y su relación con el valor diagnóstico y la relevancia clínica debe ser muy cuestionado¹¹.

Otras alteraciones también presentes en pacientes que han sufrido un latigazo cervical observadas por resonancia magnética de columna cervical son cambios estructurales en los músculos profundos y los ligamentos, en general, de las vértebras más altas. Sin embargo, estos hallazgos también pueden estar presentes en sujetos sanos, por lo que no ayuda a diferenciar entre el WAD y variaciones normales naturales sin dolor¹²⁻¹⁴. En diferentes estudios también

se ha observado un aumento en el tipo de fibras musculares IIc en los músculos flexores del cuello de los pacientes con dolor crónico cervical¹⁵. Además, se han demostrado alteraciones en la microcirculación intramuscular en los músculos dolorosos¹⁶.

La tomografía por emisión de positrones (PET) mediante trazado de D-deprenyl o DDE permite visualizar procesos inflamatorios crónicos, aunque el mecanismo de unión específico del trazador no se conoce todavía. Linnman et al. demostraron un incremento de DDE en los tejidos blandos de la columna cervical tras un latigazo cervical¹⁷, sugiriendo que la inflamación crónica localizada se puede detectar en un 50% de los pacientes con un grado II en la clasificación de WAD, localizando el mayor incremento de marcador a nivel del tejido adiposo que rodea los músculos profundos de la columna cervical (Ilustración 1), lo que indicaría que el tejido adiposo podría participar activamente en el proceso inflamatorio¹⁸. El resultado de este estudio complementa a otros realizados con resonancia magnética en los que se observa una infiltración grasa en la musculatura profunda tras un latigazo cervical¹⁹. No obstante, el incremento del marcador DDE no permite diferenciar si se trata de un proceso cervical crónico de origen traumático o no.

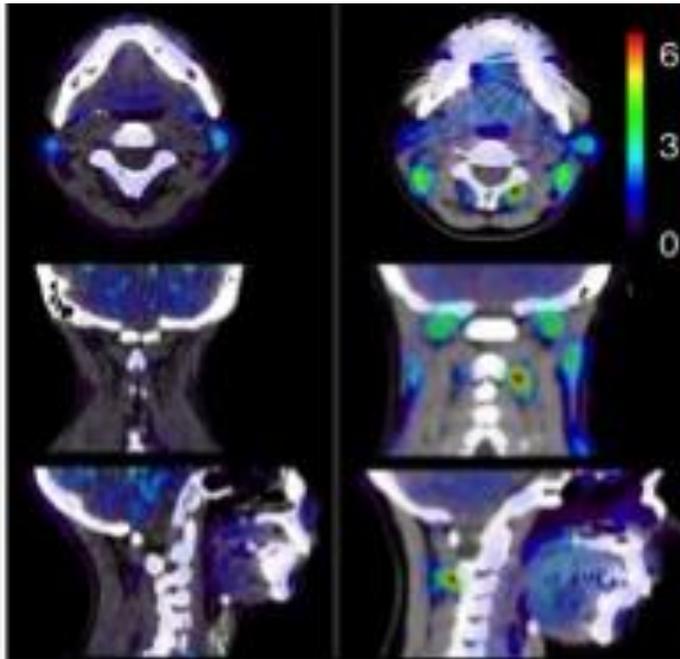


Ilustración 1. Incremento del trazador DDE en el tejido adiposo de la musculatura profunda de la columna cervical.

3.2. Epidemiología

En EEUU, en el año 2000, se registraron un total de 4,7 millones de lesiones menores de la columna cervical, que determinaron un coste global de 50 billones de dólares. En los últimos 30 años, la incidencia de lesiones cervicales ha aumentado en los países occidentales, estimándose en 300 latigazos cervicales por cada 100.000 habitantes en la población adulta.

El latigazo cervical es un problema de salud que ocupa y concierne a una gran variedad de profesionales, entre los cuales están médicos, abogados, analistas de accidentes y aseguradoras. Según la bibliografía existente, la frecuencia de reclamaciones judiciales después de una lesión cervical menor es variable dependiendo del país. Por ejemplo, en Lituania²⁰ o en Grecia²¹ son casi inexistentes, mientras que en Alemania²² y Gran Bretaña²³ ha aumentado su frecuencia en los últimos años. A pesar de que las lesiones menores de columna cervical resultantes de accidentes de tráfico en Gran Bretaña son consideradas una causa importante de discapacidad²⁴, si se realiza una

búsqueda bibliográfica sobre este aspecto en Francia no se obtienen resultados en el PUBMED, y las publicaciones halladas en revistas internacionales se limitan a un solo artículo de revisión citado²⁵.

En los últimos 10 años, las compañías de seguros han incrementado los costes por lesiones menores de columna cervical tras un accidente de tráfico. Curiosamente, en algunos países europeos, los cambios se asocian a una mayor incidencia de lesiones menores en columna cervical, lo que conduce a mayores costes, mientras que en otros países no se registran cambios dramáticos en relación a la frecuencia de las reclamaciones por lesiones menores de columna cervical.

Las lesiones menores de la columna cervical representan entre el 8% (el menor porcentaje en Francia) y el 76% (el porcentaje más alto en Gran Bretaña). La media de los 10 países europeos que participaron en el estudio realizado por Comité Européen des Assurances (CEA), junto con la Association for the Study and Compensation of Bodily Injury (AREDOC en Francia), y la European Confederation of Experts in Assessing and Compensating Bodily Injury (CEREDOC), fue del 40%. Las lesiones menores de columna cervical expresadas como porcentaje de daño corporal es 25 veces mayor en Gran Bretaña que en Francia. Dos de los países participantes mostraron porcentajes bajos de lesiones menores de columna cervical en relación a todas las lesiones corporales, observándose en Francia un 3% y en Finlandia un 8,5%, seguidos de España un 32%, Suiza un 33%, Países Bajos un 40% y Alemania 47%. Porcentajes superiores se observaron en Noruega (53%) e Italia (66%) y finalmente los mayores en Gran Bretaña (76%)²⁶.

En términos de porcentaje del gasto total de los daños personales, el gasto para lesiones menores de columna cervical es más alto en Gran Bretaña, donde alcanza un valor del 50%. En Suiza, los Países Bajos y Noruega el 40% del total del gasto se relaciona con lesiones menores de columna cervical, mientras que en Italia este valor es aproximadamente del 33%. Los países con menor gasto son Francia (0,5%), Finlandia (0,78%) y Alemania (9%). En los

países participantes, el coste promedio de las lesiones menores de columna cervical como una subdivisión de todas las lesiones corporales es de 27%. Con un promedio de 35.000€, Suiza, tiene el mayor coste por demanda, seguida por los Países Bajos 16.500€ y Noruega 6.050 €. Los países con el menor coste medio por siniestro son India 1.500€, Alemania 2.500€, Francia 2.625€ y Gran Bretaña 2.878€. El coste promedio para todos los países participantes es de alrededor de 9.000€²⁶.

En las jornadas de INVALCOR (Instituto Valoración Corporal) de Barcelona del 2008, se realizó un monográfico sobre el síndrome del latigazo cervical y se presentaron los resultados de una compañía de seguros tipo, como AXA, en relación al porcentaje de latigazos cervical en relación a las lesiones secundarias a un accidente²⁷.

En la Ilustración 2 se observa una gran variabilidad de porcentajes según las diferentes provincias, siendo Jaén la provincia con un porcentaje mayor (60,37%) y Ávila la provincia con el menor (10%).

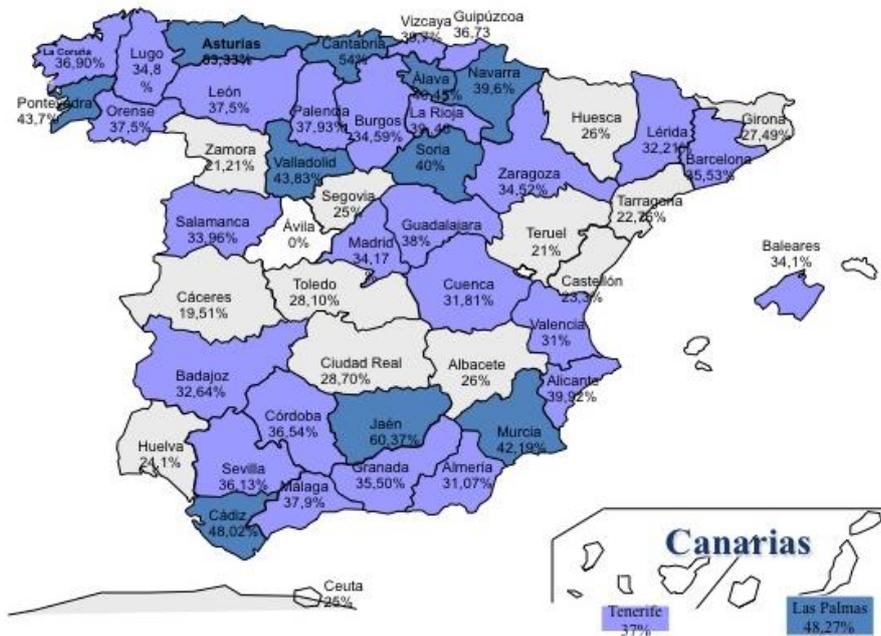


Ilustración 2. Porcentajes de latigazo cervical en el 2008 en AXA

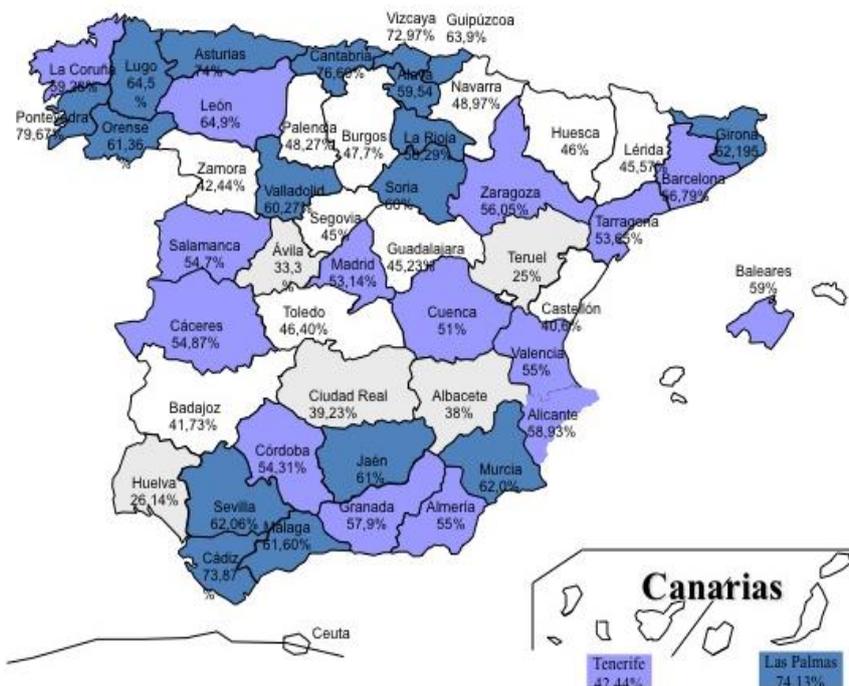


Ilustración 3. Porcentaje de lesiones en relación al latigazo cervical asociado a otro diagnóstico en el 2008 en AXA

En la Ilustración 3, se describen los porcentajes de síndrome del latigazo cervical asociado a otros diagnósticos según las provincias y AXA. En la Tabla 3 y Tabla 4 se muestra el montante de las indemnizaciones del síndrome del latigazo cervical aislado y asociado a otros diagnósticos y describen el gasto económico en relación al latigazo cervical en el año 2008 en la compañía de seguro AXA.

Indemnizaciones. Latigazo cervical aislado.
<p>Media días de baja 72 Días hospitalarios: 551 x 61,97 - 34.145 € Días improductivos: 231.444 x 50,35 -11.653.205 € Días no improductivos: 266.026 x 27,12 – 7.214.625 €</p>
<p>Secuelas : 12.653 puntos totales 66,83% pacientes entre 20-40 años: Valor del punto 700 € Total secuelas: 8.857.100 €</p>
<p>O AL: 27.759.075 €</p>

Tabla 3. Gasto total de indemnizaciones de la compañía de seguros AXA en el 2008 en relación al diagnóstico aislado de latigazo cervical.

Indemnizaciones. Latigazo cervical asociado a otros diagnósticos
<p>Media días de baja 77,3 Días hospitalarios 2.156 x 61,97- 133.607 € Días improductivos 428.223 x 50,35 – 21.561.028 € Días no improductivos 435.178 x 27,12 -11.802.027 €</p>
<p>Secuelas : 86.557 puntos totales 66,83% pacientes entre 20-40 años: Valor del punto 700 € Total secuelas: 60.589.900 €</p>
<p>O AL: 94.086.562 €</p>

Tabla 4. Gasto total de indemnizaciones de la compañía de seguros AXA en el 2008 en relación al diagnóstico latigazo cervical asociado a otros diagnósticos.

3.3. Diagnóstico

3.3.1. Diagnóstico y pruebas radiológicas

El diagnóstico del latigazo cervical es clínico. Es importante efectuar una anamnesis completa, sobretodo en relación al mecanismo lesional y realizar preguntas dirigidas en relación a la sintomatología presente. Las pruebas complementarias se solicitan principalmente para descartar patología ósea adyacente en el momento del accidente²⁸. Debemos señalar que el estudio radiológico del raquis cervical en donde se observa una rectificación de la columna cervical (pérdida de la lordosis cervical fisiológica) no es significativo, ya que generalmente este hallazgo es debido a la mala técnica en realizar el estudio radiológico, e incluso el 20% de los pacientes asintomáticos pueden presentarla²⁹.

La resonancia magnética y otras pruebas, como la tomografía axial computerizada, prácticamente no nos ofrecen ninguna información adicional a la exploración física y siempre se suelen solicitar para descartar patología ósea, discal o ligamentaria. No obstante, debemos señalar que aproximadamente el 10% de la población asintomática puede tener alteraciones en la resonancia magnética. El 19% (28% en pacientes > de 40 años) de la población asintomática presenta anormalidades en esta prueba (hernias de disco, abombamientos discales, estenosis foraminales)³⁰, pero la protrusión discal lateral raramente se encuentra en pacientes asintomáticos y suelen ser causa de radiculopatía. Los discos extruídos no se ven en pacientes asintomáticos. Un disco claramente extruído con aspecto de disco normalmente hidratado, sin componente óseo y que comprime la raíz correspondiente se debe considerar con seguridad de carácter agudo. El uso actual de resonancia magnética proporciona una alta tasa de falsos positivos.

Como hemos remarcado anteriormente, la resonancia magnética ha sido una prueba con la cuál se han llevado a cabo estudios para valorar la intensidad de los ligamentos alares, la afectación de la musculatura profunda flexora y extensora, pero sin aportar resultados algunos en la explicación a la sintomatología ni en relación al pronóstico.

En resumen, podríamos decir que las pruebas de imagen que se requieren deberían ser:

Grado I: los pacientes no requieren radiología si están conscientes y sin síntomas. Pedir estudios si hay consumo de alcohol, impacto muy severo con ocupantes fallecidos o accidente de alta velocidad.

Grado II: solicitar estudio radiológico completo de columna cervical. Se pueden solicitar, bajo supervisión, estudios dinámicos de flexo-extensión.

Grado III: a todos se les debería realizar radiología ánteroposterior y lateral, y proyección de la apófisis odontoides. Se debería solicitar una resonancia magnética si sospechamos clínicamente de afectación radicular o lesión ligamentaria asociada.

Existe una pobre correlación entre los hallazgos de las pruebas por imagen y la sintomatología que presentan los pacientes. De igual manera, estas pruebas convencionales no nos orientan hacia el estado funcional del paciente. Es por este motivo que en los últimos años han ido apareciendo diferentes pruebas biomecánicas para la valoración, monitorización, determinación de la sinceridad y valoración de secuelas en pacientes que han sufrido un latigazo cervical, pero debemos recordar que estas pruebas nunca serán diagnósticas. Por tanto, estas pruebas biomecánicas nos informan de la capacidad funcional del paciente y del grado de sinceridad. A continuación, describimos brevemente las técnicas biomecánicas más utilizadas en la actualidad.

3.3.2. Pruebas biomecánicas

Para la valoración de la capacidad funcional de la columna cervical se utilizan pruebas biomecánicas³¹⁻³³, ya que las pruebas complementarias clásicas (radiología simple, tomografía axial computerizada, resonancia magnética) son de poca utilidad, como ya hemos señalado.

La evaluación de la fuerza de la musculatura de la columna cervical es útil para valorar el estado funcional de la musculatura, así como evaluar la eficacia de las diferentes intervenciones terapéuticas^{34,35}.

3.3.2.1. Test isométrico cervical

En los últimos años se han utilizado diferentes sistemas para cuantificar la fuerza de la musculatura de la columna cervical^{36,37}. Este hecho ha provocado que no existan unos datos normativos específicos para la población sana. Este es el motivo que nos ha llevado a realizar este trabajo en nuestro laboratorio de biomecánica. Aunque está demostrada la reproducibilidad de la valoración de fuerza isométrica de la columna cervical³⁸⁻⁴⁰, ésta se encuentra cuestionada. Es necesario que se realicen test normativos para cada uno de los protocolos utilizados.

Con el estudio de la fuerza isométrica podemos cuantificar el grado de afectación que presentan y el grado de sinceridad en el esfuerzo. En la figura 4 describimos los resultados de nuestro estudio, que está en revisión para ser publicado, de la fuerza de la musculatura flexora y extensora máxima en sujetos sinceros y no sinceros tras un latigazo cervical y en comparación con un grupo de sanos voluntarios. Observamos que las mujeres presentan un descenso significativo de la fuerza de la musculatura en comparación con los hombres, y observamos el diferente comportamiento de los sujetos sinceros y no sinceros tras el latigazo cervical.

Por tanto, con el test isométrico cervical podemos obtener:

- La valoración de la musculatura cervical del paciente.
- Monitorizar la fuerza cervical.
- Programar el tratamiento de rehabilitación
- Determinar el grado de afectación al final del proceso (secuelas)
- Determinar el grado de sinceridad (magnificación).

3.3.2.2. Posturografía dinámica y estática.

El ser humano nunca se encuentra en equilibrio. La posturografía es el registro de las variaciones asociadas al control postural.

Podemos diferenciar dos tipos de posturografía:

- Estática: estudia la postura estática sin perturbación, cuando el sujeto intenta quedar inmóvil.
- Dinámica: cuando una perturbación es aplicada y la respuesta del sujeto a esta perturbación es estudiada.

La posturografía es un método cuantitativo de evaluación del estado y eficiencia del equilibrio humano. En este sistema, el centro de presiones del cuerpo es medido y registrado bajo diferentes condiciones. Usualmente, la señal de la posturografía se registra mediante una plataforma equipada con sensores (generalmente 4). Las diferencias de registros entre los sensores anteriores y posteriores producen la señal ántero-posterior. La diferencia entre los sensores laterales produce la señal lateral, que refleja el movimiento de un lado a otro.

En el individuo normal, en posición de bipedestación inmóvil, la superficie del área de barrido del centro de presiones es extremadamente reducida, aproximadamente de 1 cm².

3.3.2.3. Posturografía dinámica

La posturografía dinámica es un método desarrollado para el estudio de la postura. El sistema está compuesto por una plataforma móvil, un entorno visual y un sistema informático. Consta de dos tipos de pruebas: un grupo para el estudio motor y otro para el estudio de la organización sensorial.

En el estudio sensorial, se valora el equilibrio del paciente midiendo su oscilación postural en el sentido ántero-posterior en seis condiciones sensoriales diferentes:

1. Ojos abiertos, entorno visual fijo y plataforma de soporte fija.
2. Ojos cerrados y plataforma soporte fija.
3. Ojos abiertos, entorno visual móvil (moviéndose proporcionalmente al ángulo de balanceo ántero-posterior del cuerpo) y plataforma de soporte fija.
4. Ojos abiertos, entorno visual fijo y plataforma de soporte móvil (moviéndose proporcionalmente al ángulo de balanceo ántero-posterior del cuerpo).
5. Ojos cerrados y plataforma de soporte móvil.
6. Ojos abiertos, entorno visual móvil y plataforma de soporte móvil.

Los patrones obtenidos con este sistema son:

1. Patrón vestibular: fallos en las condiciones 5 y 6.

2. Patrón visual: el equilibrio desciende cuando la visión está ausente o alterada, condiciones 2 y 5 ó 3 y 6
3. Patrón somatosensorial: el equilibrio disminuye cuando la superficie de soporte es inadecuada, condiciones 4, 5 y 6.
4. Patrón fisiológico: peor equilibrio en pruebas fáciles (1 y 2) que en las complejas: 3, 4,5 y 6.

3.3.2.4. Posturografía estática

La posturografía estática valora los resultados del área de barrido del centro de presiones, principalmente, obtenidos en una plataforma dinamométrica fija al realizar la prueba de Romberg en cuatro situaciones diferentes: ojos abiertos, ojos cerrados, ojos abiertos colocando un colchón de gomaespuma (para disminuir la información propioceptiva) y ojos cerrados con colchón gomaespuma.

Los resultados son parecidos a los obtenidos en la posturografía dinámica, ya que la utilización de gomaespuma con el fin de disminuir la información propioceptiva, no sólo es un método fácil y económico, sino que además es más sensible a la anormalidad⁴¹⁻⁴³

Los patrones básicos sensoriales detectados por la posturografía estática son:

- Patrón de disfunción vestibular: el paciente no dispone de estmulos vestibulares o los utiliza inadecuadamente, aumentando el balanceo cuando se suprimen las aferencias visuales ojos cerrados y plataforma alterada móvil o gomaespuma con relación a la posición basal de ojos abiertos y plataforma o suelo fijo sin gomaespuma. Por lo tanto, para mantener el equilibrio necesitan de una superficie de soporte fija o un campo visual estable (Ilustración 4).

- Patrón de disfunción visual: el paciente no dispone de estímulos visuales adecuados, aumentando el balanceo cuando se suprimen las aferencias somatosensoriales (gomaespuma) y, por lo tanto, para mantener el equilibrio necesita una superficie estable y firme. Se fuerza al paciente a utilizar los impulsos visuales con plataforma con gomaespuma y ojos abiertos. En este apartado podrá haber un patrón de preferencias visuales, es decir, condiciones que presentan dificultad sólo cuando se altera la visión, pero no cuando está ausente. Presentan dificultad cuando la información ambiental es imprecisa o errónea y no concuerda con la correcta información de origen vestibular o somatosensorial (vértigo visual).
- Patrón de disfunción somatosensorial: el paciente no dispone de estímulos somatosensoriales, aumentando el balanceo cuando se suprimen las aferencias visuales (ojos cerrados). Por lo tanto, para mantener el equilibrio necesita un campo visual estable, para ello se utiliza una plataforma estable y ojos cerrados.

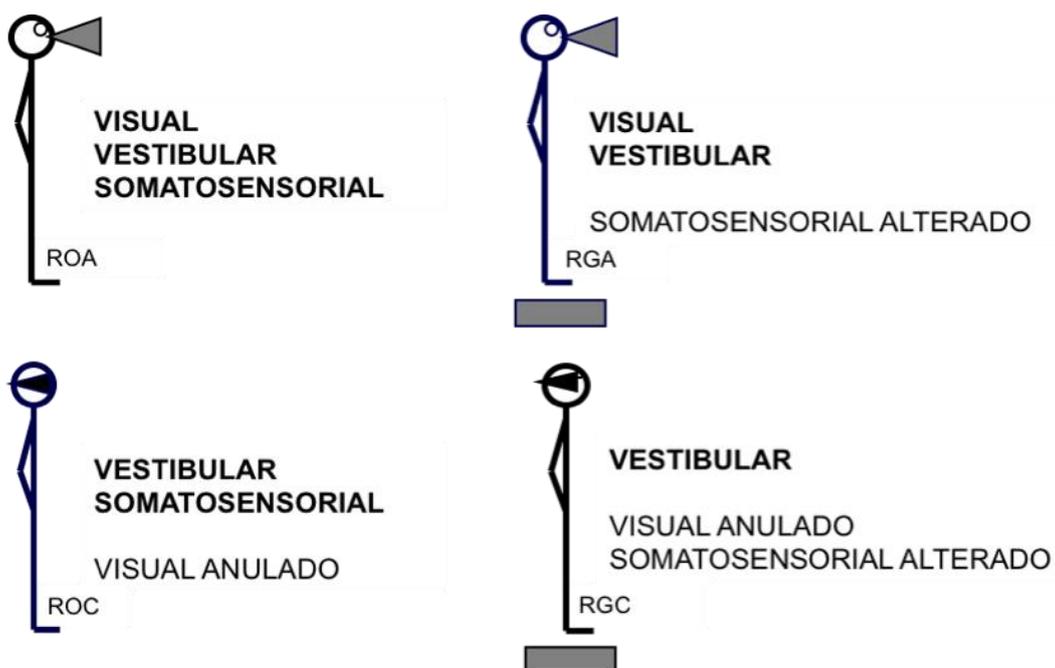


Ilustración 4. Representación de los diferentes patrones en la posturografía estática.

Por tanto, la posturografía nos da la siguiente información:

- La valoración funcional del paciente.
- El patrón de disfunción visual, vestibular o somatosensorial.
- Nos ayudará a monitorizar el tratamiento de rehabilitación.
- Determinar el grado de afectación al final del proceso (secuelas)
- Determinar el grado de sinceridad (magnificación).
- La posturografía nunca nos orientará hacia el diagnóstico del trastorno postural.

3.3.2.5. Análisis del movimiento en 3D (Fotogrametría)

El análisis cinemático del movimiento permite una definición precisa de la amplitud y velocidad del desplazamiento de la columna cervical, también llamado análisis fotogramétrico o análisis 3D⁴⁴. A parte de valorar la movilidad y velocidad de forma numérica, se pueden obtener diferentes gráficas que pueden ser de gran ayuda en la valoración funcional del paciente y de la sinceridad al realizar el estudio. El sistema se realiza mediante la digitalización automática de la grabación realizada mediante 4-12 videocámaras sincronizadas con un PC y con la ayuda de sistemas de iluminación infrarroja. Se sitúan marcadores reflectantes en las espinosas de C5 y T5, acromion, epicóndilo lateral y carpo (Ilustración 5). Mediante el movimiento repetitivo de un eje de movimiento durante un tiempo limitado (generalmente, 30 segundos o 1 minuto), se pueden obtener las siguientes variables:

- Amplitud del movimiento independiente
- Rango de movimiento

- Simetría de las curvas.
- Velocidad máxima
- Velocidad media
- Coeficiente de variación
- Estudio de los movimientos acoplados



Ilustración 5. Imagen captada por las cámaras, en donde se observan los marcadores para determinar los ángulos de movimiento de la columna cervical mediante el estudio del movimiento en 3D.

Los resultados obtenidos se expresan en variables numéricas y en diferentes gráficas que analizaremos para poder determinar la situación funcional del paciente. En las ilustraciones 6, 7 y 8, representamos diferentes resultados obtenidos en pacientes que fueron evaluados tras realizar el tratamiento de rehabilitación.

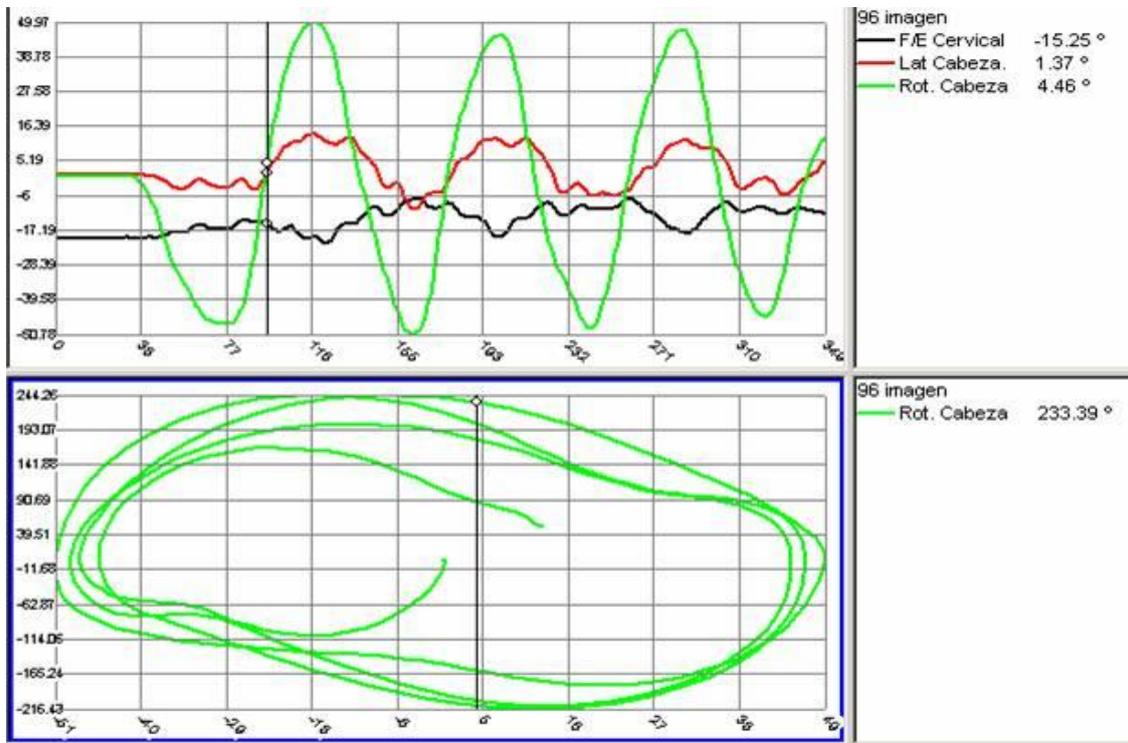


Ilustración 6. Valoración de los grados de movilidad de las rotaciones cervicales y la asociación con los movimientos acoplados en un paciente que ha sufrido un latigazo cervical.

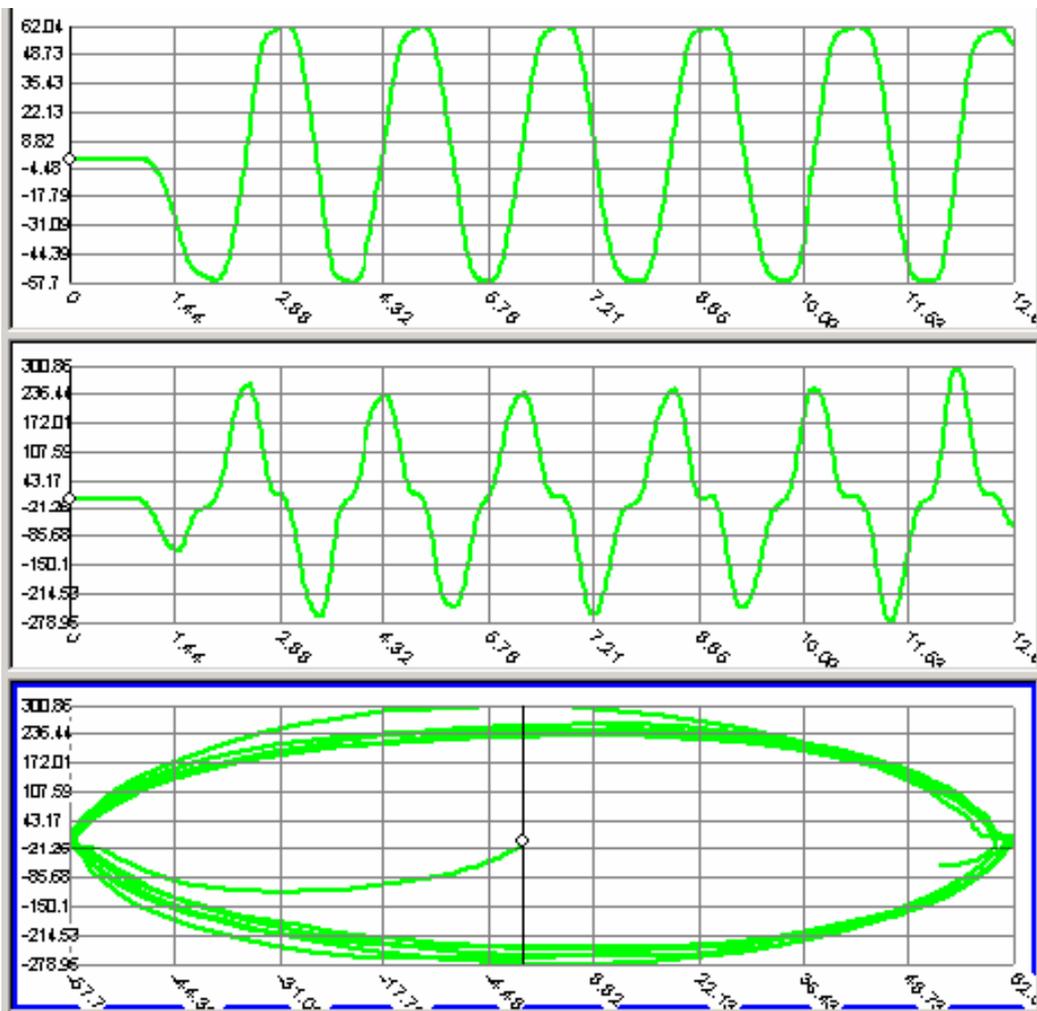


Ilustración 7. Descripción del movimiento de rotación de columna cervical en un sujeto al ser dado de alta de rehabilitación tras un latigazo cervical. Primera gráfica (superior), determina los grados de movilidad en las rotaciones en relación al tiempo. Se observa una rotación derecha máxima de 62° y rotación izquierda máxima de $57,7^{\circ}$. En la segunda gráfica (intermedia), se observa la velocidad del movimiento de rotación en relación al tiempo. Observamos una velocidad máxima de 250 %segundo en la rotación derecha y en la rotación izquierda de 278° /segundo. En la tercera gráfica (inferior), se observa la relación de velocidad de movimiento y grados de movilidad. Observamos una curva simétrica y armónica

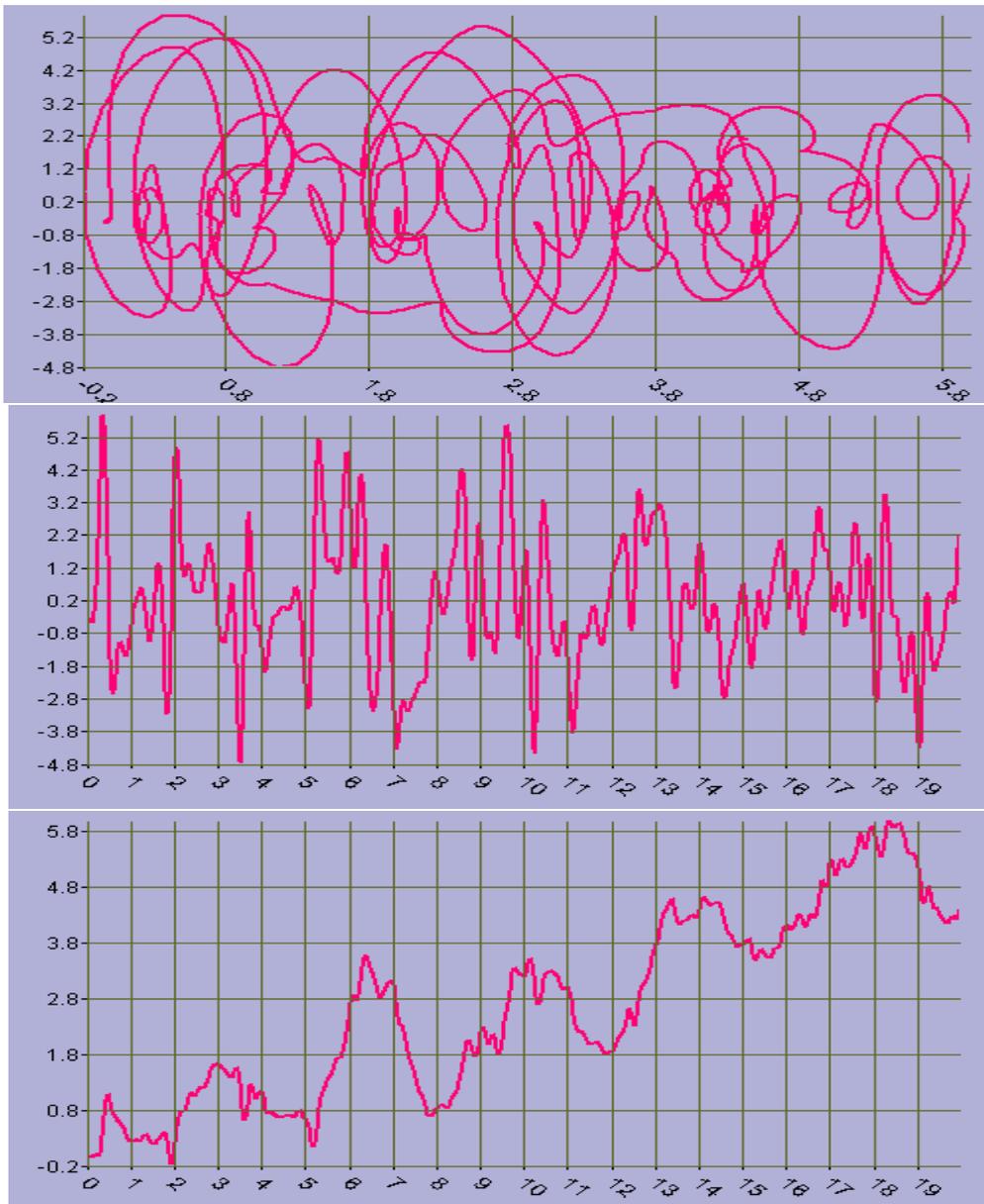


Ilustración 8. Descripción del movimiento de rotación de columna Observamos en la gráfica superior la relación en la velocidad del movimiento y grados de las rotaciones. Se obtiene una gráfica asimétrica y disarmónica. En la gráfica intermedia, se observa una velocidad muy lenta de 5,2 %segundo, así como una irregularidad en cada uno de los movimientos. En la gráfica inferior, observamos un rango máximo de rotación de 5,8°.

Por tanto, el estudio del movimiento en 3D de la columna cervical nos informa sobre:

- La valoración funcional del paciente.
- Valora el rango de movilidad que presenta.
- Determina los movimientos acoplados.
- Determina la velocidad del movimiento cervical.
- Nos ayuda a monitorizar el tratamiento de rehabilitación.
- Determina el grado de afectación al final del proceso (secuelas).
- Determina el grado de sinceridad (magnificación).

3.3.2.6. Electromiografía de superficie (EMGs)

La electromiografía (EMG) detecta la actividad eléctrica generada por el paso del impulso nervioso, que provoca la despolarización de la membrana de la célula muscular durante la excitación; por lo tanto, es una medida indirecta de la actividad muscular. Se pueden distinguir dos tipos principales de EMG: *a)* la clínica (a menudo llamada diagnóstica), que estudia las características del potencial de la unidad motora, de interés especialmente en el diagnóstico de la patología neuromuscular, de la que no vamos a tratar, y *b)* la cinesiológica que, como indica Jonson⁴⁵, primero en utilizar este término en 1973, estudia la función muscular y la coordinación. Es importante conocer qué puede o qué debería hacer un músculo, pero también, cómo actúa en cualquier instante de un movimiento o postura y conocer la interrelación o coordinación de los músculos entre sí⁴⁶. La EMG cinesiológica proporciona estos datos, ya que con ella se puede analizar el tiempo de activación de los músculos durante la tarea estudiada, es decir, cuándo comienzan a actuar y cuándo dejan de hacerlo, la actividad que se produce durante su actuación (patrón de actividad muscular

durante dicha tarea) y cuándo se produce el pico máximo de actividad^{47,48}. Pero para determinar todo esto, se necesita combinar la EMG con algunos sistemas que actúen sincronizadamente con el registro obtenido. En algunas actividades, como la marcha, pueden ser sensores plantares que determinan los momentos de contacto de las diferentes zonas del pie en que se han colocado, pero mucho más utilizados hoy en día son los sistemas sincronizados de vídeo. Esto permite dividir la actividad que se estudia en fases y conocer cómo actúan los músculos en cada una de ellas⁴⁹; de todas formas, se debe tener en cuenta que la actividad eléctrica del músculo precede a la generación de la fuerza en 40-120 ms, por lo que no identifica perfectamente el acto mecánico, aunque es un buen reflejo del mismo⁴⁷. Además, con la EMG cinesiológica se pretende conocer la producción de fuerza del músculo en estudio y detectar su grado de fatiga. Esta utiliza, a diferencia de la diagnóstica, marcadores superficiales que recogen la actividad muscular, por ello también la podemos denominar electromiografía de superficie.

En los últimos años, algunos grupos trabajan con electromiografía de superficie (EMGs) en pacientes con dolor tras un síndrome de latigazo cervical y parece que se puede deducir que hay una activación muscular anormal en los trapecios en pacientes con dolor crónico tras un latigazo cervical, en especial en los esguinces de grado II⁵⁰. En el laboratorio de biomecánica de INVALCOR, desde hace años, realizan este tipo de test para valorar la alteración en la musculatura de trapecio medio tras un ejercicio mantenido de 30 segundos con los brazos en abducción de 90°. Este tipo de test valora la musculatura en diferentes fases. La primera fase, se recoge la actividad eléctrica del trapecio medido en fase de reposo (abducción y flexión 0°). A continuación realizamos una abducción de 90° de ambos hombros y mantenemos la misma postura durante 30 segundos y ,por último, descendemos los brazos a la posición inicial. Se ha observado que, en pacientes con afectación de la musculatura de los trapecios, en la última fase persiste actividad eléctrica de los mismos. (Ilustraciones 9,10 y11)

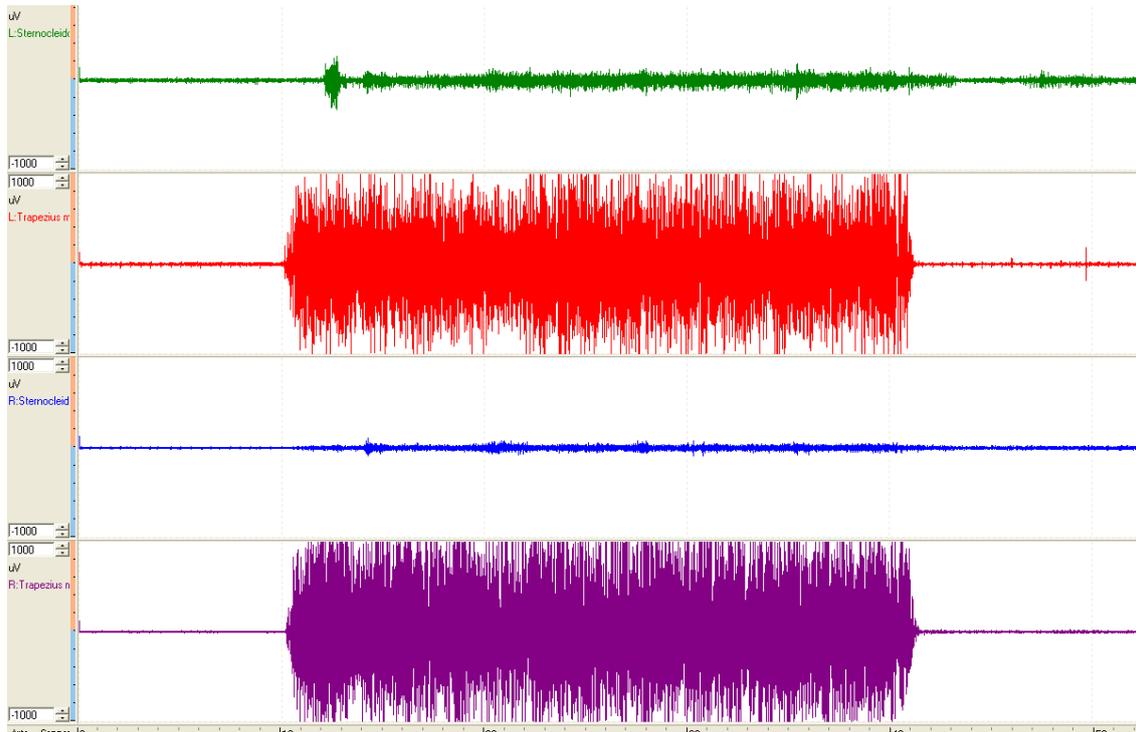


Ilustración 9. Registro de EMGs. Se observa un silencio eléctrico en la primera fase, con un incremento de la actividad de trapecio izquierdo (rojo) y trapecio derecho (lila) en la posición mantenida de abducción 90^a durante 30 segundos, y por último observa un patrón de silencio eléctrico al volver a la posición inicial. Este registro correspondería con una actividad dentro de los límites de la normalidad.

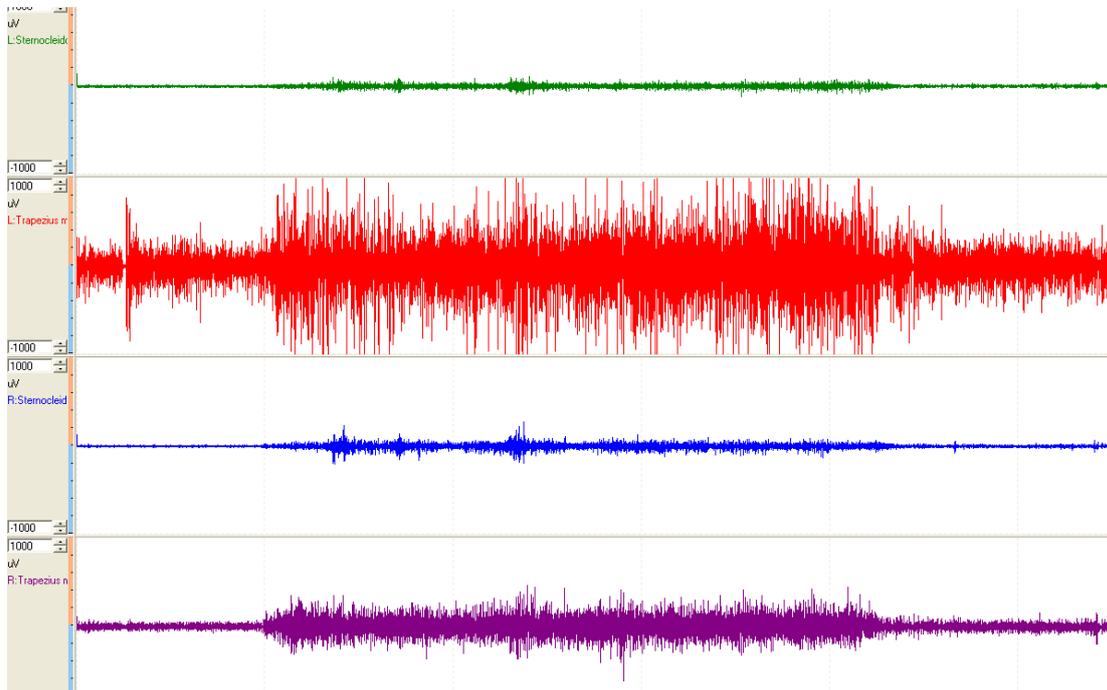


Ilustración 10. Registro de EMGs. Se observa un incremento eléctrico en la primera fase y un incremento de la actividad de trapecio izquierdo (rojo). Asimismo, se observa un incremento menor de actividad en la primera fase y en la última fase en trapecio derecho (lila) Este registro correspondería a un proceso patológico.

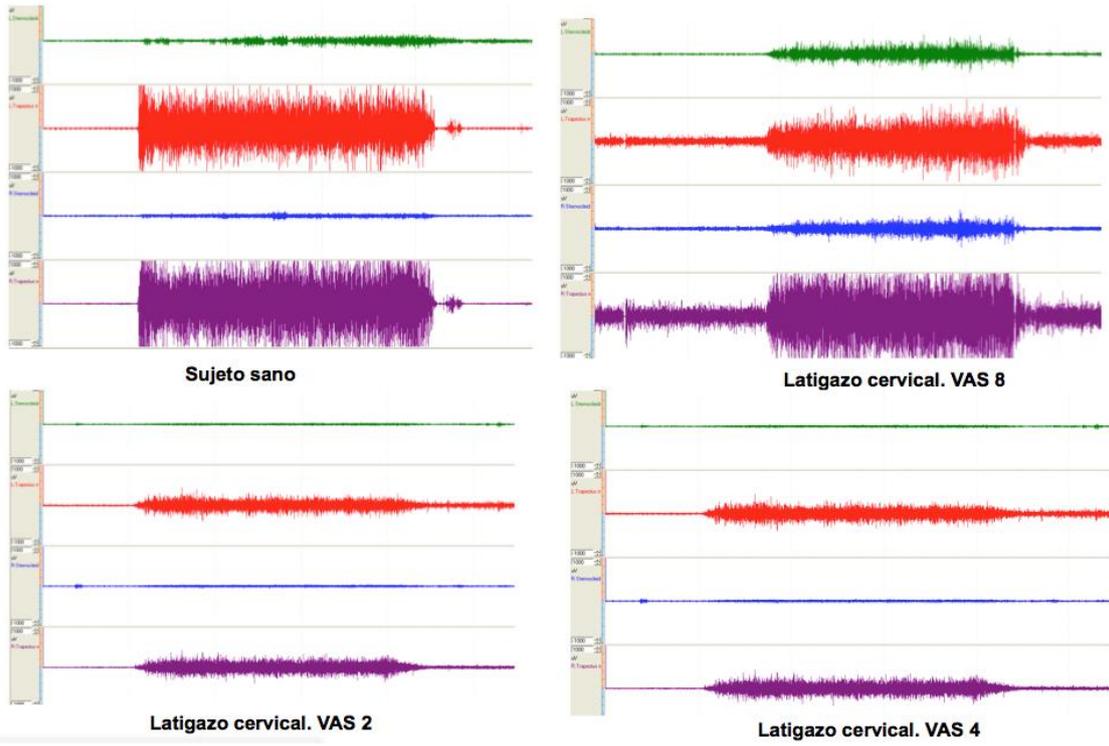


Ilustración 11. Diferentes registros de EMGs en sujetos tras un latigazo cervical

3.4. Biomecánica básica de la columna cervical

Con fines descriptivos, la columna cervical puede ser dividida y percibida como un conjunto de cuatro unidades, cada una con una morfología única que determina su cinemática y su contribución a las funciones de la columna cervical completa.

En términos anatómicos las unidades son:

- C1 o atlas y unión atlantooccipital
- C2 o axis y unión atlantoaxoidea
- Unión C2-C3
- Columna cervical inferior (C3-C7)

3.4.1. C1 o atlas y unión atlantooccipital

El atlas es un hueso anular (Ilustración 12). Sus carillas articulares superiores, cóncavas y arriñonadas, se articulan con los cóndilos occipitales. La unión entre la cabeza y el atlas se realiza a través de dos articulaciones atlantooccipitales, que permiten principalmente los movimientos de flexión-extensión entre las dos estructuras. En todos los demás aspectos, la cabeza y el atlas se mueven y funcionan esencialmente como una unidad.



Ilustración 12. Visión superior del atlas.

La estabilidad de la articulación atlantooccipital proviene en gran medida de la profundidad de las carillas articulares superiores del atlas (Ilustración 13 -14). Las paredes laterales de estas carillas previenen que el occipital se deslice lateralmente, así como las paredes anterior y posterior previenen el deslizamiento anterior y posterior de la cabeza, respectivamente. Los únicos movimientos posibles fisiológicos en esta articulación son los de flexión y extensión, es decir, asentir con la cabeza. Éstos son posibles porque las carillas articulares superiores son cóncavas mientras que los cóndilos del occipital son convexos.

La flexión se logra porque los cóndilos rotan hacia adelante y se deslizan hacia atrás. Las fuerzas axiales ejercidas por la masa de la cabeza o por los músculos que causan la flexión evitan este desplazamiento hacia arriba y provocan que los cóndilos se deslicen hacia abajo y hacia atrás a través de la superficie cóncava del eje. Una combinación de movimientos contrario ocurre en la extensión. La limitación final a la flexión y la extensión de las articulaciones atlantooccipitales es el choque del borde de las carillas articulares del atlas con la base del cráneo. En condiciones normales, sin embargo, la flexión está limitada por la tensión en los músculos posteriores del cuello y por el choque de los tejidos submandibulares contra el cuello. La extensión está limitada por el occipital al comprimir los tejidos blandos suboccipitales. La rotación axial no es un movimiento fisiológico de las articulaciones atlantooccipitales.

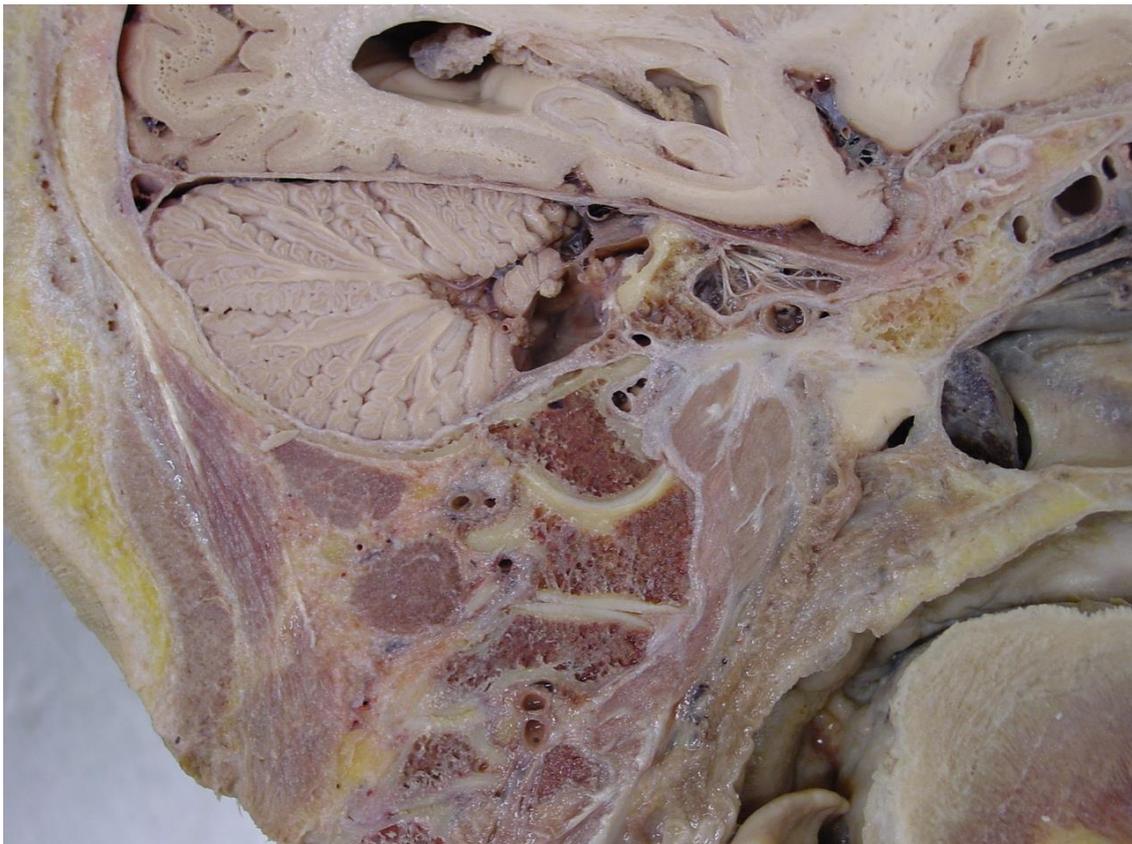


Ilustración 13. Corte sagital. Se visualiza la articulación atlantooccipital donde las carillas articulares superiores son cóncavas mientras que los cóndilos del occipital son convexos.

Estudios en relación a la cinemática de las articulaciones atlantooccipitales en cadáveres, encontraron un rango de flexión-extensión alrededor de 13° y 0° de rotación axial, pero alrededor de 8° de rotación axial es posible cuando el movimiento es forzado⁵¹. Un estudio radiológico detallado en cadáveres encontró una media de flexión-extensión de $18,6^\circ$, la rotación axial de $3,4^\circ$ y la flexión lateral de $3,9^\circ$ ⁵².



Ilustración 14. Visión lateral de la articulación atlantooccipital.

Los estudios radiológicos de las articulaciones atlantooccipitales in vivo han abordado sólo el rango de flexión-extensión, debido a que la rotación axial y

flexión lateral son imposibles de determinar con precisión en las radiografías simples. La mayoría de los estudios coinciden en que el rango promedio de movimiento de flexión-extensión es de 14-15°. No obstante, en los diferentes estudios publicados se observan discrepancias significativas entre los resultados obtenidos por cada uno de los autores⁵¹⁻⁵³. Las razones de estas discrepancias en los resultados podrían ser debido a diferentes formas en que la flexión-extensión del occipital fueron evaluadas.

3.4.2. CII o axis y unión atlantoaxoidea

Se caracteriza por una prominencia ósea denominada apófisis odontoides (diente) (Figura 13) que se articula mediante la carilla articular anterior con la fosita del diente del atlas y su carilla articular posterior con la porción transversa del ligamento cruciforme.

A parte de soporte del peso de la cabeza, la función cardinal de las uniones atlantoaxoideas es permitir un amplio rango de movimiento en rotación axial. Este movimiento exige que la fosita articular del arco anterior del atlas pivote sobre la odontoides.

Este movimiento de rotación se realiza mediante la existencia de tres articulaciones atlantoaxoideas:

- Dos articulaciones atlantoaxoideas laterales.
- Una articulación atlantoaxoidea media.

3.4.2.1. Articulaciones atlantoaxoideas laterales

Unen las carillas articulares inferiores del atlas con las superiores del axis. En radiografías, las carillas de estas articulaciones parecen ser planas, debido a que no se visualiza el cartílago. En realidad, los cartílagos articulares del atlas y axis son convexos⁵⁴, y la articulación presenta un menisco intraarticular o pequeñas franjas sinoviales⁵⁵.



Ilustración 15. Visión superior del Axis. Se visualiza su apófisis más característica de esta vertebra, la apófisis odontoides.

Estas articulaciones poseen cápsulas laxas que permiten un movimiento amplio. No obstante, presentan una serie de refuerzos:

- Ligamento atlantoaxoideo lateral. Refuerzo fibroso de la cápsula articular. Es el denominado ligamento lateral inferior de Arnold.
- Ligamento atlantoaxoideo anterior. Es una lámina fibrosa que se extiende desde el borde inferior del arco anterior del atlas y su tubérculo a la cara anterior del cuerpo del axis.

- Ligamento atlantoaxoideo posterior. Está formado por dos bandas, unas superficiales que ocupan la línea media y representan el ligamento interespinoso; y unas profundas, muy ricas en fibras elásticas que son homólogos de los ligamentos amarillos. Este ligamento es atravesado lateralmente por el nervio occipital mayor.

3.4.2.2. Articulación atlantoaxoidea media.

Esta articulación está formada por el anillo osteofibroso del atlas, constituido por la fosita del diente del atlas y por detrás el ligamento transversal del atlas y, en medio, la apófisis odontoides (Ilustración 15). El ligamento transversal del atlas, es un fascículo fuerte que se extiende entre los tubérculos situados en las caras mediales de las masas laterales del atlas. La cara anterior y media de este ligamento está cubierta por una delgada capa de cartílago articular. De su borde superior e inferior, se desprenden dos haces fibrosos que forman los fascículos longitudinales (superior e inferior). El conjunto del ligamento transversal del atlas y los fascículos longitudinales forman el ligamento cruciforme del atlas (Ilustración 16-17).

Pocos músculos actúan directamente sobre el atlas. El elevador de la escápula se origina en la apófisis transversa, pero utiliza este punto de suspensión para actuar sobre las escápulas, no mueve el atlas. El músculo oblicuo superior y el recto posterior menor de la cabeza se originan en las masas laterales y en el tubérculo posterior del atlas respectivamente, pero actúan sobre el occipital.

El músculo largo del cuello (Ilustración 18) es el músculo que actúa directamente sobre el atlas, lo flexiona. Esta acción la realiza porque las fibras descendentes o superolaterales (parte de los músculos largos anteriores) se originan en el tubérculo anterior del atlas. Pero, paradójicamente, no hay antagonista de este músculo. Esta paradoja pone de relieve el hecho de que el atlas actúa como un aro, interpuesto entre la cabeza y el resto de la columna cervical. Sus movimientos son esencialmente pasivos y se rigen

fundamentalmente por los músculos que actúan sobre la cabeza. En consecuencia, la rotación del atlas es provocada por los músculos esplenio de la cabeza y esternocleidomastoideo, que actúan sobre la cabeza. El torque es transferido desde la cabeza, por las articulaciones atlantooccipitales, al atlas. Las fibras del músculo esplenio del cuello que se insertan en el atlas complementan este efecto.



Ilustración 16. Visión posterior de la articulación atlantoaxoidea media. Visualizamos la apófisis odontoides apoyada en la fosa del diente del atlas.

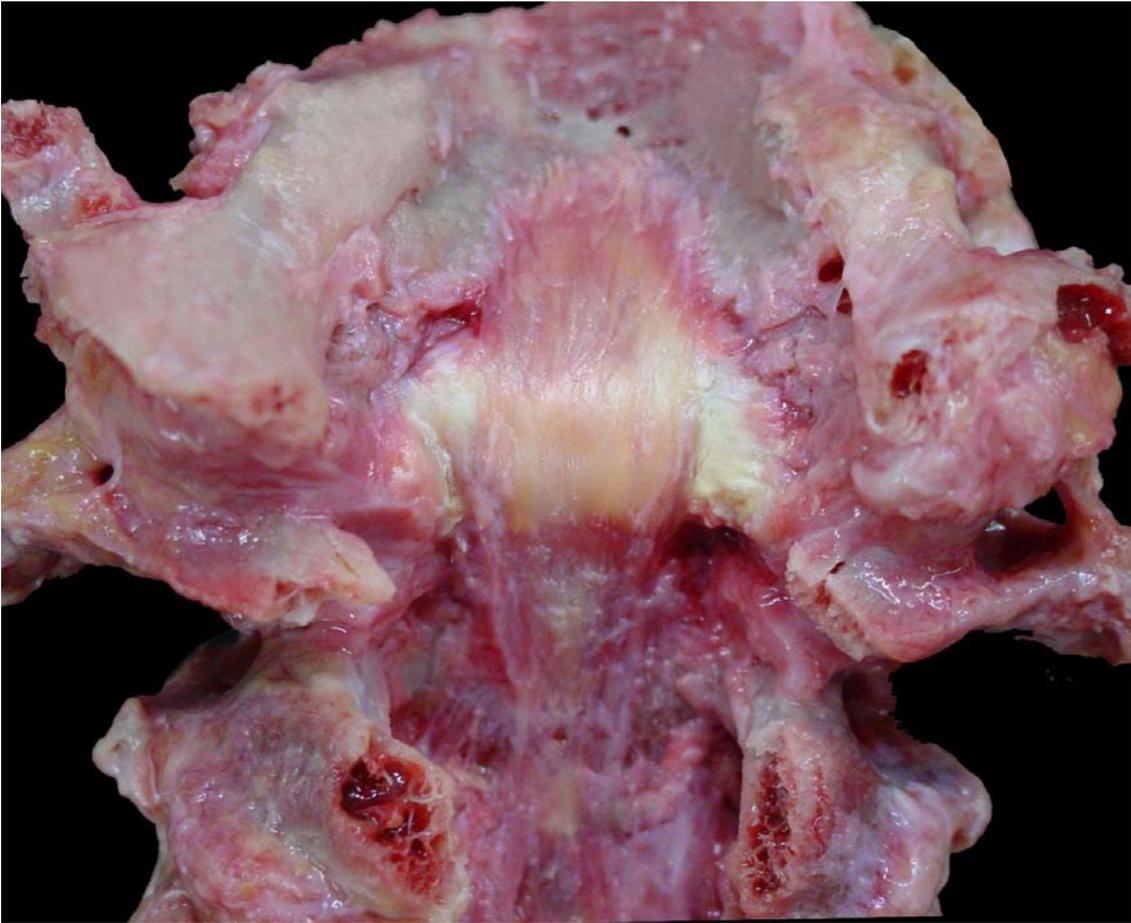


Ilustración 17. Ligamento cruciforme del atlas.

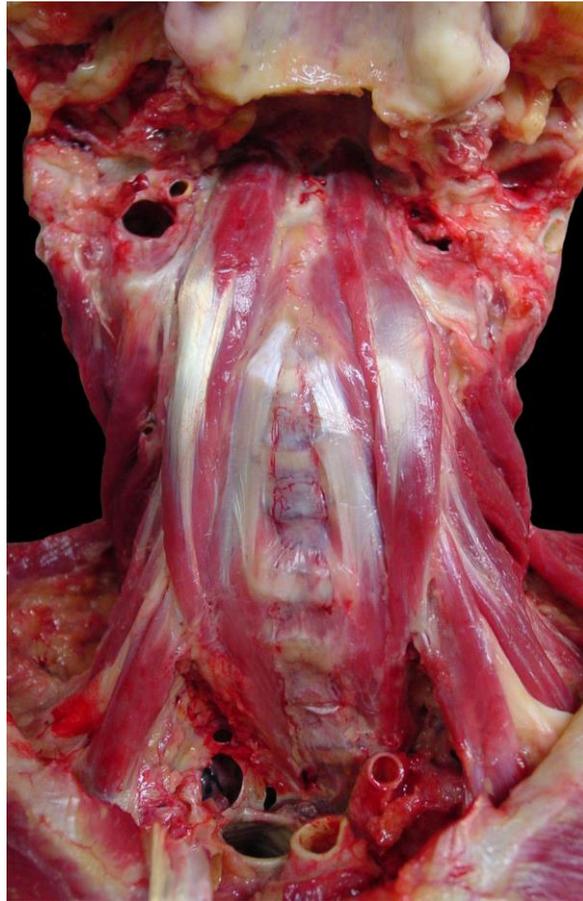


Ilustración 18... Disección en donde se aprecia el músculo largo del cuello.

La vía tectoespinal participa del control de esta musculatura, la cual conduce los impulsos desde el colículo superior del mesencéfalo a los músculos esqueléticos contralaterales encargados de mover la cabeza y ojos en respuesta a un estímulo visual.

El cuello está considerado como una región importante para los procesos del control postural. En animales de experimentación, se ha observado que al interferir los estímulos sensoriales de la región cervical superior, ya sea por lesión nerviosa, bloqueo anestésico o sección de los músculos de la columna cervical, se provocan alteraciones de la marcha. La denervación de la musculatura cervical ipsilateral tiene un efecto similar al de la laberintectomía unilateral. Se ha demostrado que los receptores de los husos musculares de los músculos perivertebrales del gato son los principales propioceptores del cuello y no la cápsula articular⁵⁶⁻⁵⁸

Kulkarni V. et. al demostraron que los músculos suboccipitales, tales como el recto posterior mayor de la cabeza, el recto posterior menor de la cabeza, el oblicuo superior y el oblicuo inferior tienen una alta densidad de husos musculares y, por tanto, determinan la importancia de esta musculatura para realizar los movimientos finos del cráneo y columna cervical⁵⁹ (Ilustración 19).



Ilustración 19. Disección de la musculatura suboccipital, el recto posterior mayor de la cabeza, recto posterior menor de la cabeza, oblicuo superior y oblicuo inferior.

Los movimientos pasivos del atlas son más evidentes en la flexión y extensión del cuello donde, de hecho, el atlas muestra un movimiento paradójico. En la flexión completa del cuello, el atlas se puede extender, y generalmente lo

hace⁶⁰. Si la compresión neta pasa por delante del punto de contacto de la articulación atlantoaxoidea lateral, la masa lateral del atlas será comprimida en flexión. Por el contrario, si la línea de compresión pasa por detrás del punto de contacto, el atlas se extenderá, incluso si el resto de la columna cervical se flexiona (Ilustración 20).

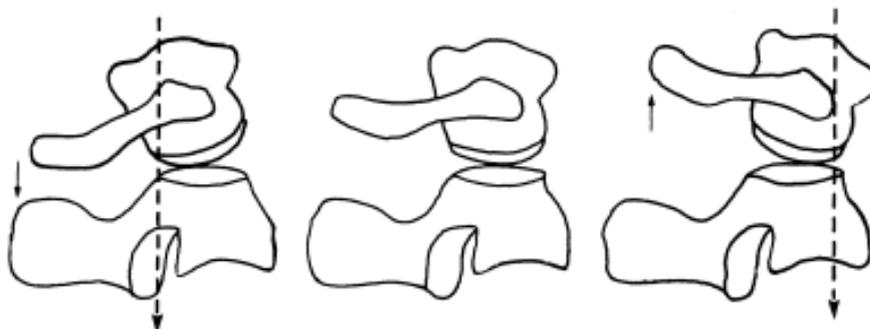


Ilustración 20. Eje del movimiento de la articulación atlantoaxoidea lateral

Si la barbilla se recoge hacia atrás durante la flexión, la extensión paradójica del atlas está virtualmente asegurada, ya que la retracción de la barbilla favorece que la línea de soporte de peso del cráneo caiga detrás del centro de las articulaciones atlantoaxoideas laterales.

Las restricciones a la flexión y extensión del atlas nunca han sido formalmente establecidas. No hay ligamentos dispuestos para limitar este movimiento. Las distintas membranas atlantooccipitales (anterior y posterior) son de naturaleza fascial y no suponen unas estructuras muy restrictivas.

Las cápsulas de las articulaciones atlantoaxoideas laterales y los ligamentos alares limitan la rotación axial. Los ligamentos alares se sitúan a ambos lados de la mitad superior de la odontoides, originándose en la cara medial de los cóndilos occipitales. Sus fibras llegan a la cara posterior de la odontoides del axis y se continúan en la línea media con las fibras del lado opuesto. Estas estructuras forman un pequeño cordón ansiforme que se extiende de un lado al

otro del occipital pasando por detrás de la odontoides, el cual recibe el nombre de ligamento occipital transverso del atlas.

Las cápsulas contribuyen en un grado menor a la limitación de la rotación; las restricciones fundamentales son las producidas por los ligamentos alares ⁶¹.

La luxación del atlas por rotación no se produce mientras los ligamentos alares permanecen intactos (Ilustración 21). Esta característica pone aún más de relieve el carácter pasivo del atlas, ya que los ligamentos alares no se originan ni se insertan en el atlas.



Ilustración 21. Disección en donde se visualizan los ligamentos alares.

El deslizamiento hacia atrás del atlas está absolutamente limitado por el choque del arco anterior del atlas contra la apófisis odontoides, pero no hay obstrucción ósea que limite el deslizamiento hacia delante. Este movimiento está limitado por el ligamento cruciforme del atlas, especialmente por el fascículo transverso. Mientras estos ligamentos permanezcan intactos, la luxación del atlas se evitará⁶².

En un deslizamiento lateral, por ejemplo hacia la derecha, la carilla articular derecha del atlas se desplaza sobre la correspondiente del axis, mientras que la masa lateral contralateral se eleva. El movimiento es principalmente limitado por el ligamento alar contralateral, pero es detenido definitivamente por el choque de la masa lateral contra el lado de la apófisis odontoides⁶³.

Estudios de la cinemática de las articulaciones atlóidoaxoideas de cadáveres presentaron una media de 47° de rotación axial, 10° de flexión-extensión y medias de 5° de flexión lateral^{64,65}. En individuos vivos, la radiografía simple no puede ser utilizada para determinar con precisión la amplitud de la rotación axial del atlas, sólo puede deducirse. Por esta razón, la mayoría de los investigadores que utilizan la radiografía simple han informado sólo del rango de flexión-extensión que presenta el atlas.

Un método para obtener los valores de la amplitud de la rotación axial del atlas ha sido utilizar la radiografía biplanar (el sistema de imagen biplanar se realiza mediante configuración de pares de modificadores en serie utilizada con dos fuentes ortogonales de rayos X). Los resultados de estos estudios revelan que el rango medio de la rotación (de izquierda a derecha) del occipital versus C II es 75,2°. Por otra parte, la rotación axial se acompaña de movimientos acoplados de media de 14° extensión y de 24° de flexión lateral contralateral. La rotación axial del atlas no es un movimiento puro; está acompañado con un importante grado de extensión y flexión lateral. El acoplamiento surge a causa de la conducta pasiva del atlas bajo cargas axiales de la cabeza; si se flexiona o se extiende durante la rotación axial depende de la forma de las

articulaciones atlóideoaxoideas y la orientación exacta de todas las fuerzas longitudinales que actúan a través del atlas sobre la cabeza⁶⁶.

En los últimos años se han ampliado los estudios de la rotación axial del atlas mediante la tomografía axial computerizada (TAC). Dvorak et al. observaron que el ligamento transversal del atlas es fundamental en el control de la flexión del atlas⁶⁷. Demostraron que los ligamentos alares son las estructuras cardinales que limitan la rotación axial del atlas, aunque las cápsulas de las articulaciones atlóideoaxoideas laterales contribuyen en menor medida^{66,67}. En cadáveres, se obtuvo 32° de rotación axial en ambos lados, pero si se secciona el ligamento alar contralateral, el rango aumentó un 30% (es decir, se incrementó una media de 11°)⁶⁸.

En individuos normales, la amplitud de la rotación axial, valorada mediante la TAC es de 43° a cada lado, con una asimetría de 2,7°. Estas cifras establecieron 56° como límite superior fiable de rotación, por encima del cual se sospecha de hipermovilidad patológica, con rotura del ligamento alar contralateral como base más probable⁶⁹.

3.4.3. La raíz

El nivel CII-CIII se considera como el inicio de la columna cervical típica, donde todos los segmentos comparten características morfológicas y cinemáticas similares. Sin embargo, la articulación CII-CIII se diferencia de otros segmentos de forma sutil y confusa.

A diferencia de las articulaciones típicas cigapofisarias cuyos planos son transversales, las apófisis articulares superiores de CIII no sólo se dirigen hacia arriba y hacia atrás, sino también hacia dentro, alrededor de 40°⁷⁰ (Ilustración 22).

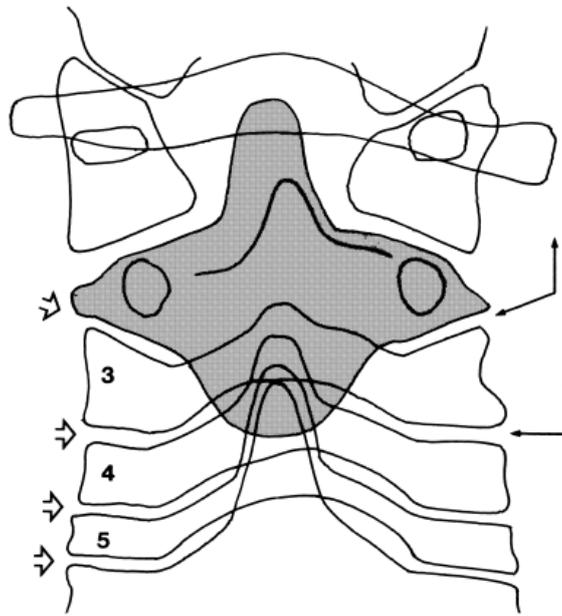


Ilustración 22. Descripción básica de la orientación de las apófisis articulares de CIII.

3.4.3.1. La columna cervical inferior

En los segmentos cervicales típicos, los cuerpos vertebrales se sitúan unos sobre otros, separados por los discos intervertebrales. Las superficies opuestas de los cuerpos vertebrales, sin embargo, no son planas como en la columna lumbar. Más bien, los cuerpos son ligeramente curvos en el plano sagital. El borde antero-inferior de cada cuerpo vertebral forma un labio que cuelga hacia abajo como un ligero gancho hacia el borde antero-superior de la vértebra inferior. Mientras tanto, la superficie superior de cada cuerpo vertebral se inclina hacia abajo y adelante. Como resultado, el plano del disco intervertebral no es perpendicular, sino algo oblicuo respecto los ejes longitudinales de los cuerpos vertebrales. Esta estructura refleja que la flexión-extensión es el movimiento fundamental de los segmentos cervicales típicos.

Los cuerpos vertebrales son también curvos, pero esta curvatura no es evidente. Se pone de manifiesto si se realizan secciones a través de los extremos posteriores de los cuerpos vertebrales, ya sea en paralelo a los planos de las articulaciones cigapofisarias, o perpendicular a estos planos.

Estas secciones muestran que la superficie inferior del extremo posterior del cuerpo vertebral es convexa, y que la convexidad es recibida por la concavidad del cuerpo de la vértebra caudal y sus apófisis unciformes. La apariencia es la de una articulación elipsoidea (como la radiocarpiana). Esta estructura sugiere que los cuerpos vertebrales pueden oscilar de lado a lado en la concavidad de las apófisis unciformes. Ponderación complementaria revela que esto es así, pero sólo en un plano.

Si se realizan secciones por la columna cervical a lo largo de planos perpendiculares a las articulaciones cigapofisarias, y si se superponen secciones tomadas de la región unciforme y de las articulaciones cigapofisarias, el aspecto es revelador^{71,72}. La estructura de la unión intersomática es elipsoidea, y sugiere que podría ocurrir balanceo entre los cuerpos vertebrales. Sin embargo, en este plano, las carillas de las articulaciones cigapofisarias se oponen directamente. Por lo tanto, cualquier intento de balanceo del cuerpo vertebral es inmediatamente detenido por las carillas.

Si las secciones se toman por el plano de las articulaciones cigapofisarias, la estructura elipsoidea de la articulación intervertebral se pone de manifiesto una vez más, pero las articulaciones cigapofisarias se presentan de frente. En consecuencia, las carillas no impiden el balanceo de los cuerpos vertebrales en este plano. De hecho, las carillas se deslizan libremente una sobre la otra.

Estas observaciones indican que las articulaciones intersomáticas cervicales caudales a CII son articulaciones en silla de montar. Se componen de dos concavidades una frente a la otra y colocadas en ángulos rectos unas con otras. La superficie inferior del cuerpo vertebral craneal es cóncava de anterior a posterior, mientras que la región superior de la vértebra caudal es cóncava de lado a lado (lateralmente) (Ilustración 23).

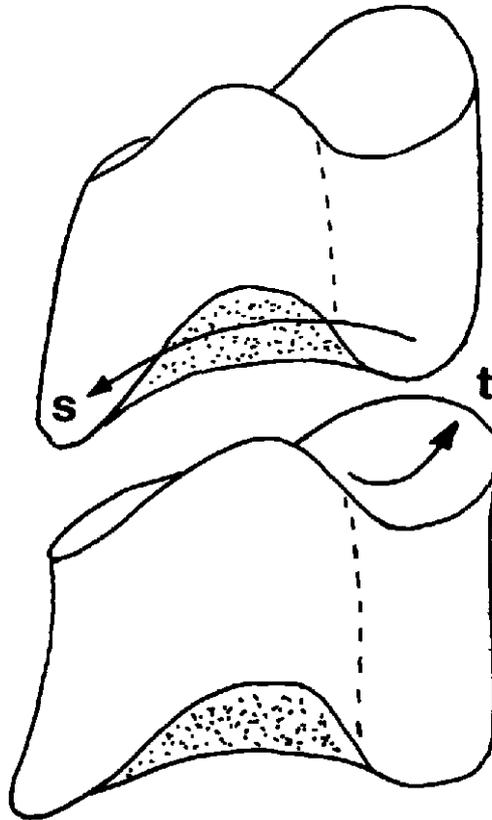


Ilustración 23 .La forma en silla de montar de las articulaciones intervertebrales cervicales.La cara inferior del cuerpo vertebral superior es cóncava hacia abajo en el plano sagital (s). La superficie superior del cuerpo vertebral inferior es cóncava hacia arriba en el plano transversal (t).

Esto significa que el cuerpo vertebral se balancea libremente hacia adelante en el plano sagital, y alrededor de un eje transversal, y se balancea libremente de lado a lado en el lugar de las carillas, alrededor del eje perpendicular a las carillas (Ilustración 24)

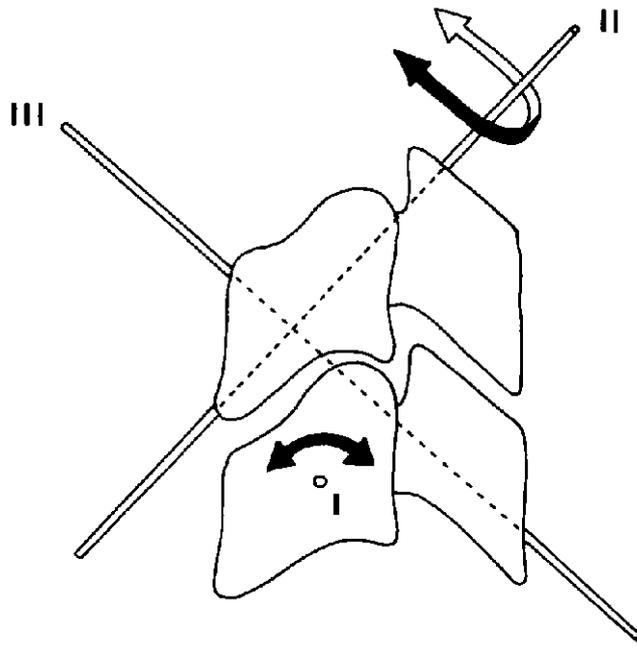


Ilustración 24. Representación del balanceo del cuerpo vertebral

Esta descripción aparece disonante con las ideas tradicionales de que los segmentos cervicales típicos presentan flexión-extensión, flexión lateral y rotación axial; pero no lo es. Más bien permite flexión-extensión, pero establece que el otro movimiento es la rotación alrededor de un eje perpendicular de las carillas. Como las carillas están orientadas a unos 45° respecto al plano transversal de las vértebras, el eje de rotación es de 45° respecto a los ejes convencionales tanto de rotación axial horizontal y flexión lateral⁷³.

El eje de rotación en el plano de las articulaciones cigapofisarias pasa por el extremo anterior del cuerpo vertebral en movimiento^{71,72}. Esto significa que el extremo anterior no se balancea, pero gira sobre el eje, sin deslizamiento. Mientras tanto, el extremo posterior del cuerpo vertebral debe ser capaz de balancearse (ya que se desplaza desde el eje). Estas exigencias se reflejan en la estructura del disco intervertebral.

Los discos intervertebrales se encuentran entre dos cuerpos vertebrales adyacentes, desde la segunda vértebra cervical hasta el sacro. Cada disco presenta un arco fibroso externo constituido por fibrocartilago, denominado

anillo fibroso, que rodea a una sustancia blanda, pulposa, muy elástica llamada núcleo pulposo. La degeneración del disco intervertebral se cree que se inicia en el núcleo pulposo. La reducción de la altura del disco provoca una carga excesiva sobre el anillo fibroso que conduce a fisuras. El núcleo es insensible, mientras el anillo fibroso, y principalmente, la periferia presenta receptores del dolor. Los discos intervertebrales cervicales a diferencia de los discos lumbares, carecen de un anillo fibroso concéntrico alrededor de su perímetro⁷⁴. El anillo cervical está bien desarrollado siendo grueso en su porción anterior, pero se estrecha lateral y posteriormente hacia el borde anterior de la apófisis unciforme en cada lado.

La región posterior del anillo fibroso sólo está representada por unas pocas fibras, cerca del plano medio y orientadas en sentido longitudinal y reunidas en una lámina de aproximadamente 1 mm de espesor. Lateral a estas fibras, hasta la apófisis unciforme, el anillo está ausente. La parte posterior del disco sólo está cubierta por el ligamento longitudinal posterior⁷⁴.

La ausencia del anillo fibroso en la región posterior, y la presencia de una hendidura transversal posterior en el extremo posterior del cuerpo vertebral, le da libertad para girar alrededor de un eje localizado anteriormente. Mientras oscila, su borde ínfero-posterior se desliza hacia arriba y abajo de la concavidad de las apófisis unciformes, mientras que sus apófisis articulares inferiores se deslizan libremente por las carillas articulares superiores.

Las restricciones a la rotación axial auténtica de un segmento cervical típico teóricamente parece ser la tensión en las cápsulas de las articulaciones cigapofisarias y en el anillo fibroso anterior cuando esta estructura gira sobre el eje de rotación. Si la rotación se intenta en el plano horizontal, la pendiente de las articulaciones cigapofisarias es la principal restricción a la rotación.

La flexión está limitada por el ligamento longitudinal posterior, los ligamentos amarillos, las cápsulas de las articulaciones cigapofisarias y los ligamentos interespinosos y supraespinoso. La estabilidad se mantiene cuando el

ligamento longitudinal posterior o las articulaciones cigapofisarias permanecen intactos⁷⁵. La extensión está limitada principalmente por el ligamento longitudinal anterior y el anillo fibroso y, en última instancia, por la impactación de las apófisis espinosas o láminas posteriores.

3.4.3.2. Cinemática de la columna cervical inferior

La mayoría de los estudios de la columna cervical inferior tratan los movimientos de flexión-extensión, ya que es el movimiento principal de esta región anatómica. No obstante, existen movimientos de menor importancia que son necesarios para el funcionamiento correcto de la columna cervical.

La rotación axial de la columna cervical inferior es notablemente menor en comparación con la de la columna cervical superior, y ésta se acompaña con movimientos acoplados (Ilustración 25). Varios autores han valorado los movimientos acoplados en la rotación axial de la columna cervical inferior. Uno de los más recientes, ha realizado una valoración de la rotación axial de la columna cervical inferior mediante resonancia magnética con imagen en 3 dimensiones.

Estos autores encontraron que la media de la rotación axial de la columna cervical inferior fue de 69,5°. Observaron que durante la misma se producía una flexión lateral ipsilateral (CII-CIII: 3,6°; CIII-CIV: 5,4°; CIV-CV: 5,0°; CV-CVI: 5,3°; CVI-CVII: 4,9°; CVII-TI: 1,2°) y una extensión (CII-CIII: 1,4°; CIII-CIV: 2,3°; CIV-CV: 1,5°). Por último, también observaron un movimiento de flexión del segmento inferior de la columna cervical (CV-CVI: 0,9°; CVI-CVII: 2,4°; CVII-TI: 3,0°)⁷⁶⁻⁷⁸.

Los primeros estudios para valorar la movilidad de la columna cervical fueron realizados mediante goniómetros. No obstante, estos estudios valoraban la movilidad sin poder explicar qué hechos ocurrían en los diferentes segmentos cervicales^{79,80}.

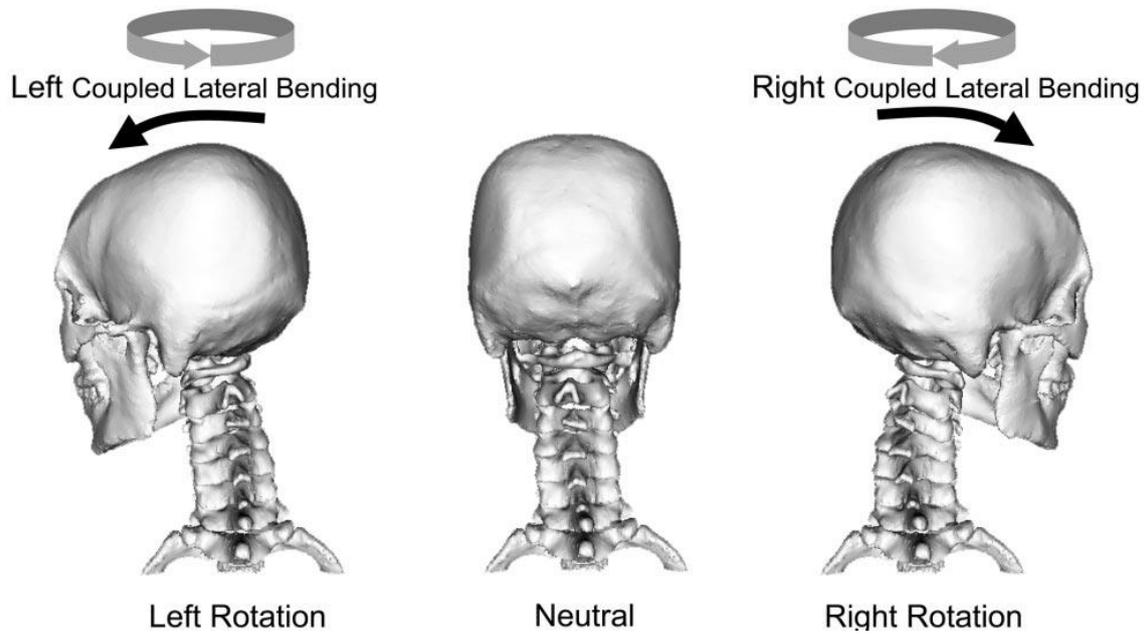


Ilustración 25. Representación básica de los movimientos acoplados de flexión lateral en los movimientos de rotación.

Posteriormente, se iniciaron trabajos utilizando cadáveres para poder explicar los acontecimientos que transcurrían en la columna cervical. Sin embargo, los estudios en cadáveres son relativamente artificiales, el movimiento de los esqueletos sin músculos no reflejan con precisión la movilidad fisiológica^{81,82}. La utilización de estudios radiográficos de la cinemática cervical en sujetos sanos fue utilizada para determinar valores normativos sobre la amplitud de cada uno de los segmentos cervicales y columna cervical global⁸³⁻⁸⁵. Sobre estos datos, llama la atención que se reportaron los rangos de valores, y no las desviaciones estándar.

Los primeros estudios del movimiento cervical también presentaron una marcada falta de atención a la fiabilidad de la técnica utilizada, ya que no se informaron de los errores interobservadores ni intraobservadores. Esto deja en incógnita la medida en que los errores de observación y errores técnicos comprometieron la exactitud de los datos recopilados. Sólo los estudios realizados en los últimos años especifican el error interobservador de sus técnicas y, por lo tanto sólo estos datos pueden ser considerados aceptables⁸⁶.

La implicación de la recogida de datos normativos es que de alguna manera, podrían utilizarse en el diagnóstico para determinar una anormalidad. Desafortunadamente, sin medias ni desviaciones estándar y sin los valores de los errores de observación, los datos normativos son, en el mejor de los casos, ilustrativos, y no pueden ser aprobados para fines de diagnóstico. Para declarar a un individuo o un segmento como anormal, un investigador debe ser capaz de calcular claramente la probabilidad de que el dato observado constituya un valor normal, y debe determinar si los errores técnicos han influido en éstos.

Sólo un estudio ha tenido en cuenta esta premisa usando datos fiables y bien descritos⁸⁶. Para la flexión cervical activa y pasiva, los valores medios y desviaciones estándar fueron determinados por el rango de movimiento de cada segmento cervical, utilizando un método con fiabilidad establecida. Además, se concluyó que los pacientes sintomáticos pueden ser identificados sobre la base de la hipermovilidad o hipomovilidad. Sin embargo, el rango normal adoptado en este estudio fue de una desviación estándar a cada lado de la media⁸⁶.

Es más convencional adoptar dos rangos de desviación estándar de la media normal. Este convenio establece un rango dentro del cual el 96% de la población se encuentra asintomática, sólo el 2% de la población normal se sitúa por encima de estos límites, y sólo el 2% se sitúa por debajo. La adopción de una desviación estándar clasifica sólo el 67% de la población normal dentro de los límites, dejando el 33% de las personas normales fuera de la media. Esto significa que cualquier población de individuos supuestamente anormales será "contaminado" con el 33% de la población normal. Esto reduce la especificidad de la prueba, y aumenta su tasa de falsos positivos^{83,86}.

Van Mameren et al. utilizaron la cineradiografía de alta velocidad para estudiar el movimiento cervical en flexión y extensión en voluntarios sanos. Estos autores observaron que una vértebra puede alcanzar su rango máximo de flexión, pero mientras el cuello realiza "la flexión completa", esa vértebra en realidad invierte su movimiento, y se extiende ligeramente. Este

comportamiento es especialmente evidente en los segmentos cervicales superiores: Occ-CI y CI-CII. Una consecuencia de este comportamiento es que el rango total de movimiento del cuello no es la suma aritmética de sus rangos de movimientos intersegmentarios. Un segundo resultado que observaron fue que el rango de movimiento de los segmentos es distinto según si el movimiento se ejecuta desde la flexión a la extensión o de la extensión a la flexión. En la misma sesión, en el mismo individuo, obtuvieron diferencias de 5-15°, en particular en Occ-CI y CVI-CVII. El efecto colectivo de estas diferencias, segmento por segmento, puede dar lugar a diferencias de 10-30° en el rango total de movimiento cervical. El tercer resultado que demostraron fue que los rangos de movimiento no son estables con el tiempo. Una diferencia de más de 5° en el mismo segmento del mismo individuo puede ser registrado si se estudian con la misma técnica, especialmente en los segmentos Occ-CI, CV-CVI y CVI-CVII⁶⁰.

Van Mameren, posteriormente, llevó a cabo un análisis detallado de las cinerradiografías de 10 individuos normales al realizar flexión y extensión de la columna cervical⁸⁷. Describió la siguiente secuencia:

- La flexión se inicia en la columna cervical inferior (CIV-CVII). Se inicia en el segmento CVI-CVII seguido de CV-CVI, y finalizando esta fase inicial con la del segmento CIV-CV.
- Esa fase inicial es seguida por el movimiento en Occ-CII, y luego por CII-CIII y CIII-CIV. Durante esta fase intermedia, el orden de la contribución de CII-CIII y CIII-CIV es variable. En esta fase se inicia un movimiento leve inverso, es decir, de extensión del segmento CVI-CVII, y en algunos sujetos en CV-CVI.
- La fase final de nuevo implica la columna cervical inferior (CIV-CVII), y el orden de la contribución de los segmentos individuales es CIV-CV, CV-CVI y CVI-CVII. Debemos remarcar que la flexión se inicia y finaliza en CVI-CVII.

- La extensión se inicia en la columna cervical inferior (CIV-CVII), pero el orden de la contribución de cada segmento es variable.
- Posteriormente se inicia el movimiento en los segmentos Occ-CII y en CII-CIV.
- La fase terminal de la extensión está marcada por una segunda contribución de CIV-CVII, en el que se mueven los distintos segmentos en el orden regular CIV-CV, CV-CVI, CVI-CVII. Durante esta fase la contribución de Occ-CII alcanza su máximo.

3.5. Musculatura de la columna cervical

Dentro del punto de vista de evolución de la recuperación del latigazo cervical se han llevado a cabo estudios en relación a la musculatura cervical, y principalmente en la musculatura extensora. Resumiendo los artículos, existe una tendencia a una degeneración muscular que se produce poco después de la lesión, pero sólo en aquellos pacientes con mala recuperación funcional. Esta degeneración muscular con la infiltración grasa presenta unos factores conocidos de predicción de riesgo como: edad avanzada, discapacidad relacionada con el dolor y el trastorno de estrés postraumático^{88,89}.

Los cambios “degenerativos” principalmente la infiltración grasa en la musculatura de la columna cervical pueden aparecer pocas semanas después del accidente, pero sólo en aquellos pacientes que presenten una mala recuperación. Se ha podido demostrar que existe una mayor grado de infiltración de la musculatura anterior que dorsal de la columna cervical, incluyendo los músculos suboccipitales. Coincidiendo con el mayor grado de infiltración se observa una elevada sección transversal del área (CSA) del musculo a nivel cervical⁹⁰ (Ilustración 26-27)

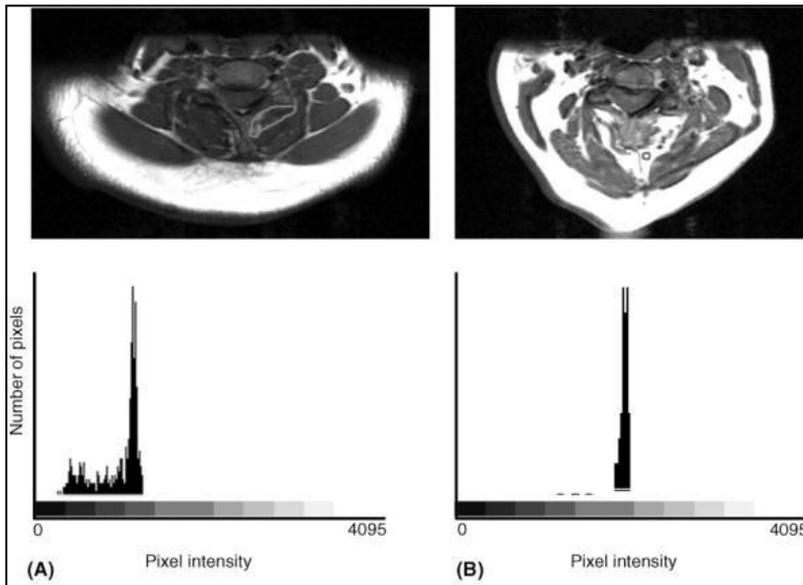


Ilustración 26 .Imagen de resonancia musculatura cervical (multifidus) con histogramas que representa la infiltración grasa. (E. James et al 2014)

Contrariamente a lo esperado, la CSA de muchos de los músculos cervicales en pacientes con WAD crónica fue significativamente hipertrofica cuando se comparaba con controles sanos. Esta hipertrofia podría atribuirse a deposiciones fisiológicas de grasa y tejido conectivo, similar a la característica de la pseudohipertrofia de los músculos de las extremidades inferiores en pacientes con distrofia⁹¹.

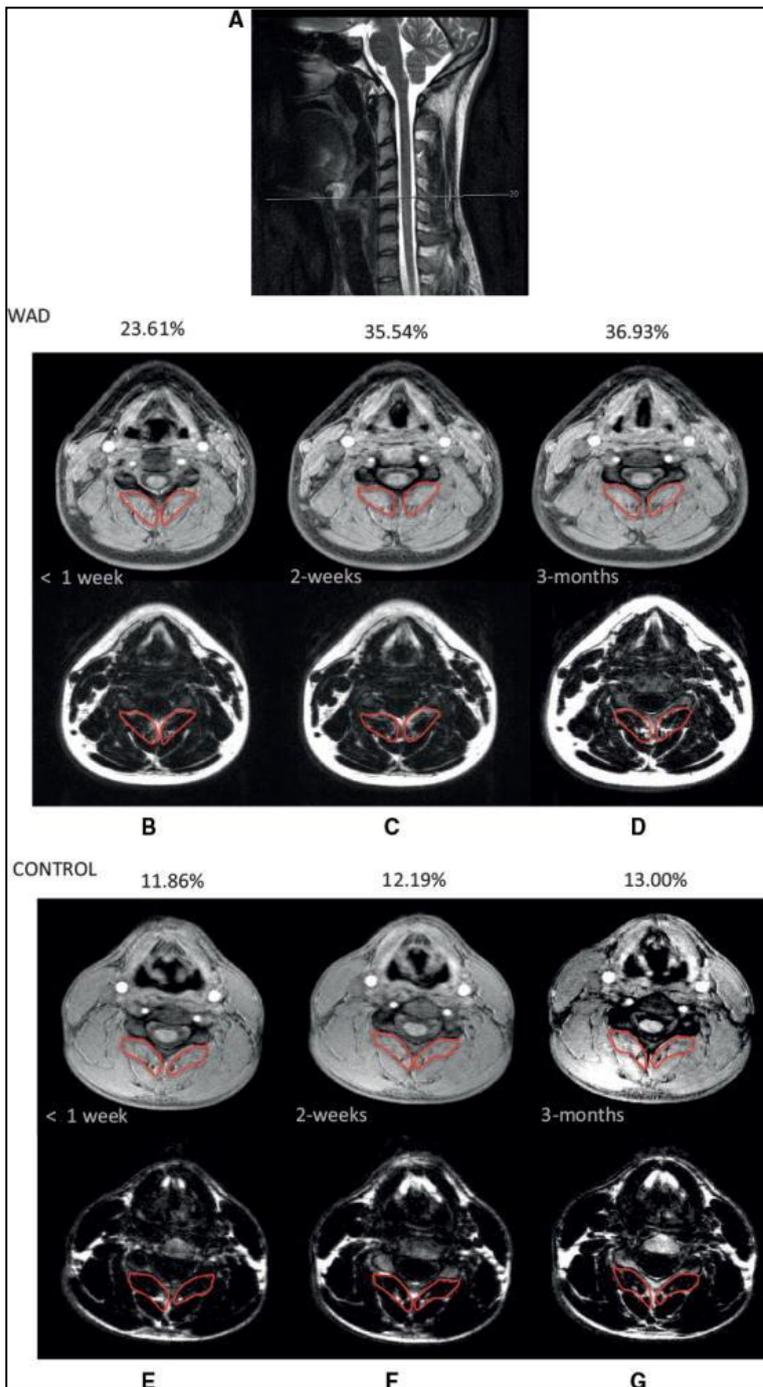


Ilustración 27 . Evolución de la infiltración grasa en 3 meses (James E. et al 2015)

REGIÓN DORSAL

REGIÓN DORSAL

El estudio de la anatomía de la musculatura autóctona del dorso es muy difícil y a modo de resumirla los anatomistas propusieron el nombre de músculo **erector de la columna** a conjunto de músculos que localizamos a modo de columnas a ambos lados de la línea media . Como su nombre indica, tienen una función importante antigraavitatoria y mantiene el raquis erecto. Queda delimitado por las dos láminas de la fascia tóracolumbar. Otra característica común es que están inervados por las ramas dorsales de los nervios espinales.

A modo de describir cada uno de los músculos de esta región, no entraremos en excesivos detalles porque su estudio exhaustivo sería tema de especialidad médica.

Los músculos del dorso se dividen en un tracto medial y otro lateral. El medial queda circunscrito dentro del canal vertebral, formado por la lámina vertebral, mientras que el lateral se localiza a nivel de las apófisis transversas y también lateral a ellas.

El tracto lateral

El músculo más lateral de este tracto es el **iliocostal** . Se origina en la cresta ilíaca y asciende insertándose en las costillas hasta llegar al cuello. A nivel descriptivo se distinguen tres porciones: lumbar, torácica y cervical.

La *porción lumbar* se origina en la cresta ilíaca y se inserta en los ángulos de las costillas V a XII. A continuación, la *porción torácica* se origina en los ángulos de las seis costillas más caudales y se inserta en las seis primeras. Finalmente, la *porción cefálica* se origina en las costillas más craneales y se inserta en el tubérculo posterior de las apófisis transversas de las vértebras cervicales medias.

Medial respecto el músculo anterior, hallamos el **longísimo** o *dorsal largo*. Como el anterior, se divide en tres porciones: torácica, cervical y cefálica.

La *porción torácica* se origina mediante un gran tendón en la parte posterior de la cresta ilíaca y en las vértebras desde la séptima torácica hasta la cresta sacra media. En realidad, tiene un origen parecido al músculo dorsal ancho pero en profundidad. Se inserta en las apófisis transversas de las vértebras torácicas y lumbares y en los ángulos de las once últimas costillas. La *porción cervical* discurre entre las apófisis transversas de las seis primeras vértebras torácicas y el tubérculo posterior de las apófisis transversas de las vértebras cervicales. La *porción cefálica* se localiza entre las apófisis transversas de C3 a T3 hasta la apófisis mastoides del temporal.

Por encima de la fascia toracolumbar y también en la región torácica superior encontramos los músculos serratos posteriores superior e inferior. Son unas pequeñas láminas aponeuróticas extremadamente finas de donde se pueden ver algunos haces de fibras. El **serrato posterior superior** se localiza por debajo de los músculos romboides y elevador de la escápula, se origina en las apófisis espinosas de C6-T2 y se inserta en las costillas II-V. Por su lado, el **serrato posterior inferior** se origina en las apófisis espinosas de T11-L2 y se inserta en las costillas IX-XII. Por sus inserciones son músculos que actúan en la respiración, aunque por su morfología no son potentes.

En la región cervical hallamos dos músculos denominados *esplenios* por debajo del músculo serrato pósterosuperior. El **esplenio del cuello** se origina en las apófisis espinosas de T3-T6 y se inserta en el tubérculo posterior de la apófisis transversa del axis y en la masa lateral del atlas. Por su lado, el **esplenio de la cabeza** (Ilustración 28-29) se origina en las apófisis espinosas de C4 a T2 y se inserta en la apófisis mastoides y línea nucal superior. Estos músculos extienden y rotan homolateralmente el cuello y la cabeza respectivamente.

Lateralmente, entre las apófisis transversas vertebrales encontramos los músculos **intertransversos**, que dependiendo de su localización respecto a la columna se denominan lumbares, torácicos o cervicales.



Ilustración 28. Se visualiza el músculo esplenio de la cabeza, serrato posterior superior y trapecio



Ilustración 29. Se visualiza el músculo esplenio de la cabeza, semiespinoso de la cabeza, esplenio del cuello y aponeurosis del musculo erector de la columna

El tracto medial

Estos músculos se localizan en el canal vertebral y destacan dos por su tamaño: el espinoso y el semiespinoso.

El músculo **espinoso** une las apófisis espinosas vertebrales y, según su ubicación, se distinguen las porciones torácica, cervical y cefálica.

La *porción torácica* se origina en las apófisis espinosas de T10-L3 y se inserta en las apófisis espinosas de T2-T8. La *porción cervical* se origina en las apófisis espinosas de C6-T2 y se inserta en las apófisis espinosas de C2-C5. Finalmente, la *porción cefálica* es inconstante y no es más que un refuerzo de la porción cervical.

Entre las apófisis espinosas encontramos los músculos **interespinosos**, que se denominan según a la zona de la columna donde están. Los interespinosos cervicales pueden presentarse a pares porque las apófisis espinosas cervicales son algunas bituberculares.

A continuación pasamos a describir el conjunto de músculos del tracto medial que se denominan transversoespinosos porque se originan en las apófisis transversas y se insertan en las espinosas. Uno de los principales músculos de este complejo es el semiespinoso.

El músculo **semiespinoso** también se describe en tres porciones: torácica, cervical y cefálica.

La *porción torácica* de este músculo se origina en las apófisis transversas de T7-T12 y se inserta en las espinosas C7-T6. La *porción cervical* se origina en las apófisis transversas de T1-T6 y se inserta en las apófisis espinosas de C2-C5. Finalmente, la *porción cefálica*, también denominada antiguamente complejo mayor, se origina en las apófisis transversas de C4-T6 y se inserta entre la línea nugal superior e inferior del hueso occipital.

Por debajo de este músculo encontramos los **multífidos** a lo largo del canal vertebral. Éstos se originan en las apófisis transversas y saltan cranealmente dos o cuatro vértebras para insertarse en sus apófisis espinosas.

Por debajo de los multífidos están los músculos **rotadores** y, como estamos describiendo, reciben su nombre según la región de la columna donde estén: lumbares, torácicos y cervicales. Se originan en las apófisis transversas y se insertan en las apófisis espinosas de una o dos vértebras suprayacentes.

MÚSCULATURA SUBOCCIPITAL

Esta musculatura se localiza debajo de la porción basilar del hueso occipital. Distinguimos tres grupos musculares: posterior, lateral y anterior. (Ilustración 30)

Musculatura posterior

Después de diseccionar y retirar el músculo semiespinoso de la cabeza, aparece una musculatura profunda en la región cervical. Está formada por dos músculos rectos y dos oblicuos.

El **recto posterior mayor de la cabeza** se origina en la apófisis espinosa del axis y se dirige oblicuamente hacia la línea nuchal inferior. Su función es la extensión y rotación homolateral de la cabeza. A diferencia de la musculatura larga del tronco éste permite realizar movimientos más finos. Está inervado por el nervio suboccipital.

El **recto posterior menor de la cabeza** se localiza medial respecto al anterior. Se origina en el tubérculo posterior del atlas y se dirige cranealmente hasta insertarse en la línea nuchal inferior. Tiene la misma función que el anterior, aunque con un componente menor de rotación. Está inervado por el nervio suboccipital. Lateralmente a estos músculos localizamos los oblicuos. El **oblicuo inferior de la cabeza** discurre entre la apófisis espinosa del axis y la masa lateral del atlas. Por su situación lateral es un músculo rotador homolateral. Está inervado por los ramos dorsales de los nervios cervicales.

Por encima del músculo anterior se ubica el **músculo oblicuo superior de la cabeza**. Se origina en la masa lateral del atlas y se inserta inmediatamente craneal al músculo recto mayor de la cabeza. Juntamente con el oblicuo inferior realiza la rotación del axis homolateral y, por consiguiente, la de la cabeza. Esta musculatura corta permite los movimientos finos para dirigir la cabeza (visión) en el espacio. Está inervado por los ramos dorsales de los nervios cervicales.



Ilustración 30. Se visualización de la musculatura suboccipital

Músculos laterales

Sólo encontramos un músculo en esta región, es el **recto lateral de la cabeza**. Se origina en la masa lateral del atlas y se inserta en la apófisis yugular del occipital. Su principal función es la inclinación de la cabeza. Está inervado por los ramos ventrales de los nervios C1 y C2.

Músculos anteriores

Medial respecto el músculo anterior localizamos el **recto anterior de la cabeza**. Se origina en la masa lateral del atlas y se inserta en la porción basilar del hueso occipital, por delante del foramen magno. Su principal función es la flexión fina de la cabeza. Está inervado por los ramos ventrales de los nervios cervicales.

Cubriendo parte de los cuerpos vertebrales cervicales hallamos el **músculo largo de la cabeza**. Es la continuación cefálica del músculo largo del cuello,

del que hablaremos con la musculatura correspondiente. Se origina en el tubérculo anterior de las apófisis transversas de C3-C6 y se inserta en la región anterior de la porción basilar del hueso occipital. Cuando actúa un solo músculo flexiona e inclina la cabeza, cuando lo hacen los dos se produce principalmente la flexión. Está innervado por los ramos ventrales de los nervios espinales cervicales.

MUSCULATURA DEL CUELLO

Distinguimos una musculatura lateral y una anterior. La musculatura anterior se subdivide en una superficial y una profunda (prevertebral).

Musculatura lateral

En esta región encontramos los músculos escalenos. El **músculo escaleno anterior** se origina en los tubérculos anteriores de las apófisis transversas de C3-C6 y se inserta en la cara superior de la primera costilla, justamente en el tubérculo para el músculo escaleno anterior. Por delante de este músculo pasa la vena subclavia, mientras que por detrás, en el triángulo interescalénico (entre el escaleno anterior y medio) pasa la arteria subclavia. Cuando la costilla es el punto fijo inclina lateralmente la cabeza. Si la cabeza actúa como punto fijo ayuda a la inspiración al elevar la primera costilla.

El **músculo escaleno medio** se origina en los tubérculos anteriores de las apófisis transversas de C2-C7 y se inserta en la primera costilla (algunas veces en la segunda mediante un fascículo accesorio), dorsalmente al músculo anterior y formando con éste el triángulo interescalénico. Tiene las mismas funciones que el escaleno anterior.

El **músculo escaleno posterior** se localiza más bajo que los anteriores. Se origina en los tubérculos posteriores de las apófisis transversas de C4-C6 y se inserta en el borde superior de la segunda costilla. Como los anteriores puede

inclinarse el cuello o elevar la segunda costilla, dependiendo del punto fijo y punto móvil.

Los músculos escalenos están inervados por las ramas anteriores de los nervios espinales cervicales.

A veces suele encontrarse un músculo inconstante, **el escaleno mínimo**. Se localiza entre las apófisis transversas de C6 y C7 y se inserta en la primera costilla y en la pleura de la cúpula pulmonar.

Musculatura anterior

En la región profunda prevertebral localizamos un músculo que está íntimamente relacionado con el largo de la cabeza, es el **músculo largo del cuello**. Éste tiene una forma arqueada que une los cuerpos y las apófisis transversas de las vértebras torácicas superiores con los de las vértebras cervicales inferiores. Se suele encontrar un punto central en el rombo que forman las fibras arciformes de ambos lados que queda a nivel de C6. Cuando actúa uno realiza la flexión e inclinación del cuello, cuando actúan los dos solamente la flexión. Está inervado por las ramas anterior de los nervios espinales cervicales.

En la región superficial del cuello distinguimos un músculo superficial cutáneo, el **platisma**. Se extiende y tensa la piel desde la mandíbula hasta la región superior del tórax. Está inervado por el nervio facial.

Por debajo del platisma clasificamos la musculatura principalmente en relación con el hueso hioides. De esta manera tenemos una musculatura suprahioides y otra infrahioides.

Músculos suprahioides

Hay cuatro músculos clasificados como suprahioides: el digástrico, el estilohioides, el milioioides y el geniohioides.

El músculo **digástrico**, como su nombre indica, está formado por dos vientres musculares separados por un tendón intermedio. El *vientre posterior* se origina en la apófisis mastoideas y en la 'ranura digástrica', y se dirige hacia el hioides, donde tiene el tendón intermedio. Su porción distal pasa por un ojal que forma el músculo estilohioideo. El tendón intermedio se refleja en una polea aponeurótica en el hioides y se continúa como el *vientre anterior*. Éste se inserta en la parte anterior de la base de la mandíbula (*fosilla digástrica*). En conjunto realizan el descenso de la mandíbula y llevan el hioides hacia atrás. El vientre posterior está inervado por el nervio facial y el anterior por el nervio milohioideo.

El músculo **estilohioideo** ya queda descrito por su propio nombre. Se origina en la apófisis estiloide del hueso temporal y se inserta en el hioides. Acompaña al vientre posterior del músculo digástrico y en su inserción se abre formando un espacio (*ojal del digástrico*) para que lo atraviese. Por su situación, su función es elevar y llevar hacia atrás el hueso hioides. Está inervado por el nervio facial.

El músculo **milohioideo** es un músculo ancho que forma parte del suelo muscular de la región de la mandíbula, algunos autores lo denominan diafragma de la boca. Se origina en la línea milohioidea de la mandíbula y se inserta en el cuerpo de hueso hioides. Su función es elevar el hioides y el descenso de la mandíbula. Está inervado por el nervio milohioideo.

Finalmente, el **genihioideo** se localiza craneal al anterior, en el suelo de la boca. Se origina en la espina mentoniana (apófisis geni) y se inserta en el cuerpo de hioides. Su función principal es elevar el hioides. Está inervado por el nervio espinal C1 que es transportado dentro del paquete nervioso del hipogloso.

Músculos infrahioides

También encontramos cuatro músculos por debajo del hioides, éstos son: esternohioideo, esternotiroideo, tirohioideo y omohioideo. Todos inervados por el asa cervical.

El músculo **esternohioideo** (para algunos autores *esternocleidohioideo*), como su nombre indica, se origina en la cara posterior y superior del manubrio esternal, de la clavícula y ligamento esternoclavicular posterior, y se insertan la parte inferior del cuerpo del hioides. Su función es el descenso del hioides.

El músculo **esternotiroideo** se origina en la cara posterior y craneal en el manubrio del esternón y en el cartílago de la primera costilla. Se inserta en la línea oblicua del cartílago tiroides. Su función es tirar del cartílago tiroides y descender la laringe.

El músculo **tirohioideo** es aplanado y constituye la continuación del anterior. Se origina en la línea oblicua del cartílago tiroides y se inserta en el borde inferior del cuerpo y el asta mayor del hioides. Su función es el descenso del hioides.

El músculo **omohioideo** es del tipo digástrico. Su vientre inferior se origina medial respecto a la incisura de la escápula y se dirige formando un arco hacia el cuello. El tendón intermedio se localiza por debajo del esternocleidomastoideo. Se sigue con el vientre superior que se inserta en la región inferior de la base del hioides. Realiza su función sobre el hioides, produciendo su descenso.

3.6. Biomecánica en el latigazo cervical

3.6.1. Conceptos generales

El latigazo cervical se considera una lesión menor de columna cervical. Esta afirmación se apoya en la falta de afectación del esqueleto óseo del raquis

cervical. No obstante, podemos afirmar por experiencia clínica que esta definición de lesión menor podría ser errónea por las repercusiones que provoca, así como por el elevado gasto económico que comporta. No existe ninguna definición universal aceptada para distinguir las lesiones mayores y menores de la columna cervical y podemos encontrar dos ejemplos extremos: la lesión medular causada por fractura luxación de un segmento medular y el simple latigazo cervical que no precisa tratamiento tras el accidente, por lo que la dificultad se centra en establecer los límites en las lesiones intermedias.

Algunas fracturas, sin embargo, pueden ser leves, como la de apófisis espinosa o la que se produce a través del borde anterior del cuerpo vertebral ya que no ponen en peligro la estabilidad de la columna cervical, constituyendo la “zona de transición” entre las lesiones mayores y las menores. No obstante, pacientes con fracturas según Joslin et al. no presentaron rigidez excesiva ni pérdida de fuerza al final del tratamiento y tuvieron una recuperación rápida con menos problemas a largo plazo respecto a los pacientes con síndrome del latigazo cervical⁹².

Los investigadores han usado una gran variedad de medios para determinar la biomecánica de las lesiones que podrían ocurrir en un latigazo cervical. Han utilizado modelos matemáticos, modelos de elementos finitos, modelos físicos, modelos de animales y experimentos con cadáveres humanos.

Los objetivos de la creación de modelos matemáticos es representar fielmente la cinemática natural de la columna cervical y así, poder predecir y mostrar su comportamiento cuando son sometidos a cargas anormales, eliminando de esa forma, la necesidad de experimentar en modelos animales, cadáveres o en sujetos voluntarios. Las críticas a la utilidad de los modelos matemáticos, sin embargo, es su biofidelidad, es decir, la precisión con que describen la anatomía y la fisiología normal. Sin embargo, al tratar de reproducir adecuadamente la cinemática de la cabeza y de la columna cervical ningún modelo, de momento, ha logrado una reproducción de los movimientos segmentarios de la columna cervical en condiciones normales o patológicas.

Por tanto, hasta que los modelos no se perfeccionen y validen, no serán sustitutos de las formas más tradicionales de estudios experimentales⁹³.

El modelo de elementos finitos es el método matemático para recomponer huesos, articulaciones, ligamentos, discos y músculos de la columna cervical, en términos de unidades geométricas (elementos) de una, dos, y tres dimensiones como bloques de construcción. Un ligamento puede estar representado por una línea o un rectángulo; una vértebra por una colección de prismas triangulares o rectangulares y, en el ordenador, cada elemento se programa para comportarse de acuerdo con las propiedades biológicas del tejido que representa. El modelo puede ser usado para describir y estudiar la tensión interior y la respuesta de los tejidos y estructuras cuando son sometidos a cargas externas⁹⁴.

Sin embargo, al igual que el modelo matemático, la utilidad de modelos de elementos finitos depende de su biofidelidad. Hasta la fecha, se han desarrollado modelos atractivos que representan el comportamiento de las vértebras en cargas cuasi-estáticas, pero el modelado de la cinemática es todavía imperfecta y se debe esperar una mejor representación de la musculatura cervical⁹⁵ (Ilustración 31).

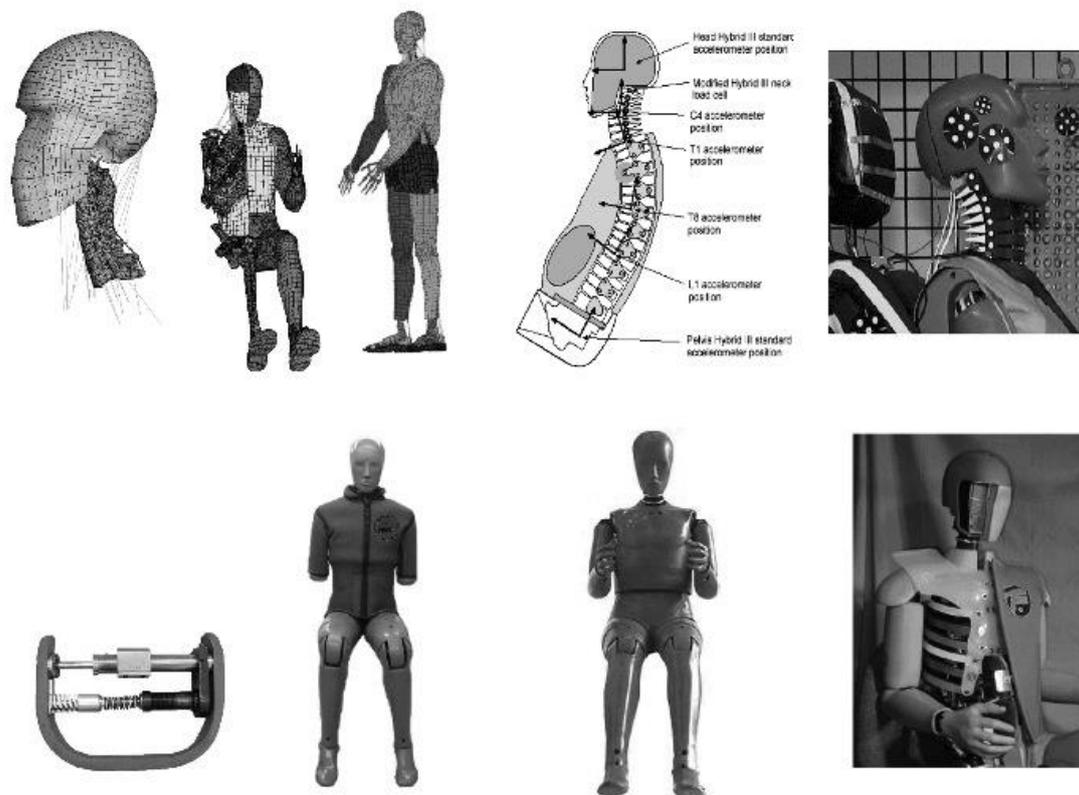


Ilustración 31. Esquemas de diferentes modelos para desarrollar estudios biomecánicos en relación al latigazo cervical.

Los modelos físicos consisten en construir un cuello humano, por lo general en forma de modelos anatómicos. Tales modelos anatómicos, que se han utilizado en el pasado, pueden haber sido adecuados para el estudio de lesiones en la cabeza, pero para la columna cervical carecen de biofidelidad. Cilindros de aluminio conectados por discos de goma son representaciones pobres de las vértebras cervicales, las articulaciones, los ligamentos y los músculos, y no representan fielmente su comportamiento.

Los modelos animales tienen la ventaja biológica precisa, pero factores de escala limitan su aplicabilidad. Las diferencias en el tamaño y la anatomía no pueden ser ajustadas en cualquier forma matemática simple. Sin embargo, los experimentos en animales sirven y han servido para demostrar cómo se comporta el cuello sometido a los impactos y la naturaleza de las lesiones que pueden resultar.

Los estudios en cadáveres humanos abordan los problemas de biofidelidad. El tamaño y la estructura de los componentes del cuello son humanos y las masas son correctas. Las limitaciones se centran principalmente en la situación de los músculos del cadáver. Los músculos de cadáver imponen una tensión artificial al cuello, porque no están relajados. Además, su incapacidad para la contracción elimina un posible efecto de protección. Sin embargo, los cadáveres con los músculos diseccionados ofrecen un modelo experimental que proporciona a primera vista, una valiosa evidencia de cómo se comporta la columna cervical.

Quizás el método más audaz para estudiar el latigazo cervical es el uso de voluntarios humanos. En este método, no hay problemas con la biofidelidad. Sólo presentaría dos limitaciones. Una de ellas es la aprehensión, argumentando que los voluntarios esperan un impacto y podrían prepararse en mayor medida que las víctimas en colisiones de vehículos de motor. El otro, es la ética. Los voluntarios humanos sólo pueden ser sometidos a un impacto mínimo, por temor a provocar lesiones graves. Estas dos limitaciones, sin embargo, sesgan los experimentos hacia resultados conservadores. Un voluntario sano que está preparado para ser sometido a un impacto de baja intensidad es poco probable que sufra lesiones en la misma medida que un cuello relajado.

Utilizando estos sistemas se ha valorado la biomecánica del latigazo cervical y las lesiones que se pudieran producir en las estructuras anatómicas, así como los diferentes sistemas de protección. En 1972, Clemens y Burow sometieron 21 cadáveres humanos sin formolar a impactos posteriores a 25 km/h, con y sin reposacabezas. Posteriormente realizaron una disección anatómica, donde observaron lesiones en los discos intervertebrales en el 90% del grupo sin reposacabezas, laceraciones en el ligamento longitudinal anterior en un 80%, laceraciones en cápsulas articulares cigoapofisarias en el 40% y fracturas del cuerpo vertebral posterior o una apófisis espinosa en el 30%, mientras que no registraron lesiones en el grupo con reposacabezas⁹⁶.

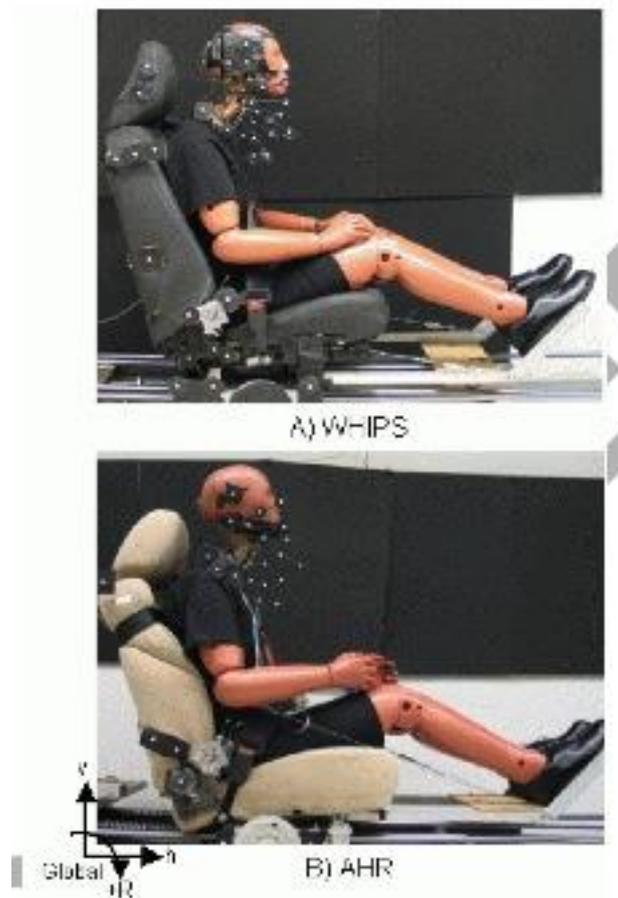


Ilustración 32. Dispositivo utilizado por Ivancic P. en la valoración de lesiones en una contusión posterior. Podemos observar la comparación de dos dispositivos diferentes de protección en la foto A (superior) y B (inferior).

Ivancic P. recientemente, comparó las posibles lesiones a nivel de los ligamentos capsulares y carillas articulares, en espécimen humano con registro informático, comparando diferentes sistemas de protección cervical. En la Ilustración 32 se observa en la foto A, un sistema de protección de latigazo cervical (WHIPS), y en la foto B de la misma figura 32, se observa un sistema de reposacabezas activo (AHR). Estos sistemas fueron comparados con un sistema sin reposacabezas (NHR). Todas las pruebas fueron realizadas mediante colisiones posteriores, entre 12 G y 11 G de aceleración y con un valor de delta-v de entre 10,2 Km/h y 11,4Km/H. Demostró que el sistema WHIPS redujo significativamente la tensión máxima del ligamento capsular

respecto a NHR, y que la compresión de las carillas en CVI-CVII alcanzó los 2,9 mm con WHIPS, 1,9 mm de RHA, y 3,2 mm con NHR.

Como conclusión, postularon que los sistemas de WHIPS y AHR generalmente reducen la tensión del ligamento longitudinal anterior respecto a NHR, pero que estos sistemas no protegen contra posibles lesiones facetarias por compresión de las articulaciones que puede ocurrir durante o después del contacto de la cabeza con el reposacabezas⁹⁷.

3.6.2. El concepto de *Delta-v*

Uno de los determinantes más importantes de la gravedad de las lesiones sufridas por los ocupantes en choques de vehículos de motor es el cambio instantáneo en la velocidad en el momento del impacto. Este parámetro se conoce como delta-v. Históricamente, el delta-v ha sido de poca utilidad clínica debido a que el cálculo del delta-v requiere una investigación detallada del accidente. No obstante, se están introduciendo de manera experimental la instalación de contadores de datos de eventos en muchos modelos de vehículos nuevos. Con estos tipos de contadores, el delta-v se puede medir directamente en el momento del accidente y es potencialmente disponible de inmediato.

Los cambios de la velocidad inducidos por la colisión (delta-v) del vehículo en estudio, en la mayoría de los casos es útil para describir la severidad de la colisión, y así poder conocer los efectos de la colisión en los ocupantes. El delta-v corresponde aproximadamente a la integral de la deceleración del vehículo de traslación en el tiempo de colisión para las colisiones que se caracterizan por un solo impacto sin rotación significativa del vehículo. Sin embargo, en situaciones de colisión complejas (vuelcos, rotación, etc.) el delta-v puede no ser un parámetro bien definido.

A medida que el impacto es mayor, existe un incremento en el riesgo de sufrir lesiones a nivel de la columna cervical. A menudo, se evalúan los cambios en

la velocidad producida por la colisión. Este cambio de velocidad es lo que se conoce como delta-v, como hemos descrito anteriormente. Langwieder et al. demostraron que la mayoría de los latigazos tienen una delta-v inferior a 15 Km/h⁹⁸. Estos resultados coinciden con los obtenidos con Castro et al. que obtuvieron un 65% de las demandas a las compañías de seguros cuando presentaban cifras de delta-v de 15 Km/h⁹⁹.

Nance et al. estudiaron a 407 niños involucrados en 235 accidentes de tráfico. El promedio del valor de delta-v para todos los accidentes fue de $29 \pm 16,9$ Km/h. Estos autores demostraron una correlación fuerte y positiva del valor de delta-v con la probabilidad sufrir un AIS ≥ 2 y AIS ≥ 3 . El 50% de los pacientes que habían sufrido un lesión AIS ≥ 2 presentaban un delta-v de 37 km/h (95% IC, 32-45 kilómetros por hora) y cualquier AIS ≥ 3 se asociaba a un delta-v medio de 63 km/h (95% CI, 51 - ∞ m/ . Por tanto, estos autores concluyeron que el valor de delta-v es un fuerte predictor de riesgo de lesiones¹⁰⁰.

La relevancia del análisis de accidentes y biomecánica en relación a la evaluación de la causalidad es muy variable entre los países Europeos. En Alemania, se tiene en cuenta el análisis de accidentes y experimentos de biomecánica y biocinemática a fin de evaluar si el accidente pudo causar un traumatismo cervical. La mayoría de los tribunales de Alemania se niegan a reconocer un traumatismo cervical como causa de los síntomas si el cambio de velocidad (referido como delta-v) es inferior a 10 km/h. Si el delta-v es entre 10 y 30 km/h, presumen la causalidad de los síntomas y se considera que la causalidad es clara entre el traumatismo y los síntomas si el delta-v es mayor de 30 km/h²⁶.

Los especialistas en la valoración de la biomecánica del accidente de tráfico sugieren que la introducción del conocimiento de delta-v sería fundamental para evitar el fraude en las indemnizaciones de las compañías de seguros.

3.6.3. Secuencia de acontecimientos tras la colisión

Se publicó un estudio pionero en referencia a la mecánica de latigazo cervical por Severy et al. en 1955. Utilizaron voluntarios humanos en dos ensayos de impacto trasero a 13 y 15 km/h, respectivamente. Los acelerómetros aplicados en las cabezas de los voluntarios y en el vehículo objetivaron unas aceleraciones máximas de 5 y 3 G ($1G = 9,2m/s^2$), respectivamente. Lo más importante, de estos experimentos fue demostrar las fases de la aceleración de distintas partes del cuerpo (hombros y cabeza) y del vehículo. El pico de aceleración del vehículo precedía a la del tronco y, ésta, precedía a la de la cabeza. Mientras el tronco aceleraba, la cabeza se mantuvo relativamente fija y su aceleración alcanzó su pico a los 250 ms después del impacto¹⁰¹ (Ilustración 33).

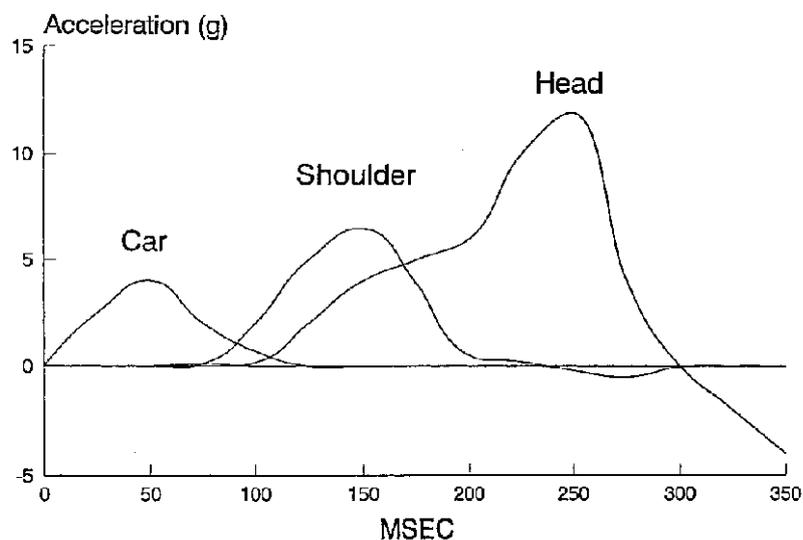


Ilustración 33. La magnitud y el momento de la aceleración del vehículo, los hombros y la cabeza del sujeto a raíz de un impacto trasero. Las aceleraciones positivas están en la dirección delantera.

Existe una buena concordancia entre los estudios en cadáver y los estudios en humanos con respecto a la cinemática general de la cabeza y el cuello durante el accidente de tráfico. También existe una buena concordancia entre los estudios fotográficos de cadáveres y de personas voluntarias y los estudios

cinerradiográficos de voluntarios humanos con respecto a los movimientos segmentarios e intersegmentarios de las vértebras cervicales. Estas técnicas proporcionan una detallada fotografía de lo que sucede en el cuello y el cuerpo durante el latigazo cervical.

Entre 0 y 50 ms después del impacto no hay respuesta del cuerpo. A los 60 ms las caderas y la región tóracolumbar son lanzados hacia delante y hacia arriba (Ilustración 34-35). La trayectoria posterior de la cabeza comienza entre 60 y 100 ms después del impacto y tiene una magnitud máxima de 45° entre los 100 y 130 ms. En particular, la cabeza no gira más allá de su límite fisiológico. La duración de la aceleración positiva de la cabeza se encuentra entre 100 y 110 ms y alcanza una aceleración media de 13 G.

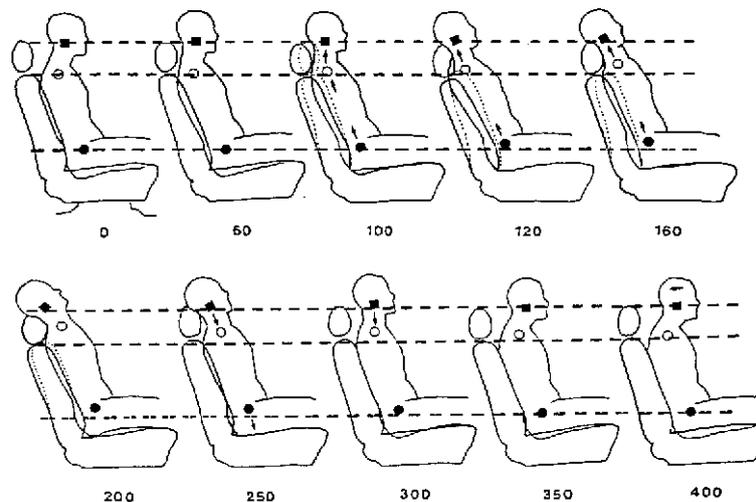


ilustración 34. Los movimientos del tronco y la cabeza después de un impacto trasero. Los símbolos representan puntos de referencia para la cabeza (cuadrado), parte superior del tronco (círculo blanco), y parte inferior del tronco (círculo lleno). Los números indican el tiempo transcurrido, en milisegundos, después del impacto. A los 100 ms el tronco se levanta y comprime el cuello desde abajo. A los 120 ms la cabeza gira hacia atrás. A los 200 ms la elevación es completa y rotación de la cabeza es máxima. Después de 250 ms la cabeza y el tronco descienden. A los 300 ms la cabeza gira hacia delante, y alcanza su máximo recorrido a los 400 ms, después de lo cual, se produce la restitución.

El movimiento hacia arriba del tronco comprime la columna cervical desde abajo y el movimiento hacia adelante desplaza el cuello y el tronco hacia delante de la línea de gravedad de la cabeza. Como resultado, a los 120 ms el centro de gravedad de la cabeza comienza a bajar y hace que la cabeza gire hacia atrás. En ese momento, el asiento trasero se colapsa hacia atrás por debajo de la masa del tronco. A los 160 ms, el torso tira hacia delante de la base del cuello y la tensión a través de la columna cervical atrae la cabeza hacia adelante. El máximo movimiento del torso es a 200 ms con una amplitud de 9 cm, y la cabeza llega a su rotación posterior máxima de 45°. A los 250 ms el tronco, el cuello y la cabeza están descendiendo, y el descenso se completa a los 300 ms. A los 400 ms la cabeza alcanza su excursión máxima de avance y empieza a recuperarse. Entre 400 y 600 ms ocurre la restitución de posición. A velocidades de impacto más altas, sucede el mismo orden de acontecimientos pero la magnitud de la cinemática es mayor. La aceleración hacia arriba del cuello mide entre 1,0 y 1,5 G¹⁰²⁻¹⁰⁷.

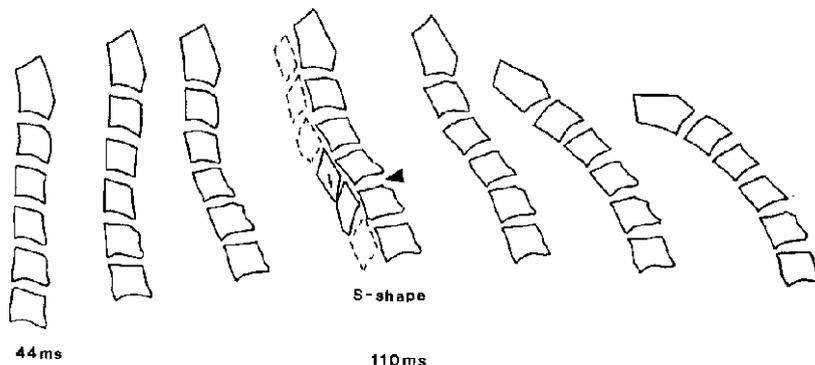


Ilustración 35. Trazos de las radiografías en serie de un individuo que tuvo un impacto en la parte trasera del impacto a 4 kilómetros por hora, sin reposacabezas. La primera respuesta, antes de que se desplacen las vértebras cervicales superiores y la cabeza, es el movimiento hacia atrás de la vértebra C6, hasta alcanzar su extensión máxima. Cuando la alcanza, fuerza a la vértebra C5 a extenderse. Es decir, que en esos primeros momentos las vértebras cervicales inferiores estarían extendidas mientras que las superiores estarían en una flexión relativa, dando a la columna cervical en conjunto una forma de S, en lugar de su C habitual. Después, el movimiento del tronco hacia delante continúa y la cabeza "se queda atrás", con lo que se extiende toda la columna cervical. A partir de aquí sigue el movimiento clásico de latigazo.

No ocurre así en los choques frontales, los cuales provocan una aceleración de la cabeza menor que la causada por un golpe desde atrás y con una sucesión de movimientos más sencillos. En cambio, cuando la cabeza está rotada, las tensiones sobre las vértebras al flexionar y extender la columna son mayores que si está en posición anatómica. En definitiva, el cuello se mueve de forma no fisiológica y los músculos, que normalmente ayudan a regular la dirección y la amplitud de los movimientos, no tienen tiempo de responder a las fuerzas aplicadas.

Los músculos son reclutados relativamente tarde durante el latigazo cervical. Empiezan a ser reclutados a los 100-125 ms, pero puede tardar otros 60 ms para desarrollar la tensión. En el individuo sin soporte, el retraso puede ser de 200 ms o incluso 250 ms. Sin embargo, para cuando los músculos se activan, la compresión de las vértebras cervicales y los movimientos intersegmentarios anormales que parecen ser críticos en la lesión, ya han ocurrido¹⁰⁸.

3.7. Tratamiento del latigazo cervical

La efectividad de las intervenciones conservadoras para los pacientes con trastornos asociados a la lesión por latigazo continúa en debate y no existe un acuerdo sobre el tratamiento que debemos realizar¹⁰⁹⁻¹¹¹.

Existen múltiples investigaciones acerca del efecto de las distintas opciones de tratamiento, que incluyen una amplia variedad de tratamientos conservadores: tratamiento local con frío y calor, inmovilización con collarín, ultrasonido, tracción, masajes, movilización (activa), ejercicios, terapia electromagnética en pulsos, rehabilitación multimodal..., todas ellas sin demostrar una franca efectividad.

Como hemos mencionado anteriormente, los trabajos de revisión señalan una variedad de opciones terapéuticas, pero pocas de ellas se apoyan en ensayos controlados.

En el actual Modelo Biopsicosocial, el centro no es sólo el dolor, sino también las discapacidades en las actividades cotidianas y la forma de afrontar dicho dolor. El objetivo del tratamiento no es sólo aliviar el dolor, sino también ayudar a los pacientes a continuar con su vida normal.

Las creencias individuales y los trastornos psicológicos podrían influir sobre el dolor, la discapacidad y sobre la manera en la que los pacientes responderán al tratamiento^{111,112}. Por lo tanto, se considera que, además de los resultados físicos, también se deberían medir estos aspectos¹¹³.

En la revisión de la *Cochrane del 2004*, concluye *que existen* diversos tratamientos disponibles pero pocas pruebas científicas que respalden su uso “aceptado”¹¹.

En la ampliación de la revisión del 2004, la *Cochrane* presentó los resultados en el 2007, no obstante no se obtuvieron unas conclusiones diferentes a las obtenidas en el 2004. Los autores concluyeron que no es posible establecer una conclusión clara acerca del tratamiento más efectivo para los pacientes con trastornos agudos, subagudos o crónicos asociados a la lesión por latigazo, grados WAD I ó II¹¹⁵.

Recientemente, se ha llevado a cabo una revisión del tratamiento de la fase aguda de pacientes con WAD II, donde concluyeron, que a pesar del bajo nivel metodológico de los artículos revisados, las intervenciones conservadoras y activas pueden ser útiles para la reducción del dolor y la mejora en la movilidad de la columna cervical. Los autores apoyan que el empleo de intervenciones conductuales podría tener beneficios para la reducción del dolor y la mejora en el movimiento de la columna cervical¹¹⁶.

En resumen, hay una tendencia que indica que las intervenciones activas son probablemente más efectivas que las intervenciones pasivas, pero no es posible establecer una conclusión clara¹¹⁴. Debido a que el curso natural de la lesión por latigazo es desconocido, al porcentaje elevado de cronificación de la

sintomatología y a los problemas que conlleva en la calidad de vida de los pacientes, los ensayos futuros deberían tener un seguimiento de al menos 6 meses y preferiblemente, de 12 meses.

3.8. Factores pronósticos en el latigazo cervical

Aunque el pronóstico para los trastornos asociados al latigazo (WAD) es generalmente favorable, estudios previos han encontrado que hasta aproximadamente un 20% de los pacientes experimentan dolor persistente en la columna cervical a los 6 meses después de la lesión. Lamentablemente, esta falta de recuperación crea un incremento en las cargas sanitarias, económicas y sociales. Para reducir estas cargas, el número de individuos que desarrollan WAD crónico debería reducirse, aunque es difícil predecir qué pacientes experimentarán persistencia de sus síntomas. A pesar de la multitud de estudios científicos publicados, no existe acuerdo en relación a qué factores se relacionan con una mala evolución clínica del síndrome del latigazo cervical. Cabe destacar, que los trastornos asociados al latigazo cervical pueden interferir en la actividad ocupacional de los afectados y que, entre un 13-50% de ellos, refieren sensación subjetiva de pérdida de salud o incapacidad para realizar las actividades habituales a los seis meses del accidente^{117,118}. Asimismo, la cronificación de la sintomatología, interfiere con las relaciones sociales provocando una insatisfacción que repercute en la calidad de vida¹¹⁹.

Sin embargo, se han identificado varios factores pronóstico, incluyendo el sexo^{120,121}, un bajo nivel de educación¹²¹, la gravedad de la colisión^{122,123}, las expectativas de recuperación¹²⁴, un reclamo sin tener culpa en el accidente¹²³, la presencia de inestabilidad¹²⁵, entumecimiento de las extremidades superiores¹²²⁶, presencia de dolor lumbar tras el accidente¹²⁶ y la intensidad del dolor cervical^{127,128}.

En Cataluña, se han realizado dos estudios por Pleguezuelos E. et al. donde obtuvieron que los factores pronósticos en el latigazo cervical son la edad, la presencia de “v rtigos”, la intensidad del dolor cervical inicial valorado mediante

la Escala Analógica Visual y el grado de funcionalidad cervical inicial valorado mediante el cuestionario Northwick Park Hospital Neck Pain^{128,129}.

3.9. Magnificación

Existen pocos estudios sobre la incidencia de magnificación en cervicalgia y latigazo cervical lo cual ocurre también con el resto de patologías. Hamilton y Feldman et al. incluyen la cervicalgia y el latigazo cervical entre las patologías dolorosas más “simuladas”¹³⁰.

La incidencia estimada en la población española por los profesionales expertos en el contexto médico-legal, llega al 60% en el caso del latigazo cervical y al 50% en la cervicalgia crónica (frente al 30% estimado en el caso de cervicalgia aguda)¹³¹, datos de una encuesta realizada en 2008.

El dolor cervical y los síntomas asociados conducen con frecuencia a problemas funcionales manifestados por una variedad de deficiencias físicas complejas. En el actual modelo multidisciplinar del dolor musculoesquelético se debe considerar que los factores psicosociales y psicológicos también juegan un papel en la iniciación y perpetuación del dolor cervical. Sin embargo, conviene señalar que la relación entre variables psicosociales/ psicológicas, afectación física y dolor y discapacidad es compleja y no totalmente conocida.

Las conductas relacionadas con el dolor musculoesquelético pueden ayudarnos a valorar la interacción entre dolor, déficit, discapacidad y factores psicosociales. Y deberían incluirse en todas las valoraciones como parte de las mismas en un concepto que se definiría como “síntomas no orgánicos” o “ausencia de signos”¹³². Estos han sido estudiados ampliamente en el dolor lumbar y dolor crónico, pero escasamente en el dolor cervical. De hecho sólo existe un estudio publicado por Sobel et al en el que se detallan un conjunto de síntomas y signos no orgánicos. Uno de los rasgos de los síntomas no orgánicos es la disminución del esfuerzo realizado por los pacientes durante los test de fuerza muscular. Existen diferentes razones por las que se puede

producir este esfuerzo submáximo: creencias de evitación por miedo (fear-avoidance), no entender correctamente las instrucciones, baja concentración, fatiga, ansiedad en la realización del ejercicio, entre otras¹³³.

Otro problema es, saber si este esfuerzo submáximo es más o menos deliberado para demostrar una mayor repercusión funcional y en consecuencia, una mayor compensación económica. No obstante, la detección de dicho esfuerzo submáximo en los test musculares se utiliza como herramienta para evaluar comportamientos no orgánicos, aunque ningún estudio hasta ahora lo ha realizado valorando la fuerza de la musculatura cervical mediante la contracción isométrica, a excepción de dos estudios con pacientes sanos a los que se les solicita simular dolor cervical.

Vernon et al 2000¹³⁴ realizó un estudio con 10 pacientes sanos (sin dolor cervical) a los que se le pedía que realizaran contracciones isométricas cervicales máximas en flexión, extensión y lateralización y posteriormente repetir las fingiendo tener dolor cervical. Posteriormente, Vernon et al 2010 lo realizó de nuevo con una muestra de 18 pacientes sanos, sin dolor cervical¹³⁵. En ambos estudios se confirmaron mayores valores de fuerza en el esfuerzo sincero, siendo mayor en los hombres, en comparación con las pruebas de simulación en la que los valores máximos de fuerza eran menores y no existían diferencias por sexos. También se observó mayor inconsistencia en las pruebas en las que simulaban y menor reproductibilidad^{134,135}.

La desventaja de estos estudios , los únicos hasta ahora en que se valora la fuerza isométrica cervical en relación al esfuerzo submáximo, es que no todos los factores que pueden contribuir en un esfuerzo “ no sincero” se pueden identificar y representar de manera consistente en sujetos sanos a los que se les solicita simular. Ellos realizan dicha simulación de la manera que creen que han de realizarla pero no se les da instrucciones de cómo realizarla.

En la consulta diaria, en ocasiones existe una sospecha elevada de magnificación por parte de algunos pacientes con el propósito de incrementar

su compensación económica tras un accidente de tráfico. Este hecho es posible por la falta de objetividad en la valoración de pacientes que han sufrido un accidente de tráfico, que generalmente, son de baja intensidad. Dado que los síntomas son predominantemente subjetivos y no pueden ser correctamente cuantificados es difícil determinar si son inventados, prolongados o exagerados o si previamente los presentaban. Este afán de mejorar su compensación económica provoca un incremento de los síntomas que presentan los pacientes, es decir, se produce una magnificación de su patología. Es importante, remarcar que no podemos utilizar las palabras magnificación y simulación como sinónimos. Nunca podremos catalogar un paciente de simulador tras un latigazo cervical. La simulación tiene una característica esencial que es la representación de síntomas físicos o psicológicos falsos o muy exagerados, motivada por incentivos externos. Según el DSM-V, la simulación se debe sospechar cuando se observa alguna combinación de las siguientes:

- Contexto médico legal de la presentación.
- Marcada discrepancia ente las quejas o discapacidad que cita el individuo y los hallazgos y observaciones objetivas.
- Falta de cooperación durante el proceso diagnóstico y para cumplir la pauta de tratamiento prescrito.
- La presencia de un trastorno de personalidad antisocial.

La simulación también se confunde con un trastorno facticio. Lo que difiere la simulación de un trastorno facticio, es que en la simulación existe un incentivo externo , mientras que en el trastorno facticio no existe¹³⁶.

El síndrome de latigazo cervical tiene una alta incidencia , aunque varía según el área geográfica¹³⁷: En EUA , 3 casos por mil habitantes por año¹³⁸, en Noruega 2 casos por cada 1000 habitantes por año¹³⁹, en Australia 1 caso por cada 1000 habitantes por año¹⁴⁰ y en Quebec 0.7 casos por cada 1000

habitantes por año¹⁴¹ y es la razón del 80 % de los litigios de las aseguradoras¹⁴². Sin embargo, cuando la legislación eliminó la compensación por dolor y sufrimiento se produjo una reducción importante y una mejoría del pronóstico del latigazo cervical¹⁴², sugiriendo que la simulación y exageración de los síntomas cobra una especial relevancia en los casos de asegurados.

Se han utilizado diferentes test para evaluar el stress psicológico y detectar la simulación o exageración: el Symptom Checklist-90 y “ eliplas Syndrome questionnaire”^{143,144}. Sin embargo, en ambos casos este stress psicológico puede deberse a otras razones no relacionadas con la simulación, como una baja calidad de vida o somatizaciones, entre otras.

No obstante, cuando el clínico sospecha la simulación/magnificación en base a las inconsistencias encontradas, disponemos de las pruebas de *cribado* de exageración de síntomas del Inventario Estructurado de Simulación de Síntomas (SIMS)¹⁴⁵. Es un instrumento de cribado diseñado para la detección rápida de patrones de exageración de síntomas de carácter psicopatológico y neuropsicológico. Permite obtener una puntuación total que se refiere al perfil de simulación general que presenta el sujeto y 5 escalas específicas referidas a la simulación de síntomas de distintos trastornos psicopatológicos y neuropsicológicos: 1) Psicosis: evalúa el grado en que el sujeto presenta síntomas psicóticos inusuales o extravagantes que no son típicos de la patología psicótica real; 2) Deterioro neurológico: evalúa el grado en que el sujeto presenta síntomas de tipo neurológico ilógicos o muy atípicos; 3) Trastornos amnésicos: evalúa el grado en que el sujeto presenta síntomas relacionados con trastornos de memoria que son inconsistentes con los patrones de deterioro producidos por disfunción o daño cerebral real; 4) Baja inteligencia: evalúa el grado en que el sujeto exagera su déficit intelectual al fallar preguntas sencillas de conocimiento general; y 5) Trastornos afectivos: evalúa el grado en que el sujeto informa de síntomas atípicos de depresión y ansiedad. El SIMS ha demostrado su alta eficacia en la detección de las conductas de exageración de síntomas en dolor crónico¹⁴⁵, encontrándose las escalas de deterioro neurológico y trastornos afectivos y la puntuación total por

encima del punto de corte.

El SIMS no es una prueba de carácter diagnóstico, es una prueba de cribado (alta sensibilidad), cuyo principio básico es el cribaje inicial de posibles sujetos exageradores. Por tanto, cuando un paciente supera los puntos de corte establecidos, nos indica la existencia de un patrón de exageración de síntomas y nos obliga a profundizar en el estudio con la finalidad de lograr una alta especificidad; ya que, si es importante la detección de la simulación, no lo es menos conseguir que el paciente no sea catalogado erróneamente como simulador (falso positivo).

Sobel et al.¹³³ describieron los signos no orgánicos en columna cervical (Tabla 5), de gran interés para detectar inconsistencias en la exploración, pero también disponemos de otros signos que nos ayudan en esta valoración y que consisten en la observación conductual del paciente cuando no se le está realizando una exploración estructurada, o bien, cuando realizando una exploración, el paciente no conoce que estamos valorando el cuello como son la flexión cervical indirecta, o el test de la abducción del brazo, que consiste en el alivio del dolor de la extremidad superior al abducir el brazo y flexionar el codo, lo que se consigue llevando la mano de la extremidad afectada a la parte superior de la cabeza. El test es positivo, en el caso de radiculopatía si el paciente se encuentra más cómodo en esta posición y el dolor de la extremidad superior se alivia parcial o completamente. En simuladores, el test sería positivo cuando empeora. En cualquier otro gesto o postura podemos evaluar el balance articular activo espontáneo del paciente lo que será o no consistente con la exploración realizada.

A continuación detallamos una serie de premisas clínicas de sospecha de magnificación en cervicalgia/esguince cervical:

- Existencia de un beneficio externo: prolongación de baja laboral, obtención de indemnizaciones, incapacidad, discapacidad, etc.

- Discrepancia entre las pruebas médicas objetivas (radiografías, RM, TAC, EMG, signos de Sobel, posturografía, etc.), la valoración subjetiva del dolor y la discapacidad por parte del paciente
- Distorsiones de respuesta en las pruebas de autoinforme y cuestionarios: patrón de exageración de los síntomas
- Discrepancias entre las conductas de dolor y la valoración subjetiva autoinformada del sufrimiento del paciente y su discapacidad (Neck Pain Questionnaire, SF-36)
- Mala valoración vital y baja autoeficacia percibida
- Baja adherencia a las prescripciones médicas y el tratamiento médico y/o psicológico
- Incongruencia entre los signos y los síntomas presentados con el curso previsible de esta patología
- La frecuencia y/o duración de los síntomas excede con mucho lo usual en la patología diagnosticada, por lo que la duración del tratamiento está muy por encima de lo esperable, sin base etiológica para explicarlo
- Escasos o nulos avances terapéuticos
- Recidivas contingentes con la posibilidad de alta laboral
- El paciente «predice» su empeoramiento o su falta de mejoría
- Al menos, un profesional de la salud implicado en el diagnóstico y tratamiento sospecha de la posibilidad de simulación

Signo	Test	Positividad
<i>Palpación</i>		
Sensibilidad superficial	Palpación superficial de la región cervical y torácica superior	El paciente refiere dolor al roce de la piel
Sensibilidad no anatómica	Palpación profunda de la región cervical, torácica, lumbar y MMSS	Se queja de dolor generalizado: fuera de las zonas afectadas (lumbar, brazos)
<i>Simulación</i>		
Rotación de la cabeza, el hombro, el tronco y la pelvis en bipedestación mantenida	El examinador rota al paciente en bloque	El paciente se queja de dolor en el cuello a la rotación en bloque
Rango de movilidad cervical	El paciente rota la cabeza al máximo a ambos lados	La rotación es <50% de lo normal en cada dirección
<i>Alteraciones regionales</i>		
Pérdida de la sensibilidad	Leve contacto o pinchazo	Hipoestesia en zonas que no corresponden a dermatomas ni nervios periféricos
Pérdida de la fuerza	Estudio balance muscular	«Flacidez», deja caer sin patrón anatómico
Sobrerreacción	Observación de la conducta	Quejas, suspiros, rigidez, ...

Tabla 5. Signos no orgánicos de Sobel

Tras la revisión del capítulo descrito anteriormente sobre la magnificación podemos observar que los clínicos nos debemos basar principalmente en la sospecha clínica y en los resultados de los test que pueden ser falseados por parte de nuestros pacientes. De ahí, la importancia de obtener la objetividad en nuestras exploraciones en pacientes con latigazo cervical. Por ello, la valoración de la fuerza de la musculatura cervical y las diferentes variaciones en cuanto al ratio flexores/extensores y CV nos podrían ayudar a objetivar el grado de repercusión funcional real y detectar los casos de magnificación.

4. JUSTIFICACIÓN DE LA TESIS E HIPÓTESIS DE TRABAJO

4.1. Justificación

El SLC constituye un problema de salud pública por el elevado coste y el alto índice de incapacidad laboral que genera.

Si a ello se le suma, la subjetividad y heterogeneidad de los síntomas y la falta de hallazgos patológicos en las exploraciones complementarias, nos hallamos ante una patología difícil de objetivar y valorar.

Habría además que añadir un componente de litigios y compensaciones económicas ligadas a la patología, que hace que algunos pacientes magnifiquen su sintomatología o que presenten un comportamiento no sincero en relación a su sintomatología.

Pensamos que el test isométrico cervical podría aportar esa objetividad que no nos dan las exploraciones complementarias radiológicas, dando así respuesta a la demanda de pacientes y profesionales, y permitiéndonos monitorizar los resultados tras los tratamientos realizados.

4.2. Hipótesis de trabajo

- Los pacientes voluntarios sanos presentan valores superiores de la fuerza isométrica cervical en comparación con los sujetos con dolor cervical tras un SLC.

- El test isométrico cervical constituye una herramienta útil para diferenciar el comportamiento entre sujetos sinceros y no sinceros que han sufrido un SLC.

De acuerdo con esta hipótesis general, y dentro de la investigación que se lleva a cabo en nuestro servicio sobre el latigazo cervical, nos propusimos los objetivos que se especifican en el apartado siguiente.

5. OBJETIVOS

1. Determinar la fiabilidad del test isométrico cervical intra e interobservador en sujetos voluntarios sanos (sin dolor cervical).
2. Determinar los momentos máximos de fuerza isométrica cervical, media de los momentos de fuerza, ratio flexores/extensores entre los momentos máximos de fuerza isométrica, ratio flexores/extensores entre la media de los momentos de fuerza isométrica de la musculatura de la columna cervical en una muestra voluntaria sin patología cervical. Comparar los momentos máximos de fuerza entre ambos sexos.
3. Determinar los momentos máximos de fuerza isométrica cervical, media de los momentos de fuerza, ratio flexores/extensores entre los momentos máximos de fuerza isométrica, ratio flexores/extensores entre la media de los momentos de fuerza isométrica de la musculatura de la columna cervical en sujetos con dolor cervical tras 6 semanas de haber sufrido un SLC. Compararlos con los obtenidos en la muestra voluntaria sin patología cervical.
4. Determinar si el test isométrico cervical constituye un test válido para diferenciar entre pacientes con dolor cervical sinceros y no sinceros.
5. Obtener criterios de “no sinceridad “ en el test isométrico cervical.

6. APLICABILIDAD DE LOS RESULTADOS

La valoración precisa de la columna cervical y más específicamente, de la fuerza de la musculatura de la columna cervical, nos puede orientar principalmente en dos situaciones:

1. La valoración de la musculatura flexora y extensora de columna cervical previa al tratamiento médico rehabilitador nos puede ayudar a diseñar un programa más específico de rehabilitación y a poder monitorizar los resultados y evolución del paciente tras finalizar el mismo.
2. El estudio de la sinceridad en el test isométrico cervical no está recogido en la bibliografía científica, por lo que los resultados obtenidos en nuestro estudio constituyen el primer documento para valorar la realización de un trabajo submáximo. Este punto es de marcada relevancia por el alto índice de incapacidad transitoria que se produce por la presencia de sintomatología cervical. Tras este estudio, podremos establecer unos criterios de sinceridad para descartar magnificación en la patología cervical.

7. MATERIALES Y MÉTODOS

7.1. Diseño del estudio y población

Se diseñó un estudio transversal en pacientes con dolor cervical tras un latigazo cervical para valorar la fuerza isométrica y compararla con un grupo de sujetos sanos. Previo a la valoración se llevó a cabo un test intra e interobservador del test isométrico cervical. Se incluyeron 360 sujetos reclutados desde mayo de 2010 hasta diciembre de 2014. Ciento treinta fueron sanos voluntarios y doscientos treinta fueron sujetos con dolor cervical de tres a seis semanas de evolución tras sufrir un latigazo cervical (Figura 1). Los pacientes admitidos en el estudio habían sido diagnosticados de dolor cervical agudo y la mayoría de ellos se encontraban en situación de incapacidad laboral temporal. Fueron excluidos aquellos pacientes con antecedentes de cirugía a nivel de columna cervical o cuello, trastornos neurológicos, afectación radicular aguda o crónica, embarazadas, pacientes con diagnóstico de fibromialgia o fatiga crónica, enfermedades reumáticas, trastornos psiquiátricos, y aquellos que no pudieran entender las instrucciones. Los pacientes fueron remitidos de diferentes Servicios de Rehabilitación y Traumatología. Así mismo, el grupo de pacientes fue subdividido en dos grupos según la impresión del clínico derivador: un grupo de “*sinceros*” y otro grupo de “*no sinceros*”. En el subgrupo de “*no sinceros*” fueron incluidos aquellos pacientes que eran remitidos por sus médicos con alta sospecha de magnificación de la patología, por las incongruencias que explicaban en la exploración física así como por los resultados obtenidos en las diferentes pruebas complementarias. El análisis total de la muestra

de pacientes fue de 215 pacientes, ya que 10 pacientes no aceptaron realizar las pruebas y 5 no se presentaron a la realización del test isométrico cervical.

Los sujetos sanos no debían tener ningún antecedente patológico, ni habían sufrido nunca un accidente de tráfico. Tampoco habían presentado dolor cervical en el último año.

La movilidad cervical y la presencia de dolor a la palpación fueron valoradas antes del inicio del test. Los participantes fueron cuidadosamente informados sobre el diseño del estudio, con información específica sobre los riesgos y el discomfort que podía acontecer posteriormente. Antes de participar en el proyecto firmaron el formulario de consentimiento informado, de acuerdo con la Declaración de Helsinki y con la aprobación del Comité de Ética del Hospital.

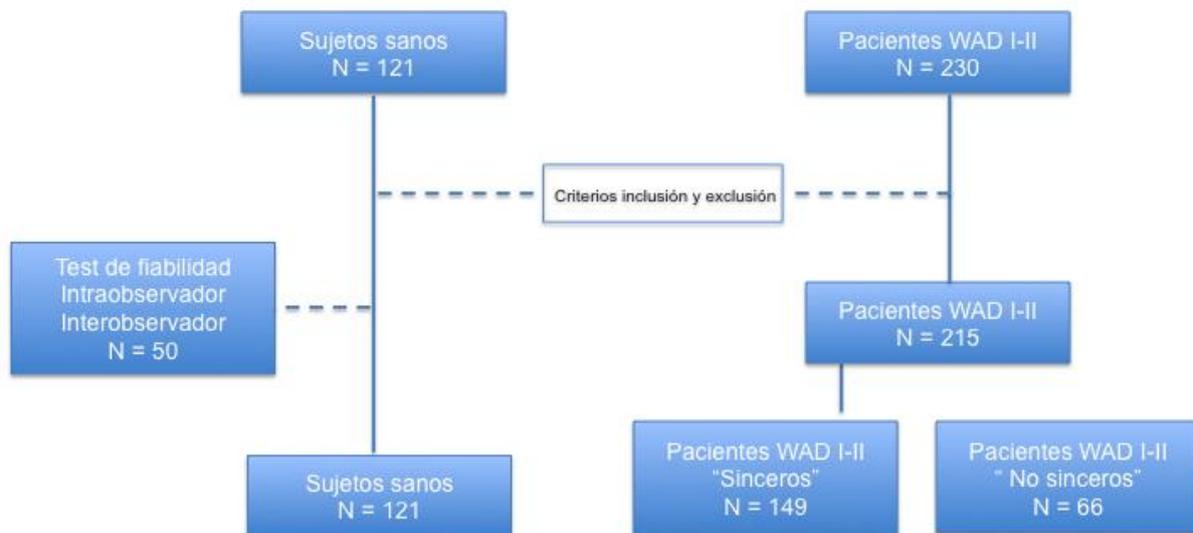


Figura 1. Diseño del estudio

7.2. Valoración del estudio de fiabilidad intraobservador e interobservador

De los 121 voluntarios sanos, cincuenta fueron reclutados para participar en el estudio de fiabilidad intra e interobservador. Cada sujeto fue evaluado en tres ocasiones. Para la valoración intraobservador un solo técnico realizó las pruebas con un intervalo de tiempo de una semana, y para valorar el test interobservador las pruebas se realizaron en el mismo día con un intervalo de treinta minutos por dos técnicos diferentes.

7.3. Valoración de la fuerza isométrica cervical

7.3.1. Instrumentación

La valoración de la fuerza isométrica de flexión y extensión de la columna cervical fue realizada con el dinamómetro Biodex System 3 Pro® (Biodex Medical Systems Inc. 20 Ramsay Road, Box 702. Shirley. NY 11967-0702. USA). (Ilustración 36)



Ilustración 36. Biodex System 3 Pro®

7.3.2. Procedimiento de evaluación

Colocamos al paciente en sedestación sujetándolo mediante un cinturón pélvico y dos cinturones cruzados a nivel de tórax. Esta sujeción es imprescindible para minimizar las compensaciones del resto del cuerpo al hacer la prueba. Sujetamos con una cincha anterior y otra posterior de manera que la cabeza queda con una flexión de 15° (Ilustración 37), de esta manera situamos el adaptador a 30

centímetros del eje del dinamómetro. Tras un entrenamiento iniciamos el protocolo de valoración de la fuerza isométrica que consistía en:

- Tres segundos de contracción isométrica de la musculatura extensora.
- Diez segundos de reposo.
- Tres segundos de contracción isométrica de la musculatura flexora.
- Diez segundos de reposo.
- Este ciclo se repetía en 5 series.



Ilustración 37 .El posicionamiento del paciente en sedestación, fijando al sujeto en cintura escapular y pélvica para evitar compensaciones.

7.4. Variables principales

Las variables principales del estudio fueron aquellas que se extraían del test isométrico cervical descrito anteriormente. En la Ilustración 38 se observa los resultados representados de las 5 series de la musculatura flexora y extensora de la columna cervical. Las variables recogidas en nuestro estudio fueron:

- Fuerza máxima flexora: Momento máximo de fuerza de la musculatura flexora. Valoración en Newton/metros (Nm)
- Fuerza máxima extensora: Momento máximo de fuerza de la musculatura extensora. Valoración en Nm.
- Fuerza media flexora: La media de los momentos de fuerza (5 repeticiones) de la fuerza flexora. Valoración en Nm.
- Fuerza media extensora: La media de los momentos de fuerza (5 repeticiones) de la fuerza extensora. Valoración en Nm.
- Coeficiente de variación flexor: Porcentaje de la variabilidad de la fuerza flexora entre las 5 series. Expresado en porcentaje.
- Coeficiente de variación extensor: Porcentaje de la variabilidad de la fuerza extensora entre las 5 series. Expresado en porcentaje.
- Ratio de los momentos máximos flexores/extensores: El dividendo entre ambos momentos máximos de fuerza de musculatura flexora y extensora.

- Ratio de la media de los momentos de fuerza flexora/extensora: El dividendo de la media de los momentos de fuerza de fuerza de musculatura flexora y extensora (media de las cinco repeticiones)

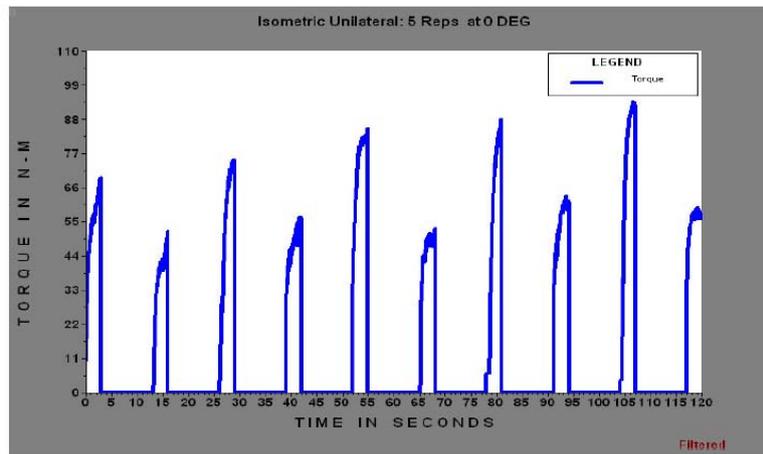


Ilustración 38. Representación de los resultados del test isométrico cervical. Observamos cinco repeticiones en la valoración de la fuerza flexora y extensora. El test siempre empezaba por la valoración de la fuerza extensora y después flexora, así durante 5 ciclos.

7.5. Variables secundarias

Durante la consulta en el laboratorio de biomecánica, previo a la realización del test, se recogieron variables que pueden influir en la fuerza isométrica cervical y que detallamos a continuación:

- Sexo: Valores categóricos: *varón* y *hembra*
- Edad: Variable continua, convertida en categórica con los valores: *menor de 30 de años*, *entre 30 y 40 años*, *entre 41-50 años* y *mayores a 50 años*.
- Talla: Variable continua en centímetros.

- Peso: Variable continua en kilogramos.
- Índice de masa corporal (IMC): variable continua. Basada en la fórmula, peso en kilogramos dividido por la altura en metros al cuadrado. El intervalo de valores del IMC comprendido entre 20-25 Kg/m² se define como normalidad, 27-29,9 Kg/m² se definiría como obesidad de grado I (sobrepeso), 30-34,9 Kg/m² se definiría como obesidad de grado II, 35-39,9 Kg/m² se definiría como obesidad de grado III y mayores a 40 Kg/m² se definiría como obesidad de grado IV (mórbida).

7.6. Análisis Estadístico

Para el análisis de fiabilidad intra e interobservador se utilizaron ICCs (*2-way mixed-effect model with absolute agreement*) con los intervalos de confianza al 95% (CIs), el error estándar de la medición (SEM) y la diferencia real más pequeña ($SDD=1.96 \sqrt{2} \cdot SEM$).

Los resultados de flexión, extensión y el ratio flexión-extensión se describen mediante promedios y desviaciones estándar (SD). La normalidad de las variables se evaluó utilizando el test de Shapiro-Wilk. El coeficiente de variación (CV) se normalizó con una transformación logarítmica (neperiana), por lo que se describe la media geométrica y su desviación estándar.

La significación de los efectos principales e interacción de sexo y edad en las medidas se determinó utilizando Análisis de Varianza (ANOVA).

Las diferencias de las mediciones entre sanos y pacientes se evaluaron con un modelo de regresión lineal múltiple ajustando por edad y estratificando por sexo. Se reporta la diferencia de promedios (coef), su desviación estándar (SE) y el p-valor asociado. Los análisis de exactitud de las medidas se realizaron con curvas ROC. Se describe el área bajo la curva y el punto óptimo de clasificación calculado a partir del índice de Youden (punto más alejado de la recta de referencia o azar), así como su sensibilidad y especificidad. El análisis estadístico se realizó con el paquete estadístico SPSS

8. RESULTADOS

Las características antropométricas de los sujetos sanos y los pacientes se presentan en la tabla 6. No encontramos diferencias entre ambos grupos por lo que ambos grupos son comparables (Índice de masa corporal (IMC) $p= 0,209$). En la tabla 6 se muestran las características descriptivas al realizar la subdivisión del grupo de pacientes en “*sinceros*” y “*no sinceros*” y no encontramos diferencias entre ambos por lo que son comparables (IMC $p= 0,178$).

En la tabla 7 se describen los resultados encontrados en el ICCs (Intraclass Correlations Coefficient). La fiabilidad intraobservador para la valoración de la fuerza isométrica varió de 0.93 a 0.97. La fiabilidad interobservador se mantuvo alrededor de 0.99. El error estándar de la media fue mayor para la extensión debido a una mayor fuerza en los valores máximos.

El análisis multivariado de varianza reveló que los valores máximos en sujetos sanos dependen de forma significativa del sexo del sujeto en la flexión y extensión ($p<.001$), es decir hombres sanos demostraron ser un 52% más fuerte en la flexión ($p<0.001$) y el 55.3% en la extensión ($p< 0.001$) en comparación con las mujeres sanas. De la misma manera también encontramos diferencias estadísticamente significativas entre la fuerza máxima y la edad (flexión, $p =0.006$; extensión, $p = 0.002$). No se observaron efectos de interacción entre la edad y el sexo para la flexión ($p = 0.688$) y extensión ($p = 0.258$), es decir que en ambos sexos decrece su fuerza flexora y extensora por igual. No encontramos diferencias significativas en el ratio en relación al sexo ($p = 0.239$) ni las diferentes edades ($p = 0.853$), manteniéndose la relación de 0,6 a favor de la fuerza extensora (**Tabla 8**) (**Figura 2-3**). En la tabla 9, observamos la relación entre el IMC y la fuerza de la musculatura flexora y extensora de la columna cervical en la población sana. No observamos diferencias estadísticamente en ninguna variable de estudio de la fuerza, excepto en la extensión máxima que obtenemos que por cada incremento de 1 kg/m² del IMC en sujetos sanos, la fuerza de extensión máxima aumenta significativamente en promedio 0.655 Nm ($p= 0,042$). Estos resultados encontrados en la población sana

en relación a la fuerza máxima se repiten en los observados en la fuerza media **(Tabla 10) (Figura 4 - Figura 5)**.

El grupo de pacientes se comporta de forma similar al grupo de sujetos sanos en relación al descenso de la fuerza máxima dependiendo del sexo. Observamos un descenso de la fuerza estadísticamente significativo en las mujeres patológicas en relación con los hombres (Flexión $p < 0.001$; extensión $p < 0.001$). No obstante, no encontramos diferencias en el grupo de pacientes en relación con la edad (Flexión $p = 0.952$; extensión $p = 0.368$). No se observaron efectos de interacción entre la edad y el sexo, al igual que sucede en los sujetos sanos, para la flexión ($p = 0.542$) y extensión ($p = 0.777$), es decir que en ambos sexos decrece su fuerza flexora y extensora por igual. No encontramos diferencias significativas en el ratio entre sexos ($P=0.503$), pero si encontramos diferencias en el ratio de los pacientes en relación con la edad ($P = 0.028$) **(Tabla 8) (Figura 2- Figura 3)**. Estos resultados encontrados en el grupo de pacientes en relación a la fuerza máxima se repiten en los observados en la fuerza media (Tabla 10) (Figura 4 - Figura 5).

Al realizar la subdivisión en el grupo de pacientes entre los pacientes “sinceros” y “no sinceros”, observamos que el subgrupo de “sinceros” se comporta de forma diferente al grupo de “no sinceros” en relación a la fuerza máxima flexora y extensora. En el subgrupo de “no sinceros” no se encuentran diferencias significativas de la fuerza de flexión y extensión en relación con la edad (Flexión $P = 0.977$; extensión $P = 0.192$) ni con el sexo (Flexión $P = 0.240$; extensión $P = 0.128$) ni con la interacción edad-sexo (Flexión $P = 0.350$; extensión $P = 0.100$). Siguiendo con el grupo de pacientes “no sinceros” no encontramos diferencias significativas en el ratio en relación al sexo ($P = 0.103$) ni a las diferentes edades ($P = 0.718$), con unas cifras muy heterogéneas que oscilan entre 0,56 a 1,44 **(Tabla 11) (Figura 2-3)**. Estos resultados encontrados en la población pacientes “no sinceros” en relación a las variables utilizadas con la fuerza máxima se repiten en los observados en la fuerza media **(Tabla 12) (Figura 4-5)**.

En la Tabla 13 se describen las asociaciones en relación con los tres grupos de estudio con el coeficiente de variación en relación a la edad, sexo e interacción

edad-sexo. No observamos, como era de prever, en ninguna variable un resultado estadísticamente significativo. De la misma manera observamos que no existen diferencias estadísticamente significativas entre los coeficientes de variación de la población sana y el grupo de pacientes “sinceros” (Flexión $P = 0.350$; extensión $P = 0.100$). Sin embargo, al comparar el grupo de pacientes “sinceros” vs pacientes “no sinceros”, encontramos diferencias estadísticamente significativas (Flexión $P = 0.040$; extensión $P = 0.028$), con coeficientes de variación más elevados en el grupo de pacientes “no sinceros”.

En la **tabla 14** se describen las diferencias de las medias entre los diferentes grupos y subgrupos del estudio. La media de la fuerza máxima de flexión de mujeres sanas fue de 24,18 N mientras que las mujeres pacientes “sinceras” presentaron una media de 16,39 N (7,83 N menos), siendo esta diferencia estadísticamente significativa ($p < 0,001$). La media de la fuerza máxima de flexión de hombres sanos fue de 46,21 N mientras que los ombres pacientes “sinceros” presentaron una media de 27,21 N (19,00 N menos), siendo esta diferencia estadísticamente significativa ($p < 0,001$). La media de la fuerza máxima de extensión de mujeres sanas fue de 41,25 N mientras que las mujeres pacientes sinceras presentaron una media de 25,96 N (15,29 N menos), siendo esta diferencia estadísticamente significativa ($p < 0,001$). La media de la fuerza máxima de flexión de hombres sanos fue de 74,89 N mientras que los ombres pacientes “sinceros” presentaron una media de 40,78 N (34,11 N menos), siendo esta diferencia estadísticamente significativa ($p < 0,001$). La media de la fuerza máxima de flexión de mujeres pacientes “sinceras” fue de 19,73 N mientras que las mujeres pacientes “no sinceras” presentaron una media de 16,39 N (3,37 N menos), siendo esta diferencia estadísticamente significativa ($p < 0,034$). La media de la fuerza máxima de flexión de hombres pacientes “sinceros” fue de 37,02 N mientras que los ombres pacientes “no sinceros” presentaron una media de 26,61 N (10,41 N menos), siendo esta diferencia estadísticamente significativa ($p < 0,001$). La media de la fuerza máxima de extensión de mujeres pacientes “sinceras” fue de 37,70 N mientras que las mujeres pacientes “no sinceras” presentaron una media de 25,92 N (11,78 N menos), siendo esta diferencia estadísticamente significativa ($p < 0,001$). La media de la fuerza máxima de extensora de hombres pacientes “sinceros” fue de 62,07 N

mientras que los hombres pacientes “no sinceros” presentaron una media de 39,91 N (22,16 N menos), siendo esta diferencia estadísticamente significativa ($p < 0,001$). Como vemos en la tabla 9, la fuerza de extensión máxima y media es la variable en la que más diferencias se encuentran para poder discriminar la sinceridad.

En nuestro estudio demostramos que las variables que presentan más poder para discriminar entre pacientes y sujetos sanos son el ratio máximo con un área bajo la curva de 0.64 con una sensibilidad del 34% y una especificidad del 96% con un punto de corte de ≥ 0.8 , el ratio medio con un área bajo la curva de 0.65 con una sensibilidad del 52% y una especificidad del 82% con un punto de corte de ≥ 0.7 , el coeficiente de variación de flexión con un área bajo la curva de 0.73 con una sensibilidad del 77% y una especificidad del 64% con un punto de corte de $\geq 6,9$ y el coeficiente de variación de extensión con un área bajo la curva de 0.72 con una sensibilidad del 56% y una especificidad del 82% con un punto de corte de $\geq 13,1$. Sin embargo, las variables para discriminar entre pacientes no “sinceros” frente a paciente “no sinceros” fueron principalmente el coeficiente de variación de extensión con un área bajo la curva de 0.73 con una sensibilidad del 56% y una especificidad del 84% con un punto de corte de ≥ 19 , el ratio máximo con un área bajo la curva de 0.72 con una sensibilidad del 58% y una especificidad del 94% con un punto de corte de ≥ 0.9 , el ratio medio con un área bajo la curva de 0.75 con una sensibilidad del 59% y una especificidad del 98% con un punto de corte de ≥ 1 . **(Tabla 15)**

Table 6. Anthropometric Data of the Healthy Subjects (n=121), patients (n=215). Anthropometric Data of the patients non-sincere ((n=47), and patients sinceres (n=108).

Healthy subjects	Age group (years)	n	Weight (kg)	Height(m)	BMI(kg/m ²)
Men	19-29	17	73.82 (10.2)	1.77 (0.08)	23.61 (3.2)
	30-39	13	71.31 (8.8)	1.74 (0.07)	23.63 (2.2)
	40-49	7	73.77 (5.8)	1.69 (0.05)	25.85 (1.9)
	50-59	6	85.67 (6.6)	1.74 (0.03)	28.49 (2.6)
	60-79	13	79.88 (10.7)	1.66 (0.08)	28.89 (3.8)
	All	56	75.91 (10.0)	1.72 (0.08)	25.64 (3.7)
Women	20-29	16	60.00 (10.2)	1.67 (0.05)	21.45 (3.3)
	30-39	16	55.25 (11.1)	1.64 (0.08)	20.41 (2.5)
	40-49	16	61.78 (11.8)	1.61 (0.06)	23.87 (3.9)
	50-59	10	69.10 (8.1)	1.64 (0.05)	25.91 (4.0)
	60-74	7	66.57 (14.9)	1.59 (0.03)	26.25 (5.4)
	All	65	61.38 (11.7)	1.63 (0.06)	22.99 (4.2)
Patients	Age group (years)	n	Weight (kg)	Height(m)	BMI(kg/m ²)
Men	19-29	8	70.25 (11.4)	1.72 (0.04)	23.65 (2.8)
	30-39	13	77.75 (11.3)	1.72 (0.07)	26.38 (2.9)
	40-49	12	77.43 (17.1)	1.72 (0.10)	26.07 (4.1)
	50-59	19	74.53 (13.3)	1.69 (0.06)	26.08 (5.0)
	60-79	8	75.88 (10.5)	1.69 (0.08)	26.56 (3.5)
	All	60	75.75 (13.1)	1.70 (0.07)	26.04 (4.0)
Women	20-29	40	63.44 (11.5)	1.67 (0.07)	22.78 (4.4)
	30-39	26	63.43 (15.4)	1.64 (0.05)	23.38 (4.6)
	40-49	49	65.80 (13.0)	1.60 (0.07)	25.64 (4.7)
	50-59	31	61.50 (10.4)	1.60 (0.05)	24.08 (3.5)
	60-74	9	75.11 (13.6)	1.61 (0.08)	28.87 (4.8)
	All	155	64.66 (12.7)	1.62 (0.07)	24.69 (4.6)

Continúa en la página siguiente

Patients Non-sincere	Age group (years)	n	Weight (kg)	Height(m)	BMI(kg/m ²)
Men	19-29	1	-	-	-
	30-39	6	76.33 (6.9)	1.70 (0.08)	26.39 (2.1)
	40-49	3	68.00 (14.0)	1.66 (0.09)	24.52 (3.4)
	50-59	7	80.43 (12.5)	1.66 (0.05)	29.28 (3.9)
	60-79	2	79.00 (12.7)	1.77 (0.01)	25.25 (4.5)
	All	19	76.83 (11.0)	1.68 (0.07)	27.07 (3.6)
Women	20-29	7	56.00 (8.0)	1.68 (0.03)	19.70 (2.3)
	30-39	7	61.86 (9.9)	1.63 (0.05)	23.07 (2.6)
	40-49	16	62.14 (10.9)	1.57 (0.06)	25.20 (4.3)
	50-59	14	59.43 (10.5)	1.57 (0.04)	24.03 (3.8)
	60-74	3	75.00 (16.8)	1.61 (0.04)	29.29 (7.9)
	All	47	61.40 (11.1)	1.60 (0.06)	24.12 (4.4)
Patients Sincere	Age group (years)	n	Weight (kg)	Height(m)	BMI(kg/m ²)
Men	19-29	7	70.25 (11.4)	1.72 (0.04)	23.65 (2.8)
	30-39	7	79.17 (15.1)	1.73 (0.07)	26.37 (3.7)
	40-49	9	80.57 (17.6)	1.73 (0.10)	26.59 (4.4)
	50-59	12	71.08 (13.1)	1.72 (0.06)	24.21 (4.7)
	60-79	6	74.83 (10.7)	1.67 (0.07)	27.00 (3.4)
	All	41	75.22 (14.1)	1.71 (0.07)	25.53 (4.1)
Women	20-29	33	66.31 (11.5)	1.67 (0.09)	23.97 (4.5)
	30-39	19	65.00 (20.3)	1.65 (0.05)	23.69 (6.3)
	40-49	33	68.24 (13.9)	1.62 (0.07)	25.94 (5.0)
	50-59	17	63.31 (10.2)	1.62 (0.05)	24.13 (3.3)
	60-74	6	75.17 (13.5)	1.62 (0.10)	28.66 (3.4)
	All	108	66.89 (13.4)	1.63 (0.07)	25.08 (4.7)

Tabla 6. Continuación

Rater	Movement	Measure	ICC	95% CI	SEM	SDD [†]
Intra	Flexion	Maxima	0.935	(0.728 - 0.974)	15.59	43.22
		Media	0.953	(0.910 - 0.974)	11.82	32.76
	Extension	Maxima	0.958	(0.781 - 0.984)	22.72	62.97
		Media	0.970	(0.914 - 0.986)	16.04	44.45
	Ratio max		0.823	(0.703 - 0.895)	0.0030	0.0082
	Ratio med		0.820	(0.698 - 0.893)	0.0041	0.0115
Inter	Flexion	Maxima	0.994	(0.985 - 0.997)	1.63	4.51
		Media	0.992	(0.981 - 0.996)	1.90	5.27
	Extension	Maxima	0.997	(0.989 - 0.999)	2.02	5.61
		Media	0.996	(0.979 - 0.999)	1.73	4.80
	Ratio max		0.979	(0.964 - 0.987)	0.0004	0.0012
	Ratio med		0.973	(0.955 - 0.984)	0.0007	0.0021

Table 7. Intraclass Correlations (ICCs, 2-way mixed-effect model with absolute agreement) with 95% CIs, Standard Error of Measurement (SEM), and Smallest Detectable Difference (SDD)[†] for Intra- and Inter-rater Neck Strength Measurements. † SDD= 1.96 $\sqrt{2} \times$ SEM

Max	Age group (y)	Healthy				Patients			
		n	Flexion (Nm)	Extension (Nm)	Ratio	n	Flexion (Nm)	Extension (Nm)	Ratio
Men	19-29	17	50.01 (8.3)	81.58 (16.6)	0.63 (0.1)	8	25.01 (11.9)	35.85 (19.2)	0.74 (0.2)
	30-39	13	47.10 (11.0)	76.15 (12.0)	0.63 (0.1)	13	20.48 (16.1)	29.92 (23.7)	0.73 (0.4)
	40-49	7	48.00 (11.9)	79.60 (16.9)	0.61 (0.1)	12	22.99 (12.5)	36.46 (28.8)	0.78 (0.3)
	50-59	6	43.62 (9.3)	68.12 (7.9)	0.64 (0.1)	19	24.42 (10.3)	29.13 (13.9)	0.99 (0.7)
	60-79	13	39.71 (9.7)	63.98 (12.5)	0.63 (0.1)	8	24.90 (5.9)	38.59 (8.8)	0.65 (0.1)
	All	56	46.01 (10.3)	74.54 (15.3)	0.63 (0.1)	60	23.42 (11.7)	32.92 (19.9)	0.81 (0.5)
Women	20-29	16	27.31 (8.4)	43.56 (8.5)	0.63 (0.1)	40	16.26 (8.8)	23.65 (12.3)	0.72 (0.3)
	30-39	16	23.20 (5.5)	39.60 (8.6)	0.60 (0.1)	26	16.92 (9.8)	23.67 (13.0)	0.74 (0.2)
	40-49	16	23.19 (5.8)	41.56 (11.2)	0.57 (0.1)	49	15.28 (8.7)	22.81 (12.6)	0.71 (0.3)
	50-59	10	25.71 (7.5)	44.40 (10.6)	0.58 (0.1)	31	13.90 (8.7)	18.97 (11.9)	0.91 (0.8)
	60-74	7	20.14 (5.1)	34.60 (7.2)	0.59 (0.1)	9	13.29 (9.1)	22.41 (11.7)	0.58 (0.3)
	All	65	24.27 (6.9)	41.26 (9.6)	0.59 (0.1)	155	15.42 (8.9)	22.38 (12.4)	0.75 (0.4)
<i>p-value</i>	<i>age</i>		0.006	0.002	0.853		0.952	0.368	0.028
	<i>sex</i>		<0.001	<0.001	0.239		<0.001	<0.001	0.503
	<i>age*sex</i>		0.688	0.258	0.957		0.542	0.777	0.989

Table 8. Force maxima. Mean (SD) Isometric Neck Muscle Strength in Flexion and Extension by Sex and Age in healthy subjects and patients.

	IMC (\square 1kg/m ²)		
	Coef	(S.E.)	p-valor
Flexión maxima	0.385	(0.219)	0.082
Flexión media	0.357	(0.206)	0.086
Extensión máxima	0.655	(0.319)	0.042
Extensión media	0.549	(0.303)	0.072

Tabla 9. Asociación, Coeficiente (Coef) y Error Estándar (SE), entre el índice de masa corporal (IMC) y la fuerza de flexión y extensión (máxima y media) en sujetos SANOS (N=121). Ajustados por edad y sexo

Med	Age group (y)	Healthy				Patients			
		n	Flexion (Nm)	Extension (Nm)	Ratio	n	Flexion (Nm)	Extension (Nm)	Ratio
Men	19-29	17	46.44 (6.0)	73.29 (15.2)	0.65 (0.1)	8	22.30 (10.9)	29.91 (18.5)	0.86 (0.3)
	30-39	13	43.77 (9.7)	69.77 (10.4)	0.63 (0.1)	13	18.53 (14.5)	24.91 (20.1)	0.80 (0.5)
	40-49	7	44.54 (11.1)	74.84 (15.2)	0.60 (0.1)	12	20.43 (11.6)	31.81 (26.1)	0.93 (0.7)
	50-59	6	40.75 (8.7)	61.82 (7.4)	0.66 (0.1)	19	20.83 (8.1)	24.01 (12.2)	1.10 (0.9)
	60-79	13	36.42 (10.1)	58.47 (12.6)	0.63 (0.1)	8	22.11 (5.5)	31.51 (7.6)	0.70 (0.1)
	All	56	42.65 (9.4)	68.00 (14.0)	0.64 (0.1)	60	20.62 (10.4)	27.55 (17.7)	0.91 (0.6)
Women	20-29	16	25.48 (8.6)	39.36 (7.7)	0.64 (0.2)	40	14.23 (7.6)	20.79 (12.1)	0.75 (0.3)
	30-39	16	21.68 (5.7)	35.94 (8.2)	0.61 (0.1)	26	15.28 (9.2)	20.63 (13.0)	0.84 (0.4)
	40-49	16	20.87 (6.2)	37.44 (12.0)	0.58 (0.1)	49	13.37 (8.0)	19.83 (12.0)	0.73 (0.3)
	50-59	10	23.74 (6.8)	40.04 (10.6)	0.60 (0.1)	31	11.90 (8.1)	15.03 (10.6)	1.07 (1.1)
	60-74	7	18.84 (5.1)	31.40 (6.3)	0.60 (0.1)	9	10.00 (5.6)	16.53 (11.9)	0.69 (0.4)
	All	65	22.43 (6.9)	37.29 (9.5)	0.61 (0.1)	155	13.43 (8.0)	19.06 (12.0)	0.82 (0.6)
<i>p-value</i>	<i>age</i>		0.047	0.005	0.628		0.824	0.232	0.040
	<i>sex</i>		<0.001	<0.001	0.314		<0.001	<0.001	0.514
	<i>age*sex</i>		0.648	0.239	0.992		0.473	0.693	0.922

Table 10. Force average. Mean (SD) Isometric Neck Muscle Strength in Flexion and Extension by Sex and Age in healthy subjects and patients.

Max	Age group (y)	Patients sincere				Patients non sincere			
		n	Flexion (Nm)	Extension (Nm)	Ratio	n	Flexion (Nm)	Extension (Nm)	Ratio
Men	19-29	7	26.53 (12.0)	38.94 (18.4)	0.70 (0.1)	1	14.40	14.20	1.01
	30-39	7	27.94 (14.3)	41.61 (24.4)	0.71 (0.1)	6	11.78 (14.4)	16.27 (14.8)	0.75 (0.6)
	40-49	9	26.22 (11.6)	44.67 (28.4)	0.64 (0.1)	3	13.30 (11.4)	11.83 (10.9)	1.18 (0.2)
	50-59	12	26.68 (9.6)	36.82 (8.6)	0.72 (0.2)	7	20.54 (10.9)	15.96 (10.9)	1.44 (1.0)
	60-79	6	26.25 (5.4)	38.28 (7.6)	0.69 (0.1)	2	20.85 (7.6)	39.50 (15.8)	0.53 (0.0)
	All	41	26.71 (10.4)	39.94 (18.4)	0.69 (0.1)	19	16.34 (11.5)	17.79 (13.8)	1.06 (0.7)
Women	20-29	33	16.38 (9.1)	25.30 (12.4)	0.66 (0.2)	7	15.67 (8.2)	15.89 (8.7)	1.05 (0.4)
	30-39	19	17.58 (9.8)	25.93 (12.7)	0.66 (0.1)	7	15.13 (10.2)	17.54 (12.9)	0.96 (0.3)
	40-49	33	16.42 (8.0)	26.37 (12.2)	0.63 (0.1)	16	12.94 (9.9)	15.47 (10.4)	0.86 (0.5)
	50-59	17	16.20 (8.2)	26.32 (10.0)	0.61 (0.2)	14	11.11 (8.8)	10.04 (6.7)	1.27 (1.0)
	60-74	6	15.85 (9.5)	27.08 (11.1)	0.59 (0.2)	3	8.17 (7.2)	13.07 (6.1)	0.56 (0.4)
	All	108	16.54 (8.6)	26.00 (11.8)	0.64 (0.2)	47	12.82 (9.1)	14.07 (9.5)	1.01 (0.7)
<i>p-value</i>	<i>age</i>		0.9776	0.953	0.798		0.963	0.294	0.103
	<i>sex</i>		<0.001	<0.001	0.052		0.183	0.246	0.718
	<i>age*sex</i>		1.000	0.867	0.764		0.350	0.100	0.910

Table 11. Force maximum. Mean (SD) Isometric Neck Muscle Strength in Flexion and Extension by Sex and Age in healthy subjects and patients.

Med	Age group (y)	Patients sincere				Patients non sincere			
		n	Flexion (Nm)	Extension (Nm)	Ratio	n	Flexion (Nm)	Extension (Nm)	Ratio
Men	19-29	7	23.67 (11.0)	32.46 (18.4)	0.83 (0.3)	1	12.70	12.10	1.05
	30-39	7	25.84 (12.6)	35.70 (20.4)	0.76 (0.1)	6	10.00 (12.2)	12.32 (10.6)	0.83 (0.8)
	40-49	9	23.30 (10.8)	39.10 (25.8)	0.66 (0.2)	3	11.83 (11.4)	9.93 (11.8)	1.75 (1.1)
	50-59	12	22.79 (7.0)	31.33 (7.0)	0.74 (0.2)	7	17.46 (9.3)	11.46 (7.9)	1.71 (1.2)
	60-79	6	23.25 (5.4)	30.92 (6.5)	0.75 (0.0)	2	18.70 (5.8)	33.30 (13.3)	0.57 (0.1)
	All	41	23.64 (9.1)	33.91 (16.6)	0.74 (0.2)	19	14.09 (10.0)	13.82 (11.2)	1.28 (1.0)
Women	20-29	33	14.33 (7.8)	22.11 (12.5)	0.69 (0.3)	7	13.76 (6.8)	14.57 (8.0)	1.05 (0.4)
	30-39	19	15.77 (9.3)	22.76 (12.7)	0.69 (0.2)	7	13.96 (9.6)	14.87 (12.9)	1.25 (0.7)
	40-49	33	14.22 (7.3)	23.12 (11.6)	0.64 (0.1)	16	11.62 (9.3)	13.06 (10.1)	0.93 (0.5)
	50-59	17	14.04 (7.0)	22.16 (8.5)	0.63 (0.2)	14	9.31 (8.8)	6.36 (4.6)	1.61 (1.4)
	60-74	6	11.52 (4.8)	21.58 (11.4)	0.58 (0.2)	3	6.97 (6.9)	6.43 (2.4)	0.92 (0.8)
	All	108	14.35 (7.6)	22.51 (11.5)	0.66 (0.2)	47	11.30 (8.6)	11.14 (9.1)	1.20 (0.9)
<i>p-value</i>	<i>age</i>		0.794	0.858	0.369		0.977	0.192	0.165
	<i>sex</i>		<0.001	<0.001	0.019		0.240	0.128	0.820
	<i>age*sex</i>		0.988	0.880	0.789		0.326	0.033	0.605

Table 12 .Force average. Mean (SD) Isometric Neck Muscle Strength in Flexion and Extension by Sex and Age in healthy subjects and patients.

	Age group (y)	Healthy			Patients		
		n	CV Flexion [†]	CV Extension [†]	n	CV Flexion	CV Extension
Men	19-29	17	4.98 (0.7)	8.30 (0.6)	8	9.42 (0.6)	18.27 (0.6)
	30-39	13	5.18 (0.6)	7.03 (0.7)	13	11.65 (0.5)	16.74 (0.6)
	40-49	7	5.48 (0.3)	6.25 (0.2)	12	10.20 (0.7)	13.76 (0.8)
	50-59	6	5.65 (0.4)	6.45 (0.9)	19	10.16 (0.6)	14.38 (0.8)
	60-79	13	6.95 (0.6)	7.75 (0.6)	8	10.13 (0.5)	15.25 (0.9)
	All	56	5.57 (0.6)	7.38 (0.6)	60	10.34 (0.6)	15.33 (0.7)
Women	20-29	16	5.86 (0.8)	8.19 (0.5)	40	10.78 (0.7)	10.78 (0.7)
	30-39	16	5.10 (0.9)	6.81 (0.9)	26	10.30 (0.5)	14.41 (0.9)
	40-49	16	7.88 (0.9)	8.57 (0.9)	49	10.41 (0.9)	12.53 (0.8)
	50-59	10	5.15 (0.6)	7.94 (0.7)	31	10.26 (0.6)	19.10 (0.8)
	60-74	7	6.14 (0.5)	9.27 (0.5)	9	13.67 (0.9)	16.22 (1.3)
	All	65	6.00 (0.8)	7.98 (0.7)	155	10.62 (0.7)	13.65 (0.9)
<i>p-value</i>	<i>age</i>		0.400	0.814		0.953	0.205
	<i>sex</i>		0.576	0.444		0.742	0.688
	<i>age*sex</i>		0.798	0.890		0.884	0.343
	Age group (y)	Patients sincere			Patients non-sincere		
		n	CV Flexion [†]	CV Extension [†]	n	CV Flexion	CV Extension
Men	19-29	7	8.92 (0.6)	18.72 (0.7)	1	13.80	15.40
	30-39	7	8.40 (0.2)	13.70 (0.3)	6	18.42 (0.3)	21.15 (0.7)
	40-49	9	8.79 (0.6)	11.50 (0.5)	3	15.94 (0.8)	23.55 (1.5)
	50-59	12	8.33 (0.5)	10.01 (0.6)	7	14.28 (0.8)	26.76 (0.7)
	60-79	6	10.70 (0.5)	15.81 (1.0)	2	8.60 (0.2)	13.68 (0.1)
	All	41	8.86 (0.5)	12.95 (0.6)	19	14.73 (0.6)	22.04 (0.8)
Women	20-29	33	10.01 (0.7)	10.44 (0.8)	7	15.25 (0.5)	12.52 (0.7)
	30-39	19	10.89 (0.5)	12.69 (0.8)	7	8.87 (0.5)	20.36 (0.9)
	40-49	33	9.18 (0.9)	10.04 (0.7)	16	13.50 (1.0)	19.76 (0.9)
	50-59	17	9.83 (0.5)	13.27 (0.5)	14	10.86 (0.6)	29.71 (0.9)
	60-74	6	10.33 (0.5)	8.22 (1.0)	3	23.91 (1.4)	63.09 (0.3)
	All	108	9.88 (0.7)	10.95 (0.7)	47	12.59 (0.8)	22.55 (0.9)
<i>p-value</i>	<i>age</i>		0.906	0.806		0.844	0.148
	<i>sex</i>		0.329	0.214		0.364	0.603
	<i>age*sex</i>		0.970	0.176		0.354	0.440

Table 13. Mean (SD) Isometric Neck Muscle Strength in Flexion and Extension by Sex and Age in healthy subjects and patients. † geometric mean S.D.

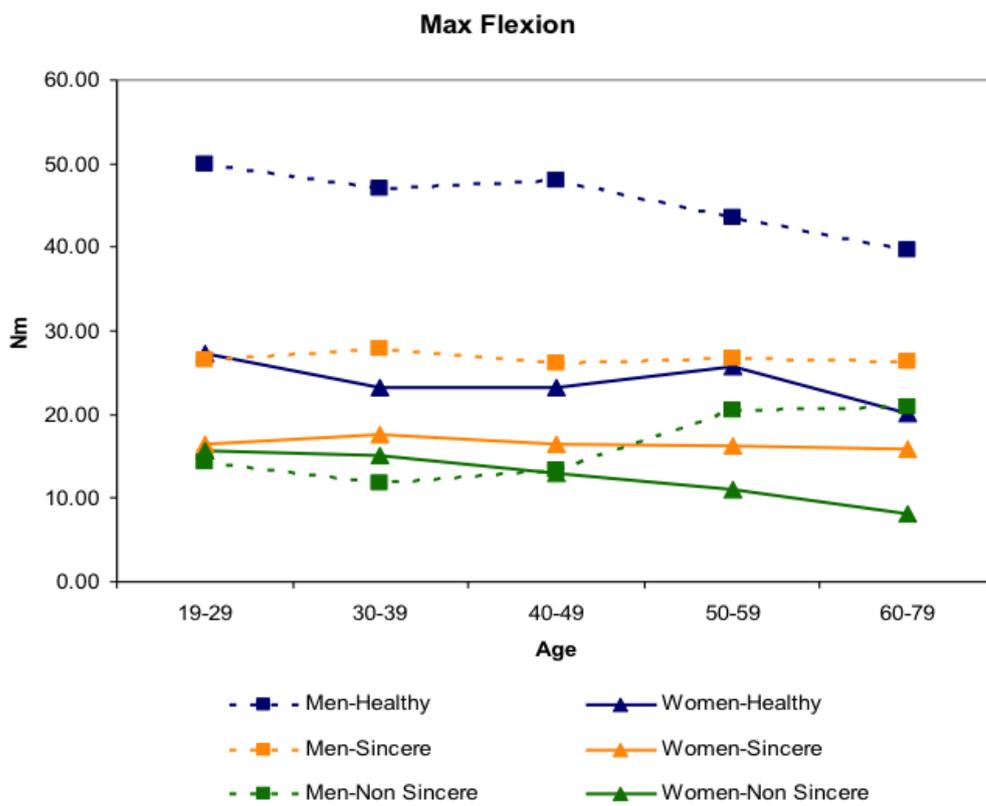


Figure 2. Gráficos correspondientes a las medias de la tabla 8

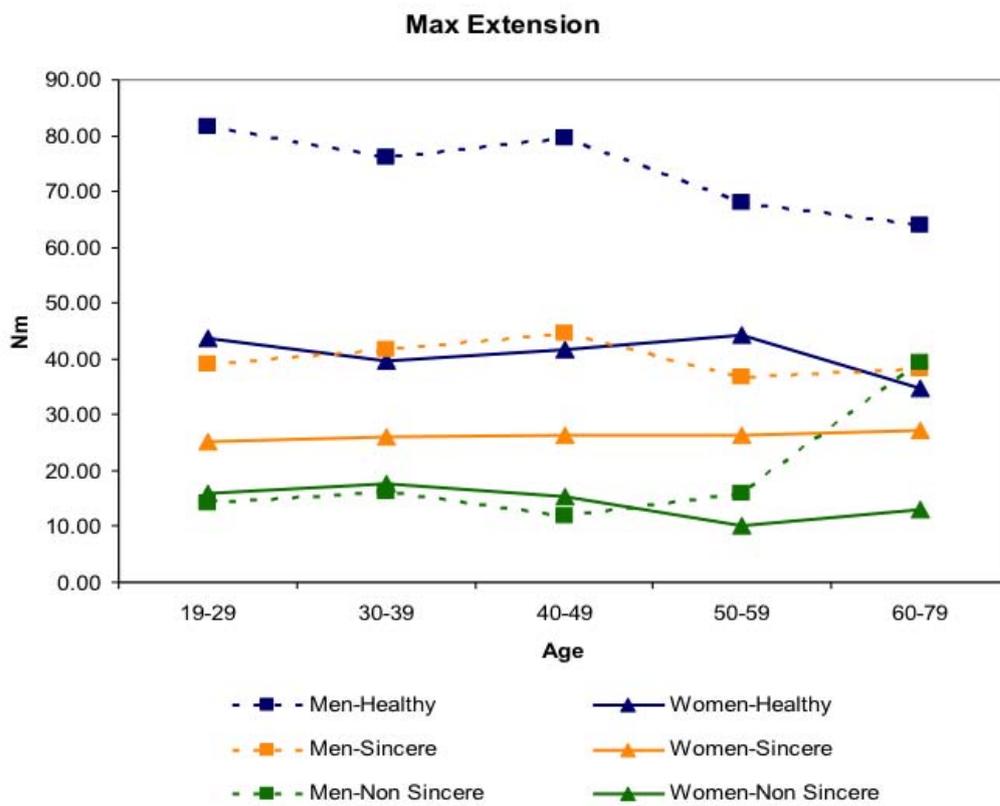


Figure 3. Gráficos correspondientes a las medias de la tabla 8

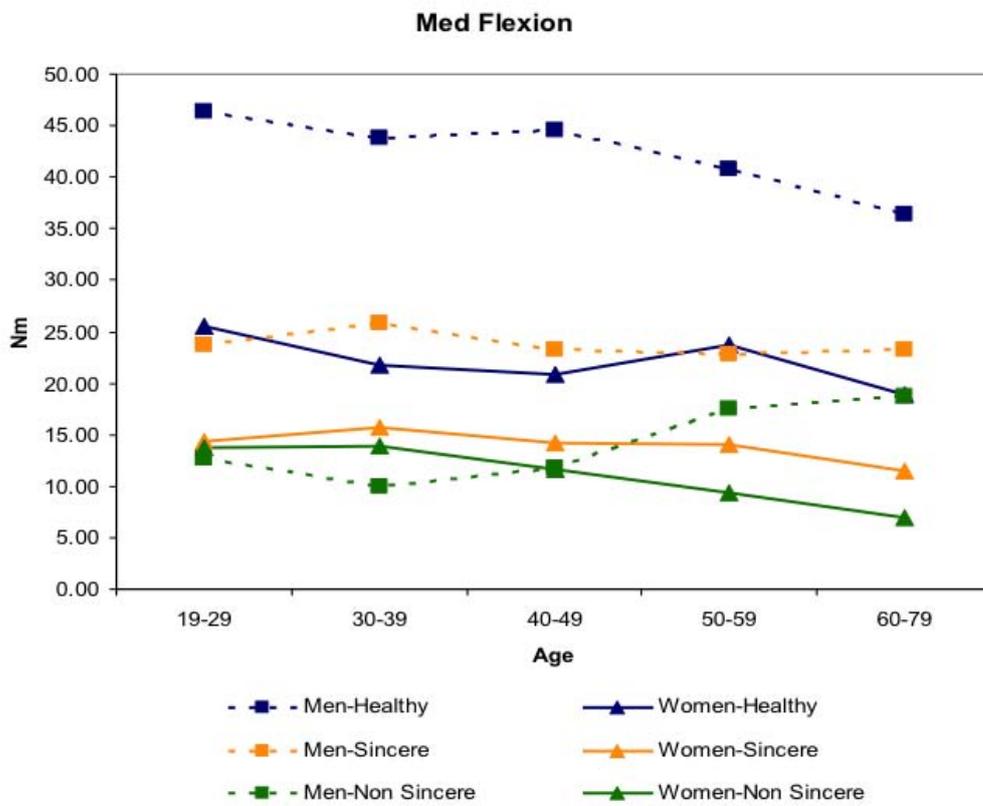


Figure 4. Gráficos correspondientes a las medias de la tabla 8

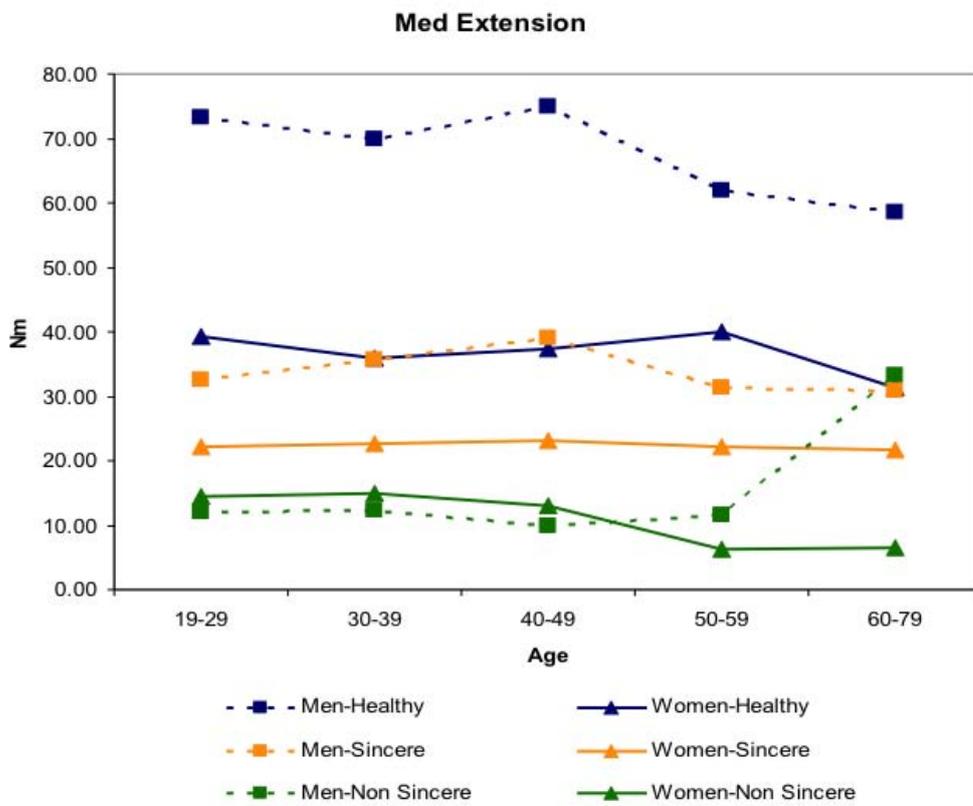


Figure 5. Gráficos correspondientes a las medias de la tabla 8

Table 14. Differences (coef and SE) in flexion, extension, and ratio between healthy subjects and patients, distinguishing among sincere and magnifier patients.

	Female				Male			
	Healthy	Patients			Healthy	Patients		
	N=65	N=155			N=56	N=60		
	Mean	coef [†]	SE	p-value	Mean	coef [†]	SE	p-value
Flexion								
Max	24.18	-8.88	(1.23)	<0.001	46.18	-22.26	(2.02)	<0.001
Med	22.34	-9.04	(1.13)	<0.001	42.83	-21.70	(1.80)	<0.001
Extension								
Max	41.16	-18.91	(1.71)	<0.001	74.84	-41.08	(3.24)	<0.001
Med	37.17	-18.27	(1.66)	<0.001	68.26	-39.96	(2.92)	<0.001
Ratio								
Max	0.60	0.16	(0.05)	0.005	0.63	0.18	(0.06)	0.004
Med	0.61	0.22	(0.07)	0.004	0.64	0.28	(0.09)	0.002
	Female				Male			
	Healthy	Sincere patients			Healthy	Sincere patients		
	N=65	N=108			N=56	N=41		
	Mean	coef [†]	SE	p-value	Mean	coef [†]	SE	p-value
Flexion								
Max	24.22	-7.83	(1.26)	<0.001	46.21	-19.00	2.06	<0.001
Med	22.37	-8.22	(1.16)	<0.001	42.86	-18.70	(1.82)	<0.001
Extension								
Max	41.25	-15.29	(1.74)	<0.001	74.89	-34.11	(3.29)	<0.001
Med	37.27	-14.84	(1.70)	<0.001	68.30	-33.64	(3.00)	<0.001
Ratio								
Max	0.59	0.04	(0.02)	0.079	0.63	0.07	(0.03)	0.010
Med	0.61	0.05	(0.03)	0.106	0.64	0.11	(0.03)	0.001

Continua página siguiente

	Female				Male			
	Healthy	Non-sincere patients			Healthy	Non-sincere patients		
	N=65	N=47			N=56	N=19		
	Mean	coef [†]	SE	p-value	Mean	coef [†]	SE	p-value
Flexion								
Max	24.16	-11.00	(1.50)	<0.001	46.22	-29.10	(2.72)	<0.001
Med	22.32	-10.68	(1.46)	<0.001	42.86	-27.99	(2.42)	<0.001
Extension								
Max	41.16	-26.79	(1.84)	<0.001	74.88	-55.88	(3.77)	<0.001
Med	37.16	-25.64	(1.78)	<0.001	68.30	-53.39	(3.38)	<0.001
Ratio								
Max	0.59	0.41	(0.09)	<0.001	0.63	0.44	(0.10)	<0.001
Med	0.61	0.58	(0.12)	<0.001	0.64	0.65	(0.14)	<0.001

† Mean difference from healthy adjusted for age

	Female				Male			
	Sincere	Non-sincere patients			Sincere	Non-sincere patients		
	N=108	N=47			N=41	N=19		
	Mean	coef [‡]	SE	p-value	Mean	coef [‡]	SE	p-value
Flexion								
Max	19.73	-3.37	(1.57)	0.034	37.02	-10.41	(3.02)	0.001
Med	14.10	-2.57	(1.41)	0.071	23.62	-9.56	(2.64)	0.001
Extension								
Max	37.70	-11.78	(2.00)	<0.001	62.07	-22.16	(4.79)	<0.001
Med	22.27	-10.91	(1.93)	<0.001	33.93	-20.09	(4.24)	<0.001
Ratio								
Max	0.27	0.37	(0.07)	<0.001	0.32	0.37	(0.12)	0.003
Med	0.66	0.53	(0.10)	<0.001	0.74	0.54	(0.17)	0.002

‡ Mean difference from sincere patients adjusted for age

Continuación Tabla 14.

Detectar:	AUC^a	(95% CI)	Cut-point^b	Sens	Spec
Pacientes (vs Sanos)					
Ratio máxima	0.64	(0.58 - 0.69)	≥ 0.8	0.34	0.96
Ratio media	0.65	(0.59 - 0.71)	≥ 0.7	0.52	0.82
CV Flexión	0.73	(0.68 - 0.79)	≥ 6.9	0.77	0.64
CV Extensión	0.72	(0.67 - 0.78)	≥ 13.1	0.56	0.82
Flexión máxima	0.17	(0.13 - 0.21)	≥ 67.5 Nm	0	1
Flexión media	0.15	(0.11 - 0.20)	≥ 62.8 Nm	0	1
Extensión máxima	0.10	(0.07 - 0.14)	≥ 118.3 Nm	0	1
Extension media	0.10	(0.07 - 0.13)	≥ 99.7 Nm	0	1
Magnificadores (vs Sinceros)					
Ratio máxima	0.72	(0.63 - 0.81)	≥ 0.9	0.58	0.94
Ratio media	0.75	(0.66 - 0.84)	≥ 1.0	0.59	0.98
CV Flexión	0.59	(0.51 - 0.68)	≥ 13.6	0.44	0.76
CV Extensión	0.73	(0.65 - 0.80)	≥ 19.0	0.56	0.84
Flexión máxima	0.34	(0.26 - 0.43)	≥ 48.3 Nm	0	1
Flexión media	0.34	(0.26 - 0.43)	≥ 40.2 Nm	0	1
Extensión máxima	0.20	(0.13 - 0.26)	≥ 105.0 Nm	0	1
Extension media	0.18	(0.12 - 0.25)	≥ 92.4 Nm	0	1
Sinceros (vs Magnificadores)					
Ratio máxima	0.28	(0.19 - 0.37)	≥ 0.3	1.00	0.12
Ratio media	0.25	(0.16 - 0.34)	≥ 0.3	0.99	0.12
CV Flexión	0.41	(0.32 - 0.49)	≥ 1.5	0.99	0.05
CV Extensión	0.27	(0.20 - 0.35)	≥ 145.0	0.00	1.00
Flexión máxima	0.66	(0.57 - 0.74)	≥ 9.1 Nm	0.82	0.45
Flexión media	0.66	(0.57 - 0.74)	≥ 11.0 Nm	0.70	0.59
Extensión máxima	0.80	(0.74 - 0.87)	≥ 12.7 Nm	0.87	0.59
Extension media	0.82	(0.75 - 0.88)	≥ 9.6 Nm	0.89	0.61

Tabla 15...Areá bajo la curva. Sensibilidad y especificidad

a: Total are under ROC curve and 95% Confidence Interval. The larger the AUC, the better is overall performance of the test to correctly identify diseased and non-diseased subjects.

b: Optimal cutpoint and sensitivity (Sens) and specificity (Sens) at cutpoint. The cut-off was estimated by Youden method, which maximizes the sum of sensitivity and specificity.

9. DISCUSIÓN

El resultado de nuestro estudio demuestra que el test de valoración de la fuerza isométrica de la musculatura de la columna cervical presenta una alta fiabilidad intraobservador e interobservador. Así mismo, observamos que es un test que discrimina de forma clara pacientes magnificadores tras un latigazo cervical.

Existen un número considerable de estudios en los que se demuestra la fiabilidad y validez de la valoración de la fuerza isométrica de la musculatura cervical utilizando diferentes protocolos e instrumentación¹⁴⁶⁻¹⁴⁹. A pesar de que no aportamos información novedosa, creemos que es imprescindible la realización de test de fiabilidad y validez en cada uno de los laboratorios de biomecánica para poder validar sus resultados. Existe una gran discrepancia entre los valores normativos de la fuerza isométrica cervical^{148,150-152} debido principalmente a la diversidad de instrumentación y protocolos utilizados. Este hecho implica que no puedan compararse los resultados de los diferentes trabajos publicados y que por tanto, es imposible determinar un punto de corte **universal** entre los sujetos sanos y los pacientes. De hay, la importancia de enfatizar en la necesidad de determinar la fiabilidad de cada uno de los protocolos utilizados para valorar la fuerza de la musculatura de la columna cervical.

Los diferentes protocolos empleados para la valoración de la fuerza isométrica cervical varían en el posicionamiento. En nuestro estudio optamos por la posición en sedestación con flexión de 15° de la columna, ya que es esta posición la que con más frecuencia se encuentra la columna cervical durante el día. Otros autores han realizado la valoración en decúbito¹⁴⁹. En nuestra opinión, ésta no es la posición fisiológica para valorar la fuerza de la musculatura cervical, ya que la principal función de esta musculatura es estabilizar el cuello y mantener la cabeza (músculos posturales), es decir una función isométrica, principalmente en sedestación o bipedestación¹⁵³. Los

resultados del presente estudio muestran una alta fiabilidad intraobservador e interobservador en la medida de la fuerza isométrica cervical utilizando el dinamómetro isocinético Biodex. La media de ICC en el test intraobservador oscila entre 0.93 a 0.97, y en el test interobservador de 0.92 a 0.99. Estos resultados positivos obtenidos en la ICC demuestran que la metodología en la realización de la valoración de la fuerza isométrica cervical es fundamental para dar validez a los resultados, debiéndose realizar por técnicos muy especializados. Estos resultados son muy similares a los obtenidos por otros autores en los que la ICC oscila entre 0.76 a 0.98^{147,148,152}. Recientemente, Versteegh T. et al. demostraron una alta fiabilidad inter e intraobservador utilizando un dinamómetro manual (MicroFET 2 force gauge, Hoggan Health Industries, Salt Lake City, Utah) con cifras de ICC entre 0,94-0,97¹⁵⁴. Por tanto, podemos afirmar que, independientemente de la complejidad del instrumento para valorar la fuerza (desde el más complejo como el Biodex al más sencillo MicroFET2), la valoración de la fuerza isométrica es una técnica necesaria para poder valorar y monitorizar a nuestros pacientes.

A pesar de que el dinamómetro isocinético Biodex Pro System es utilizado en la práctica clínica y en la investigación para evaluar parámetros físicos de función muscular, no tenemos conocimiento de que haya sido utilizado en estudios previos para medir la fuerza de la columna cervical, excepto en los estudios de Seng et al. y Cagnie et al. Cada uno de los estudios utilizó una metodología diferente. Sent et al. realizó el test en sedestación pero valoró la fuerza en diferentes planos angulares de la cabeza (-20°, -10°, 0°, 10° y 20° de extensión). Obtuvieron una fuerza extensora máxima en hombres de 42.79Nm y de 22.94Nm de flexión en la posición angular de -10°, que sería similar a la utilizada en nuestro estudio. No obstante, debemos destacar la diferencia de 31.75Nm en la extensión y de 23.07Nm en la flexión entre el trabajo de Seng et al. y nuestro estudio. Esta diferencia podría ser explicada porque Steng et al. utilizaron un aparataje para determinar los grados angulares en los que se iba a llevar a cabo la prueba, lo que podría sesgar los resultados obtenidos¹⁵⁵. Cagnie et al. a pesar de utilizar el dinamómetro Biodex para la valoración de la fuerza de la columna cervical, utilizó una metodología

diferente, ya que realizó la valoración en decúbito. Este hecho, podría explicar porqué sus resultados eran ligeramente más bajos¹⁴⁹. Por ello, pensamos que es más fisiológico valorar y entrenar la musculatura en la posición en la que se utiliza para las actividades de la vida diaria (sedestación). Peolsson et al. observó que la fuerza de extensión en sedestación era dos veces superior a la aportada previamente en posición de decúbito prono¹⁵³. En nuestra opinión, al igual que lo apuntado por autores como Chiu et al., es importante aislar la musculatura de la columna cervical de otros músculos del tronco para poder así medir exclusivamente la fuerza cervical evitando compensaciones¹⁵⁶.

Los valores obtenidos en la fuerza máxima isométrica para los extensores de la columna cervical en los hombres y mujeres varían considerablemente en las investigaciones publicadas. En nuestro estudio, la media de la fuerza de la musculatura extensora en hombres sanos fue de 74,54Nm y de la musculatura flexora de 46.01Nm. En las mujeres sanas la media de fuerza de extensión fue de 41.26Nm y de 24.27Nm en la flexión. Por tanto, en nuestro estudio afirmamos que la fuerza extensora de los hombres es del 55,35% más fuerte o es 1,8 veces más fuerte que la de las mujeres. Datos similares obtuvimos en nuestro estudio para la musculatura flexora que fue de un 52,74% más fuerte o es 1,8 veces más fuerte en hombres. Estos resultados difieren de los obtenidos por Cagnie et al., que obtuvieron resultados inferiores. Estos autores obtuvieron unos momentos máximos de fuerza para la extensión en hombres sanos de 36,4 Nm y de 24Nm para la flexión. En mujeres obtuvieron un momento máximo de fuerza de 26,5 Nn para la extensión y 16,6 Nm¹⁴⁹ para la flexión. No obstante, nuestros resultados coinciden con los publicados por Staudte y D r que demostraron que las mujeres de su estudio consiguieron el 51,4% de la fuerza del grupo de hombres¹⁵⁷ y Chiu et al. obtuvieron que la fuerza isométrica en los hombres está ubicada en un rango de 1,2 y 1,7 veces la de las mujeres¹⁵¹. Estas diferencias obtenidas entre los diferentes estudios, podrían estar relacionadas con la técnica y el equipamiento utilizado, posición de los sujetos, motivación de los sujetos sanos al realizar el test, efecto del entrenamiento o diferencias étnicas.

En nuestro estudio observamos un descenso lento y progresivo de la fuerza de la musculatura flexora y extensora de columna cervical en ambos sexos en sujeto sanos. Encontramos diferencias en la fuerza muscular en los diferentes grupos de edad, siendo estas diferencias más evidentes a partir de la sexta década de vida. Estos resultados son lógicos por la fisiología del envejecimiento. No obtuvimos diferencias significativas entre la fuerza de la musculatura de la columna cervical y la interacción edad-sexo, es decir que en ambos sexos desciende de forma similar la fuerza. Staudte y Dr demostraron que la mayoría de los sujetos mayores de 60 años tenían un 80% menos de fuerza que los de 20 años y esta disminución era equivalente en mujeres y hombres¹⁵⁷. Estos resultados difieren de los obtenidos en nuestro estudio, ya que obtenemos un descenso alrededor del 20% de la fuerza flexora y extensora de columna cervical, tanto en hombres como en mujeres, comparando el grupo más joven (edad comprendida entre 19-29 años) y el grupo más mayor (grupo de edad entre 60-79 años). Nuestros resultados coinciden con los obtenidos por Jordanet al. que concluyeron que los niveles de fuerza en la musculatura flexora y extensora de la columna cervical podrían mantenerse elevados hasta los 70 años de edad y que a partir de esta edad se objetiva una disminución significativa de la fuerza, fundamentalmente entre hombres¹⁵². Al igual que se mantiene la fuerza en la musculatura lumbar también se mantienen los niveles de fuerza de la columna cervical hasta los 70 años a diferencia de otros grupos musculares¹⁵⁸. Estos grupos musculares de la columna cervical y lumbar siguen un patrón general fisiológico, es decir, la fuerza va aumentando hasta la edad de 30 años, seguido de un periodo de mantenimiento o meseta hasta los 50-60 años de edad y a partir de entonces empieza a disminuir. Algunos autores no han encontrado diferencias de la fuerza de la musculatura cervical en relación a la edad. Este fenómeno se puede explicar por el número de la muestra de estos estudios, donde la mayoría de ellos tienen una media de edad de 40-50 años o una muestra poco suficiente para obtener estas diferencias¹⁵⁰. No obstante, el envejecimiento conlleva la disipación que se refiere específicamente a la pérdida de fuerza y rendimiento físico asociada a la edad¹⁵⁹, o la pérdida funcional de la capacidad

para generar la fuerza en las personas de edad avanzada, ya sea por motivos morfológicos (sarcopenia) o neuronales y que afectará al rendimiento funcional de las actividades cotidianas¹⁶⁰.

En nuestro estudio observamos una mínima relación entre la fuerza extensora de la columna y el IMC. Estos resultados son similares a los obtenidos por Chiu y Sing que hallaron una insignificante correlación entre altura, peso y fuerza isométrica para las diferentes direcciones tanto en hombres como en mujeres¹⁶¹. Estos resultados creemos que son coherentes ya que el IMC, salvo excepciones, nos refleja un incremento de masa corporal a expensas de tejido graso, que no influye en el desarrollo de la fuerza.

El ratio flexores/extensores de la columna cervical varía dependiendo de los trabajos revisados, ya que en muchos de ellos se utiliza el ratio extensores/flexores. A pesar del resultado del ratio, todos los autores coincidimos en que la fuerza extensora es mayor que la fuerza flexora aproximadamente entre un 50-60%. Estos resultados reflejan que la musculatura extensora tiene un papel fundamentalmente postural, sobre todo por la diferencia evidente entre la masa muscular posterior y anterior de la columna cervical. Otra explicación podría ser que los músculos extensores están situados en la línea posterior de la rotación de la columna cervical con un mayor brazo de palanca y, por lo tanto, estos músculos presentarían una ventaja mecánica sobre los músculos flexores¹⁵³. No hubo diferencias significativas en el ratio entre hombres y mujeres sanas, resultados que coinciden con la mayoría de los estudios anteriormente publicados¹⁵².

Los momentos máximos de fuerza de la musculatura cervical fueron estadísticamente inferiores en los pacientes “sinceros” en comparación con los sujetos sanos. Encontramos un descenso en los hombres patológicos “sinceros” de 19 Nm en flexión y de 34.11 Nm en la extensión. El descenso en las mujeres patológicas “sinceras” fue de 7,83Nm en la flexión y 15,29Nm en la extensión. La debilidad de la musculatura afecta de forma similar al grupo

flexor como al extensor, coincidiendo nuestros resultados con los obtenidos por otros autores^{151,152,162}. Todos los autores demuestran la presencia de una musculatura extensora de la columna cervical debilitada en el dolor cervical crónico. Sin embargo, no existe un acuerdo en el papel que juega la musculatura flexora en el dolor cervical crónico. Silverman et al. y Barton et al. encontraron que la fuerza isométrica flexora en los pacientes con dolor de cuello crónico fue de aproximadamente el 50% de la de controles sanos¹⁶³⁻¹⁶⁴. Estos resultados son similares a los obtenidos en nuestro estudio ya que encontramos un descenso de la fuerza flexora del 50,9% en hombres y del 63,3% en mujeres. Rodríguez et al. han demostrado que el entrenamiento específico de la musculatura flexora en sujetos con dolor cervical crónico provoca un descenso del dolor y del índice de discapacidad cervical, y un aumento del rango de movimiento cervical¹⁶⁵.

Un hecho sorprendente fue encontrar diferencias estadísticamente significativas entre los ratios de los sujetos sanos y el de los pacientes sinceros. Este dato podemos clasificarlo como un sesgo estadístico, ya que las cifras que obtenemos son pequeñas y con un mínimo cambio provoca un cambio significativo estadístico pero sin repercusión clínica. La diferencia entre los ratios de los sujetos sanos y los pacientes "sinceros" fue de 0,16 utilizando el ratio con los momentos máximos de fuerza en las mujeres, y de 0,18 en los hombres, cambios que no tienen una repercusión clínica. Es importante remarcar este hecho porque nos orientaría a que la pérdida de fuerza, tal como se demuestra en el trabajo, es similar en el grupo muscular flexor y el extensor. Un punto fuerte y original de nuestro es la valoración de la fuerza isométrica en pacientes agudos, ya que la casi totalidad de la bibliografía hace referencia al dolor cervical crónico. Demostramos en nuestro estudio, que tras un latigazo cervical en fase aguda, se puede realizar una valoración isométrica de la columna cervical (tolerada por todos los pacientes) y demostrar diferencias importantes entre los sujetos sanos y los patológicos. Este descenso de la fuerza podría explicarse por la limitación de la contracción voluntaria máxima por el dolor. No obstante, existen estudios mediante RM de la columna cervical que muestran desde las primeras semanas cambios estructurales en la

musculatura extensora profunda^{88,89} que podrían explicar este descenso de la fuerza. Por tanto, existe un campo importante de investigación en relación a la debilidad de la musculatura en las fases iniciales y su evolución y hallazgos en la RM de columna cervical.

La novedad que aporta este estudio es la posibilidad de utilizar el test isométrico para valorar la magnificación en el dolor cervical agudo. A pesar del importante impacto económico y social del dolor cervical existe una falta de correlación entre las quejas referidas por los pacientes y los hallazgos en la exploración física y en los resultados de las pruebas complementarias, sobretodo si el dolor cervical es consecuencia de un latigazo cervical. Estas incongruencias, que en muchas ocasiones vienen determinadas por la existencia de procesos judiciales para compensaciones económicas, provocan que el paciente magnifique su patología. Hay pocos trabajos que valoren las diferencias entre sujetos sanos, pacientes sinceros, y pacientes no sinceros utilizando otras técnicas de valoración, pero no existe ningún trabajo que utilice el test isométrico cervical³⁴. En nuestra muestra, existe un total de 47 pacientes que se clasificaron como pacientes no sinceros, es decir, un 30,32% del total de los pacientes. Sólo existe un estudio en España que valore cifras de magnificación en patología musculoesquelética, publicado por Capilla et al¹³¹. Nuestras cifras son inferiores a las descritas por Capilla et al, que oscilaban alrededor del 60% en el caso del latigazo cervical, 50% en la cervicalgia crónica y el 30% en la cervicalgia aguda.

En nuestro estudio al realizar la subdivisión de los pacientes en “sinceros” y “no sinceros” según la impresión clínica del médico responsable que nos derivó al paciente, observamos que los pacientes “sinceros” y “no sinceros” se comportan de manera diferente en los resultados de la fuerza extensora, ratio y coeficiente de variación. En los pacientes hombres “no sinceros” observamos un descenso de la media de 22,16 Nm de fuerza extensora máxima en comparación con los pacientes “sinceros” y en las mujeres observamos un descenso de 11,78Nm, y estas diferencias fueron estadísticamente significativas. El ratio flexores/extensores también difirió entre 0,37 y 0,66 entre

los pacientes “sinceros” y los “no sinceros”. El coeficiente de variación se define como la variabilidad de las diferentes determinaciones. Los pacientes “no sinceros” tuvieron coeficientes de variación un 50% más elevado que los pacientes “sinceros”. Este hecho nos demuestra la gran variabilidad en las diferentes valoraciones de los pacientes “no sinceros”. En nuestro estudio demostramos que las variables para discriminar entre pacientes no sinceros frente a paciente sinceros fueron principalmente el coeficiente de variación de extensión con una sensibilidad del 56% y una especificidad del 84%, el ratio máximo con una sensibilidad del 58% y una especificidad del 94% y el ratio medio con una sensibilidad del 59% y una especificidad del 98 % con un punto de corte de ≥ 1 . Históricamente, el coeficiente de variación se había utilizado como la variable de la sinceridad al esfuerzo en la valoración biomecánica. No obstante, Shechtman O et al. concluyeron que el uso del coeficiente de variación para la evaluación de la sinceridad al esfuerzo necesitaba ser revalorada¹⁶⁶. Nuestra experiencia en la valoración biomecánica nos orienta que el coeficiente de variación puede elevarse por múltiples causas, como por ejemplo, ansiedad, miedo al dolor al realizar el test, desconocimiento de la ejecución del test, etc... Sin embargo, nuestra experiencia en la valoración biomecánica, nos hace afirmar que el conjunto de varias variables nos puede ser útil para la valoración de la sinceridad. Este es el caso de nuestros resultados, en donde no solo nos debemos basar en una variable sino en un conjunto de las mismas. Prácticamente, no existen publicaciones en la valoración de la fuerza isométrica en la sospecha de la magnificación del dolor cervical. Tan solo hemos encontrados un artículo realizado por Vernon H et al al. en el que valoraban a 18 sujetos sanos voluntarios (9 hombres y 9 mujeres) sin dolor cervical a los que se les solicitaba realizar una prueba máxima sincera y otra que en la que magnificaran. Estos autores observaron un descenso de la fuerza en todos los ejes de valoración de la fuerza muscular y unos ratios flexores/extensores elevados comparándolos con la fuerza máxima voluntaria. De la misma manera, al realizar el test de forma magnificada desaparecieron las diferencias entre géneros¹⁶⁷. No obstante, encontraron unos ratios de flexión /extensión

que oscilaban entre 0,69 y 0,79, lo cual podrían corresponder en nuestro estudio a pacientes sinceros. En nuestra muestra el ratio flexores/extensores en pacientes no sinceros se aproxima a 1. Por tanto, este único estudio que hemos encontrado presenta carencias importantes para poder ser comparado con nuestros resultados.

Una de las limitaciones del estudio es no haber monitorizado la intensidad del dolor. Otra limitación pero que nos ha abierto un campo importante de investigación para futuras publicaciones (que ya hemos empezado) ha sido no comparar los resultados de la fuerza isométrica cervical con resultados de resonancia magnética de columna cervical en relación a la infiltración grasa.

En conclusión, la valoración de la fuerza de la musculatura flexora y extensora de la columna mediante el test isométrico cervical presenta una alta fiabilidad intraobservador e interobservador. La fuerza isométrica cervical se comporta de manera similar en pacientes sinceros y sujetos sanos voluntarios en relación al sexo. El test isométrico cervical nos ayuda a discernir entre pacientes sinceros y pacientes no sinceros desde las fases iniciales del latigazo cervical.

10. CONCLUSIONES

1. La valoración de la fuerza isométrica de la columna cervical mediante el test de fuerza isométrica tiene una alta fiabilidad intraobservador e interobservador, hecho que valida los resultados obtenidos.

2. En la población sana la fuerza de la musculatura flexora y extensora es un 50% más fuerte en hombres que en mujeres, y esta fuerza va descendiendo por igual en ambos sexos en relación con el tiempo. El ratio entre musculatura flexora /extensora se mantiene alrededor de 0,6 en ambos sexos.

3. La población de pacientes sinceros se comporta de forma similar a la de los sujetos sanos voluntarios en relación al sexo y edad, con la excepción de que la fuerza de los pacientes sinceros es menor que la de los sujetos sanos. Las variables que más ayudan a discriminar entre sano y patológico son: ratio máximo, ratio medio, coeficiente de variación de flexión y de extensión.

4. Los pacientes no sinceros se comportan de manera diferente a los pacientes sinceros, y por tanto, el test isométrico cervical es un instrumento fiable y bien tolerado para valorar pacientes tras un latigazo cervical en fase aguda.

5. Las variables que discriminan entre pacientes no sinceros en relación a los pacientes sinceros son: Ratio máximo, ratio medio, coeficiente de variación de extensión y la fuerza máxima y media de extensión.

11. BIBLIOGRAFIA

1. Spitzer WO, Skovron ML, Salmi LR, Cassidy JD, Duranceau J, Suissa S, et al. Scientific mono- graph of the Quebec Task Force on Whiplash-Associated Disorders: redefining «whiplash» and its management. Spine. 1995;20 8 Suppl:1-73.
2. Freeman MD, Croft AC, Rossignol AM. "Whiplash associated disorders: redefining whiplash and its management" by the Quebec Task Force. A critical evaluation. Spine (Phila Pa 1976). 1998 ;23(9):1043-9
3. Hartling L, Brison RJ, Ardern C, Pickett W. Prognostic value of the Quebec Classification of Whiplash-Associated Disorders. Spine (Phila Pa 1976). 2001 Jan 1;26(1):36-41.
4. Kivioja J, Jensen I, Lindgren U. Neither the WAD-classification nor the Quebec Task Force follow-up regimen seems to be important for the outcome after a whiplash injury. A prospective study on 186 consecutive patients. Eur Spine J. 2008 Jul;17(7):930-5.
5. Sterling M. A proposed new classification system for whiplash associated disorders--implications for assessment and management. Man Ther. 2004 May;9(2):60-70
6. Provinciali L, Baroni M. Clinical approaches to whiplash injuries: a review. Crit Rev Phys Rehabil Med 1999;11:339-368
7. Barnsley L, Lord S, Bogduk. The pathophysiology of whiplash. Spine 1998;12:209-242.
8. Kaneoka K, Ono K, Inami S, Hayashi K. Motion analysis of cervical

- vertebrae during whiplash loading. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1999 Apr 15;24(8):763-9.
9. bi MM, Cholewicki J, Nibu K, et al. Capsular ligament stretches during in vitro whiplash simulations. *J Spinal Disord* 1998; 11(3): 227-232.
 10. Pearson AM, Ivancic PC, Ito S, et al. Facet joint kinematics and injury mechanisms during simulated whiplash. *Spine* 2004; 29(4): 390-397.
 11. Myran R, Kvistad KA, Nygaard OP, Andresen H, Folvik M, Zwart JA. Magnetic resonance imaging assessment of the alar ligaments in whiplash injuries: a case-control study. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2008 Aug 15;33(18):2012-6
 12. Kaneoka K, Ono K, Inami S, et al. The human cervical spine motion during rear impact collisions: a proposed cervical facet injury mechanism during whiplash trauma. *J Whipl Relat Disord* 2002; 1(1): 85-97
 13. Myran R, Zwart JA, Kvistad KA, Folvik M, Lydersen S, Ro M, Woodhouse A, Nygaard OP. Clinical characteristics, pain, and disability in relation to alar ligament MRI findings. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2011 Jun;36(13):E862-7
 14. Ulbrich EJ, Anderson SE, Busato A, Abderhalden S, Boesch C, Zimmermann H, Heini P, Hodler J, Sturzenegger M. Cervical muscle area measurements in acute whiplash patients and controls. *J Magn Reson Imaging*. 2011 Mar;33(3):668-75.
 15. Elliott J, Jull G, Noteboom JT, Darnell R, Galloway G, et al. Fatty infiltration in the cervical extensor muscles in persistent whiplash-associated disorders: a magnetic resonance imaging analysis. *Spine*. 2006;31:E847-855.

16. Larsson SE, Alund M, Cai H, Oberg PA. Chronic pain after soft-tissue injury of the cervical spine: trapezius muscle blood flow and electromyography at static loads and fatigue. *Pain*. 1994;57:173–180.
17. Linnman C, Appel L, Fredrikson M, Gordh T, Söderlund A, Långström B, Engler H. Elevated [11C]-D-deprenyl uptake in chronic Whiplash Associated Disorder suggests persistent musculoskeletal inflammation. *PLoS One*. 2011 Apr 19;6(4):e19182.
18. Toussiot E, Streit G, Wendling D. The contribution of adipose tissue and adipokines to inflammation in joint diseases. *Curr Med Chem*. 2007;14(10):1095-100.
19. Elliott J, Jull G, Noteboom JT, Darnell R, Galloway G, et al. Fatty infiltration in the cervical extensor muscles in persistent whiplash-associated disorders: a magnetic resonance imaging analysis. *Spine*. 2006;31:E847–855.
20. Obelieniene D, Schrader H, Bovim G, Miseviciene I, Sand T (1999) Pain after whiplash—a prospective controlled inception cohort study. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 66:279–283
21. Partheni M, Constantoyannis C, Ferrari R, Nikiforidis G, Voulgaris S, Papadakis N (2000) A prospective cohort study of the outcome of acute whiplash injury in Greece. *Clin Exp Rheumatol* 18:67–70
22. Richter M, Otte D, Pohlmann T, Krettek C, Blauth M (2000) Whiplash-type neck distortion in restrained car drivers: frequency, causes and long-term results. *Eur Spine J* 9:177–180
23. Tomlinson PJ, Gargan MF, Bannister GC (2005) The fluctuation in recovery following whiplash injury 7.5 year prospective review. *Injury* 36:758–761

24. Crouch R, Whitewick R, Clancy M, Wright P, Thomas P (2006) Whiplash associated disorder: incidence and natural history over the first month for patients presenting to a UK emergency department. *Emerg Med J* Feb 23(2):114–118
25. Benoist M. Whiplash injury of the cervical spine. *Presse Med* 29:196–202
26. Chappuis G, Soltermann B. Number and cost of claims linked to minor cervical trauma in Europe: results from the comparative study. *Eur Spine J*. 2008 Oct;17(10):1350-7.
27. Terol A. Coste del latigazo cervical a las aseguranzas. Jornadas INVALCOR. Latigazo cervical. Barcelona, 2-5 Octubre 2008
28. Uhrenholt L, Grunnet-Nilsson N, Hartvigsen J: Cervical spine lesions after road traffic accidents: a systematic review. *Spine* 2002, 27:1934-1941.
29. Matsumoto M, Fujimura Y, Suzuki N, Toyama Y, Shiga H: Cervical curvature in acute whiplash injuries: prospective comparative study with asymptomatic subjects. *Injury* 1998, 29:775-778. 103.
30. Matsumoto M, Fujimura Y, Suzuki N, Nishi Y, Nakamura M, Yabe Y, Shiga H: MRI of cervical intervertebral discs in asymptomatic subjects. *J Bone Joint Surg Br* 1998, 80:19-24.
31. Sforza C, Grassi G, Fragnito N, Turci M, Ferrario V Three-dimensional analysis of active head and cervical spine range of motion: effect of age in healthy male subjects. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2002;17(8):611-4.
32. Chiu TT, Lam TH, Hedley AJ. Maximal isometric muscle strength of the cervical spine in healthy volunteers. *Clin Rehabil*. 2002;16(7):772-9.
33. Dvir Z, Werner V, Peretz C. The effect of measurement protocol on active cervical motion in healthy subjects. *Physiother Res Int*. 2002;7(3):136-45

34. Strimpakos N, Sakellari V, Gioftsos G, Oldham J. Intratester and intertester reliability of neck isometric dynamometry. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004;85:1309–1316.
35. Salo P, Ylinen J, Malkia E, Kautiainen H, Hakkinen A. Isometric strength of the cervical flexor, extensor, and rotator muscles in 220 healthy females aged 20 to 59 years. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2006;36:495–502.
36. Peolsson A, Oberg B, Hedlund R. Intra- and inter-tester reliability and reference values for isometric neck strength. *Physiother Res Int.* 2001;6:15–26.
37. Chiu T, Lo S. Evaluation of cervical range of motion and isometric neck muscle strength: reliability and validity. *Clin Rehabil.* 2002;16:851–858.
38. Jordan A, Mehlsen J, Bulow P, Ostergaard K, Danneskiold-Samsøe B. Maximal isometric strength of the cervical musculature in 100 healthy volunteers. *Spine.* 1999;24:1343–1348.
39. Kumar S, Narayan Y, Amell T. Cervical strength of young adults in sagittal, coronal, and intermediate planes. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2001;16:380–388.
40. Strimpakos N, Sakellari V, Gioftsos G, Oldham J. Intratester and intertester reliability of neck isometric dynamometry. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004;85:1309–1316
41. Weber PC, Cass SP: Clinical assessment of postural stability. *Am J Otol* 1993, 14:566-569. 265.

42. Weber U, Holzmann M, Vieregge P. Assessment of routine mobility in geriatrics using static posturography--a population based study. *Z GerontolGeriatr* 2000, 33:401-409. 266.
43. Rama Lopez J, Perez Fernandez. Sensory interaction in posturography. *Acta Otorrinolaringol Esp* 2004, 55:62-66.
44. Antonaci F, Bulgheroni M, Ghirmai S, Lanfranchi S, Dalla Toffola E, Sandrini G, Nappi G 3D kinematic analysis and clinical evaluation of neck movements in patients with whiplash injury. *Cephalalgia*. 2003 Feb;23(1):71-76.
45. Jonson B. Electromyography kinesiology. Aims and fields of use. En: Desmedt JE, editor. *New developments in electromyography and clinical neurophysiology*. Basilea: Karger; 1973. p. 498-501.
46. Basmajian JV. *Electrofisiología de la actividad muscular*. Buenos Aires: Panamericana; 1976.
47. Rash GS. *Electromyography fundamentals*. GCMAS (Gait and Clinical Movement Analysis Society) INSTRUCTIONAL DOCUMENTS. Last updated 6/18/02. (consulta 13-04-2005). Disponible en: <http://www.gcmas.org>
48. Perry J. The contribution of dynamic electromyography to gait analysis. En: De Lisa JA, editor. *Gait analysis in the science of rehabilitation*. Monograph 002. 1998. Disponible en: <http://www.vard.org/mono/gait/contgait.htm>
49. Le Veau B, Andersson G. *Output forms: data analysis and applications*. En: *Selected topics in surface electromyography for use in the occupational setting: expert perspectives*. Cincinnati OH: US Department of health and human services. Public Health Service. Center for Disease

Control. National Institute for Occupational Safety and Health; 1992. p. 69-102.

50. Nederhand MJ, Hermens HJ, Ijzerman MI, Turk DC, Ziloud G. Chronic neck pain disability to an acute whiplash injury. *Pain*. 2003; 102:63-71

51. Fielding JW. Cineroentgenography of the normal cervical spine. *J Bone Joint Surg* 1957;39A:1280-8.

52. Kottke FJ, Mundale MO. Range of mobility of the cervical spine. *Arch Phys Med Rehab* 1959;40:379-86.

53. Lind B, Sihlbom H, Nordwall A, Malchau H. Normal ranges of motion of the cervical spine. *Arch Phys Med Rehabil* 1989;70:692-5.

54. Koebke J, Brade H. Morphological and functional studies on the lateral joints of the first and second cervical vertebrae in man. *Anat Embryol* 1982;164:265-75.

55. Mercer S, Bogduk N. Intra-articular inclusions of the cervical synovial joints. *Brit J Rheumatol* 1993;32:705-10.

56. Richmond FJR, Abrahams VC : What are the proprioceptors of the neck? *Prog Brain Res* 1979; 50 : 245-254.

57. Abrahams VC, Falchetto S. Hind leg ataxia of cervical origin and cervico-lumbar spinal interactions with a supratentorial pathway. *J Physiol* 1969; 203 : 435-447.

58. Biemond A, DeJong JBV : On cervical nystagmus and related disorders. *Brain* 1969; 92: 437-458.

59. Kulkarni V, Chandy MJ, Babu KS. Quantitative study of muscle spindles in suboccipital muscles of human fetuses. *Neurol India*. 2001 Dec;49(4):355-9.
60. Van Mameren H, Drukker J, Sanches H, Beursgens J. Cervical spine motion in the sagittal plane. (I). Range of motion of actually performed movements, an X-ray cinematographic study. *Eur J Morph* 1990;28:47-68.
61. Crisco JJ, Oda T, Panjabi MM, Bue \square HU, Dvorak J, Grob D. Transections of the C1±C2 joint capsular ligaments in the cadaveric spine. *Spine* 1991;16:S474-9.
62. Fielding JW, Cochran GVB, Lawsing JF, Hohl M. Tears of the transverse ligament of the atlas. *J Bone Joint Surg* 1974;56A:1683-91.
63. Bogduk N, Major GAC, Carter J. Lateral subluxation of the atlas in rheumatoid arthritis: a case report and post-mortem study. *Ann Rheum Dis* 1984;43:341-6.
64. Werne S. The possibilities of movement in the craniovertebral joints. *Acta Orthop Scandinav* 1958;28:165-73.
65. Dankmeijer J, Rethmeier BJ. The lateral movement in the atlanto-axial joints and its clinical significance. *Acta Radiol* 1943;24:55-66.
66. Mimura M, Moriya H, Watanabe T, Takahashi K, Yamagata M, Tamaki TI. Three-dimensional motion analysis of the cervical spine with special reference to the axial rotation. *Spine* 1989;14:1135-9.
67. Dvorak J, Schneider E, Saldinger P, Rahn B. Biomechanics of the craniocervical region: the alar and transverse ligaments. *J Orthop Res* 1988;6:452-61.

68. Dvorak J, Panjabi M, Gerber M, Wichmann W. CT-functional diagnostics of the rotatory instability of upper cervical spine. 1. An experimental study on cadavers. *Spine* 1987;12:197-205.
69. Dvorak J, Hayek J, Zehnder R. CT-functional diagnostics of the rotatory instability of the upper cervical spine. Part 2. An evaluation on healthy adults and patients with suspected instability. *Spine* 1987;12:725-31.
70. Mestdagh H. Morphological aspects and biomechanical properties of the vertebro-axial joint (C2-C3). *Acta Morphol Neerl-Scand* 1976;14:19-30.
71. Penning L. Differences in anatomy, motion, development and aging of the upper and lower cervical disk segments. *Clin Biomech* 1988;3:37-47.
72. Penning L, Wilmsink JT. Rotation of the cervical spine. A CT study in normal subjects. *Spine* 1987;12:732-8.
73. Nowitzke A, Westaway M, Bogduk N. Cervical zygapophyseal joints: geometrical parameters and relationship to cervical kinematics. *Clin Biomech* 1994;9:342-8.
74. Mercer S, Bogduk N. The ligaments and annulus fibrosus of human adult cervical intervertebral discs. *Spine* 1999;24:619-26.
75. White AA, Johnson RM, Panjabi MM, Southwick WO. Biomechanical analysis of clinical stability in the cervical spine. *Clin Orthop* 1975;109:85-96.
76. Bhalla SK, Simmons EH. Normal ranges of intervertebral joint motion of the cervical spine. *Can J Surg* 1969;12:181-7.
77. Johnson RM, Hart DL, Simmons EH, Ramsby GR, Southwick WO. Cervical orthoses. A study comparing their effectiveness in restricting cervical motion. *J Bone Joint Surg* 1977;59A:332-9.

78. Dunsker SB, Coley DP, Mayeld FH. Kinematics of the cervical spine. Clin Neurosurg 1978;25:174-83
79. O'Driscoll SL, Tomenson J. The cervical spine. Clin Rheum Dis 1982;8:617-30.
80. Colachis SC, Strohm BR. Radiographic studies of cervical spine motion in normal subjects. Flexion and hyperextension. Arch Phys Med Rehabil 1965;46:753-60.
81. Ten Have HAMJ, Eulderink F. Degenerative changes in the cervical spine and their relationship to mobility. J Path 1980;132:133-59.
82. Lysell E. Motion in the cervical spine: an experimental study on autopsy specimens. Acta Orthop Scand, Suppl 1969;123:41-61.
83. Bhalla SK, Simmons EH. Normal ranges of intervertebral joint motion of the cervical spine. Can J Surg 1969;12:181-7.
84. Johnson RM, Hart DL, Simmons EH, Ramsby GR, Southwick WO. Cervical orthoses. A study comparing their effectiveness in restricting cervical motion. J Bone Joint Surg 1977;59A:332-9.
85. Dunsker SB, Coley DP, Mayeld FH. Kinematics of the cervical spine. Clin Neurosurg 1978;25:174-83.
86. Dvorak J, Froehlich D, Penning L, Baumgartner H, Panjabi MM. Functional radiographic diagnosis of the cervical spine: flexion/extension. Spine 1988;13:748-55
87. Van Mameren H. Motion patterns in the cervical spine. Thesis, University of Limburg, Maastricht, 1988.

88. Elliott JM, Courtney DM, Rademaker A, Pinto D, Sterling MM, Parrish TB. The Rapid and Progressive Degeneration of the Cervical Multifidus in Whiplash: An MRI Study of Fatty Infiltration. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2015 Jun 15;40(12):E694-700
89. Elliott JM, Pedler AR, Jull GA, Van Wyk L, Galloway GG, O'Leary SP. Differential changes in muscle composition exist in traumatic and nontraumatic neck pain. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2014 Jan 1;39(1):39-47.
90. Elliott J, Jull G, Noteboom JT, et al. MRI study of the cross-sectional area for the cervical extensor musculature in patients with persistent whiplash associated disorders (WAD). *Man Ther* 2008;13:258–65.
91. Kornegay JN, Childers MK, Bogan DJ, et al. The paradox of muscle hypertrophy in muscular dystrophy. *Phys Med Rehabil Clin N Am* 2012;23:149–72
92. Joslin CC, Khan SN, Bannister GC. Long-term disability after neck injury. a comparative study. *J Bone Joint Surg Br*. 2004 Sep;86(7):1032-4.
93. De Jager M, Sauren A, Thunnissen J, Wismans J. Discrete- parameter head neck models for impact. In: Yoganandan N, Pintar FA, Larson SJ, Sances A, editors. *Frontiers in head and neck trauma*. Amsterdam: IOS Press; 1998. p. 454-68.
94. Kleinberger M. Application of finite element techniques to the study of cervical spine kinematics. In: *Proceedings of the 37th Stapp Car Crash Conference*, San Antonio, TX, 1993. p. 261-2.
95. Yoganandan N, Kumaresan S, Pintar F. Lower cervical spine finite element analysis. In: Yoganandan N, Pintar FA, Larson SJ, Sances A, editors. *Frontiers in head and neck trauma*. Amsterdam: IOS Press; 1998. p. 492-508.

96. Clemens HJ, Burow K. Experimental investigation on injury mechanisms of cervical spine at frontal and rear-frontal vehicle impacts. In: Proceedings of the 16th Stapp Car Crash Conference, Detroit, MI, 1972. p. 76-104.

97. Ivancic PC. Facet joint and disc kinematics during simulated rear crashes with active injury prevention systems. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2011; 15;36(18):1215-24.

98. Langwieder K, Hell W (1996) Neck injuries in car accidents: causes, problems, and solutions. Proceedings of the ATA Conference, Capri, pp. 131–146.

99. Castro W, Schilgen M, Meyer S, Weber M, Peuker C, Wörtler K (1997) Do “ whiplash injuries” occur in low speed rear impacts? *Eur Spine J* 6: 366–375.

100. Nance ML, Elliott MR, Arbogast KB, Winston FK, Durbin DR. Delta V as a predictor of significant injury for children involved in frontal motor vehicle crashes. *Ann Surg*. 2006 Jan;243(1):121-5.

101. Severy DM, Mathewson JH, Bechtol CO. Controlled automobile rear-end collisions an investigation of related engineering and medical phenomena. *Can Serv Med J* 1955;11:727-59.

102. Kaneoka K, Ono K, Inami S, Hayashi K. Motion analysis of cervical vertebrae during whiplash loading. *Spine* 1999;24:763-70.

103. Szabo TJ, Welcher JB, Anderson RD, Rice MM, Ward JA, Paulo LR, Carpenter NJ. Human occupant kinematic response to low speed rear-end impacts. In: Proceedings of the Society for Automotive Engineers Conference, 1994. p. 630-42.

104. West DH, Gough JP, Harper GT. Low Speed rear-end collision testing using human subjects. *Accid Reconstr J* 1993;5:22-6.
105. Szabo TJ, Welcher JB. Human subject kinematics and electromyographic activity during low speed rear impacts. In: *Proceedings of the 40th Stapp Car Crash Conference*, Albuquerque, NM, 1996. p. 295-315.
106. Pope MH, Aleksiev A, Hasselquist L, Magnusson ML, Spratt K, Szpalski M. Neurophysiologic mechanisms of low-velocity non-head-contact cervical acceleration. In: Gunzburg R, Szpalski M, editors. *Whiplash injuries. Current concepts in prevention, diagnosis, and treatment of the cervical whiplash syndrome*. Philadelphia: Lippincott-Raven; 1998. p. 89-93.
107. Pope MH, Magnusson M, Aleksiev A, Hasselquist L, Spratt K, Szpalski M, Goel VK, Panagiotacopoulos N. In: Yoganandan N, Pintar FA, Larson SJ, Sances A, editors. *Frontiers in head and neck trauma*. Amsterdam: IOS Press; 1998. p. 333-43.
108. Tennyson SA, Mital NK, King AI. Electromyographic signals of the spinal musculature during +Gz impact acceleration. *Orthop Clin North Am* 1977;8:97-119
109. Seferiadis A, Rosenfeld M, Gunnarsson R. A review of treatment interventions in whiplash-associated disorders. *Eur Spine J*. 2004 Aug;13(5):387-97.
110. Rosenfeld M, Seferiadis A, Carlsson J, Gunnarsson R . Active intervention in patients with whiplash-associated disorders improves long-

- term prognosis: a randomized controlled clinical trial. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2003 Nov 15;28(22):2491-8
111. Gross AR, Goldsmith C, Hoving JL, Haines T, Peloso P, Aker P, Santaguida P, Myers C. Conservative management of mechanical neck disorders: a systematic review. *J Rheumatol*. 2007 May;34(5):1083-102.
112. Nijs J, Meeus M, Van Oosterwijck J, Roussel N, De Kooning M, Ickmans K, Matic M. Treatment of central sensitization in patients with 'unexplained' chronic pain: what options do we have? *Expert Opin Pharmacother*. 2011 May;12(7):1087-98.
113. McClune T, Burton AK, Waddell G. Whiplash associated disorders: a review of the literature to guide patient information and advice. *Emerg Med J*. 2002 Nov;19(6):499-506.
114. Verhagen AP, Scholten-Peeters GG, de Bie RA, Bierma-Zeinstra SM. Conservative treatments for whiplash. *Cochrane Database Syst Rev*. 2004;(1):CD003338.
115. Verhagen AP, Scholten-Peeters GG, van Wijngaarden S, de Bie RA, Bierma-Zeinstra SM. Conservative treatments for whiplash. *Cochrane Database Syst Rev*. 2007 Apr 18;(2):CD003338.
116. Wiangkham T, Duda J, Haque S, Madi M, Rushton A. The Effectiveness of Conservative Management for Acute Whiplash Associated Disorder (WAD) II: A Systematic Review and Meta-Analysis of Randomised Controlled Trials. *PLoS One*. 2015 Jul 21;10(7):e0133415. doi: 10.1371/journal.pone.0133415. eCollection 2015
117. Kamper SJ, Rebeck TJ, Maher CG, McAuley JH, Sterling M. Course and prognostic factors of whiplash: a systematic review and meta-analysis. *Pain*. 2008 Sep 15;138(3):617-29.

118. Walton DM, Pretty J, MacDermid JC, Teasell RW. Risk factors for persistent problems following whiplash injury: results of a systematic review and meta-analysis. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2009 May;39(5):334-5.
119. Sterling M, Hendrikz J, Kenardy . Similar factors predict disability and posttraumatic stress disorder trajectories after whiplash injury. *Pain.* 2011 Jun;152(6):1272-8.
120. Radanov BP, Sturzenegger M, Di Stefano G, Schnidrig A, Aljinovic M. Factors influencing recovery from headache after common whiplash. *BMJ* 1993;307: 652–655.
121. Radanov BP, Begres , Sturzenegger M, Augustiny KF. Course of psychological variables in whiplash injury—a 2-year follow-up with age, gender and education pair-matched patients. *Pain* 1996;64: 429–434.
122. Ozegovic D, Carroll LJ, Cassidy JD. Factors associated with recovery expectations following vehicle collision: a population-based study. *J Rehabil Med* 2010;42: 66–73.
123. Ozegovic D, Carroll LJ, Cassidy JD. What influences positive return to work expectation? Examining associated factors in a population-based cohort of whiplash-associated disorders. *Spine* 2010;35: E708–E713.
124. Carroll LJ. Beliefs and expectations for recovery, coping, and depression in whiplash-associated disorders: lessening the transition to chronicity. *Spine (Phila Pa 1976)* 2011;36: S250–S256.
125. Treleaven J. Dizziness, unsteadiness, visual disturbances, and postural control: implications for the transition to chronic symptoms after a whiplash trauma. *Spine (Phila Pa 1976)* 2011;36: S211–S217.
126. Scott D, Jull G, Sterling M. Widespread sensory hypersensitivity is a

- feature of chronic whiplash-associated disorder but not chronic idiopathic neck pain. *Clin J Pain* 2005;21: 175–181.
127. Walton DM, Macdermid JC, Giorgianni AA, Mascarenhas JC, West SC, Zammit CA. Risk factors for persistent problems following acute whiplash injury: update of a systematic review and meta-analysis. *J Orthop Sports Phys Ther* 2013;43: 31–43.
128. Pleguezuelos E, Mesquida ME, Fanegas EP, Atanasio EM, Pastor MB, Pont CP, Prieto CM, Gómez GR, Cano LG. What factors have influence on persistence of neck pain after a whiplash? *Spine (Phila Pa 1976)*. 2010 Apr 20;35(9):E338-43..
129. Pleguezuelos E, Pérez ME, Guirao L, Palomera E, Moreno E, Samitier B. Factors related with clinical evolution in whiplash. *Med Clin (Barc)*. 2008 Jul 12;131(6):211-5.
130. Hamilton JC, Feldman MD. Chest pain in patients who are malingering. En: Hurst J.W., Morris D.C., editors. *Chest pain*. Armork, NY: Futura Publishing Co; 2001. 443-56.
131. Capilla Ramírez P, González Ordi H. Protocolo para la detección de la simulación del dolor en la práctica clínica: estudio de casos. *Trauma Fundación MAPFRE*. 2009; 20:255-63.
132. Howard Cernon, Steven Tran, David Soave and Jesse Moreton. Simulated malingering in the testing of cervical muscle strength. *Journal of Back And Musculoskeletal Rehabilitation*. 23 (2010) 117-119
133. J.B. Sobel, P. Sollenberger, R. Robinson, P.B. Polatin and R.J. Gatchel. Cervical nonorganic signs: a new clinical tool to assess abnormal illness behaviour in neck pain patients: a pilot study. *Arch Phys Med Rehabil* 81(2000),170-175.

134. H. Vernon. Assessment of self-rated disability, impairment and sincerity of effort in Whiplash-Associated Disorder. *J Musculoskel Pain* 8 (2000), 155-167
135. Vernon H, Tran S, Soave D, Moreton J Simulated malingering in the testing of cervical muscle isometric strength. *J Back Musculoskelet Rehabil.* 2010;23(3):117-27. doi: 10.3233/BMR-2010-0258.
136. Asociación Americana de Psiquiatría. Guía de consulta de los criterios diagnósticos del DSM-5. Arlington, VA, Asociación Americana de Psiquiatría, 2013.
137. Spitzer WO, Skovron ML, Salmi LR, Cassidy JD, Duranceau J, Suissa S, et al. Scientific monograph of the Quebec Task Force on Whiplash-Associated disorders: redefining “ whiplash ” and its management. *Spine.* 1995; 20 8 Suppl: 1-73.
138. Barnsley L, Lord SM, Wallis BJ, Bogduk N. The prevalence of chronic cervical zygapophysial joint pain after whiplash. *Spine.* 1995; 20:20-5
139. Plsnes BT. Neurobehavioral findings in whiplash patients with long-lasting symptoms. *Acta Neurol Scand.* 1989; 80: 584-8.
140. Mills H, Horne G,. Whiplash-manmade disease?. *N Z Med J.* 1986; 99: 373-4.
141. L. Barnsley, S. M. Lord, M. Bogduk. Whiplash injuries. *Pain* 58 (1994). 283-307.
142. J.D. Cassidy, L.J. Carroll, P. Cote, M. Lemstra, A. Berglund, A. Nygren. Effect of eliminating compensation for pain and suffering on the outcome of insurance claims for whiplash injury. *N Engl. J. Med.* 342 (2000) 1179-1186.

143. B.J.Wallis, N. Bogduk. Faking a profile: can naive subjects simulate whiplash responses. *Pain* 66 (1996) 223-227.
144. Sartori G, Forti S, Birbaumer N, Flor H.A brief and unobtrusive instrument to detect simulation and exaggeration in patients with whiplash syndrome. *Neurosci Lett*. 2003 May 15;342(1-2):53-6.
145. Smith GP, Burger GK.Detection of malingering: validation of the Structured Inventory of Malingered Symptomatology (SIMS).*J Am Acad Psychiatry Law*. 1997;25(2):183-9.
146. 18.Strimpakos N, Sakellari V, Gioftsos G, Oldham J. Intratester and intertester reliability of neck isometric dynamometry. *Arch Phys Med Rehabil*. 2004;85:1309–1316
147. Ylinen J, Rezasoltani A, Julin M, Virtapohja H, Malkia E. Reproducibility of isometric strength: measurement of neck muscles. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 1999;14:217–219.
148. Chiu T, Lo S. Evaluation of cervical range of motion and isometric neck muscle strength: reliability and validity. *Clin Rehabil*. 2002;16:851–858
149. Cagnie B, Cools A, De Loose V, Cambier D, Danneels L. Differences in isometric neck muscle strength between healthy controls and women with chronic neck pain: the use of a reliable measurement.*Arch Phys Med Rehabil*. 2007 Nov;88(11):1441
150. Staudte H, Duhr N. Age- and sex-dependent force-related function of the cervical spine. *Eur Spine J*. 1994;3:155–161. MEDLINE | CrossRef
151. Chiu T, Lam T, Hedley A. Maximal isometric muscle strength of the cervical spine in healthy volunteers. *Clin Rehabil*. 2002;16:772–779. MEDLINE | CrossRef

152. Jordan A, Mehlsen J, Bulow P, Ostergaard K, Danneskiold-Samsøe B. Maximal isometric strength of the cervical musculature in 100 healthy volunteers. *Spine*. 1999;24:1343–1348.
153. Peolsson A, Oberg B, Hedlund R. Intra- and inter-tester reliability and reference values for isometric neck strength. *Physiother Res Int*. 2001;6:15–26.
154. Versteegh T, Beaudet D, Greenbaum M, Hellyer L, Tritton A, Walton D. Evaluating the reliability of a novel neck-strength assessment protocol for healthy adults using self-generated resistance with a hand-held dynamometer. *Physiother Can*. 2015 Winter;67(1):58-64.
155. 27. Seng K, Peter V, Lam P. Neck muscle strength across the sagittal and coronal planes: an isometric study. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2002;17:545–547.
156. Chiu T, Lam T, Hedley A. A randomized controlled trial on the efficacy of exercise for patients with chronic neck pain. *Spine*. 2004;30:E1-7.
157. Staudte , D r N. Age- and sex-dependent force-related function of the cervical spine. *Eur Spine J*. 1994;3:155-61.
158. Langrana NA, Casey KL. Isokinetic evaluation of trunk muscles. *Spine*. 1984;9:171---5.
159. Clark BC, Manini TM. Sarcopenia and dynapenia. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*; 63:829-834.
160. Mata-Ordóñez, F.; Chulvi-Medrano I.; Heredia-Elvar, J.R.; Moral-González, S.; Marcos-Becerro, J.F.; Da Silva-Grigolotto, M.E. Sarcopenia and resistance training: actual evidence. *Journal of Sport and Health Research*. 2013; 5(1):7-24.

161. Chiu TT, Sing KL. Evaluation of cervical range of motion and isometric neck muscle strength: Reliability and validity. *Clin Rehabil.* 2002;16:851-8.
162. Ylinen J, Salo P, Nykanen M, Kautiainen H, Hakkinen A. Decreased isometric neck strength in women with chronic neck pain and the repeatability of neck strength measurements. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004;85:1303–1308.
163. Silverman JL, Rodriquez AA, Agre JC. Quantitative cervical flexor strength in healthy subjects and in subjects with mechanical neck pain. *Arch Phys Med Rehabil.* 1991;72:679–68.
164. Barton PM, Hayes KC. Neck flexor muscle strength, efficiency, and relaxation times in normal subjects and subjects with unilateral neck pain and headache. *Arch Phys Med Rehabil.* 1996;77:680–687.
165. Rodriquez AA, Burns SP. Assessment of chronic neck pain and a brief trial of cervical strengthening. *Am J Phys Med Rehabil.* 2008 Nov;87(11):903-9.
166. Shechtman O1, Anton SD, Kanasky WF Jr, Robinson ME. The use of the coefficient of variation in detecting sincerity of effort: a meta-analysis. *Work.* 2006;26(4):335-41.
167. Vernon H, Tran S, Soave D, Moreton J. Simulated malingering in the testing of cervical muscle isometric strength. *J Back Musculoskelet Rehabil.* 2010;23(3):117-27

12. ILUSTRACIONES

Ilustración 1. Incremento del trazador DDE en el tejido adiposo de la musculatura profunda de la columna cervical.....3-22

Ilustración 2. Porcentajes de latigazo cervical en el 2008 en AXA.....3-25

Ilustración 3. Porcentaje de lesiones en relación al latigazo cervical asociado a otro diagnóstico en el 2008 en AXA.....3-25

Ilustración 4. Representación de los diferentes patrones en la posturografía estática.....3-33

Ilustración 5. Imagen captada por las cámaras, en donde se observan los marcadores para determinar los ángulos de movimiento de la columna cervical mediante el estudio del movimiento en 3D.....3-35

Ilustración 6. Valoración de los grados de movilidad de las rotaciones cervicales y la asociación con los movimientos acoplados en un paciente que ha sufrido un latigazo cervical.....3-36

Ilustración 7. Descripción del movimiento de rotación de columna cervical en un sujeto al ser dado de alta de rehabilitación tras un latigazo cervical. Primera gráfica (superior), determina los grados de movilidad en las rotaciones en relación al tiempo. Se observa una rotación derecha máxima de 62° y rotación izquierda máxima de 57,7°. En la segunda gráfica (intermedia), se observa la velocidad del movimiento de rotación en relación al tiempo. Observamos una velocidad máxima de 250 %segundo en la rotación derecha y en la rotación izquierda de 278°/segundo. En la tercera gráfica (inferior), se observa la relación de velocidad de movimiento y grados de movilidad. Observamos una curva simétrica y armónica3-37

Ilustración 8. Descripción del movimiento de rotación de columna Observamos en la gráfica superior la relación en la velocidad del movimiento y grados de las rotaciones. Se obtiene una gráfica asimétrica y disarmónica. En la gráfica intermedia, se observa una velocidad muy lenta de 5,2 °/segundo, así como una irregularidad en cada uno de los movimientos. En la gráfica inferior, observamos un rango máximo de rotación de 5,8°3-38

Ilustración 9. Registro de EMGs. Se observa un silencio eléctrico en la primera fase, con un incremento de la actividad de trapecio izquierdo (rojo) y trapecio derecho (lila) en la posición de mantenida de abducción 90^a durante 30 segundos, y por último observa un patrón de silencio eléctrico al volver a la posición inicial. Este registro correspondería con una actividad dentro de los límites de la normalidad.....3-41

Ilustración 10. Registro de EMGs. Se observa un incremento eléctrico en la primera fase y un incremento de la actividad de trapecio izquierdo (rojo). Así mismo se observa un incremento menor de actividad en la primera fase y en la última fase en trapecio derecho (lila) Este registro correspondería con un proceso patológico.....3-42

Ilustración 11.. Diferentes registros de EMGs en sujetos tras un latigazo cervical.....3-43

Ilustración 12. Visión superior del atlas.....3-45

Ilustración 13. Corte sagital. Se visualiza la articulación atlantooccipital donde las carillas articulares superiores son cóncavas mientras que los cóndilos del occipital son convexos.....3-46

Ilustración 14. Visión lateral de la articulación atlantooccipital.....3-47

Ilustración 15. Visión superior del Axis. Se visualiza su apófisis más característica de esta vertebra, la apófisis odontoides.....3-49

Ilustración 16. Visión posterior de la articulación atlantoaxoidea media. Visualizamos la apófisis odontoides apoyada en la fosita del diente del atlas.....	3-51
Ilustración 17. Ligamento cruciforme del atlas.....	3-52
Ilustración 18. Disección en donde se aprecia el músculo largo del cuello.	3-53
Ilustración 19. Disección de la musculatura suboccipital, el recto posterior mayor de la cabeza, recto posterior menor de la cabeza, oblicuo superior y oblicuo inferior.....	3-54
Ilustración 20. Eje del movimiento de la articulación atlantoaxoidea lateral.	3-55
Ilustración 21. Disección en donde se visualizan los ligamentos alares.....	3-56
Ilustración 22. Descripción básica de la orientación de las apófisis articulares de CIII.....	3-59
Ilustración 23 . La forma en silla de montar de las articulaciones intervertebrales cervicales. La cara inferior del cuerpo vertebral superior es cóncava hacia abajo en el plano sagital (s). La superficie superior del cuerpo vertebral inferior es cóncava hacia arriba en el plano transversal t	3-60
Ilustración 24. Representación del balanceo del cuerpo vertebral.....	3-62
Ilustración 25. Representación básica de los movimientos acoplados de flexión lateral en los movimientos de rotación.....	3-65
Ilustración 26 .Imagen de resonancia musculatura cervical (multifidus) con histogramas que representa la infiltración grasa. (E. James et al 2014	3-69
Ilustración 27 . Evolución de la infiltración grasa en 3 meses (James E. et al 2015	3-70

Ilustración 28. Se visualiza el músculo esplenio de la cabeza, serrato posterior superior y trapecio.....3-73

Ilustración 29. Se visualiza el músculo esplenio de la cabeza, semiespinoso de la cabeza, esplenio del cuello y aponeurosis del musculo erector de la columna.....3-74

Ilustración 30. Se visualización de la musculatura suboccipital.....3-77

Ilustración 31. Esquemas de diferentes modelos para desarrollar estudios biomecánicos en relación al latigazo cervical.....3-84

Ilustración 32. Dispositivo utilizado por Ivancic P. en la valoración de lesiones en una contusión posterior. Podemos observar la comparación de dos dispositivos diferentes de protección en la fota A superior y B inferior3-86

Ilustración 33. La magnitud y el momento de la aceleración del vehículo, los hombros y la cabeza del sujeto a raíz de un impacto trasero. Las aceleraciones positivas están en la dirección delantera.....3-89

ilustración 34. Los movimientos del tronco y la cabeza después de un impacto trasero. Los símbolos representan puntos de referencia para la cabeza (cuadrado), parte superior del tronco (círculo blanco), y parte inferior del tronco (círculo lleno). Los números indican el tiempo transcurrido, en milisegundos, después del impacto. A los 100 ms el tronco se levanta y comprime el cuello desde abajo. A los 120 ms la cabeza gira hacia atrás. A los 200 ms la elevación es completa y rotación de la cabeza es máxima. Después de 250 ms la cabeza y el tronco descienden. A los 300 ms la cabeza gira hacia delante, y alcanza su máximo recorrido a los 400 ms, después de lo cual, se produce la restitución.....3-90

Ilustración 35. Trazos de las radiografías de serie de un individuo que tuvo un impacto en la parte trasera del impacto a 4 kilómetros por hora, sin reposa

cabeza. La primera respuesta, antes de que se desplacen las vértebras cervicales superiores y la cabeza, es el movimiento hacia atrás de la vértebra C6, hasta alcanzar su extensión máxima. Cuando la alcanza, fuerza a la vértebra C5 a extenderse. Es decir, que en esos primeros momentos las vértebras cervicales inferiores estarían extendidas mientras que las superiores estarían en una flexión relativa, dando a la columna cervical en conjunto una forma de S, en lugar de su C habitual. Después, el movimiento del tronco hacia delante continúa y la cabeza "se queda atrás", con lo que se extiende toda la columna cervical. A partir de aquí sigue el movimiento clásico de latigazo...3-91

Ilustración 36. Biodex System 3 Pro®.....7-112

Ilustración 37 .El posicionamiento del paciente en sedestación, fijando al sujeto en cintura escapular y p lvetica para evitar compensaciones.....7-113

Ilustración 38. Representación de los resultados del test isométrico cervical. Observamos cinco repeticiones en la valoración de la fuerza flexora y extensora. El test siempre empezaba por la valoración de la fuerza extensora y después flexora, as durante 5 ciclos.7-115

13. FIGURAS

Figura 1. Diseño del estudio	7-111
Figure 2. Gráficos correspondientes a las medias de la tabla 8.....	8-132
Figure 3. Gráficos correspondientes a las medias de la tabla 8.....	8-133
Figure 4. Gráficos correspondientes a las medias de la tabla 8.....	8-134
Figure 5. Gráficos correspondientes a las medias de la tabla 8.....	8-135

14. TABLAS

Tabla 1. La clasificación de whiplash associated disorders (WAD)3-18

Tabla 2. Adaptación propuesta de la WAD en función de los factores físicos y psicológicos. TAL: Trastornos asociados al latigazo. GHQ-28: General Health Questionnaire-28. IES: Impacto of Events Scale. Sterling M. A proposed new classification system for whiplash associated disorders -implications for assessment and Management. *Man Ther* 2004;9:60-70.....3-19

Tabla 3. Gasto total de indemnizaciones de la compañía de seguros AXA en el 2008 en relación al diagnóstico aislado de latigazo cervical.....3-26

Tabla 4. Gasto total de indemnizaciones de la compañía de seguros AXA en el 2008 en relación al diagnóstico latigazo cervical asociado a otros diagnósticos.....3-26

Tabla 5. Signos no orgánicos de Sobel.....3-101

Table 6. Anthropometric Data of the Healthy Subjects (n=121), patients (n=215). Anthropometric Data of the patients non-sincere ((n=47), and patients sinceres (n=108)8-123/124

Table 7. Intraclass Correlations (ICCs, 2-way mixed-effect model with absolute agreement) with 95% CIs, Standard Error of Measurement (SEM), and Smallest Detectable Difference (SDD)[†] for Intra- and Inter-rater Neck Strength Measurements. [†] SDD= $1.96 \sqrt{2} \times \text{SEM}$8-125

Table 8. Fuerza maxima. Mean (SD) Isometric Neck Muscle Strength in Healthy subjects and patients....8-126

Tabla 9. Asociación, Coeficiente (Coef) y Error Estándar (SE), entre el índice de masa corporal (IMC) y la fuerza de flexión y extensión (máxima y media) en sujetos SANOS (N=121). Ajustados por edad y sexo.....8-127

Table 10. Force average. Mean (SD) Isometric Neck Muscle Strength in Flexion and Extension by Sex and Age in ealt y subjects and patients....8-128

Table 11. Force maximum. Mean (SD) Isometric Neck Muscle Strength in Flexion and Extension by Sex and Age in healthy subjects and patients.....8-129

Table 12. Force average. Mean (SD) Isometric Neck Muscle Strength in Flexion and Extension by Sex and Age in healthy subjects and patients....8-130

Table 13. Mean (SD) Isometric Neck Muscle Strength in Flexion and Extension by Sex and Age in healthy subjects and patients. † geometric mean (S.D.8-131

Table 14. Differences (coef and SE) in flexion, extension, and ratio between healthy subjects and patients, distinguishing among sincere and magnifier patients.6-136-137

Tabla 15. Área bajo la curva. Sensibilidad y especificidad.....1-138