

UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE VALENCIA



Departamento de Ingeniería Mecánica y de Materiales

Instituto de Biomecánica de Valencia

Cinemática del raquis cervical. Definición de patrones de movimiento para la valoración funcional en el síndrome del latigazo cervical

Tesis Doctoral

Autor: D. José María Baydal Bertomeu

Directores: Prof. Dr. Álvaro Page del Pozo
Dra. María Francisca Peydro de Moya
Prof. Dr. Juan Víctor Hoyos Fuentes

Valencia, Noviembre de 2012

Dedico esta tesis con todo mi cariño a Helena, mis padres, familiares y amigos

Agradecimientos

En primer lugar quisiera agradecer a todas las personas con dolor cervical que voluntariamente se han prestado a participar en este estudio de investigación científica.

Esta tesis se ha realizado por el esfuerzo del Instituto de Biomecánica de Valencia, que como institución, ha puesto los recursos y los medios para poder desarrollar la línea de investigación y el trabajo que a continuación se presenta.

También quisiera agradecer:

A Álvaro Page, por su esfuerzo y personalidad, que me ha enseñado a ser exigente con las tareas, escrupuloso en la presentación de resultados y sobre todo a seguir una metodología de forma rigurosa, que sin duda alguna me va a ayudar mucho en todos los aspectos de mi vida profesional.

A la institución ASEPEYO que ha colaborado estrechamente en el trabajo de la presente tesis. Quisiera destacar la colaboración de Roser Bausá, su esfuerzo y apoyo han sido de gran valía para la consecución del trabajo que aquí se presenta.

A Jaime Prat y Javier Sánchez que en su día, me permitieron formar parte de la gran familia que supone el IBV y me introdujeron en el camino para la realización de la tesis doctoral.

A todas las personas del Instituto de Biomecánica de Valencia que han participado en el proyecto, aportando su granito de arena, de uno u otro modo y de forma especial a los compañeros y amigos que forman parte de la Línea de Valoración Biomecánica del IBV con quienes comparto tiempo y trabajo, y aprendo día a día.

En el aspecto más personal me gustaría agradecer a mis padres todo su esfuerzo en mi formación, su respaldo y apoyo constante en mi vida. De forma muy especial quisiera agradecer a Helena, que me ha dado la motivación suficiente para hacer esta tesis, y también una razón para terminarla.

Resumen

El síndrome del latigazo cervical (SLC), es una lesión de gran incidencia y que plantea problemas para su diagnóstico. Esto supone un problema médico, socio-económico y legal que requiere de la intervención de diversos estamentos como el de la sanidad pública, entidades aseguradoras, juzgados, clínicas médico-forenses, etc. El principal objetivo de la presente tesis fue desarrollar un nuevo método, basado en la cinemática del movimiento, para la valoración biomecánica del estado funcional de la columna cervical, de un modo objetivo, fiable y repetible.

La muestra de estudio se compuso de tres grupos, un primer grupo de 50 personas sanas (grupo de control). Un segundo grupo de 43 pacientes con dolor cervical crónico, clasificados en los grados II y III de la escala de Quebec, y un tercer grupo de simulación, que se conformó con personas que habían padecido un SLC y que actualmente se encontraban totalmente recuperados. Las variables que utilizadas en el estudio han sido, la posición angular y sus derivadas (velocidad angular y aceleración angular), la variabilidad y la espontaneidad del movimiento a partir de las variables armonía y desfase.

Los resultados obtenidos sugieren que las consecuencias del SLC afectan a la movilidad, pero no a la espontaneidad del movimiento. En la comparación entre patológicos y simuladores se observa una reducción pronunciada de todas las variables, un aumento de la variabilidad y un descenso de la armonía del grupo de simuladores frente al movimiento del grupo de patología. Los modelos de clasificación presentan una sensibilidad y una especificidad elevadas.

Por lo tanto, podemos concluir que la metodología descrita en la presente tesis contribuye a mejorar las técnicas actuales de valoración funcional del raquis cervical y permite clasificar entre normalidad, patología y simulación.

Resum

El síndrome de la fuetada cervical (SFC), és una lesió de gran incidència i que planteja problemes per al seu diagnòstic. Això suposa un problema mèdic, socioeconòmic i legal que requereix de la intervenció de diversos estaments com el de la sanitat pública, entitats asseguradores, jutjats, clíniques mèdiques i forenses, etc. El principal objectiu d'aquesta tesi va ser desenvolupar un nou mètode, basat en la cinemàtica del moviment, per a la valoració biomecànica de l'estat funcional de la columna cervical, d'una manera objectiva, fiable i repetible.

La mostra d'estudi es va compondre de tres grups, un primer grup de 50 persones sanes (grup de control). Un segon grup de 43 pacients amb dolor cervical crònic, classificats en els graus II i III de l'escala de Quebec, i un tercer grup de simulació, que es componia amb persones que havien patit un SFC i que actualment es trobaven totalment recuperats. Les variables utilitzades en l'estudi han estat, la posició angular i les seves derivades (velocitat angular i acceleració angular), la variabilitat i la espontaneïtat del moviment a partir de les variables harmonia i desfasament.

Els resultats obtinguts suggereixen que les conseqüències del SFC afecten la mobilitat, però no a l'espontaneïtat del moviment. A la comparació entre patològics i simuladors s'observa una reducció pronunciada de totes les variables, un augment de la variabilitat i un descens de la harmonia del grup de simuladors enfront del moviment del grup de patologia. Els models de classificació presenten una sensibilitat i una especificitat elevades.

Per tant, podem concloure que la metodologia descrita en la present tesi contribueix a millorar les tècniques actuals de valoració funcional del raquis cervical i permet classificar entre normalitat, patologia i simulació.

Summary

Whiplash is an injury that entails problems for the diagnosis and one of the injuries which doctors face more often. This poses a serious medical, socio-economic and legal problem, since it requires the intervention of public health entities, insurers, courts, forensic medical clinics, etc.

The main objective of this thesis is the development of a new methodology based on the kinematical study of the cyclical movement of the cervical spine for the evaluation of its functional status in an objective, reliable and constant way.

The study sample consisted of three well-differentiated groups. One group of 50 healthy people (the control group). A second group (pathology group) of 43 patients with chronic neck pain from a whiplash history of cervical trauma classified in grades II and III of the Quebec scale of Classification of Whiplash. Finally, a sham (simulator) group with patients completely recovered. Patients in this group were asked to try to reproduce the pattern of cervical mobility they had in the most acute phases of pain.

Variables used to calculate mobility were the position angle and its derivatives (angular velocity and acceleration), the variability and the spontaneity, obtained from harmony and lag variables.

These results suggest that the consequences of the Whiplash injury affect the mobility and the functionality, but not the spontaneity of movement. In the comparative analysis between the pathological and the simulator group a pronounced reduction of the variables (mobility, speed and acceleration), was observed as well as a pronounced increase in variability and a broad decline of the harmony. The classification models have high degrees of sensitivity and specificity.

Therefore, we conclude that the methodology described in this thesis contributes to the improvement of current techniques of functional assessment of the cervical spine.

Índice general

1. Introducción	21
1.1. Antecedentes al estudio del SLC	21
1.1.1. Epidemiología del SLC	22
1.1.2. Problemática técnico-médica	25
1.1.3. Problemática económico-social	27
1.1.4. Problemática legal	29
2. Estado del arte	31
2.1. Estudio Biomecánico	31
2.1.1. Biomecánica del raquis cervical	31
2.1.1.1. Introducción fisiológica del raquis cervical . . .	31
2.1.1.2. Biomecánica del raquis cervical superior . . .	32
2.1.1.3. Biomecánica del raquis cervical inferior	33
2.1.2. Biomecánica del mecanismo de lesión del SLC	36
2.1.3. Análisis de factores que influyen en el mecanismo de lesión del SLC	40
2.1.3.1. Factores del vehículo	42
2.1.3.2. Factores del ocupante	45
2.2. Descripción de la Patología del SLC	46
2.2.1. Patología asociada al nivel I de la escala de Quebec . . .	46
2.2.2. Patología asociada a los niveles IIa y IIb de la escala de Quebec	47
2.2.3. Patología asociada al nivel III de la escala de Quebec . .	47
2.3. Metodologías de estudio del SLC	48
2.3.1. Métodos basados en la valoración de la estructura corporal	48
2.3.2. Métodos de valoración de la funcionalidad cervical . . .	50
2.3.2.1. Métodos basados en el análisis de los rangos de movilidad	51

2.3.2.2.	Métodos basados en el estudio del patrón de movimientos	54
2.3.2.3.	Métodos basados en la cinemática del movimiento	56
2.3.2.4.	Métodos basados en el estudio del <i>error de posición</i>	59
2.3.2.5.	Electromiografía de superficie (EMG)	61
2.3.2.6.	Validez de las técnicas instrumentales de valoración de la funcionalidad cervical	63
2.3.3.	Métodos de valoración de la actividad y la participación	65
2.3.4.	Métodos de estudio de la simulación	67
2.4.	Carencias y necesidades detectadas	69
3.	Objetivos y Plan de Trabajo	73
3.1.	Objetivos	73
3.2.	Hipótesis de Partida	74
3.3.	Plan de trabajo	75
4.	Material y métodos	79
4.1.	Diseño experimental	79
4.1.1.	Selección de la muestra de estudio	79
4.1.1.1.	Grupo de control	79
4.1.1.2.	Grupo de patología	80
4.1.1.3.	Grupo de simulación	81
4.1.2.	Tamaño de la muestra de estudio	82
4.1.2.1.	Tamaño muestral y Potencia estadística	82
4.1.2.2.	Tamaño de la muestra de estudio	83
4.1.3.	Definición del gesto a analizar	83
4.1.4.	Medios experimentales	87
4.1.4.1.	Sistema de fotogrametría	87
4.1.4.2.	Equipamiento complementario	89
4.1.5.	Protocolo de medida	92
4.2.	Análisis cinemático del movimiento	94
4.2.1.	Algoritmo de cálculo de coordenadas espaciales	96
4.2.2.	Técnicas de suavizado	97
4.2.3.	Análisis cinemático	100
4.2.3.1.	Resolución del problema de posición	100
4.2.3.2.	Resolución del problema de velocidades	104
4.2.4.	Definición de la posición y el sistema anatómico de referencia	105

4.2.5.	Cálculo de variables utilizadas en el estudio	106
4.2.5.1.	Variables derivadas de la posición angular . . .	107
4.2.5.2.	Cálculo de variables derivadas de la velocidad angular	108
4.2.5.3.	Cálculo de variables derivadas de la aceleración angular	109
4.2.5.4.	Cálculo de variables derivadas del estudio de la armonía	110
4.2.5.5.	Resumen de variables utilizadas en el estudio .	113
4.2.6.	Determinación del error experimental	114
4.2.6.1.	Determinación del error en el sistema de medida	114
4.2.6.2.	Determinación del error en los cálculos cinemáticos	118
4.3.	Tratamiento estadístico de los resultados	120
5.	Resultados	127
5.1.	Análisis cinemático del movimiento	127
5.1.1.	Análisis descriptivo en la prueba de flexo-extensión . . .	127
5.1.2.	Análisis descriptivo en la prueba de flexión lateral . . .	129
5.1.3.	Análisis descriptivo en la prueba de Rotación	130
5.2.	Estudio de la influencia del sexo	132
5.3.	Estudio de la influencia de la Edad	133
5.3.1.	Prueba de flexo extensión	134
5.3.2.	Prueba de flexión lateral	137
5.3.3.	Prueba de rotación	139
5.4.	Patrón de normalidad	142
5.4.1.	Prueba de flexo-extensión	142
5.4.2.	Prueba de flexión lateral	144
5.4.3.	Prueba de rotación	146
5.5.	Modelos de clasificación entre grupos	148
5.5.1.	Modelos de clasificación en la prueba de flexo-extensión	149
5.5.1.1.	Prueba de flexo-extensión: Modelo de Patología	149
5.5.1.2.	Prueba de flexo-extensión: Modelo de Simulación	150
5.5.2.	Modelos de clasificación de flexión lateral	151
5.5.2.1.	Prueba de flexión lateral: Modelo de Patología	151
5.5.2.2.	Prueba de flexión lateral: Modelo de Simulación	152
5.5.3.	Modelos de clasificación de Rotación	153
5.5.3.1.	Prueba de Rotación: Modelo de Patología . . .	153
5.5.3.2.	Prueba de Rotación: Modelo de Simulación . .	153
5.5.4.	Análisis Combinado	154

5.5.4.1.	Modelos de Patología: Clasificación entre GC y GP	155
5.5.4.2.	Modelos de Simulación: Clasificación entre GP y GS	156
6.	Discusión	159
6.1.	Muestra de estudio	159
6.2.	Metodología de estudio	161
6.2.1.	Instrumentación	161
6.2.2.	Protocolo de medida	162
6.2.3.	Variables utilizadas en el estudio	163
6.3.	Resultados obtenidos	164
6.3.1.	Análisis de la influencia del sexo	164
6.3.2.	Análisis de la influencia de la edad	166
6.3.3.	Comparación entre GC y GP	167
6.3.3.1.	Rango de movimiento	167
6.3.3.2.	Velocidad angular	167
6.3.3.3.	Aceleración angular	168
6.3.3.4.	Variabilidad del movimiento	169
6.3.3.5.	Armonía	169
6.3.4.	Comparación entre GP y GS	171
6.4.	Modelos de clasificación	173
6.4.1.	Modelo de patología	174
6.4.2.	Modelo de simulación	175
6.5.	Limitaciones del estudio	177
7.	Conclusiones	179
7.1.	Conclusiones	179
7.2.	Líneas futuras	180
8.	Bibliografía	183
A.	Trabajos Publicados	199
B.	Test de normalidad	201
C.	Análisis discriminante	205
C.1.	Prueba de Flexo-extensión (FE)	205
C.1.1.	FE: Modelo de Patología	205
C.1.2.	FE: Modelo de Simulación	206

C.2. Prueba de Flexión lateral (FL)	207
C.2.1. FL: Modelo de Patología	207
C.2.2. FL: Modelo de Simulación	208
C.3. Prueba de Rotación (R)	208
C.3.1. R: Modelo de Patología	208
C.3.2. FL: Modelo de Simulación	209
D. Glosario	211

Origen de la tesis

El trabajo de investigación desarrollado en la presente tesis doctoral tiene su origen en la Línea de Valoración Biomecánica (VABI) del IBV, que tiene como principal objetivo desarrollar herramientas de apoyo a la decisión y al diagnóstico médico, en patologías del sistema musculoesquelético.

VABI recoge la experiencia y los conocimientos adquiridos de los primeros desarrollos de sistemas de valoración funcional realizados en el IBV. Estos fueron por una parte los sistemas de valoración de la marcha (NedIBV/AMH) y del equilibrio (NedSVE/IBV) que implicaban el uso de instrumentación dinámica, y por otra el sistema de valoración del raquis lumbar (NedLumbar/IBV), que combina el uso de variables dinámicas y cinemáticas.

La experiencia adquirida nos permitió madurar la hipótesis de que el enfoque biomecánico podría proporcionar una perspectiva muy interesante para la valoración funcional de patología asociada al dolor cervical.

El interés de la realización de la presente tesis se dio por dos motivos principales. En primer lugar, por tratarse de un planteamiento novedoso que permite mejorar el enfoque actual de la valoración funcional de la columna cervical. En segundo lugar, la metodología propuesta basada en una instrumentación sencilla, no-invasiva e inocua, puede ser de gran utilidad para el médico especialista y las diversas entidades del ámbito clínico y laboral que se enfrentan día a día con los síntomas derivados del latigazo cervical.

Capítulo 1

Introducción

1.1. Antecedentes al estudio del SLC

El término “Latigazo Cervical”, conocido en inglés como “Whiplash” describe el mecanismo de producción de la lesión, mientras la patología asociada al mismo se conoce como Síndrome Cervical Postraumático o Síndrome del Latigazo Cervical (SLC).

El SLC se define como el cuadro clínico que aparece de un traumatismo de la columna cervical, pero que también puede aparecer de una conmoción cerebral o de la concurrencia de ambos. Como se explicará posteriormente, el SLC suele producirse como consecuencia de un movimiento brusco de aceleración de la cabeza respecto al tronco, que fuerza a la columna cervical a realizar un movimiento no fisiológico que ocasiona daños y provoca la aparición de los síntomas asociados a dicha patología.

El grupo de Quebec [142], realizó un estudio basándose en más de 300 publicaciones sobre la materia y definió el SLC como “el mecanismo de aceleración-desaceleración que transmite energía al cuello en forma de impacto, que puede ocasionar lesiones óseas o de los tejidos blandos y que puede dar lugar a una amplia gama de manifestaciones clínicas [95]”.

En los últimos años, se ha observado un incremento en la frecuencia de aparición del SLC, en los plazos de curación y en la tendencia a la cronicidad del cuadro. Algunos autores opinan que esto puede ser debido al incremento del parque móvil en España [70].

De este modo, el SLC es una de las lesiones con las que los médicos forenses se enfrentan con más frecuencia y un problema de gran repercusión

en la sociedad actual, debido a que cerca del 50% de las consecuencias físicas personales de los accidentes de circulación en España producen algún síndrome derivado directamente del latigazo cervical [129]. Esto plantea un grave problema que afecta a la sanidad pública española y a múltiples sectores y estamentos: entidades aseguradoras, juzgados y clínicas médico-forenses. El problema médico se puede complicar cuando hay reclamaciones laborales o peticiones de incapacidad.

En este apartado introductorio se describe la problemática asociada al SLC. Para ello, primero se presenta la incidencia del mismo y se ponen de manifiesto las dificultades existentes para su diagnóstico desde el punto de vista médico. Posteriormente, se detalla la repercusión social y económica que el SLC presenta en España.

1.1.1. Epidemiología del SLC

La revisión bibliográfica, referente a este apartado, se ha organizado clasificando los trabajos en dos tipos. Por una parte, aquellos que se hacen eco de los datos epidemiológicos relativos a la aparición y evolución del SLC en su fase aguda, es decir, aquel cuya duración sintomática es inferior a los 6 meses. Y por otra, los que se refieren específicamente a la identificación de las variables epidemiológicas del llamado SLC en su fase tardía, aquel cuya duración sintomática excede los 6 meses de evolución. Debido a la gran controversia existente en este segundo tipo de estudios, centraremos el análisis de la incidencia del latigazo cervical en su fase aguda.

La incidencia del trastorno del SLC en países occidentales es de aproximadamente 100 casos de SLC por cada 100.000 habitantes y año [92]. No obstante, en distintos países se han identificado resultados dispares. Así, en Nueva Zelanda la incidencia anual es de 13 casos por 100.000 habitantes y año [103]. En Suiza, de 44 casos por 100.000 habitantes y año [92]. Por el contrario, en Noruega la incidencia es de 200 casos por cada 100.000 habitantes y año [92]. Estas diferencias son parcialmente explicadas por la composición del parque móvil y por la incidencia relativa de accidentes de circulación.

Los datos de Estados Unidos (ver figura 1.1) son los que muestran mayores índices de episodios de SLC. En un trabajo de la National Highway Traffic Safety Administration (NHTSA) de 1995 [51], se indica que la incidencia relativa de nuevos casos de SLC por accidentes de tráfico era de 1107 por 100.000 habitantes y año. En el mismo trabajo se identifica que el diagnóstico de SLC se produce en un 53% de los accidentes de tráfico. Un artículo del año 2000 indicaba cifras elevadas, pero observándose un descenso significativo respecto al trabajo anterior, donde la incidencia era de 200 nuevos casos de

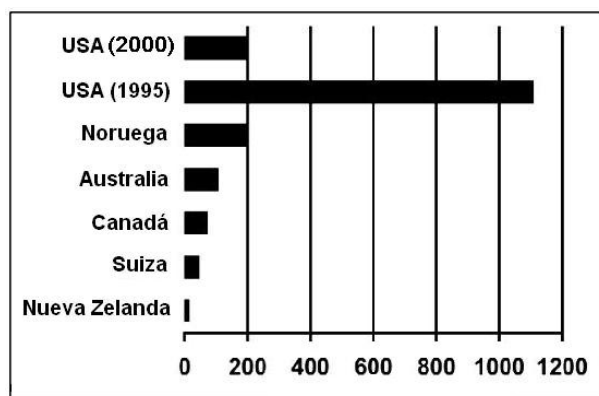


Figura 1.1: *Incidencia relativa del SLC en distintos países (número de nuevos casos de SLC por cada 100.000 habitantes y año)*[53]

SLC por cada 100.000 habitantes y año [20].

Existen ciertas relaciones entre los diferentes sistemas de gestión de seguros de accidente y la incidencia de SLC. En el Estado de Victoria en Australia, la incidencia anual era en el periodo 1982-1983 de 106 casos por 100.000 habitantes y año [103]. En 1987, se introdujo una modificación legislativa que obligó notificar a las autoridades el accidente; para ello la policía acudía al lugar del accidente para levantar atestado siendo necesario adelantar 317 dólares en concepto de prepago de los costes médicos iniciales. Esta iniciativa hizo disminuir durante el periodo 1988-1989 la incidencia de SLC, reclamadas a las compañías de seguros, en un 47% frente al periodo 1982- 1983 y en un 65% frente al 1985-1986 [16].

Respecto a los plazos de recuperación, la mayoría de trabajos presentan el problema metodológico de no definir el factor clínico de estabilización considerado para su estudio, y algunos utilizan conceptos administrativos y no médicos como *el cierre del siniestro*. Esto es debido a que sus muestras de población no derivan del entorno clínico sino del de las compañías aseguradoras, [141], [45].

Algunos trabajos abordan la evolución de los pacientes afectados de SLC tras accidentes de tráfico desde una perspectiva clínica. En la mayoría de los casos, aunque se dispone de muestras suficientemente amplias, solo se analizan parcialmente los datos clínicos y epidemiológicos. En la serie de Quebec de 1989 [141], sobre una muestra de 3.014 pacientes, se aprecia que se cierra el

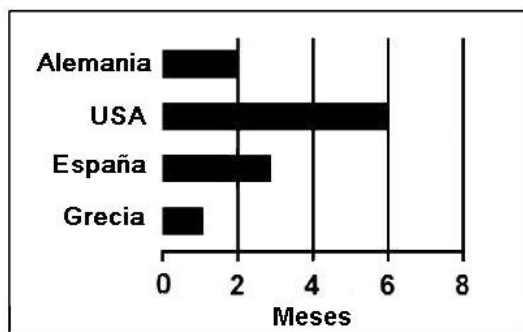


Figura 1.2: Comparación del tiempo de recuperación del SLC en diversos países [53]

siniestro en un 22,1% en la primera semana, mientras que más de la mitad (53%) se prolonga en más de 4 semanas. Únicamente en el 1,9% de los casos la lesión perdura más de un año. En el mismo trabajo se vio que el retorno a la actividad laboral se producía en un 50% en el primer mes, 64% antes de los 2 meses, 87% antes de los 6 meses y 97% en el primer año. En ningún caso se indicaba que las decisiones de cerrar el siniestro o de retornar a la actividad laboral hubieran sido motivadas por causas clínicas medibles.

Como se puede observar en la figura 1.2, en otros países se aportan datos similares, aunque también sin especificación de parámetros clínicos objetivos. En Grecia (1997) el 91% de casos presentaban recuperación en 4 semanas [45]. En Alemania, los pacientes controlados con fisioterapia tuvieron una recuperación en 6 semanas y en 12 semanas los pacientes tratados con collarín cervical [45].

En nuestro país, el Instituto de Medicina Legal de Aragón, comunica en su página web que el periodo medio de estabilización clínica de esguinces cervicales, valorados en el entorno de trabajo es de 98 días y el periodo medio de incapacidad laboral es de 69 días [7].

Pese a las diferencias de criterio de graduación del trastorno clínico, los tres grados definidos en la serie de Zaragoza son equiparables con los grados 1 al 3 de la QTF. Sin embargo, las bases metodológicas de su revisión no son claras y sus resultados, basados en criterios de estimación del alta médico forense no se han definido clínicamente y por lo tanto, deben ser considerados con precaución [7].

En definitiva, concluimos que:

1. La incidencia del SLC es elevada por lo general, aunque entre países varía ligeramente por factores como: la composición del parque móvil y el estado de las carreteras; diferentes sistemas de gestión de seguros.
2. No existen datos claros sobre los plazos de recuperación, ya que la mayoría de trabajos utilizan conceptos administrativos y no clínicos, como el cierre del siniestro.
3. Sería deseable contrastar los criterios de clasificación y de recomendaciones terapéuticas propuestas por la QTF y por las guías AMA (American Medical Association) [127], mediante estudios basados en un enfoque biomecánico suficientemente amplios.

1.1.2. Problemática técnico-médica

Además de la magnitud de la incidencia, que se ha comentado en el apartado anterior, el SLC presenta problemas para su diagnóstico. Así, ocurre con frecuencia que el paciente se queja de dolor y el médico no es capaz de objetivar la lesión que lo produce.

La dificultad que conlleva para el médico diagnosticar correctamente este tipo de patología la resume bien un artículo reciente del Dr Roig: *la evolución del dolor es imprevisible y la causa que lo provoca es desconocida*, [129].

Por lo general, la sintomatología cede en pocos días o semanas, pero la controversia aparece cuando por traumatismos pequeños o lesiones no claramente demostrables se originan síntomas persistentes (lo que se conoce como el síndrome del latigazo cervical tardío) y en cuya etiología se barajan factores psicológicos, neurológicos y económicos compensatorios.

En diversas publicaciones internacionales se ha utilizado el plazo de tiempo de 6 meses de evolución clínica como límite temporal para definir la persistencia de síntomas y/o hallazgos clínicos. Hasta cierto punto, este límite temporal resulta arbitrario, si bien diferentes estudios han permitido apreciar que en torno a este periodo de tiempo las manifestaciones agudas objetivas desaparecen en la mayor parte de los pacientes [5]. Otros estudios apuntan hallazgos similares en fases más precoces, alrededor de los 3 meses de evolución tras el accidente [80].

Como se puede extraer de la revisión bibliográfica, la existencia clínica real de este tipo de trastorno es motivo de controversia en la literatura internacional, apareciendo discrepancias y desacuerdos en todos los signos y síntomas asociados al SLC, desde su misma definición hasta la forma de tratamiento. A pesar de esto, también existe una serie de grupos, como el de Quebec [142] que ha proporcionado una clasificación basada en la gravedad de

los síntomas observados al poco tiempo de sufrir el traumatismo. (Ver Tabla 1.1).

Desde la publicación en 1995 en la revista *Spine* de los resultados de la serie del QTF de 1989, han sido múltiples los estudios publicados orientados a afirmar la ausencia o la existencia real del SLC en fase tardía (más de 6 meses de evolución).

Entre los **primeros estudios**, aquellos orientados a refutar la existencia de un SLC tardío, cabe destacar la serie realizada sobre población de Lituania por el equipo de trabajo de Schröder [132]. Este grupo concluye que las manifestaciones de SLC tardío son desconocidas en este país. Ellos defienden, como causa principal de este resultado, la ausencia de un sistema de indemnización de lesiones por accidentes de tráfico.

En un estudio realizado entre una muestra de pacientes de SLC, como consecuencia de un accidente de tráfico y un grupo de control [107] (sin antecedentes de accidente de tráfico), se obtuvo una incidencia de dolor cervical crónico del 33 % en el grupo de control frente al 35,1 % en la población de accidentados. Los autores interpretaron los resultados como indicativos de ausencia de diferencias significativas.

El mismo grupo realizó un estudio, sobre 200 sujetos afectados de SLC [101]. En este trabajo se obtuvieron unos resultados que indicaban que al mes del accidente de tráfico, el 96 % no presentaba molestias persistentes, y de los 22 a 35 meses las características de las quejas de cefaleas o mareos eran similares a las de la población normal.

En el mismo sentido se orientan las publicaciones del equipo de Ferrari [45]. Los estudios analizados por este grupo de autores indican que el llamado SLC tardío es desconocido en ciertos países como Singapur, Grecia o Nueva Zelanda. En Grecia, sobre un estudio basado en 170 pacientes, se vio que el 91 % presentó una recuperación integral en 4 semanas. En el mismo sentido, se destaca el hecho de que en las series de estudios realizados sobre colisiones de vehículos controladas, no se habían publicado datos de existencia de lesiones crónicas o de síntomas del SLC tardío.

Igualmente, en las series de estudio sobre sujetos que habían sufrido impactos en la conocida atracción de feria de los coches de choque [18], en los que la ausencia de reposacabezas, de cinturones y apoyos lumbares provocaban en la columna cervical una situación de cierta vulnerabilidad, tampoco se destacan referencias de lesiones tipo SLC tardío.

Entre los **segundos estudios**, aquellos orientados a confirmar la existencia de un posible SLC tardío, existen varias publicaciones interesantes. Destacan algunas series como la de Miettinen [102], quienes en un estudio realizado

en Finlandia en el año 1998, indican que existe una persistencia sintomática tras más de un mes del accidente de tráfico en un 10% de la población de accidentados. Tras más de 6 meses esta proporción es del 1,5%, la cual se considera relativamente elevada. Por otra parte, en este trabajo se concluye que el tipo de accidente de tráfico o la intensidad de las fuerzas implicadas en el mismo no es tan predictivo de la correcta evolución del paciente como el grado de limitación de movilidad cervical detectada en los primeros meses tras la lesión.

En el mismo sentido se orienta la serie de Kasch [79], realizado en el año 2001 sobre población danesa. En ella, los autores describen que después de 1 año del accidente, el 7,8% de los accidentados no habían recuperado su nivel de actividad previo. Coincidiendo con Miettinen [102], indican que el mejor factor predictor es el grado de limitación de movilidad cervical inicial. Si a este se une el grado de dolor inicial y la existencia de otros síntomas asociados, la predictibilidad del pronóstico puede llegar al 99%.

En este contexto, Ferrari y Russell [45] explican la existencia de manifestaciones de SLC tardío, en unas poblaciones y no en otras, basándose en las expectativas a recibir compensaciones económicas. En algunos países se han producido cambios legislativos que han disminuido el número de casos de SLC tardío, como ha ocurrido en Australia [16].

También existen otro tipo de factores que afectan a la manifestación de un SLC tardío como son: el estrés psicológico, las circunstancias personales y socio-económicas del paciente [145].

1.1.3. Problemática económico-social

La Fundación Mapfre [134], realizó un profundo estudio de más de dos años de duración y con más de 26.171 casos de SLC analizados en España. En el estudio se vio que el SLC tenía una incidencia mayor del 35% de los accidentes de tráfico, produciendo el 50% de las consecuencias físicas personales de los accidentes de circulación en España. La figura 1.3 muestra la distribución de afectados por edades, en ella es posible observar que el 36% de los afectados pertenece al tramo de edad de 21 a 30 años, seguido del tramo de 31 a 40 con el 22% de los casos.

Del estudio mencionado se concluye que el promedio de días de curación se situó en 81 días. El 63% de los afectados fueron indemnizados por secuelas residuales de la lesión.

El coste medio en asistencia sanitaria de un paciente afectado de SLC es de 6.231 euros (ver figura 1.4). Extrapolando a la cantidad total de casos (26.171), se obtiene un coste total anual de 163 millones de euros. Cabe destacar que

Grado	Presentación Clínica
0	No existen molestias en el cuello ni signos físicos
I	Dolor cervical con rigidez o molestias vagas. No signos físicos
IIa	Molestias cervicales. Signos músculo-esqueléticos y puntos dolorosos con movilidad normal
IIb	Igual grupo IIa pero con limitación del movimiento
III	Molestias cervicales y signos neurológicos: disminución de reflejos, parestesias y déficits sensoriales
IV	Molestias cervicales y presencia de fracturas y/o luxaciones vertebrales

Tabla 1.1: *Clasificación de Québec según signos y síntomas tras traumatismos cervicales*

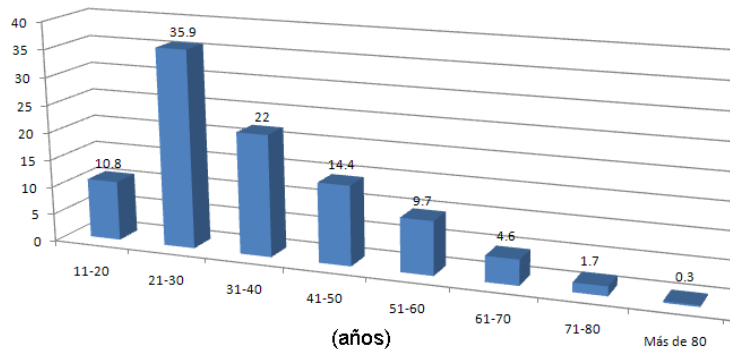


Figura 1.3: *Distribución de afectados por edades, Serres et al. [134]*

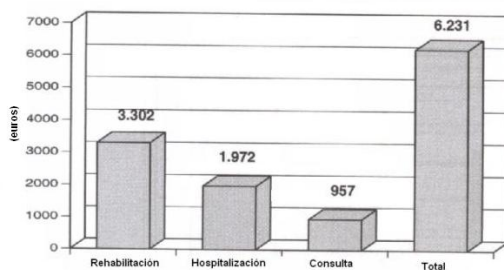


Figura 1.4: *Distribución del coste medio en asistencia sanitaria (euros/persona)*[134]

no se ha tenido en cuenta el coste de las indemnizaciones, lo cual podría multiplicar esta cantidad por diez. El coste asistencial es muy inferior al coste de las compensaciones debidas a bajas laborales. Algunos trabajos publicados en EEUU, sitúan este coste en aproximadamente 29.000 millones de dólares [20], en Europa el coste indemnizatorio de las secuelas del SLC se sitúa cerca de los 10.000 millones de euros.

1.1.4. Problemática legal

El trastorno del latigazo se lleva estudiando durante más de cien años, ya que los primeros casos descritos como “columna de los viajeros del tren”, ocurrieron a personas implicadas en accidentes ferroviarios en los inicios del siglo XX [26].

El alto coste personal y económico del síndrome del latigazo cervical y su gran incidencia convierten a esta lesión en uno de los campos clave de la medicina legal. Dentro de este campo se deben valorar los daños somáticos y psíquicos padecidos por los afectados, los cuidados médicos que necesiten en su tratamiento y la duración de la incapacidad laboral transitoria. Además, en el caso de que el lesionado presente secuelas, se debe analizar cómo le afectan a su ocupación y a sus actividades habituales.

Por otra parte, se debe tener en cuenta el concepto de la **simulación** de una patología. Dentro del campo de la valoración médico-legal, la simulación, constituye un capítulo de enorme interés por diversos motivos:

1. En primer lugar, se trata de un problema que se presenta con relativa frecuencia en la práctica clínica.

2. En segundo por la enorme dificultad que conlleva tanto la detección como la posterior demostración de que un paciente ha simulado un SLC.
3. Por último, como se verá en puntos posteriores, constituye un grave problema, con elevadas repercusiones económicas y sociales.

La literatura trata con extrema precaución la existencia de pacientes que intentan fingir o simular un dolor cervical. Esto es debido a las dudas que siempre acompañan a la hora de diagnosticar a un paciente como simulador. Sin embargo, el hecho de que las manifestaciones del SLC, así como su duración, sean tan variadas, unido a la ausencia de alteraciones en las pruebas de imagen [83], contribuyen a que existan pacientes intenten simular o exagerar el dolor cervical con el fin de conseguir una compensación económica [112].

Además, en los últimos años, el número de reclamaciones compensatorias sujetas a litigación ha aumentado considerablemente, de ahí la necesidad de abordar el problema para poder evaluar la función de la columna cervical de la forma más objetiva posible y tratar de determinar la colaboración del paciente, [134]. En definitiva, el problema médico va asociado al legal, al económico y repercute a la sociedad en general, que es la que sale más perjudicada de la inexistencia de criterios claros y objetivos para realizar una correcta valoración.

Capítulo 2

Estado del arte

2.1. Estudio Biomecánico

2.1.1. Biomecánica del raquis cervical

En este apartado se aborda el concepto de la movilidad de la columna cervical desde el punto de vista biomecánico.

Para ello se realizará primeramente una breve introducción a la fisiología de la columna cervical, para posteriormente profundizar en la biomecánica tanto del raquis cervical superior como inferior.

2.1.1.1. Introducción fisiológica del raquis cervical

El raquis cervical se sitúa en el tercio superior de la columna vertebral y posee una función triple de sustentación, movilidad y protección.

La columna cervical sostiene y permite dirigir el movimiento de la cabeza que es la parte del cuerpo que alberga la mayor parte de los órganos sensoriales, lo cual es de vital importancia para la realización de la mayoría de actividades de la vida diaria. Otra función es la de protección del eje nervioso que la atraviesa. Estas funciones hacen que la columna cervical deba conservar unas propiedades de resistencia mecánica y de flexibilidad que la doten para cumplir con su cometido.

El raquis cervical está constituido por dos fracciones anatómica y funcionalmente diferenciadas:

1. **El raquis cervical superior**, también denominado raquis suboccipital,

compuesto por las dos primeras vértebras cervicales, C1 o atlas y C2 o axis. Estas piezas están unidas entre sí además de con el hueso occipital.

2. **El raquis cervical inferior**, este se extiende desde la meseta inferior del axis hasta la meseta superior de la primera vértebra dorsal. Las vértebras cervicales son todas del mismo tipo, excepto el atlas y el axis, que difieren entre sí y de las demás vértebras cervicales.

2.1.1.2. Biomecánica del raquis cervical superior

En la descripción de la biomecánica del raquis cervical superior debemos diferenciar dos articulaciones: occipito-atloidea y atloidoaxoidea.

1. **Articulación Occipito-atloidea (Occipital-C1)**. Esta articulación forma la unión mecánica entre el atlas y el hueso occipital del cráneo y se produce a través de las dos carillas superiores situadas en las masas laterales del atlas y de las superficies de los cóndilos occipitales. Debido a su forma, la articulación occipito-atloidea puede considerarse como una articulación esférica con tres grados de libertad. El principal movimiento de esta articulación es la flexo-extensión. Se produce alrededor de un eje transversal que pasa perpendicularmente por el centro de giro, (Figura 2.1). Este movimiento se lleva a cabo mediante el deslizamiento de los cóndilos occipitales sobre el atlas. Durante la flexión los cóndilos occipitales retroceden sobre las masas laterales del atlas, acompañándose este movimiento siempre de una flexión en la articulación atloidoaxoidea. También se puede observar como el arco posterior del atlas se aleja del arco posterior del axis.

La flexión está limitada por la tensión de las cápsulas y de los ligamentos posteriores. La extensión se ve limitada por el contacto de los elementos óseos; durante los movimientos de extensión forzada. La amplitud total de la flexo-extensión en la articulación occipito-atloidea es de aproximadamente 15° [156].

2. **Articulación atloidoaxoidea (C1-C2)**. Esta articulación constituye la unión mecánica entre el atlas y el axis. Dicha unión está asegurada por tres articulaciones mecánicamente conectadas: Una articulación axial, la atloido-odontoidea, a la que la apófisis odontoides sirve de pivote; y dos articulaciones laterales y simétricas, las atloidoaxoideas, que establecen el nexo entre la cara inferior de las masas laterales del atlas y las superficies articulares superiores del axis.

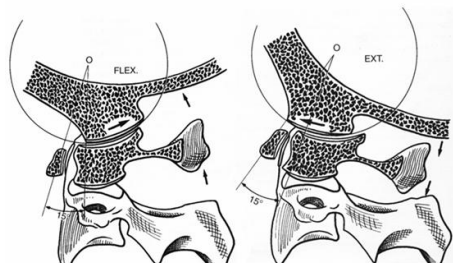


Figura 2.1: *Movimiento de flexo-extensión. Modificado de Kapandji [78]*

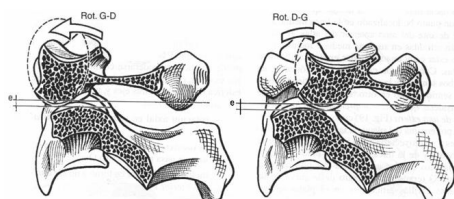


Figura 2.2: *Desplazamiento en la articulación atlantoaxoidea. Modificado de Kapandji [78]*

El movimiento más importante de la articulación atlantoaxoidea es el movimiento de rotación produciéndose el 50% del movimiento de rotación de la columna cervical en este nivel [78]. En la rotación, se produce un desplazamiento en las dos articulaciones atlantoaxoideas derecha e izquierda, mecánicamente unidas. Como las superficies superiores del axis son convexas, el trayecto descrito por las masas laterales del atlas no es rectilíneo en un plano horizontal, sino curvilíneo de convexidad superior.

2.1.1.3. Biomecánica del raquis cervical inferior

Las articulaciones del raquis cervical inferior poseen dos tipos de movimientos: por una parte, movimientos de flexo-extensión; y por otra, movimientos mixtos de inclinación-rotación. Se ha seguido esta ordenación para explicar con detalle la biomecánica del raquis cervical inferior.

1. Flexoextensión en el raquis cervical inferior

En la posición neutra, los cuerpos vertebrales están unidos por un disco cuyo núcleo está en posición estable y en el que todas las laminillas del anillo fibroso están sometidas a la misma tensión. Además, las vértebras cervicales contactan a través de sus apófisis articulares, cuyas carillas están incluidas en un plano oblicuo hacia abajo y hacia atrás. En la parte baja del raquis cervical inferior, estas carillas poseen en el plano parasagital una ligera curva cóncava hacia delante, que se corresponde a un centro de rotación situado a bastante distancia por abajo y hacia delante.

En el movimiento de extensión, el cuerpo de la vértebra suprayacente se inclina y se desliza hacia atrás. El movimiento de extensión está limitado por la tensión del ligamento vertebral común anterior y, sobre todo, por los topes óseos que se producen entre las apófisis superiores de ambas vértebras y por el contacto de los arcos posteriores a través de los ligamentos.

Durante el movimiento de flexión, el cuerpo de la vértebra suprayacente se inclina y se desliza hacia delante. Como en el caso de la extensión, la flexión de la vértebra suprayacente se desplaza hacia arriba y hacia delante, a la par que se produce un movimiento hacia abajo y hacia atrás.

El movimiento de flexión no está limitado por límites óseos, sino sólo por tensiones ligamentosas: tensión del ligamento vertebral común posterior, de la cápsula de la articulación inter-apofisaria, de los ligamentos amarillos, de los ligamentos interespinosos y del ligamento supraespinoso o ligamento cervical posterior [156].

Tal y como se explica con mayor detalle en el punto 2.1.2, en los accidentes de automóvil por choque trasero o delantero, el raquis cervical se ve, con frecuencia, bruscamente lanzado, primero en extensión y luego en flexión, produciendo el desgarrar de distintos ligamentos e incluso la luxación de las articulaciones.

2. Rotación-Inclinación en el raquis cervical inferior

Los movimientos de rotación e inclinación en el raquis cervical inferior son movimientos que se producen de forma acoplada, es decir no existe un movimiento de rotación pura ni un movimiento de inclinación pura [156].

Esto es debido a la orientación de las carillas de las apófisis articulares. Si consideramos una vértebra de posición media como puede ser la quinta cervical (Figura 2.3), se puede observar como sus carillas son planas y

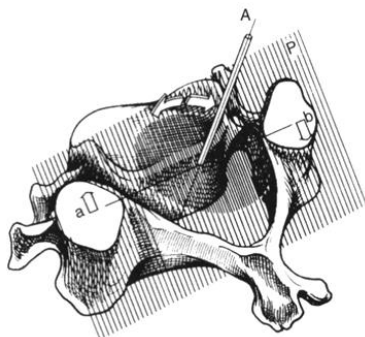


Figura 2.3: *Rotación-Inclinación en la quinta vértebra cervical. Modificado de AI Kapandji [78]*

están inclinadas hacia abajo y hacia atrás. Por consiguiente, cualquier deslizamiento de la vértebra suprayacente sólo puede producirse de dos maneras: A) un deslizamiento global hacia arriba en el caso de un movimiento de flexión o movimiento global hacia abajo en el caso de movimiento de extensión [78]. B) un deslizamiento desigual en cada una de las carillas. Por ejemplo, si la carilla de la izquierda se eleva hacia arriba y hacia delante, la carilla de la derecha descende hacia abajo y hacia atrás. Este movimiento desigual produce un movimiento de rotación perpendicular al plano de las carillas de las apófisis. A medida que se produce el movimiento de rotación y debido a que las carillas no son planas, el eje de la vértebra realiza un movimiento de inclinación. Se trata en este caso de un movimiento combinado de rotación-inclinación que depende de la oblicuidad del eje de la vértebra cervical [78].

El efecto del movimiento acoplado de rotación e inclinación en el raquis cervical inferior provoca a su vez una componente de extensión. De hecho el movimiento en la articulación situada más abajo C7-D1 desemboca en una rotación-inclinación y una pequeña extensión hacia atrás de C7, este movimiento se reproduce y se suma en cada una de las cervicales del raquis cervical inferior. De este modo, la extensión se puede apreciar mejor en las cervicales situadas más arriba, [78].

2.1.2. Biomecánica del mecanismo de lesión del SLC

La explicación clásica del mecanismo de lesión le dio el nombre de *latigazo cervical*. Esta definición se deriva del movimiento de los ocupantes de un vehículo que sufre un impacto en su parte posterior. Clásicamente se creía que el mecanismo de producción del latigazo cervical se producía por la combinación de una flexión seguida de una hiperextensión cervical [55]. Esta teoría se rechazó posteriormente por diversos autores que realizaron estudios reproduciendo las condiciones del choque en laboratorio [135].

Un modelo alternativo, es el mecanismo propuesto por investigadores europeos [113], en base a los principios de la hidrodinámica. Esta teoría se basa en que los cambios de longitud que se producían en la columna cervical implicaban cambios de presiones dentro del canal medular, lo que provocaba los síntomas asociados al SLC. Estos estudios se realizaron con animales, pero no han sido validados con estudios en humanos.

El conocimiento actual del mecanismo de lesión se basa en la realización de pruebas controladas, de los movimientos producidos por la cabeza, en impactos delanteros y traseros en vehículos. Para ello, se utilizan videocámaras de alta velocidad, acelerómetros, cineradiografía y electromiografía que permiten obtener con gran precisión los detalles de los movimientos de la cabeza y del cuello después de una colisión, desembocando en un conocimiento más profundo sobre los movimientos vertebrales en las primeras centésimas de segundo después del impacto.

Hoy en día se sabe con certeza, debido a estudios realizados a escala real, que las lesiones en la columna cervical pueden aparecer incluso en accidentes producidos a 20 km/h [155]. También se sabe que entre el 75 % y el 90 % de las lesiones cervicales se producen en accidentes con velocidades inferiores a 25 km/hora [37], y que su gravedad depende en gran medida de las condiciones mecánicas del vehículo, de la velocidad del impacto, de llevar o no puesto el cinturón de seguridad, del sexo, de la edad y de la condición física de los ocupantes.

A continuación, se definen las cuatro fases del mecanismo de producción del latigazo cervical en un accidente de tráfico por colisión trasera. La siguiente secuencia de eventos es una composición de los trabajos de Ono [77], Panjabi [121], Croft [24], Siegmund [136] y Yoganandan [163].

1. **Fase 1 (0-50 mseg).** En esta fase se produce la deformación del vehículo y se transfiere una fuerte aceleración a los ocupantes [148], (ver figura 2.4).

El primer efecto del choque es enderezar la curvatura de la columna

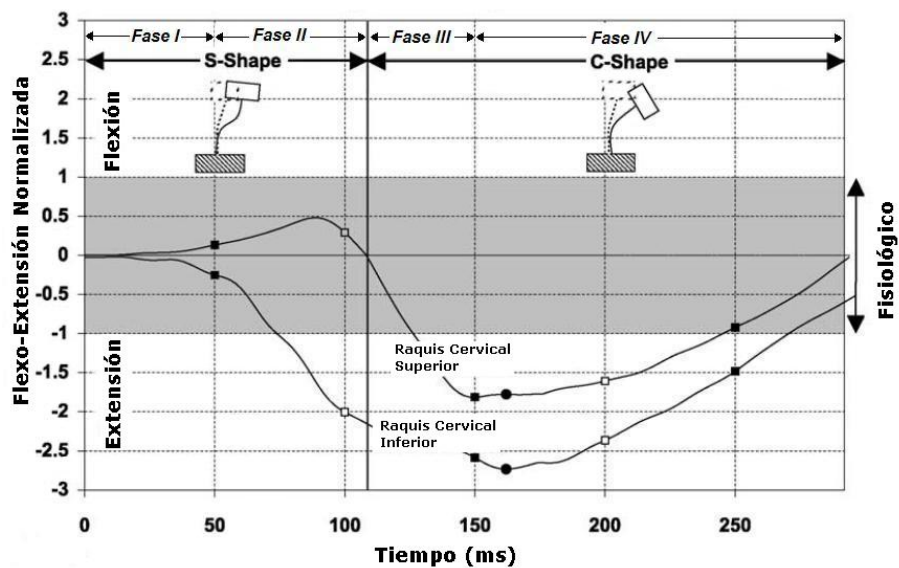


Figura 2.4: Movimiento de flexo-extensión en la columna cervical superior e inferior durante el mecanismo de producción del SLC. Adaptado de Panjabi [121]

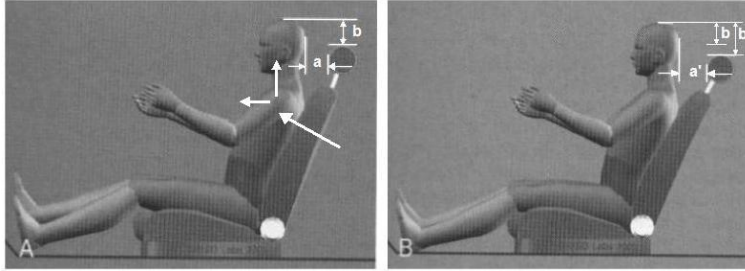


Figura 2.5: *Desplazamiento horizontal y vertical del cuerpo en la fase I. [50]*

lumbar y cervical. Esto conlleva una aceleración vertical hacia arriba del tronco y, como consecuencia, de la columna cervical y de la cabeza. La fuerza axial vertical que atraviesa la columna cervical produce un esfuerzo de compresión elevado. Este esfuerzo de compresión puede explicar algunas de las lesiones articulares que se producen en la zona cervical.

Este efecto se puede apreciar en la figura 2.5. En la figura de la izquierda se muestran las distancias entre la cabeza y el reposacabezas, en el instante anterior a producirse la colisión. **a**: es la distancia entre la parte posterior de la cabeza y el reposacabezas y **b**: es la distancia entre la parte superior de la cabeza y el plano superior del reposacabezas. En la figura de la derecha, se observa como evolucionan las distancias en los primeros 50 mseg después de la colisión. Se puede apreciar como **a'** y **b'** son mayores que **a** y **b**, explicando el desplazamiento hacia delante y hacia arriba que se produce en la fase I de cualquier impacto posterior.

2. **Fase 2 (50-100 mseg)**. En esta fase empieza la extensión de la cabeza. El tronco llega a alcanzar el máximo desplazamiento hundiéndose sobre el asiento, en este instante su aceleración hacia adelante es máxima, con lo cual se inicia el desplazamiento del tronco hacia adelante.

El movimiento de extensión de la cabeza se produce de un modo no fisiológico denominado retracción, (ver figura 2.6). En el movimiento de retracción las vértebras cervicales inferiores C5 y C6 se encuentran en extensión máxima mientras que las superiores están ligeramente en posición de flexión relativa. Esto deforma la columna cervical en forma de 'S', en lugar de su 'C' habitual, lo que puede explicar las lesiones que aparecen en los ligamentos o discos intervertebrales.

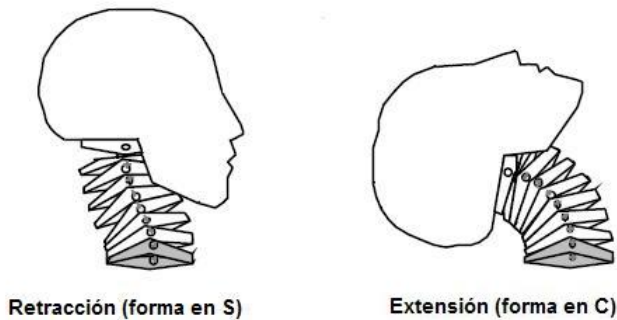


Figura 2.6: *Retracción cervical. Adaptado de Svensson [147]*

Croft estudió el modo en el que las vértebras C5 y C6 producían dicho movimiento de extensión y observó que el eje instantáneo de rotación se desplazaba hacia arriba, tal y como se puede apreciar en la figura 2.7. El eje instantáneo de rotación debería situarse sobre la vértebra C6 en condiciones fisiológicas, en cambio se sitúa sobre la vértebra C5. Este efecto aumenta la compresión sobre los discos intervertebrales de la columna cervical inferior.

La forma del desplazamiento que sufre la cabeza depende en gran medida de la postura que adopte el ocupante dentro del vehículo, de su estatura, del ajuste del respaldo, de la relación entre la altura de la cabeza y el ajuste del reposacabezas y de su peso, del cual dependen las fuerzas de inercia que se generen. Un buen reposacabezas debe evitar, en la medida de lo posible, la extensión de la cabeza hacia atrás reduciendo el rango de extensión cervical y la aceleración a la que se ve sometida la cabeza.

3. **Fase 3 (100-150 mseg).** En esta fase el tronco sigue moviéndose hacia delante, cada vez a mayor velocidad, al mismo tiempo que la cabeza continua desplazándose hacia atrás, de un modo no fisiológico, hasta que alcanza el grado máximo de extensión, (figura 2.4).
4. **Fase 4 (150-300 mseg).** En esta fase el tronco, que está todavía desplazándose hacia adelante, fuerza a la cabeza a moverse en esa dirección. La cabeza parte de la posición de grado máximo de extensión, que suele coincidir con el momento en el que choca contra el reposacabezas. Después empieza a desplazarse hacia adelante, realizando un movimiento de flexión de un modo brusco, debido a que las



Figura 2.7: *Desplazamiento del eje instantáneo de rotación en C5-C6. Adaptado de Croft [24]*

aceleraciones en este instante son muy elevadas. Los movimientos producidos en esta fase también siguen un patrón no fisiológico, tal y como se puede ver en la figura 2.4.

La aceleración alcanza un máximo al principio de esta fase, provocando la aparición de fuerzas internas máximas que pueden producir lesiones en la columna cervical (figura 2.8). El movimiento producido en esta fase se asemeja al de un látigo, lo que da nombre a la patología del SLC.

No ocurre así con un choque frontal, que provoca una aceleración de la cabeza 2,8 veces menor que la causada por un golpe desde atrás y con una sucesión de movimientos más sencilla [25].

2.1.3. Análisis de factores que influyen en el mecanismo de lesión del SLC

En el contexto de la evaluación del SLC, los clínicos y especialistas se encuentran muy a menudo con diagnósticos confusos y problemáticos que muchas veces son opacos a las técnicas actuales de diagnóstico (rayos X, resonancia magnética, etc). Esto unido a la gran cantidad de dudas y falsos negativos que aparecen en el escenario de este tipo de lesiones, provoca que cada vez existan mayor número de publicaciones que se centren en estudiar los factores que rodean al mecanismo de lesión del SLC.

Los principales factores que influyen en el mecanismo de lesión del SLC, se pueden dividir en **factores del vehículo** y **factores del ocupante**. En el primer grupo se incluyen los elementos que forman parte del diseño del vehículo, tal como su masa, rigidez, comportamiento plástico frente a comportamiento elástico del vehículo en la colisión y diseño de los asientos

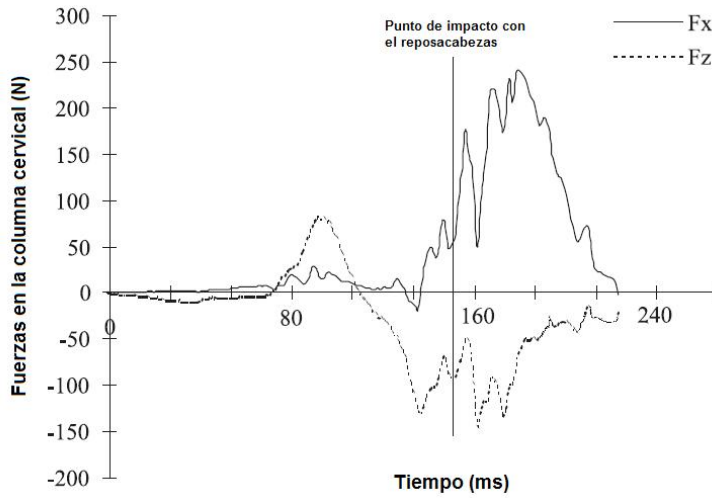


Figura 2.8: Fuerzas en el mecanismo de producción del SLC. Adaptado de F. Luan [94]

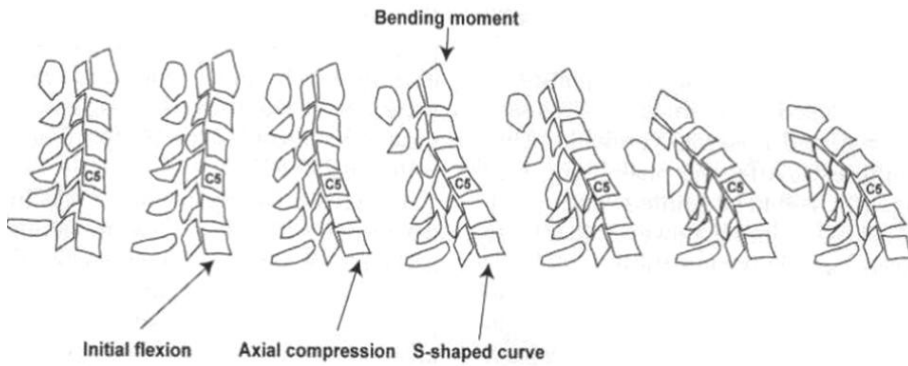


Figura 2.9: Secuencia cinemática del movimiento cervical producido en una colisión trasera de vehículos. (Ono K, Kaneoka)[77]

y reposacabezas. En el grupo de factores del ocupante, que intervienen directamente en el SLC podemos citar: estatura, masa corporal, sexo, edad y tono muscular del ocupante.

2.1.3.1. Factores del vehículo

Antes de describir y explicar razonadamente los factores del vehículo que influyen en el mecanismo de lesión, es necesario recordar las principales leyes físicas que explican el fenómeno de las colisiones entre dos cuerpos cualesquiera.

Por un lado tenemos la Ley de Conservación de la Cantidad de Movimiento, que establece que en un impacto entre dos cuerpos, en nuestro caso vehículos, se debe cumplir la siguiente relación:

Cantidad de Movimiento (antes de la colisión) = Cantidad de Movimiento (después de la colisión)

$$m_1 \cdot v_{11} + m_2 \cdot v_{21} = m_1 \cdot v_{12} + m_2 \cdot v_{22}; \quad (2.1)$$

Donde:

m_1 y m_2 son las masas de los vehículos accidentados;

v_{11} y v_{21} son las velocidades de los vehículos en el instante anterior al impacto;

v_{12} y v_{22} son sus velocidades después del impacto.

Por otro lado, y para caracterizar el tipo de colisión, se define el coeficiente de restitución, propuesto por Isaac Newton, que viene dado por la relación:

$$e = -\frac{v_{22} - v_{12}}{v_{11} - v_{21}}; \quad (2.2)$$

y tiene un valor que varía entre 0, en el choque completamente inelástico y 1, en el perfectamente elástico.

A partir de la combinación de ambas expresiones 2.1 y 2.2, y en el caso de colisión trasera entre dos vehículos, en el que el segundo vehículo (vehículo alcanzado) se encuentre parado $v_{21} = 0$, se deduce la siguiente expresión:

$$v_{22} = \frac{(1 + e) \cdot m_1}{m_1 + m_2} \cdot v_{11}; \quad (2.3)$$

A partir de la expresión 2.3, se desprende la influencia de los factores en la aceleración soportada por el conductor que sufre el impacto.

1. **Masa:** el sentido común dicta que en la colisión entre dos vehículos, los ocupantes del de mayor masa tienen ventaja respecto a los otros. Si se

analiza esto con mayor profundidad podemos observar, a partir de la expresión 2.3, que las masas de los vehículos que sufren la colisión tiene un efecto directo en el riesgo relativo de los ocupantes del vehículo que recibe el impacto.

A) En el caso de que el choque sea elástico $e = 1$:

$$v_{22} = \frac{(2) \cdot m_1}{m_1 + m_2} \cdot v_{11}; \quad (2.4)$$

De la expresión 2.3 se puede deducir que un aumento de la relación de masas entre el vehículo 1 (m_1) y el vehículo 2 (m_2), produce un incremento de velocidad experimentado por los ocupantes del vehículo alcanzado (vehículo 2).

B) En el caso de choque no-elástico $e = 0$:

$$v_{22} = v_{12} = \frac{m_1 \cdot v_{11}}{m_1 + m_2}; \quad (2.5)$$

En este caso se puede deducir, que ambos vehículos se moverán juntos después del choque con una velocidad común que depende directamente de la relación de masas de ambos vehículos.

2. **Deformabilidad:** el efecto de la deformabilidad del vehículo en la gravedad de las consecuencias de una colisión se puede deducir de la expresión 2.3.

Supongamos que se produce un choque entre dos vehículos de igual masa $m_1 = m_2 = m$.

Un choque entre dos vehículos que se comportan de forma rígida, implica un comportamiento elástico de los materiales, es decir $e = 1$, por el contrario en un choque no-rígido o deformable, los materiales se comportan de un modo no-elástico o plástico $e = 0$.

Se deduce que en choque elástico (sin deformación), $e = 1$:

$$v_{22} = \frac{(2) \cdot m}{2 \cdot m} \cdot v_{11}; \quad (2.6)$$

En el caso de choque deformable $e = 0$:

$$v_{22} = \frac{(1) \cdot m}{2 \cdot m} \cdot v_{11}; \quad (2.7)$$

Se deduce que los ocupantes de un vehículo que sufre una colisión de modo elástico (rígido), experimenten el doble de aceleración que en las colisiones deformables. De un modo más simple, puede resumirse que la rigidez del vehículo dificulta su deformación y como consecuencia la absorción de la energía en el momento de la colisión. De este modo, el ocupante sufrirá un mayor impacto en vehículos de mayor rigidez.

Existen múltiples estudios que tratan de determinar la velocidad mínima de impacto o colisión que puede producir daño o lesión a los ocupantes [155], [77] y [136]. Resulta interesante comprobar que muchos de estos estudios, realizados en condiciones de laboratorio y a velocidades bajas 10-30 km/h, se observan lesiones más graves que en accidentes reales que ocurren a velocidades mayores. Este efecto es debido a la diferencia de comportamiento de la carrocería del vehículo, que se comporta de un modo elástico en colisiones de velocidad relativa baja y de un modo plástico en colisiones de velocidad relativa alta.

3. **Diseño y ajuste de los asientos:** en los últimos años existe la tendencia a aumentar la firmeza de los asientos, esto hace que disminuya la energía cinética que son capaces de absorber y aumenta el riesgo lesión en caso de accidente [154].

Otro factor que juega un papel importante es el ajuste del asiento. Un asiento demasiado reclinado hacia atrás puede producir, en caso de accidente, un incremento del 30 % en las fuerzas axiales que interactúan entre el asiento y el ocupante [110]. Por el contrario si el asiento está en posición vertical, produce un incremento de las fuerzas cortantes que se transmiten al ocupante. De este modo, no existe una regulación idónea, aunque como regla general se acepta como posición óptima un ajuste intermedio con tal de minimizar las fuerzas axiales y cortantes [13].

4. **Diseño y ajuste de los reposacabezas:** está ampliamente aceptado que el ajuste correcto de los reposacabezas tiene un efecto significativo en la reducción de lesiones asociadas al mecanismo del latigazo cervical. Desafortunadamente, existen todavía vehículos que no disponen de reposacabezas que se puedan ajustar debidamente a las características del ocupante.

En 1996, el IIHS (Insurance Institute for Highway Safety) [49] publicó un estudio del diseño y efectividad de los reposacabezas existentes en los vehículos de la fecha, únicamente el 3 % fue clasificado como "bueno". El principal problema asociado a los reposacabezas es que no se pueden adaptar a todo el rango de población, con características

antropométricas diferentes, debido a limitaciones en el ajuste y la regulación.

2.1.3.2. Factores del ocupante

1. **Estatura:** el efecto de la estatura del ocupante esta íntimamente relacionado con el ajuste del reposacabezas. Las personas de mayor estatura (percentil 95 % de la población) se encuentran con muchos problemas a la hora de ajustarse debidamente el reposacabezas, de este modo presentan mayor riesgo de sufrir lesiones graves tras un accidente de tráfico.

Por otro lado, está demostrado que las personas de menor estatura sufren menores aceleraciones relativas entre la cabeza y el tronco y por lo tanto, presentan menos de riesgo de sufrir lesiones de columna cervical [130].

2. **Masa corporal:** el efecto de la masa corporal incide en la aceleración sufrida por el cuerpo y contribuye sobre el riesgo de lesión. Las personas con menor masa corporal experimentan por lo general una mayor aceleración en las fases III y IV lo que contribuye a aumentar el riesgo de sufrir alguna lesión.
3. **Sexo:** los hombres presentan mayor probabilidad de lesionarse en las fases 1 y 2, en cambio las mujeres experimentan las fases 3 y 4 de una manera más violenta. De este modo, el riesgo de sufrir lesiones cervicales es mayor en las mujeres que en los hombres. Esto se puede explicar por el efecto combinado de su masa y su menor tono muscular, estudios recientes [39] demuestran que también puede ser debido a una mayor fragilidad en la estructura cervical.
4. **Edad:** aunque el mayor grupo de pacientes de SLC se encuentra en el grupo de edad de 20-40 años, debido posiblemente a que coincide con el mayor grupo de conductores con licencia, el riesgo de sufrir lesiones cervicales se ve incrementado por la edad ([115], [116]). Esto se debe probablemente al decremento del rango de movilidad, de los reflejos musculares y de la diferencia de tono muscular. En cambio, en algunos países se ha hallado que el número de pacientes de SLC disminuye con la edad, pero esto se debe a factores de tipo socio-demográficos, como por ejemplo, que las personas mayores usan los vehículos para distancias menores, en horas no punta de tráfico, y que generalmente conducen a menor velocidad, [133].

2.2. Descripción de la Patología del SLC

En este apartado se describen tanto las lesiones traumáticas asociadas al SLC, como los síntomas observados en los pacientes aquejados de latigazo cervical. Para ello, se ha utilizado la clasificación del grupo de Quebec [95], que se ha descrito anteriormente en la tabla 1.1.

La clasificación de Quebec sigue un orden creciente por gravedad. De este modo, los síntomas apreciables en un cierto grado de la clasificación también suelen aparecer en otros grados de orden superior.

A continuación se describen los efectos asociados a los grados I, II y III de la escala Quebec. No se explicarán los efectos asociados al grado IV por encontrarse fuera del objeto de estudio del presente trabajo, ya que en este grado aparecen lesiones que pueden diagnosticarse mediante otras técnicas.

2.2.1. Patología asociada al nivel I de la escala de Quebec

Los principales síntomas asociados al nivel I de la escala de Quebec son:

1. Dolor: el dolor es el principal síntoma que aparece después de sufrir un accidente de tráfico. El dolor es un síntoma característico, que suele aparecer en el 70 % de los casos, [128]. En el 60-70 % de los casos aparece de modo tardío, entre las 24-48 horas tras el accidente [134].

Su origen puede ser la compresión directa de las raíces nerviosas, presión medular, por distensión o una suma de varias causas. No siempre se limita al cuello o a la cabeza; puede irradiarse a los hombros, mandíbula, tórax, y extremidades superiores [55].

El dolor de cabeza, se suele referir por los pacientes, como permanente, incluso varios años después del accidente. Debido a la subjetividad asociada, este tipo de dolor conlleva gran dificultad en su valoración. En un estudio realizado por Obelieniene [107], se demuestra que no existen razones de peso para pensar que el dolor de cabeza proceda del accidente, una vez ha transcurrido más de un año. Esto sustenta la hipótesis de magnificación de efectos en muchos pacientes.

2. Mareo o inestabilidad: el mareo o la inestabilidad es un síntoma muy común en los latigazos cervicales. En un estudio de Hildingsson et al. [67] se describe un grupo de 20 pacientes con SLC, de al menos un año de evolución, 18 pacientes presentaban algún tipo de sensación de inestabilidad o vértigo.

3. Vértigo postraumático: el vértigo es una sensación extrema y no debe confundirse con el mareo o la inestabilidad. Las fuerzas que se producen en los mecanismos de producción del SLC son en ocasiones muy severas y pueden causar una elongación de la columna cervical de casi 5 cm [111]. Se han descrito tres tipos de alteraciones orgánicas o anatómicas en los SLC para justificar estas alteraciones del equilibrio [30] y todas ellas están implicadas en la función oculomotora: 1-Lesiones del oído interno; 2-Lesiones de los receptores propioceptivos de la columna cervical y 3-Lesiones de la fosa posterior o tronco del encéfalo.
4. Estrés postraumático: puede aparecer una fase de estrés postraumático, con angustia y terror, irritabilidad, dificultad de concentración, insomnio. Esta situación continuada en el tiempo, puede provocar cuadros ansiosos y depresivos.

2.2.2. Patología asociada a los niveles IIa y IIb de la escala de Quebec

Los pacientes clasificados en el nivel IIa de la escala de Quebec, suelen presentar los mismos síntomas citados para el nivel I, pero además, presentan la aparición de puntos dolorosos en las inserciones musculares, regiones de los trapecios, hombros, occipital, elevador de la escápula y esternocleidomastoideos [54].

Los pacientes incluidos en la clasificación IIb presentan los mismos síntomas que los pertenecientes a la clasificación IIa, pero con limitación de movimiento.

2.2.3. Patología asociada al nivel III de la escala de Quebec

El nivel III de la escala de clasificación de Quebec incluye los síntomas derivados de signos neurológicos, que se presentan en el 52 % de los casos [55]. Se caracterizan por la existencia de una conducta ansiosa y tensión muscular progresiva, debidas desde el punto de vista psiquiátrico a las circunstancias del accidente y al miedo a la hospitalización o a las repercusiones medico-legales del caso. Esta sintomatología se va desarrollando progresivamente.

A continuación se describen los síntomas que aparecen con mayor frecuencia.

1. Disfagia: se define como la dificultad para deglutir.

2. Mielopatía cervical: se caracteriza por la combinación de varios síntomas: alteración de la marcha, disminución de la destreza manual, debilidad generalizada de extremidades y marcha atáxica. Toda esta variedad de síntomas están producidos por la compresión directa de la médula cervical [27].
3. Visión borrosa: la visión fue investigada en un trabajo de Horner [12], en el que se realizó un estudio longitudinal de 39 casos que habían sufrido SLC. Diez de los 39 casos presentaban síntomas de visión borrosa hasta pasados 9 meses después del accidente. Se cree que puede ser debido a una lesión en las arterias vertebrales, o a una afectación del nervio simpático cervical.
4. Síntomas vegetativos: náuseas, vómitos, mareos, trastornos auditivos, zumbidos, centelleos, sudoraciones profusas, anomalías pupilares.

2.3. Metodologías de estudio de la patología asociada al SLC

En este apartado se describen los diferentes métodos de estudio, que sirven de soporte para obtener información clínica con fines diagnósticos y terapéuticos de la patología asociada al SLC.

El objetivo de este apartado no es la descripción exhaustiva del equipamiento médico que se utiliza habitualmente en la práctica clínica sino, más bien, el análisis del tipo de información obtenida, así como sus indicaciones, y las ventajas e inconvenientes reseñados por los investigadores que previamente las han utilizado en sus estudios.

Desde el punto de vista de la Clasificación Internacional del Funcionamiento [109], los métodos de valoración del raquis cervical se pueden clasificar en: 1-Métodos de valoración de la estructura corporal, 2-Métodos de valoración de la funcionalidad y 3-Métodos de valoración de la actividad y la participación.

A continuación, y basándose en esta clasificación, se ofrece una breve descripción de las técnicas y métodos de valoración de la patología cervical más habituales.

2.3.1. Métodos basados en la valoración de la estructura corporal

Los métodos basados en la valoración de la estructura corporal, se fundamentan en el uso de técnicas radiológicas, para crear imágenes del

cuerpo, sus órganos y estructuras con fines de diagnóstico y tratamiento. Las imágenes pueden también mostrar la eficacia del funcionamiento del cuerpo y sus órganos internos. Se fundamentan en el uso de sistemas habituales en el ámbito hospitalario como Rayos X (Rx), Tomografía Axial Computerizada (TAC), Resonancia Magnética (RMN), etc.

Estos métodos tienen como objetivo detectar lesiones de las estructuras a nivel interno de la columna cervical, y por lo tanto están enfocados a diagnosticar pacientes con clasificación IV en la escala de Quebec. Como se ha comentado anteriormente, este grupo queda fuera del objetivo del presente trabajo, sin embargo, se han incluido en la revisión bibliográfica debido a que las técnicas radiológicas de imagen son las más usadas hoy en día en el ámbito clínico [164],

A pesar de esto, cabe tener en cuenta que la radiografía no es una técnica inocua. Como se sabe, la radiografía conlleva el uso de radiaciones X, que usadas en cantidades altas pueden causar alteraciones sobre las células, pudiendo generar lesiones graves [97].

Además, en el estudio de pacientes con clasificaciones I, II y III de Quebec donde no se presentan luxaciones o fracturas a nivel cervical, la radiografía, al ser una técnica estática, no se correlaciona bien con la presencia de síntomas derivados de SLC [85]. Existen trabajos que demuestran que los pacientes clasificados como II y III de Quebec no muestran anomalías estructurales, sino más bien funcionales [61].

Con todo, las radiografías han sido usadas en estudios de investigación para analizar aspectos funcionales, estudiando el desplazamiento de las vértebras en diferentes posiciones de la columna cervical [31] y [3]. El uso de esta técnica se conoce con el nombre de Radiografía Dinámica y pretende evaluar la movilidad de las vértebras cervicales de forma individual.

Entre los que han usado este tipo técnica radiográfica cabe destacar a Dimnet [31], quien midió el rango de movimiento cervical, en la prueba de flexo-extensión. En su trabajo encontró la existencia de una elevada correlación entre los valores obtenidos y la información clínica del paciente. Posteriormente, Amevo [3] determinó el movimiento intersegmental de las vértebras a partir del cálculo de su eje instantáneo de rotación.

La determinación del eje instantáneo de rotación a partir de radiografías dinámicas se realizó mediante técnicas gráficas y de un modo secuencial, tal y como se muestra en la figura 2.10.

Existen pocos trabajos que analicen la fiabilidad de la radiografía para obtener variables cinemáticas. Esto se debe a que su precisión es baja por que la frecuencia de muestreo es insuficiente para determinar variables cinemáticas

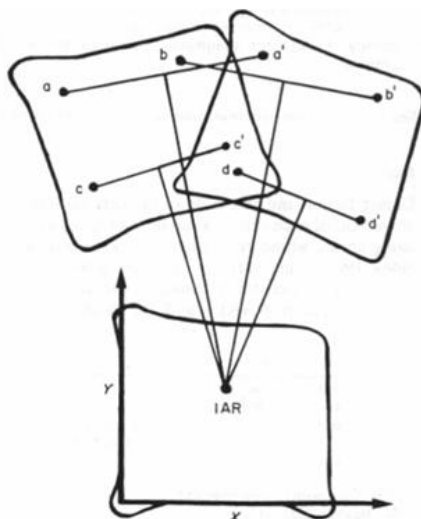


Figura 2.10: Método gráfico de determinación del eje instantáneo de rotación

[164].

Además de la falta de precisión, entre sus principales inconvenientes cabe destacar:

1. La no naturalidad de los movimientos, ya que estos no se realizan de un modo dinámico sino, que el paciente debe ir desplazando la cabeza poco a poco y detenerse mientras se toma cada una de las imágenes radiográficas [3].
2. El elevado tiempo requerido para la realización de una medida [31].
3. La necesidad de evaluadores altamente formados para la realización de los cálculos necesarios [84],

2.3.2. Métodos de valoración de la funcionalidad cervical

En este apartado se describen los métodos de apoyo al diagnóstico basados en el análisis de la funcionalidad cervical.

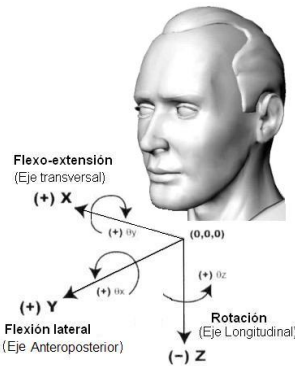


Figura 2.11: Grados de libertad del movimiento de la columna cervical [50]

2.3.2.1. Métodos basados en el análisis de los rangos de movilidad

El movimiento global de la columna cervical puede considerarse como la acción combinada del movimiento de un conjunto de unidades vertebrales funcionales. La columna cervical puede realizar desplazamientos y giros alrededor de los tres ejes del espacio, contabilizando en total seis grados de libertad. Los movimientos fisiológicos de la columna cervical son: la flexo-extensión, la flexión lateral y la rotación axial.

Los rangos de movilidad de la columna cervical se definen como el grado máximo de movimiento alcanzado en cada uno de los tres ejes principales [50].

El análisis de los rangos de movilidad se corresponde con el primer grupo de técnicas biomecánicas de análisis de la funcionalidad y que puede servir de apoyo al diagnóstico de lesiones cervicales [5].

En la revisión bibliográfica se han encontrado dos tipos de metodologías para medir el Rango de Movilidad Cervical:

1. Pruebas basadas en la movilidad pasiva. En este tipo de pruebas el médico valorador ayuda al paciente a alcanzar los límites máximos de movilidad.
2. Movilidad activa. El paciente no recibe ninguna ayuda externa a la hora de realizar los movimientos.

Las principales conclusiones obtenidas mediante la utilización de una

técnica u otra son similares, si bien los rangos obtenidos mediante las pruebas de movilidad pasiva son mayores que con la movilidad activa [35]. Por este motivo hay que ser cuidadoso cuando se comparen los rangos de movilidad de un paciente con una base de normalidad publicada y tener en cuenta el procedimiento que se ha seguido para obtenerla.

Los principales hallazgos del análisis del rango de movilidad son:

1. Relevante Validez Clínica. Existen trabajos que le otorgan a la medida de los rangos de movilidad una validez clínica relevante, sobre todo a la hora de diagnosticar anomalías en la columna cervical después de sufrir lesiones en los tejidos blandos.
2. Dependencia de la edad. Existen algunos trabajos que han demostrado la fuerte influencia que existe de la edad en los rangos de movilidad en las personas sanas, [35], [44], [165].

1. Validez Clínica

Dvorak [35], mediante la utilización de electrogoniometría, comprobó que la existencia de un esguince cervical (al menos por encima del nivel II de la escala de Québec), implica una disminución del rango de movilidad.

Kristanjansonn [85], mediante la utilización de otras técnicas, como la radiografía dinámica, detectó la existencia de diferencias significativas de movilidad de las articulaciones C3-C4 y C4-C5 entre personas afectadas de latigazo cervical y un grupo de normalidad. Dimnet [31] midió el rango de movimiento cervical utilizando la misma técnica en la prueba de flexo-extensión. En su trabajo encontró una correlación significativa entre los valores de los rangos de movilidad observados y la información clínica del paciente.

En otro trabajo, publicado por Sterling [144], se realizó un estudio longitudinal para analizar la evolución de las alteraciones funcionales en los tres primeros meses de lesión. Con respecto al rango de movilidad, aparecen pérdidas desde el principio de la lesión, que se van recuperando en los pacientes que finalmente están curados (sin dolor a los tres meses o con dolor muy leve), pero no en los que mantienen dolor moderado o severo.

El equipo de Dall'Alba [28], realizó un estudio con el sistema de medida de cinemática espacial FASTRAK basado en campos electromagnéticos y utilizando una metodología que no dependía de la posición de referencia. Se realizó un análisis discriminante para diferenciar entre

sujetos sanos y patológicos, a partir de las medidas de movilidad. Los resultados de obtenidos en la clasificación fueron razonablemente elevados (86 % de sensibilidad y 95 % de especificidad).

Las medidas de los rangos de movilidad, también pueden ser muy interesantes para la monitorización de la evolución de un paciente que este siguiendo un tratamiento rehabilitador o para controlar el estado del paciente después de una intervención quirúrgica [35].

2. Dependencia del sexo y de la edad

La medida de los rangos de movilidad ha suscitado controversia debido a que el rango viene afectado por las variables individuales “Edad” y “Sexo” [35], [44]. De este modo, no consigue el mismo rango fisiológico de movilidad una persona de 70 años de edad que otra de 20.

La “American Medical Association” [127] y la “American Academy of Orthopaedic Surgeons” [106] publicaron patrones de normalidad de los rangos de movilidad cervical. Sin embargo, estos patrones no estaban segmentados por sexo ni por grupos de edad. Incluso, la actual versión de las guías AMA (5^a edición) “Guides to Evaluation of Permanent Impairment” continua sin considerar el efecto del género y de la edad.

En la década de los 60 Ferlic [44] realizó un estudio para determinar la influencia de la edad en el rango de movilidad cervical. Concluyó que en el periodo de edad comprendido entre los 15 y los 74 años, el decremento medio del rango de movilidad era de 21 % en flexo-extensión, 35 % en flexión lateral y 20 % en rotación axial.

En 1992, Youdas [165] publicó información más definitiva acerca de los rangos de movilidad de la columna cervical, medido mediante electrogonimetría y con pruebas de movilidad pasiva. En sus tablas (Ver figura 2.12) se añade segmentación por sexo y por edad. En el trabajo de Youdas se muestran las medias y desviaciones estándar de los movimientos producidos en cada uno de los grados de libertad de la columna cervical. También se muestran los coeficientes de regresión para poder realizar una estimación más próxima en función de la edad.

Más recientemente, en el año 2000 se publicaron las tablas de rangos de movilidad de Castro [17], quien utilizó un sistema de análisis de movimiento tri-dimensional basado en ultrasonidos. Sus tablas de normalidad se segmentaron por edad y sexo. Posteriormente en el 2002, se publicaron las tablas de normalidad de Ferrario [47]. Estas tablas de normalidad se realizaron utilizando el método de movilidad activa

Range of Motion Correlated by Age and Sex

Age	Left Rotation		Right Rotation		Flexion*		Age	Extension		Left Lateral Flexion		Right Lateral Flexion		Regression Coefficients		
	\bar{X}	SD	\bar{X}	SD	\bar{X}	SD		\bar{X}	SD	\bar{X}	SD	\bar{X}	SD	Motion	Estimate	95% CI
11-19					64.0	8.6	11-19							Flexion [†]		
Male	72.3	7.0	74.1	7.6			Male	85.6	11.5	46.3	6.7	44.8	7.7	A ₀	62.9	60.3, 65.6
Female	70.5	9.8	74.9	9.8			Female	84.0	14.9	46.6	7.3	48.9	7.1	A ₁	-0.3	-0.4, -0.3
20-29					54.3	8.8	20-29							Extension [†]		
Male	69.2	7.0	69.6	6.0			Male	76.7	12.8	41.4	7.1	44.9	7.2	B ₀	92.9	88.7, 97.1
Female	71.6	5.7	74.6	5.9			Female	85.6	10.6	42.8	4.6	46.2	6.7	B ₁	-0.5	-0.5, -0.4
30-39					47.3	9.5	30-39							B ₂	-5.1	-8.4, -1.7
Male	65.4	9.1	67.1	7.4			Male	68.2	12.8	41.2	10.3	42.9	8.5	Left lateral [†]		
Female	65.9	8.1	71.7	5.7			Female	78.0	13.8	43.6	7.9	46.5	8.4	flexion		
40-49					49.5	11.4	40-49							B ₀	52.5	50.1, 54.9
Male	62.0	7.6	64.6	9.6			Male	62.5	12.2	35.6	8.0	38.0	10.9	B ₁	-0.3	-0.4, -0.3
Female	64.0	7.9	70.2	6.6			Female	77.5	13.2	40.8	9.3	42.5	9.2	B ₂	-2.0	-3.9, -0.1
50-59					45.5	9.1	50-59							Right lateral [†]		
Male	58.0	8.8	61.0	7.7			Male	59.9	10.4	34.9	6.6	35.6	5.4	flexion		
Female	62.8	8.4	61.2	8.6			Female	65.3	16.0	35.1	6.0	37.3	6.8	B ₀	55.4	52.9, 57.9
60-69					41.0	8.4	60-69							B ₁	-0.3	-0.4, -0.3
Male	56.6	6.7	53.6	7.4			Male	57.4	10.5	30.4	4.7	29.8	5.4	B ₂	-2.7	-4.7, -0.7
Female	59.7	9.1	65.2	9.7			Female	65.2	13.3	34.4	8.1	32.7	9.6	Left rotation [†]		
70-79					39.2	8.8	70-79							B ₀	78.5	75.7, 81.2
Male	49.7	8.8	50.0	10.2			Male	53.7	14.4	25.0	8.4	25.8	7.3	B ₁	-0.3	-0.4, -0.3
Female	50.1	7.9	53.4	8.8			Female	54.8	10.2	26.9	6.7	27.7	7.3	B ₂	-2.2	-4.4, 0.0
80-89					40.4	8.7	80-89							Right rotation [†]		
Male	46.8	9.2	46.4	8.2			Male	49.4	11.5	23.5	6.8	23.8	6.2	B ₀	83.7	81.0, 86.4
Female	50.5	10.7	52.6	10.5			Female	50.3	14.5	22.6	7.1	26.3	5.7	B ₁	-0.4	-0.4, -0.3
90-97					36.4	9.8	90-97							B ₂	-4.4	-6.6, -2.3
Male	45.2	16.8	44.2	14.3			Male	52.3	17.2	22.0	6.6	22.2	9.1			
Female	53.5	7.5	51.8	8.7			Female	54.5	18.1	26.6	8.1	22.6	7.2			

Figura 2.12: Valores de normalidad de los Rangos de movilidad de la columna cervical publicados por Youdas [165]

y están segmentadas por sexo, aunque no por edad. Las medidas se realizaron mediante video-fotogrametría.

2.3.2.2. Métodos basados en el estudio del patrón de movimientos

El objetivo de este tipo de pruebas está orientado a detectar las diferencias de comportamiento en el desarrollo de movimientos controlados, como son pruebas de rotación, flexión lateral o flexo-extensión.

En las pruebas basadas en el estudio del patrón de movimientos, en lugar de registrar exclusivamente los rangos de giro asociados a los movimientos fundamentales y acoplados, se registra la curva en función del tiempo $f(t)$. La hipótesis de partida se basa en que el comportamiento de las personas con patología o miedo al dolor se traducirán en las siguientes diferencias con respecto a las sanas:

1. Los movimientos se realizarán a velocidades más bajas.
2. Tendencia exponencial en los extremos del rango.

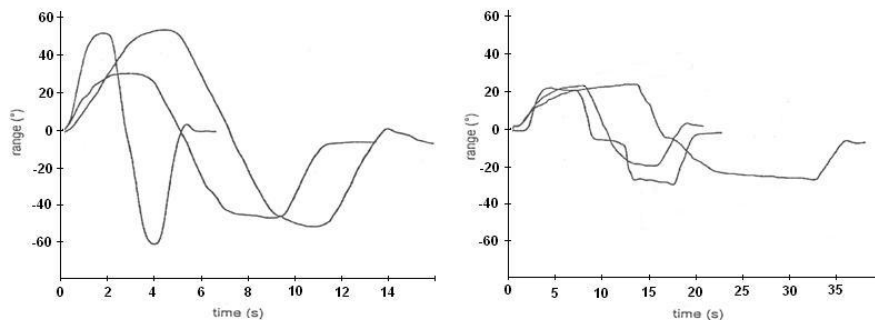


Figura 2.13: Valores de normalidad de Rangos de movilidad de la columna cervical

- Existencia de vacilaciones que provocan una disminución en la suavidad del movimiento, sobre todo rangos cercanos a puntos de dolor.

En la figura 2.13 se muestran ejemplos de estos efectos (izquierda sanos, derecha pacientes), de un trabajo realizado por Feipel et al. [42]. En dicho trabajo se analizan las diferencias de patrones de movimiento entre sanos y pacientes con SLC.

En el trabajo citado se ajusta cada registro a un polinomio de 6° grado. Los resultados muestran que en el grupo de control el ajuste es bueno, en cambio el grupo de pacientes con dolor cervical presenta un comportamiento diferente (con mesetas, zonas horizontales, trozos exponenciales, etc). Por tanto, utilizan como variable el error en el ajuste del registro a un polinomio de 6° grado. De este modo, encuentran diferencias significativas entre sanos y pacientes con esguince cervical, en todos los movimientos principales y en todos los acoplados excepto la rotación asociada a la flexión lateral.

En otros trabajos se determinó que la velocidad máxima de ejecución de ciertos movimientos de columna cervical era inferior en pacientes con dolor crónico cervical en comparación con personas asintomáticas [100] y [139]. Este resultado es congruente con los resultados reportados por Öhberg [65], donde las velocidades angulares máximas de todos los movimientos analizados (flexión, extensión, rotación izquierda y rotación derecha) se veían reducidos en pacientes que habían que sufrían dolor crónico por SLC.

Otro planteamiento del cálculo del patrón de movimiento se basa en aproximar el movimiento de los marcadores situados en la cabeza a un

paraboloide elíptico, [1]. El autor propone establecer patrones para poder detectar anomalías. Este trabajo puede considerarse como un punto de partida por el tipo de metodología planteado en su estudio y podría servir de referencia para definir nuevos algoritmos matemáticos para calcular parámetros geométricos del movimiento completo correspondiente a movimientos simples (rotación, flexo-extensión y flexión lateral).

Respecto a la suavidad de movimiento, hay trabajos que demuestran que la existencia de lesión neurológica pueda afectar al control del movimiento y por lo tanto disminuir notablemente la suavidad en su ejecución [23], [162].

Sjölander [139] evaluó la hipótesis de que pacientes con dolor cervical debían mostrar mayor irregularidad en sus patrones de movimiento rotacional que las personas sanas. Encontró que los pacientes tenían una mayor variabilidad en los Rangos de Movimiento y una menor suavidad en los movimientos, obteniendo una disminución significativa en el índice de jerk. El índice de jerk se calcula como la derivada respecto al tiempo de la aceleración [68].

Las irregularidades del movimiento habían sido previamente estudiadas entre pacientes con SLC con otros movimientos (flexo-extensión) y usando otros métodos de cuantificación de la suavidad de movimiento [42] y [87].

2.3.2.3. Métodos basados en la cinemática del movimiento

Una alternativa a los análisis previos, es considerar el movimiento conjunto de la cabeza respecto del tronco, analizando la cinemática del movimiento de la cabeza considerada como un sólido rígido que se mueve en el espacio con 6 grados de libertad. Esta aproximación se basa en estudiar el desarrollo del eje instantáneo de rotación.

Este planteamiento supone un enfoque diferente de abordar el problema de movilidad del raquis cervical, por los siguientes motivos:

1. En primer lugar, considera el movimiento real de la cabeza, es decir, seis grados de libertad. En los procedimientos habituales se miden sólo ángulos, asumiéndose tres grados de libertad, lo que da una representación bastante limitada del movimiento real. Por ejemplo, con un análisis estándar no es posible analizar los movimientos de traslación de la cabeza. En este sentido, Mendendorp et al. [99] observaron que el estudio de la traslación asociada al movimiento de rotación se encuentra alterada en los sujetos patológicos.
2. Una de las características del raquis cervical es su indeterminación cinemática. Es un sistema con más posibilidades de movimiento de

las necesarias para efectuar un gesto cualquiera [8]. Esto implica que puede haber diferentes estrategias de movimiento y es posible que la existencia de lesiones o dolor alteren estas estrategias o den lugar a patrones de movilidad diferentes [65]. Un cambio en la forma de moverse no tiene por qué traducirse en una modificación significativa del rango de movimiento, debido a que existen mecanismos de compensación. Así, es posible que un paciente apenas tenga limitado el rango de movimiento y que, sin embargo se mueva de una manera diferente a uno sano [139].

3. Según Woltring [161], los análisis basados en la medida de ángulos no guardan relación directa con las partes del raquis cervical que se están moviendo. En cambio, el análisis del movimiento completo sí permite obtener más información asociada a los ejes de rotación. Si las alteraciones producidas por el traumatismo se traducen en cambios de la posición de los ejes de rotación de algunas vértebras, estas modificaciones serán detectables en el análisis global del movimiento de la cabeza. Como, por otra parte, en el raquis cervical los movimientos de flexión-extensión y de torsión se localizan en una buena parte en un segmento concreto (C0-C2) [78], es posible que cualquier alteración en ese movimiento sea reconocible. De esta manera, no sólo se dispondría de criterios de discriminación entre tipos de personas (sanos, enfermos, simuladores), sino que estaríamos en condiciones de establecer el nexo de unión entre los resultados de las pruebas funcionales y las zonas de la columna cervical implicadas [161].

Desde un punto de vista técnico el análisis de movimientos de segmentos vertebrales, a partir de la determinación del eje instantáneo de rotación, ha suscitado el interés de diferentes investigadores como Woltring [161], Öhberg [65], Grip [63] y Mendendorp [99] entre otros. Aunque se obtienen resultados razonables, no superan, en grado de discriminación entre grupos de pacientes SLC y Control, a los estudios basados en variables clásicas, como rangos y velocidades y aceleraciones angulares [65], probablemente debido a la baja resolución en la determinación del EIR [65]. Actualmente son muchos los grupos de estudio que están trabajando en mejorar la precisión del cálculo de la posición del EIR [36], [19].

En el trabajo de Woltring [161] se pone a punto una técnica para medir la posición de los ejes instantáneos de rotación y aplicarla al estudio de alteraciones asociadas a los esguinces cervicales. Aunque los parámetros instantáneos son mucho más útiles que los del movimiento global, su determinación experimental es complicada. En su trabajo se demuestra que

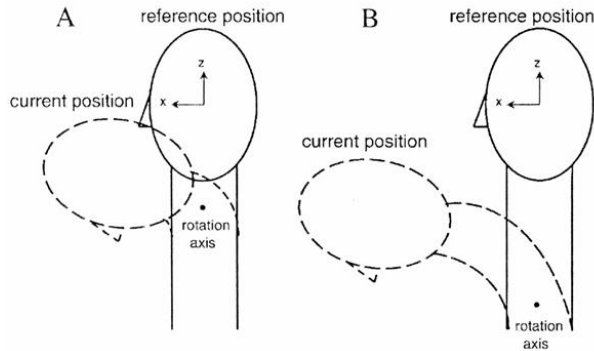


Figura 2.14: La posición del eje de rotación está relacionada las vertebrae implicadas en el movimiento. En A se produce la flexión implicando exclusivamente a las vértebras superiores. En B el giro implica a todos los segmentos vertebrales

es posible, aunque no se analiza una muestra suficiente como para ver si hay diferencias entre sanos y enfermos.

Winters et al. aplicaron esta técnica [157], analizando los movimientos de la cabeza al realizar el seguimiento de una marca, con retroalimentación del sujeto. Determinaron la orientación y posición del eje finito de rotación, intentando establecer diferencias entre personas sanas y pacientes con esguince cervical. Aparece un patrón de normalidad relacionado con los movimientos de flexión y extensión, rotación y movimiento acoplado de ambos. En el grupo de pacientes aparecen alteraciones del patrón de normalidad, pero no se puede definir un patrón claro de movimiento, debido a que la dispersión es mucho mayor que el grupo de sanos.

Uno de los grupos de trabajo más relevantes, en el estudio de la posición de los ejes instantáneos de rotación de la columna cervical, es el equipo de ingenieros biomédicos de la Universidad de Umea en Suecia, bajo la dirección de la investigadora Helena Grip [62]. En uno de sus últimos trabajos se determina la posición de los ejes instantáneos de rotación de la columna cervical en dos tipos de movimientos: a) en primer lugar movimientos rápidos de la cabeza de flexión, extensión, rotación izquierda y rotación derecha; b) en segundo, una prueba funcional denominada “Ball-Catching task”, en la cual el sujeto debe coger una pelota que se lanza sobre uno de sus brazos. Los resultados de este estudio muestran un aumento en la irregularidad de los

E.I.R. a medida que aumenta la gravedad del dolor del paciente y una reducción de la movilidad general como medida de estabilización de la columna cervical durante el movimiento de la cabeza en el “Ball-Catching task”. Las diferencias estadísticas encontradas entre los grupos de estudio son mayores con las variables Rango de Movimiento y Velocidad Angular que con los parámetros derivados de los ejes de movimiento. Esto demuestra que esta técnica puede proporcionar información muy útil en el examen clínico de los pacientes con SLC, específicamente en aquellos pacientes con anomalías sensoriales motoras, pero también se concluye que es necesario realizar más estudios con mayores muestras de estudio y sobre todo mejorar la precisión en la determinación del EIR.

En la misma línea, hay que señalar el trabajo de Mendendorp [99], en el que se analiza con bastante detalle los movimientos de la cabeza en el seguimiento visual de objetivos, con la finalidad de estudiar el reflejo véstibulo-ocular. En este trabajo se presentan los patrones esperables en las personas sanas, llegando a diferenciar dos estrategias de resolución de la indeterminación cinemática. Así, se llega a señalar la forma de analizar los patrones de movimiento de los ejes de rotación.

Desde un punto de vista más clínico, como se ha visto en el punto 2.3.1, existe abundante información sobre el cálculo del EIR, procedente de estudios gráficos mediante radiografías planas (para movimientos de flexo-extensión) [52], [64] y de radiografía biplanares (movimientos acoplados y análisis de la torsión) [89]. Este tipo de enfoque está desapareciendo en los últimos años debido a problemas de baja precisión, excesivo coste de tiempo de realización del estudio y falta de dinamismo en el movimiento.

En un trabajo de Bogduk y Mercer [8] se revisan muchos de estos estudios, algunos de ellos están orientados a describir la naturaleza de los movimientos acoplados, establecer rangos de movimiento entre segmentos, definir la posición del eje de rotación o analizar las articulaciones más relevantes, como son el sistema C0-C1-C2.

2.3.2.4. Métodos basados en el estudio del *error de posición*

La hipótesis de partida de esta metodología proviene de que los traumas asociados al SLC pueden afectar a los receptores sensoriales que inervan o rodean las estructuras cervicales, lo que afecta a la capacidad de propiocepción y, por tanto, a la capacidad para repetir una postura dada [93].

Las pruebas basadas en el llamado “error de posición” consisten en que el paciente realice, con los ojos cerrados o la visión neutralizada, una serie de movimientos (flexo-extensión, rotación o flexión lateral) partiendo de una

posición neutra para volver a la misma posición inicial. A continuación, se determina la diferencia entre la posición inicial y la posición final, parámetro que se usa en la valoración de la lesión. En otras ocasiones se parte de una posición neutra, se lleva al sujeto a una posición dada y por último debe volver a la posición inicial.

Esta metodología ha sido utilizada en un estudio longitudinal llevado a cabo por Sterling [144], para analizar la evolución del SLC. Se analizaron los errores de posición en todos los movimientos fundamentales y acoplados al mes de producirse la lesión, a los dos y a los tres meses. Los pacientes se clasificaron según su recuperación al final de los tres meses en función de si tenían un dolor leve, un dolor moderado o severo. La variable “error de posición” mostraba diferencias significativas en el último grupo (es decir los crónicos con síntomas severos). Este resultado indica que el error de posición puede ayudar a identificar a los pacientes crónicos. Además, “el error de posición” puede servir como predictor de la evolución del SLC.

Aunque está aceptado que el error de posición es un indicador útil en la valoración de esguinces cervicales (sobre todo como evaluador de la propiocepción), hay algunas cuestiones poco claras que merece la pena comentar. En primer lugar, no hay unanimidad entre los movimientos afectados. En un trabajo publicado por Sterling [144], sólo se encuentran diferencias entre sanos y patológicos en el movimiento de rotación a la derecha, pero no en el resto. En el trabajo de Treleaven [149], aparecen diferencias en la rotación y en la extensión. En el trabajo de Loudon [93], se encuentran diferencias también en la flexión lateral y en Heikkila [66] aparecen en la rotación, flexión y extensión.

Posiblemente, parte de estas discrepancias entre trabajos se deban a diferencias de severidad de la lesión de los sujetos analizados, aspecto que debería controlarse en las pruebas mediante diferentes tests. Además, hay que tener en cuenta que los valores del “error de posición” son pequeños, del orden de 5°. Estos valores tan reducidos hacen que cualquier análisis sea extremadamente sensible al tratamiento estadístico y al tamaño de la muestra. Por ejemplo, en el trabajo de Treleaven [149] aparecen diferencias significativas, probablemente debido al uso de una muestra de 150 sujetos, lo que le permite detectar diferencias entre medias muy pequeñas.

Además existe un problema de falta de repetibilidad entre sesiones y entre operadores. En un trabajo realizado por Johnson [72], se estudió la repetibilidad del “error de posición”, obteniéndose que, incluso en condiciones muy controladas, con el apoyo de sistemas mecánicos para fijar la cabeza, aparecen errores de reproducibilidad de la postura de referencia del orden

entre 1° y 3° para la flexo-extensión. Estas consideraciones plantean serias dudas sobre la utilidad de las técnicas basadas en el error de posición como herramienta para la valoración funcional del dolor.

2.3.2.5. Electromiografía de superficie (EMG)

Son numerosos los trabajos de investigación centrados en el empleo de la electromiografía de superficie como herramienta clínica para el diagnóstico de problemas de dolor cervical. Goldman et al. realizaron una amplia revisión [58]. Sin embargo, la mayor parte de trabajos revisados se refieren al empleo de la EMG en el diagnóstico del dolor lumbar, siendo mucho menos numerosos los trabajos orientados al caso de esguinces cervicales.

Existe una corriente de autores que apoyan el uso de la EMG. Oberg [108], defiende que la electromiografía superficial permite detectar la contracción muscular en la zona cervical con un alto grado de fiabilidad, siendo una parte importante de la evaluación de los pacientes que sufren lesión cervical. Muchos trabajos demuestran la existencia de una relación directa entre el dolor cervical y la reducción de la fuerza muscular cervical [73]. Otros trabajos intentan demostrar la validez de la EMG para diferenciar entre pacientes afectados de latigazo cervical de carácter crónico y pacientes recuperados [144], aunque la significación estadística no es muy elevada ($P > 0,05$).

En el estudio del SLC, se han detectado alteraciones en la señal electromiográfica (amplitud asociada a un test de flexión) inmediatamente después del accidente [144]. El aumento de la alteración de la señal de EMG es diferente según la evolución del paciente (mayor al principio en los que van a cronificarse que en los que van a recuperarse). Esta alteración se mantiene de manera más o menos permanente, de forma que incluso el grupo de pacientes recuperados a los tres meses (sin dolor y sin pérdidas de movilidad), sigue manteniendo un nivel de señal superior a los controles [144].

También parece claro que los parámetros más discriminantes para diferenciar entre sanos y patológicos son los relativos a la falta de capacidad para relajarse. Esto se muestra tanto en pruebas de contracción controladas [38], donde se puede medir el nivel de esfuerzo de base (nivel innecesario de actividad muscular), como en pruebas asociadas al desarrollo de una tarea, midiendo la diferencia de nivel de fondo en estado de relajación antes del ejercicio y después. En los sujetos sanos, después del ejercicio se vuelve a la situación inicial, mientras que en los que presentan dolor queda un nivel de actividad residual [105].

Por otro lado, cabe mencionar la baja repetibilidad de las pruebas de EMG de superficie y la poca capacidad de discriminar entre muestras de sujetos sanos



Figura 2.15: *Electrodo de superficie para medidas electromiográficas*

y patológicos. Estos aspectos han sido analizados en algunos trabajos [28], [41], que muestran que es difícil conseguir coeficientes de variación menores del 8-10 %, incluso en pruebas bastante controladas. Los parámetros más repetibles están relacionados con la frecuencia media de la señal y la velocidad de conducción y los que menos, precisamente el más utilizado, que es la amplitud media de la señal [28]. En el trabajo de Nederhand [105], los coeficientes de variación permiten encontrar diferencias entre medias de grupos pero no parece que permitieran efectuar una discriminación entre sanos y patológicos fiable, al menos si se utiliza como única fuente de análisis.

Un trabajo de la Academia Americana de Neurología [126], cuestiona el interés del EMG de superficie para determinar alteraciones neuromusculares, valorar el dolor de columna cervical y como herramienta de diagnóstico de alteraciones del sistema músculo-esquelético. Este informe, tras analizar más de 2500 trabajos rechaza la EMG de superficie como sustituto de la EMG con agujas en el diagnóstico neuromuscular. También rechaza el uso de la EMG de superficie como técnica de diagnóstico en la valoración del dolor, fundamentalmente porque los artículos publicados no demuestran el poder discriminante de la técnica y sobre todo por no ser una técnica que haya demostrado ser fiable ni repetible.

Todos estos detalles hacen que la EMG se considere todavía como una técnica en fase de investigación y no existe una evidencia clara de la aplicabilidad de esta técnica en pacientes afectados de dolor cervical y clasificados en los grupos I, II y III de la escala de Quebec.

2.3.2.6. Validez de las técnicas instrumentales de valoración de la funcionalidad cervical

Los aspectos de repetibilidad y fiabilidad han sido destacados por numerosos autores [122], [146] o [35], incluso más que la precisión de los equipos. Su determinación va a depender del sistema de medida utilizado. A continuación se realiza una breve descripción de las principales conclusiones respecto a fiabilidad y repetibilidad en cada uno de los sistemas de medida más empleados por los investigadores de la materia:

1. Electrogoniometría

La electrogoniometría ha sido utilizada por numerosos investigadores para determinar la movilidad de la columna cervical. Así, en el grupo de Feipel [42], realizaron un amplio estudio con 257 sujetos, con el objeto de obtener sus patrones de movilidad cervical, tanto en población sana como patológica. El estudio demostró que la electrogoniometría es válida para medir los rangos de movilidad cervical, aunque también señala la dificultad existente para establecer diferencias claras entre los grupos de personas sanas y patológicas, sobre todo por la dificultad en obtener un protocolo repetible de colocación de los electrogoniómetros.

Para medir el rango de movimientos con electrogoniometría es necesario considerar una posición de referencia, que es menos repetible de lo que puede parecer a priori. En estos sistemas se toman puntos anatómicos como referencia, pero estos puntos no son exactamente iguales en todas las personas, ya que dependen de sus características antropométricas: estatura, peso...etc, lo que puede dar lugar a errores del orden de grados. Esto hace que se requiera un protocolo de instrumentación muy preciso [6].

Los argumentos citados motivan que muchos autores opinen que la electrogoniometría, a pesar de ser muy utilizada, no proporciona una medida que pueda considerarse fiable y repetible [6].

2. Inclinometría

La inclinometría es una técnica que permite obtener los ángulos y el rango de movilidad cervical. Debido a su principio de funcionamiento puede medir correctamente la flexo-extensión y la flexión lateral, pero no el movimiento de rotación. Al ser un instrumento electrónico, presenta una frecuencia de registro suficiente para poder medir movimientos a velocidad natural del paciente, lo que permite valorar la funcionalidad

de la columna cervical. Además, presenta otras ventajas como la simplicidad y la rapidez en la instrumentación.

Por otro lado, al igual que la electrogoniometría, esta técnica presenta un problema de falta de repetibilidad y fiabilidad. Esto ha sido destacado por numerosos autores, de entre ellos cabe destacar a Moffet [104] y a Alaranta [2]. Moffet encontró discrepancias de entre 15° y 20° en medidas realizadas por el mismo observador realizando dos medidas al mismo paciente. Otro inconveniente, es que no permite medir el movimiento de rotación de la cabeza, a menos que el paciente se sitúe tumbado en posición decúbito supino [104].

3. Sistemas basados en sensores electromagnéticos

La fiabilidad la medida del rango de movilidad mediante la utilización de sistemas de cinemática espacial, basados en campos magnéticos, ha sido analizada en varias publicaciones. En un trabajo de Z.Dvir y Prushansky [34] se concluye que el mínimo error se obtiene en la prueba de rotación (sobre 4°) y el máximo en la prueba de flexo-extensión (hasta 8°).

Otro trabajo publicado por Strimpakos [146] concluye que la fiabilidad intra e inter observador de los equipos basados en sensores electromagnéticos es muy baja, debido a que pequeños errores en la posición de los transductores puede afectar enormemente en la medida del rango de movilidad.

4. Fotogrametría

La fotogrametría ha sido empleada por multitud de autores para analizar los rangos de movilidad cervical, de entre ellos cabe citar a Ferrario et al [46], Bulgheroni et al [11], Sjölander [139], Öhberg y Grip [65] entre otros.

Todos ellos destacan que la fotogrametría es una técnica inocua y no-invasiva, esto hace que su potencial en la valoración funcional de discapacidades motoras sea incuestionable. Ningún autor refiere problemas asociados a baja repetibilidad o fiabilidad en la medida.

El único inconveniente referido respecto al uso de la fotogrametría, es que requiere un laborioso tratamiento numérico para el cálculo de las variables cinemáticas deseadas.

2.3.3. Métodos de valoración de la actividad y la participación

Las técnicas de valoración de la actividad y la participación, son sistemas subjetivos de valoración basados en escalas y cuestionarios. Están formadas por una serie de preguntas que se realizan al paciente y que este contesta a partir de sus impresiones. Aunque se conoce la gran componente de subjetividad que poseen, son muy utilizados por los médicos valoradores.

A continuación se presentan las dos escalas más utilizadas para valorar la capacidad funcional de pacientes con dolor cervical.

1. Neck Pain Questionnaire (NPQ)

El NPQ [90] es una modificación del Test de Oswestry (Oswestry Disability Index) [40], que está formado por 10 ítems, que pretenden obtener información de la funcionalidad cervical en la realización de actividades como el cuidado personal, levantamiento de pesos, leer, trabajar, conducir, dormir y actividades de ocio. También valora la intensidad del dolor, problemas de concentración y la existencia de dolor de cabeza. La puntuación obtenida con el NPQ se conoce como *Neck Disability Index* (NDI).

Para cada ítem hay 6 posibles respuestas las cuales indican un mayor o menor grado de discapacidad (no discapacidad=0, discapacidad total=5). El resultado final se obtiene sumando el resultado de cada ítem y multiplicando por 2. Una puntuación alta (máximo 100 %) indica gran discapacidad.

El NPQ se ha validado en múltiples trabajos que demuestran su fiabilidad y consistencia en diferentes muestras de personas con patología cervical, [69] y [151].

El mayor inconveniente de este cuestionario, es que existen pacientes que no realizan en su vida diaria todas las actividades que se valoran [60], y no tiene porque ser debido a la limitación que les produce el dolor cervical.

Existen trabajos que se basan en el uso de esta técnica, como Kaale et al. [76], quienes usaron el NPQ para correlacionar el grado de discapacidad funcional provocado por el dolor percibido por el paciente con la lesión específica y concreta en los tejidos blandos, que se observó mediante RMN. Los resultados obtenidos demostraron que el grado de discapacidad registrado mediante el NPQ se correlaciona con el número de estructuras dañadas.

En otro trabajo se utilizó el NPQ para comprobar el nivel de discapacidad de pacientes de SLC con retribución económica, a los 3 años después de sufrir la lesión [75]. Los resultados muestran que los pacientes que recibían retribución económica por su dolencia referían de forma significativa una mayor limitación funcional.

No se ha encontrado ningún trabajo publicado en el que se use la información obtenido con el NPQ como método de clasificación y/o cuantificación de la gravedad de la lesión SLC.

2. The Neck Pain and Disability Scale (NPAD)

El NPAD [60], fue desarrollado basándose en el método Visual Analogue Scale. Dispone de 20 ítems que miden, de manera subjetiva, la intensidad del dolor y su interferencia con el tiempo libre y las actividades de la vida diaria del paciente. Los pacientes responden a esta escala marcando un punto en una línea de 10 cm de largo (Visual Analog Scale). La puntuación varía entre 0 y 5, y el resultado final se calcula como la de la suma de todos los ítems.

El NPAD esta considerado por algunos autores como el cuestionario subjetivo de mayor sensibilidad y que mejor se correlaciona con el estado de dolor del paciente [59]. También se han realizado validaciones de este test después de realizar su traducción a otros idiomas diferentes del inglés, obteniéndose el mismo resultado [158].

A pesar de la alta sensibilidad del NPAD y su buena correlación con el estado del paciente, la mayoría de autores prefieren y aconsejan utilizar el NPQ (NDI) por su mejor relación entre sencillez y sensibilidad obtenida [123].

Existen otras escalas de valoración funcional del raquis cervical como la **Northwick Park neck pain Questionnaire** o la **Copenhagen Neck Funcional Disability**, también se utilizan algunas escalas más generales como la **Oswestry Disability Index** o la **Pain Disability Index** que aunque todas ellas han demostrado su fiabilidad mediante estudios test-retest son escalas menos utilizadas en el ámbito de la valoración cervical [59].

A pesar de la amplia utilización de las escalas de valoración funcional, también existen trabajos que demuestran la baja de correlación existente entre la puntuación obtenida con las escalas y los resultados de la exploración física del paciente [29]. La causa de esta disparidad, según Waddell y Main [152], es o bien el factor psicológico del sujeto, o bien la exageración voluntaria de la queja.

Otro problema detectado al uso de las escalas de valoración es la baja sensibilidad en detectar diferentes grados de lesión. Así en un estudio realizado

por Pool et al. [124], en el cual se estudiaron a 183 pacientes con diferentes grados de SLC, mediante el NPQ. Se vio que el rango de puntuación obtenido tenía una variación de 10 puntos, lo cual supone el 20% del máximo posible (50 puntos). Este rango reducido de puntuación, entre los pacientes con SLC, demuestra que el test es poco sensible ante diferentes niveles de gravedad de la lesión.

2.3.4. Métodos de estudio de la simulación

Según el Diccionario de la Real Academia Española, simulación es “la acción de simular, representar una cosa, fingiendo o imitando lo que no es”. Según Gisbert [57], “es toda suerte de fraudes clínicos motivados por la intención de alcanzar alguna finalidad beneficiosa para el simulador, que no puede conseguirse de otra manera que a expensas del engaño”. En este concepto se incluyen desde la imitación de síntomas patológicos hasta la exageración de síntomas reales.

Desde una perspectiva médico-legal existen diferentes modalidades de simulación. Según Simonin [138] estas pueden ser:

1. **Simulación-exageración:** es la forma más frecuente de la simulación. El simulador está afectado por una enfermedad o presenta una lesión auténtica, pero, con un fin interesado y de una manera consciente y voluntaria, tiende a exagerar la gravedad y/o las consecuencias. El paciente teme haber sido incompletamente indemnizado por una valoración médica insuficiente o bien busca aprovecharse al máximo de los derechos o privilegios que le corresponden, normalmente exagerando la importancia de los trastornos o las secuelas que manifiesta.
2. **Simulación-perseveración:** en esta modalidad el simulador prolonga indebidamente un estado mórbido del que saca provecho (reposo, incapacidad o indemnización). Mantiene la lesión por medios artificiales o persiste en una actitud patológica inexistente.
3. **Falsas imputaciones:** este tipo de simulador atribuye una enfermedad o lesión a un accidente antiguo; es decir, sí que hay enfermedad, pero su origen es anterior.

En este trabajo, se utiliza el término “simulador” para referirse indistintamente al simulador exagerador y simulador que persevera.

La existencia de este tipo de pacientes provoca que los especialistas en valoración funcional siempre alberguen una duda del estado real del paciente.

Esto hace que no se sientan seguros a la hora de emitir un diagnóstico o de la gravedad de la lesión que sufre un determinado paciente.

Existen pocos trabajos que aborden el concepto de la simulación del SLC desde el punto de vista biomecánico. La mayoría de bibliografía hace referencia a las repercusiones de la simulación en los diferentes campos del Derecho Medico-Legal en los cuales tiene especial trascendencia: Penal, Civil y Laboral.

Clásicamente, la simulación se ha enfocado desde las siguientes perspectivas:

1. Mediante la **reproducibilidad** de las medidas. Existen determinadas normas o recomendaciones en manuales, como las existentes en la Guía para la Evaluación de las Deficiencias Permanentes [127], sobre la validez de las medidas registradas. En ellas se subraya que la reproducibilidad de la capacidad funcional de un paciente es un indicador de un esfuerzo óptimo. Estas recomendaciones, son tomadas como base en las valoraciones que se realizan hoy en día en nuestro país para la determinación del reconocimiento del grado de minusvalía por los equipos de valoración de las diferentes Autonomías (Real Decreto 1971/1999, de 23 de diciembre, BOE, 2000).

En un estudio realizado en el departamento de Medicina Física de la Universidad de Tel Aviv y llevado a cabo por el equipo de Zeevi Dvir [33], realizaron diferentes medidas de los rangos de movilidad cervical a un grupo de control, un grupo de pacientes y un grupo de personas que supuestamente fingían dolor, con el objetivo de obtener una recompensa. Todas las medidas se repitieron una segunda vez entre los 4 y los 7 días. Los resultados mostraron un aumento significativo del coeficiente de variación de las medidas en el grupo de simulación con respecto al resto.

2. Mediante la **consistencia** y **coherencia** de los resultados clínicos obtenidos con otro tipo de valoraciones. La evaluación de una persona no se apoya en una única prueba, sino en una evaluación completa, exploración clínica, cuestionarios y conjunto de pruebas complementarias que el médico, con sus conocimientos y experiencia debe ser capaz de interpretar y determinar la coherencia de los resultados obtenidos en todo el conjunto de la información.

Existen trabajos que combinan los dos enfoques, es decir la detección de incoherencias entre pruebas y la falta de reproducibilidad. Así, el equipo de Zeevi Dvir [125], detectaron que los pacientes con rangos de movilidad inferiores a 58° y resultados del NDI $> 90\%$, también mostraban un incremento pronunciado en el coeficiente de variación $> 22\%$, lo que

sugería que dichos pacientes fueran clasificados como pacientes atípicos (o simuladores).

2.4. Carencias y necesidades detectadas

A continuación se resumen las principales carencias y limitaciones que se han detectado en los métodos de valoración de la capacidad funcional de la columna cervical de pacientes afectados de SLC.

1. **Dificultad en la valoración.** El dolor cervical crónico es un síntoma de difícil valoración, ya que en numerosas ocasiones no se encuentra la verdadera etiología que lo justifica y es difícil objetivar su existencia desde el punto de vista clínico. Por este motivo, en la mayoría de las ocasiones existe inseguridad a la hora de asignar una incapacidad laboral parcial o permanente por dolor cervical, sobre todo cuando ya han pasado más de 6 meses de evolución.
2. **Exceso de Subjetividad.** Actualmente, la valoración de las alteraciones funcionales del sistema musculoesquelético se basan en escalas o cuestionarios, sus resultados son poco objetivos y reflejan la subjetividad tanto por parte del paciente como por el médico.
3. **Dificultad de detección de la simulación del cuadro doloroso.** Otro problema que merece mención especial, es la posibilidad de la magnificación y la simulación de los síntomas con fines económicos por parte del paciente. Actualmente no existen técnicas para reconocer de forma fiable los síntomas de exageración o simulación de un paciente, esto provoca que los especialistas siempre alberguen dudas sobre el estado real del paciente.
4. **Limitaciones de las técnicas de medida de la estructura corporal**
 - a) Falta de validez clínica: tal y como se ha descrito en apartados anteriores, las técnicas radiográficas tienen el inconveniente de ser estáticas y se ha demostrado que no existe una buena correlación entre sus resultados y el estado funcional de los pacientes clasificados como II y III en la escala de Quebec. Aunque exista la posibilidad de realizar radiografías dinámicas, estas no son lo suficientemente precisas para valorar la cinemática articular. Hay que tener en cuenta que la frecuencia de captura de imágenes

es como máximo de 1Hz, lo cual impide la medida del movimiento a velocidad real.

- b) Invasividad: las técnicas radiológicas basan su funcionamiento en la emisión de radiaciones X. Que usadas en cantidades altas pueden causar alteraciones sobre las células, pudiendo generar lesiones cuando se abusa de su uso.

5. Limitaciones de las técnicas de valoración de la funcionalidad

- a) No naturalidad del gesto. Como se ha visto en los puntos anteriores los métodos basados en la funcionalidad suelen presentar protocolos de un único movimiento, de este modo se pierde dinamismo y naturalidad en la ejecución del gesto. Sería deseable diseñar un gesto en el que se pida al paciente realizar varios ciclos de movimiento.
- b) Utilización de variables estáticas. Actualmente la mayoría de estudios se basan en modelos que utilizan variables estáticas de posición como el “Rango de Movimiento”. Existe la posibilidad de aplicar otro enfoque, que consiste en la determinación variables cinemáticas asociadas al movimiento y que cuantifiquen de un modo más fiable la variabilidad y la homogeneidad del mismo. Estas variables, posiblemente proporcionarán más información sobre la capacidad funcional del paciente.
- c) Fiabilidad limitada. Este problema aparece principalmente en las técnicas instrumentales electrogoniometría e inclinometría. La fiabilidad y repetibilidad, tanto inter- como intra- observador son fundamentales para poder realizar comparaciones con patrones de normalidad.
- d) Precisión reducida. Esta limitación se presenta sobre todo en la técnica de la EMG de superficie. Existen trabajos que cuestionan la utilidad de esta técnica como herramienta de diagnóstico del dolor cervical, debido a problemas de precisión en las medidas.
- e) Protocolos no estandarizados. Como se ha visto, existen diversos protocolos y metodologías de valoración: movimientos pasivos o activos, velocidad máxima frente a velocidad elegida por el paciente, etc. Por lo tanto, existe un problema de estandarización en los protocolos de medida, lo cual dificulta la generación de patrones de normalidad válidos.

- f) Dependencia de la edad. Se conoce que existe una influencia significativa de la edad en los rangos de movilidad cervical del paciente. Esta influencia debería ser tenida en consideración a la hora de utilizar pruebas funcionales como ayuda al diagnóstico.
- g) Carencia de métodos orientados a detectar simulación. Los métodos de valoración funcional tradicionales se han orientado, en la mayoría de las ocasiones, a detectar la “patología”, pero no la “simulación”. Con lo cual es necesario proporcionar un nuevo enfoque al estudio de la simulación.

Los problemas y necesidades detectados en la revisión del estado del arte y de los problemas asociados en relación al tema objeto del presente trabajo justifican el abordaje del trabajo con los objetivos que se detallan en el siguiente apartado.

Capítulo 3

Objetivos y Plan de Trabajo

3.1. Objetivos

La revisión bibliográfica expuesta en el capítulo anterior pone de manifiesto la carencia de un enfoque cinemático adecuado para analizar la funcionalidad de la columna cervical. El presente trabajo aborda este problema con el objetivo principal de **desarrollar un nuevo método, basado en el estudio cinemático del movimiento cíclico, para la valoración biomecánica del estado funcional de la columna cervical de un modo objetivo, fiable y repetible.**

Para cumplir con el objetivo principal se propusieron los siguientes objetivos parciales:

1. Definir un protocolo de medida no-invasivo basado en un movimiento, natural, continuo y cíclico.
2. Desarrollar un modelo cinemático que permita evaluar la funcionalidad de la columna cervical a partir de variables que caractericen su movimiento.
3. Proporcionar valores que definan el patrón de normalidad desde un punto de vista cinemático y considerar la influencia de las variables “sexo” y “edad”.

4. Analizar las diferencias existentes en las variables cinemáticas entre los patrones de movimiento de las personas sanas y las personas con SLC.
5. Estudiar la posibilidad de detectar patrones anómalos de movimiento, asociados a la simulación del dolor cervical.
6. Desarrollar y validar un sistema de clasificación basado en métodos estadísticos que permita discriminar individuos de cada uno de los grupos de estudio: “sano”, “patológico” y “simulador” y que permita desarrollar técnicas de apoyo al diagnóstico.

3.2. Hipótesis de Partida

Las hipótesis principales de partida en las que se han fundamentado los objetivos del estudio son:

1. Las personas sanas presentan un movimiento de la columna cervical homogéneo asociado a un patrón de normalidad que puede verse influenciado por algunas variables como el “sexo” y la “edad”.
2. El dolor y las limitaciones funcionales provocadas por el SLC pueden modificar el patrón funcional. Esta alteración puede producirse no solo en los Rangos de Movimiento, aspecto ya tratado por otros autores, sino también en su dinámica, es decir en la relación entre las variables de posición y sus derivadas y en la variabilidad y la espontaneidad del movimiento.
3. Es previsible que las personas con un comportamiento anómalo o con el deseo de exagerar sus síntomas, presenten patrones de movimiento diferentes a las personas con SLC. Esto se puede producir especialmente en las variables derivadas de la variabilidad y la espontaneidad del movimiento. Además, el desarrollo de un movimiento forzado o simulado deberá tener consecuencias sobre la dinámica del movimiento que podrá detectarse con las variables cinemáticas propuestas.
4. Por todo ello, consideramos que las pruebas cinemáticas basadas en movimientos continuos y cíclicos pueden mejorar la información obtenida de las pruebas clásicas basadas en Rangos de Movilidad, porque pueden aportar información relevante para la cuantificación de la espontaneidad del movimiento.

5. El registro de parámetros cinemáticos permite desarrollar un sistema de clasificación de cada paciente que deberá mejorar el poder discriminante de los actuales sistemas de clasificación.

3.3. Plan de trabajo

El plan de trabajo elaborado en el presente estudio se diseñó con el objetivo de validar o rechazar las hipótesis de partida y se estructuró en diversas etapas:

1. Fase 1. Revisión bibliográfica

En esta tarea se realizó el análisis de la bibliografía relacionada con el tema objeto del presente trabajo. Se recopiló información acerca de las técnicas más usadas actualmente para la valoración y el diagnóstico de las limitaciones funcionales que produce el SLC. También se analizaron las técnicas cinemáticas usadas actualmente, para estudiar el movimiento y valorar el estado funcional de la columna cervical, tanto para la identificación de patologías como de grados de simulación.

Esta tarea concluyó con la detección de las carencias de los métodos actuales y la identificación de necesidades.

2. Fase 2. Puesta a punto de la fase experimental

T2.1 Selección de la muestra de estudio

En esta tarea se definieron los criterios de selección para la formación de los grupos de estudio que formaron parte de la muestra en la fase experimental (Grupo de Control, Grupo de Patología y Grupo de Simulación).

T2.2 Determinación del tamaño muestral

Una vez definidos los criterios de inclusión, se procedió a determinar el tamaño mínimo muestral para que los resultados presenten una potencia estadística suficiente. Este proceso se elaboró a partir de los métodos estadísticos que se ha previsto utilizar.

T2.3 Definición del gesto a analizar

La definición de los gestos a analizar es crítica, ya que como se ha visto en la revisión bibliográfica, existen diferentes estrategias para analizar la movilidad cervical: movimiento pasivo, movimiento activo o incluso se puede influir en la velocidad a la que se desea que se realicen los movimientos. Teniendo en cuenta estos aspectos, se procedió a definir el

protocolo de medida que se siguió posteriormente en la fase experimental del presente trabajo.

T2.4 Puesta a punto del laboratorio biomecánico

En esta etapa se pusieron a punto los laboratorios utilizados para la realización de las medidas: el laboratorio de biomecánica del Hospital ASEPEYO en Sant Cugat del Vallés y el laboratorio de análisis de movimientos humanos del Instituto de Biomecánica de Valencia.

Esta tarea también comprendió el diseño y la fabricación de los accesorios necesarios para la realización de las pruebas, que serán definidos posteriormente en el punto 4.1.4.2: silla de fijación de tronco, estructura de calibración, casco de sujeción de marcadores y espejo de referencia.

T2.5 Desarrollo de algoritmos de análisis cinemático

En esta fase se desarrolló un modelo cinemático para el análisis del movimiento de la columna cervical. También se definieron los algoritmos de cálculo de variables de interés biomecánico que formaron parte del estudio realizado.

3. Fase 3. Realización de las medidas biomecánicas

T3.1 Fase experimental: Grupo de Control

La fase experimental de medida del grupo de Control (GC) se realizó en el laboratorio del Instituto de Biomecánica de Valencia. Cada sujeto fue explorado por un médico especialista para comprobar la inexistencia de cualquier patología del raquis cervical que pudiera alterar los resultados del estudio.

T3.2 Fase experimental: Grupo de Patología

El estudio del grupo de patología (GP) se realizó en la Unidad de Valoración Biomecánica de la Mutua ASEPEYO, más concretamente en su hospital situado en Sant Cugat del Vallés. Los sujetos que conformaron el GP procedían de la Unidad de Traumatología de dicha mutua y padecían un SLC provocado por accidente de tráfico, por choque posterior, con más de 6 meses de evolución. Todos ellos fueron explorados por un médico especialista para confirmar que cumplían con los criterios de inclusión definidos en el punto 4.1.1.2.

T3.3 Fase experimental: Grupo de Simulación

El grupo de simulación se reclutó de las Unidades Hospitalarias: Mutua ASEPEYO (Hospital de Sant Cugat del Vallés).

El grupo de simulación (GS) lo conformaron personas que habían padecido un SLC, con más de dos años de evolución desde el accidente y que en el momento de la prueba se encontraban recuperados funcionalmente. Para ello se exigió que su alta médica tuviera más de 6 meses de antigüedad antes de la realización de la prueba (Ver apartado 4.1.1.3). Estos criterios garantizaban que pudieran realizar con total normalidad las actividades de la vida diaria que desempeñaban previamente al accidente que les causó el SLC. A este grupo de personas se les pidió que reprodujeran el patrón de movilidad cervical que tenían en la fase de máximo dolor mientras se encontraban lesionados.

4. Fase 4. Tratamiento estadístico de la información

T4.1 Determinación de los Patrones de movimiento.

En esta fase se realizó el estudio de los valores de referencia de las variables cinemáticas registradas en los pacientes de los tres grupos de estudio. También se analizó la influencia de las variables “sexo” y “edad” sobre los patrones de normalidad. Posteriormente, se realizó un análisis factorial con el objetivo de reducir el número de variables a factores independientes, fruto de la combinación de variables con información correlacionada entre sí.

T4.2 Cálculo de las ecuaciones de clasificación

Los factores linealmente independientes se utilizaron como punto de partida para la exploración mediante análisis discriminante. Para ello se analizó la sensibilidad y la especificidad de las combinaciones de dichos factores para clasificar por un lado entre GC y GP, y entre GP y GS por otro.

5. Fase 5. Discusión de resultados y conclusiones

En esta tarea se compararon de forma crítica los resultados de nuestro estudio con los obtenidos en trabajos equivalentes y con enfoques similares de la problemática del SLC.

Después de la comparación con otros trabajos, se resaltaron las principales aportaciones del presente trabajo.

Para finalizar, se describieron las principales limitaciones del estudio y se enumeraron las principales acciones que deberían emprenderse para continuar con la línea de investigación iniciada en el presente trabajo.

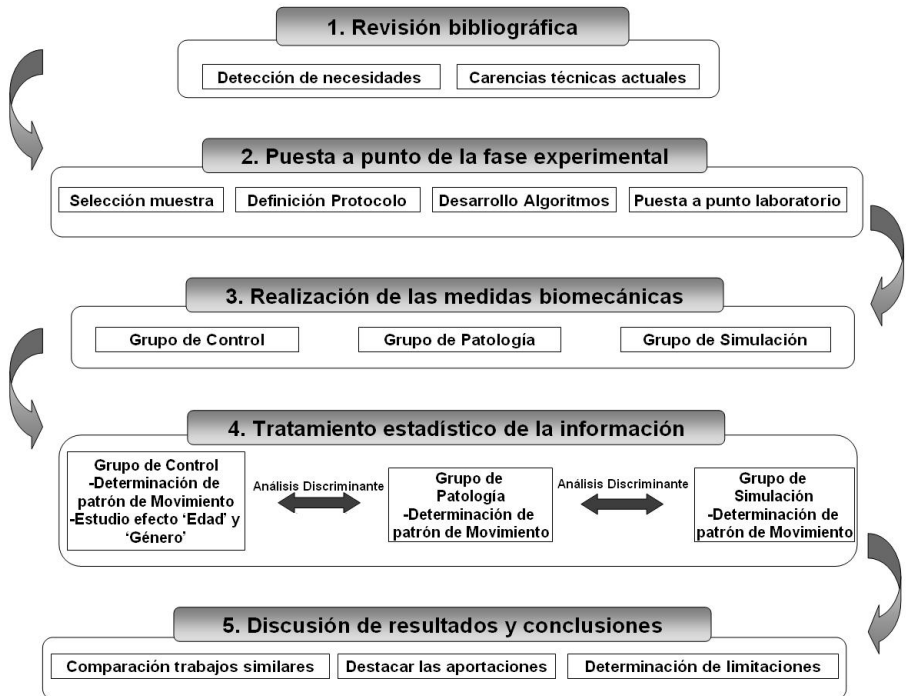


Figura 3.1: *Diagrama de fases del proyecto*

Capítulo 4

Material y métodos

4.1. Diseño experimental

4.1.1. Selección de la muestra de estudio

Para la realización de la fase experimental del estudio, fue necesario definir unos criterios de inclusión que garantizaran la homogeneidad y el control de la muestra. La participación de los sujetos que conformaron la muestra de estudio (GC, GP y GS) fue voluntaria. A cada uno de ellos se le informó previamente del protocolo a seguir y de los objetivos de la investigación. Todos los sujetos rellenaron una hoja de consentimiento informado, dando su conformidad para la realización de las medidas.

El proceso de selección de los sujetos de estudio se realizó de un modo aleatorio y siguiendo los criterios que a continuación se detallan.

4.1.1.1. Grupo de control

Para poder cumplir con los objetivos del presente trabajo, fue necesario recoger datos un grupo de control formado por sujetos que se consideran “sanos”, en el sentido de no presentar aquellos rasgos que precisamente tratamos de discriminar en el grupo de pacientes con SLC.

Los criterios definidos para la selección de la muestra de estudio en el GC han sido los siguientes:

1. Rango de edad comprendido entre los 20 y 79 años.

2. Rasgos antropométricos habituales, es decir, en la muestra de control se descartó la presencia de personas muy obesas, muy altas o muy bajas. Para ello se descartaron personas con estatura y peso por fuera de los límites de tres veces la desviación típica [14].
3. Ausencia de patología de origen cervical.
4. Ausencia de trastornos agudos o crónicos que puedan alterar de cualquier forma el movimiento cervical (por ejemplo, artrosis severa, artritis, lumbalgias, diabetes, vértigos, etc).
5. Ausencia de antecedentes neurológicos u osteo-articulares de relevancia hasta el momento que el paciente sea capaz de recordar.

EL GC se reclutó de la base de datos que dispone el IBV de sujetos que han participado en algún ensayo previo, aunque también se incluyeron algunas personas pertenecientes al personal en plantilla del IBV.

Para garantizar los criterios básicos de selección, un médico rehabilitador realizó una exploración clínica, con el objetivo de confirmar el cumplimiento de los criterios de inclusión y la inexistencia de patología de origen cervical.

4.1.1.2. Grupo de patología

La muestra de población patológica fue extraída del Servicio de Valoración Biomecánica de la mutua ASEPEYO de Sant Cugat del Vallés, atendiendo a los siguientes criterios de inclusión:

1. Pacientes con dolor cervical crónico por un antecedente traumático de latigazo cervical. Clasificados en los grados II y III de la escala de Québec de clasificación del latigazo cervical [142].
2. Los pacientes debían tener más de 6 meses de evolución desde el accidente que provocó el SLC.
3. En el momento de la valoración debía existir dolor localizado en el raquis cervical; también se permitía que el dolor fuera irradiado hacia la cabeza, hombros y zonas escapulares.
4. Selección al azar de personas de ambos sexos y en todo el rango de edades disponible a partir de 20 años.

Los pacientes fueron todos reclutados por el Servicio de Traumatología de la mutua ASEPEYO, quien los remitía al Servicio de Valoración Biomecánica. Una vez allí fueron explorados nuevamente por un médico rehabilitador

encargado de realizar las medidas. Esto garantizó que todos los sujetos cumplieran con los criterios de inclusión.

4.1.1.3. Grupo de simulación

Tal y como se ha comentado previamente en el punto 2.3.4, existen tres tipos de simuladores [138], en nuestro estudio nos centramos en los grupos: simulador-exagerador y simulador-perseverante.

La generación de una base de datos de pacientes simuladores presenta la problemática asociada de la dificultad de identificar con certeza al paciente simulador. Para ello se pueden plantear tres modos de actuación:

1. Realizar un seguimiento de los pacientes mediante un detective que asegure que el paciente está fingiendo su dolor. Este método se utiliza en algunas ocasiones para aumentar el número de pruebas en un juicio aunque es inviable para el desarrollo de estudios científicos de investigación.
2. Disponer de otra vía de exploración más precisa que garantice que un paciente se encuentra totalmente recuperado y que intenta fingir los síntomas por el deseo de obtener alguna ganancia secundaria (prolongación de baja laboral, compensación económica, etc.). Este método no se puede aplicar porque como se ha visto en el apartado 2.4, actualmente no existe ningún método totalmente fiable y objetivo que garantice la inexistencia de patología cervical del paciente.
3. Incluir personas que se hayan recuperado de un SLC en los dos años previos a la realización de la medida, y pedirles que reproduzcan el patrón doloroso de la fase aguda de la lesión. Este tipo de pacientes conoce los síntomas del SLC y tenemos la certeza de que está totalmente recuperado, ya que presenta el alta médica y realiza las actividades de la vida diaria sin ningún tipo de limitación.

En el grupo de simulación se decidió seguir el tercer procedimiento, por lo tanto los criterios de inclusión del GS fueron:

1. Personas que habían padecido un SLC y que actualmente se encontraban recuperados funcionalmente.
2. Debían presentar el alta médica con un mínimo de 6 meses previos a la realización de la prueba.

3. Disponer de una capacidad funcional suficiente para realizar con total normalidad las labores que desempeñaban previamente al accidente que les motivó la lesión.

A todas las personas que conformaban el GS se les pidió que reprodujeran el patrón de movilidad que les limitaba en las fases más agudas de dolor.

4.1.2. Tamaño de la muestra de estudio

4.1.2.1. Tamaño muestral y Potencia estadística

El tamaño de la muestra de estudio se determinó a partir del cálculo de la potencia estadística. De este modo, garantizamos una capacidad mínima de los test para detectar diferencias estadísticamente significativas.

El tamaño de la muestra se calculó atendiendo a los criterios de potencia estadística de los principales test que se utilizaron en el estudio:

1. Minimización del error en la comparación de medias. Este criterio garantizó una potencia adecuada en la comparación de medias entre los grupos de estudio.
2. Criterio de Lachenbuch y Goldstein [88] para determinar el mínimo tamaño muestral necesario para la realización del análisis discriminante.

1. Tamaño mínimo muestral para la comparación de medias

A partir de un estudio piloto realizado con 10 sujetos sanos y una muestra inicial de 10 sujetos patológicos, se estimó el tamaño mínimo muestral para la comparación de medias. Para ello se utilizó la siguiente expresión para obtener una potencia estadística del 80 %:

$$N = \frac{Z_{\alpha/2}^2 \cdot \sigma^2}{e^2} \quad (4.1)$$

Donde $Z_{\alpha/2} = 1,645$ para un nivel de confianza del 95 % y un tamaño de muestra inicial de 10 sujetos. Los cálculos se realizaron tomando como referencia los datos de la variable con mayor dispersión relativa (en nuestro caso el *rango de aceleración angular*). Para un error máximo admisible en dicha variable del 1 % y una potencia estadística del 80 %, se obtuvo un tamaño mínimo muestral de $N = 23.76$ sujetos.

2. Tamaño mínimo muestral para el análisis discriminante

El tamaño muestral para el análisis discriminante, se realizó siguiendo el criterio de Lachenbuch y Goldstein [88]:

$$N = 3d + 3 \frac{d(d+1)}{2g} \quad (4.2)$$

donde:

N = Tamaño de muestra por grupo.

d = Número de variables predictoras (variables independientes). En nuestro caso 4 variables o factores independientes.

g = Número de grupos a discriminar. En nuestro caso 3 grupos.

Bajo este criterio se obtuvo un tamaño mínimo muestral de 22 sujetos por grupo de estudio.

Teniendo en cuenta ambos criterios, para obtener una potencia estadística del 80 % fue necesario registrar a un mínimo de 24 personas para cada uno de los grupos de estudio. Tal y como se podrá comprobar en el siguiente apartado, el tamaño muestral de los 3 grupos de estudio que se han utilizado para la investigación de este trabajo superan dicho valor. Además, para mejorar la fiabilidad se realizaron dos repeticiones de cada medida.

4.1.2.2. Tamaño de la muestra de estudio

La Tabla 4.1 muestra la distribución de la población de control seleccionada para la fase experimental. Se puede observar que se han seleccionado 50 personas, 25 hombres y 25 mujeres, equidistribuidos por grupos de edad. La media de edad para el GC fue de 39.78 años.

El GP tiene un tamaño de 43 personas, 16 hombres y 27 mujeres (tabla 4.2). En este caso no están equidistribuidos por grupos de edad, se puede observar como el grupo de 31 a 40 años es el que presenta mayor número de sujetos. El promedio de edad del GP fue de 37.65 años.

En el GS se reclutaron 32 personas, 17 mujeres y 15 hombres (tabla 4.3). La edad media del GS fue de 37,12.

4.1.3. Definición del gesto a analizar

Tal y como se ha visto en el apartado 2.3, la mayoría de estudios revisados analizan la variables estáticas de posición, como rangos de movilidad en diferentes movimientos o la variabilidad de los datos angulares. Sin embargo, en nuestro estudio pretendíamos analizar las variables cinemáticas asociadas al movimiento, esto obligaba a que el gesto se basara en un movimiento **continuo**.

Grupo de edad	Sexo		Total
	Hombres	Mujeres	
1 (20-30)	5	5	10
2 (31-40)	5	5	10
3 (41-50)	5	5	10
4 (51-60)	5	5	10
5 (61-70)	5	5	10
Total	25	25	50

Tabla 4.1: *Distribución de la muestra del GC por grupos de edad y sexo*

Grupo de edad	Sexo		Total
	Hombres	Mujeres	
1 (20-30)	2	7	9
2 (31-40)	4	13	17
3 (41-50)	7	3	10
4 (51-60)	2	3	5
5 (61-70)	1	1	2
Total	16	27	43

Tabla 4.2: *Distribución de la muestra del GP por grupos de edad y sexo*

Otro aspecto que se pretendía analizar en nuestro estudio era cuantificar la variabilidad y la espontaneidad del movimiento, con el objetivo de evaluar las alteraciones producidas por el SLC y por la falta de colaboración por parte del paciente. Por este motivo, y para facilitar el cálculo de variables derivadas del oscilador armónico simple (ver apartado 4.2.5.4), se decidió optar por la realización de **ciclos repetitivos**.

Para la definición del gesto hubo que considerar el efecto de influir en la velocidad de la realización del mismo o no. Tal y como se ha visto en la revisión bibliográfica, los estudios que influyen al paciente a realizar el gesto a una cierta velocidad (normalmente máxima), lo hacen a costa de alterar o disminuir el rango de movimiento [65], [139]. Este motivo, sumado a la necesidad de dar libertad a la velocidad para poder analizar si los cambios de la misma se correlacionan con las dudas o intentos de simulación, hizo que en nuestro estudio decidiéramos no influir en la velocidad de la realización de los gestos y dejar al paciente elegir la **velocidad más confortable** para la

Grupo de edad	Sexo		Total
	Hombres	Mujeres	
1 (20-30)	4	5	9
2 (31-40)	3	4	7
3 (41-50)	4	5	9
4 (51-60)	4	2	6
5 (61-70)	0	1	1
Total	15	17	32

Tabla 4.3: Distribución de la muestra del GS por grupos de edad y sexo

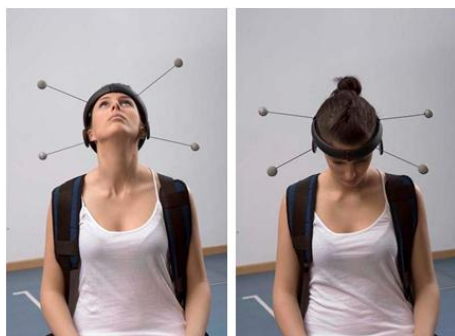


Figura 4.1: Movimiento de flexo-extensión

ejecución del mismo.

Debido al gran número de grados de libertad de la columna cervical, se decidió analizar las rotaciones en los tres ejes principales de movimiento. En cuanto al rango, se optó por solicitar a los sujetos que intentaran llegar al límite máximo de movilidad en cada uno de los ejes.

De este modo, el gesto se fundamentó en la realización de 3 pruebas, que consistieron en intentar llegar al límite máximo de movimiento de la columna cervical en cada uno de los tres ejes del espacio: flexo-extensión (ver figura 4.1), flexión lateral (ver figura 4.2) y rotación (ver figura 4.3).

Los movimientos se realizaron de un modo continuo, repetitivo y secuencial, siendo libre para el paciente el control de la velocidad de ejecución del gesto, con una duración de tiempo limitado de 30 segundos. Cada gesto se repitió dos veces.



Figura 4.2: *Movimiento de flexión lateral*

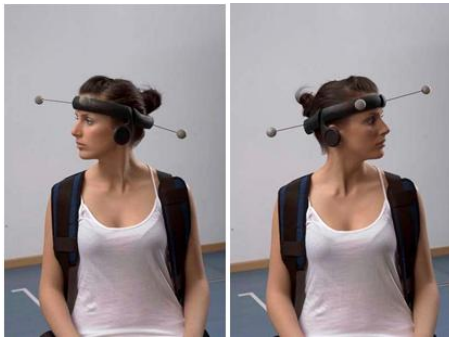


Figura 4.3: *Movimiento de rotación*

4.1.4. Medios experimentales

Para la realización de la fase experimental fue necesario poner a punto dos laboratorios de análisis de movimientos. Por una parte el laboratorio de análisis de movimientos humanos del Instituto de Biomecánica de Valencia, donde se realizaron las medidas de la población de control y simuladora. Por otra, el laboratorio de la Mutua ASEPEYO, donde se realizaron las medidas de la muestra de patológicos.

Ambos laboratorios fueron puestos a punto por el mismo personal del IBV, de este modo se garantizó la compatibilidad de los equipos de medida y la homogeneidad de los resultados.

4.1.4.1. Sistema de fotogrametría

Para registrar los movimientos de la columna cervical se utilizó el sistema de fotogrametría KINESCAN/IBV. La fotogrametría es una técnica de medida muy utilizada en análisis tri-dimensional de movimientos humanos.

A continuación se describen los principales componentes necesarios para la realización de las medidas mediante fotogrametría.

1. Cámaras de vídeo

Los laboratorios que se utilizaron en el estudio se configuraron con cuatro cámaras, se requieren un mínimo de dos cámaras para poder medir el desplazamiento de objetos de forma tri-dimensional. Su localización fue estudiada para evitar la ocultación de marcadores en toda la duración de la prueba y en los tres gestos analizados: flexo-extensión, flexión lateral y rotación.

La resolución de las cámaras utilizadas fue de 768 x 576 píxeles y la frecuencia de grabación de 50 imágenes por segundo. Esta frecuencia se considera suficiente para poder registrar movimientos humanos [118], pero como se explicará en el punto (4.2.2), para poder determinar con precisión variables procedentes de la primera y la segunda derivada fue necesario realizar un tratamiento de suavizado de la señal.

2. Ordenador, periféricos y accesorios

Las cámaras se sincronizaron con un ordenador central, encargado de captar y almacenar la información grabada por las cámaras de video, para poder realizar un procesado posterior.

3. Marcadores

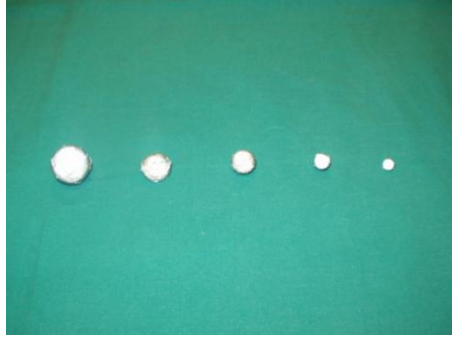


Figura 4.4: *Marcadores reflectantes esféricos*

Las cámaras registran el movimiento de puntos reflectantes denominados marcadores. Estos marcadores consisten en pequeñas esferas recubiertas de material reflectante (figura 4.4). En nuestro estudio se emplearon marcadores con 2 cm de diámetro. Se utilizaron marcadores pasivos, que a diferencia de los marcadores activos no emiten luz propia, sino que reflejan la luz proveniente de los focos de iluminación.

4. Focos de iluminación

En el estudio se utilizó un sistema de iluminación infrarroja, instalado sobre la propia cámara de vídeo (figura 4.5), de esta forma la luz se emitió y se recibió sobre el mismo eje de la cámara. En condiciones de luz ambiental controlada se distinguían con claridad los marcadores reflectantes.

5. Sistema de referencia (calibración)

Otro aspecto que se tuvo en cuenta para el registro de los movimientos, mediante el sistema de fotogrametría fue la definición y calibración del volumen de trabajo para el análisis del movimiento a realizar en la prueba. Para definir dicho volumen de trabajo se instrumentó completamente a un sujeto y se reprodujeron los gestos a realizar en el estudio.

El sistema de calibración (figura 4.6) permitió definir los ejes de referencia globales sobre los cuales se determinaron las coordenadas espaciales de los marcadores.

Como se explicará con más detalle en el apartado 4.2.1, el método de calibración y reconstrucción tri-dimensional utilizado se fundamentó en el algoritmo DLT, [117].



Figura 4.5: *Sistema de iluminación y cámara de video*

La precisión del sistema de medida se calculó según el procedimiento descrito en el apartado 4.2.6. Los valores de los errores máximos son:

1. **Error sistemático:** este error es debido a la deformación del espacio activo por las aberraciones de los sistemas ópticos y la posterior alinealización del espacio de trabajo en el proceso de calibración. El error sistemático de nuestro estudio fue inferior a 1.9 mm/m.
2. **Error accidental:** está asociado al error aleatorio en el registro de los marcadores. Es un error de alta frecuencia, parte en sierra de la señal (ver figura 4.27). El error accidental fue inferior a 0.3 mm.

4.1.4.2. Equipamiento complementario

A continuación se describe el material y el equipamiento complementario que fue necesario diseñar para poder realizar correctamente el estudio.

1. Silla de fijación.

Los objetivos del presente estudio pasan por registrar el movimiento de la columna cervical. Para ello existen dos posibilidades: a) medir el movimiento de los segmentos cabeza y tronco y analizar el movimiento relativo entre ellos; y b) fijar la posición del tronco y medir el movimiento absoluto de la cabeza.

En nuestro estudio se optó por la segunda opción. Para ello fue necesario diseñar una silla que fijase la posición del tronco y permitir el movimiento de la cabeza.

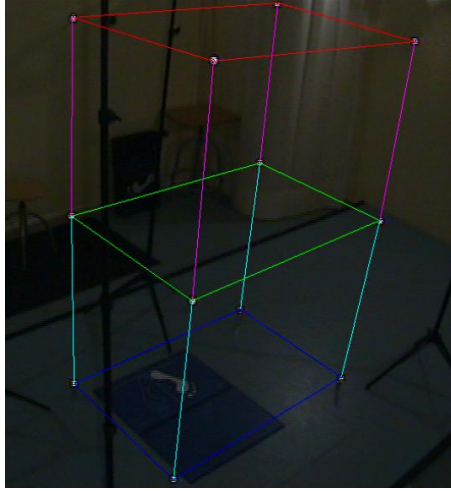


Figura 4.6: *Sistema de referencia del equipo de fotogrametría*

El diseño de la silla de fijación se basó en cinchas fijadas a un respaldo regulable en altura. De este modo, se garantizó que el tronco quedaba completamente fijado y que sus movimientos no pudieran contribuir al movimiento de la cabeza.

La figura 4.7 muestra la silla utilizada en la realización de la fase experimental, en ella se pueden apreciar las cinchas utilizadas para fijar el tronco. Las cinchas tenían regulación en anchura y en altura, para poderse adaptar a personas con características antropométricas diferentes.

2. Espejo de referencia.

En el estudio del movimiento de la columna cervical es importante fijar una posición inicial de partida repetible para todas las pruebas analizadas.

La posición inicial es la referencia sobre la cual se determinaron ciertas variables cinemáticas y debe ser la misma en todos los gestos que repita el sujeto.

Con el fin de fijar esta posición de referencia inicial se utilizó un espejo que se situó a 2,5 m del sujeto. Las dimensiones del espejo fueron de $3 \times 8 \text{ cm}^2$.



Figura 4.7: *Silla de fijación*



Figura 4.8: *Espejo de fijación de la posición de referencia*

Una vez situado al sujeto, sentado en la silla de fijación, en una posición confortable, se ajustó la altura del espejo con el fin de que se pudiera ver los ojos reflejados en él. Esta posición fue la que se utilizó de referencia para la realización todas las pruebas.

Tal y como se puede observar en la figura 4.8 el espejo se encontraba emplazado sobre un trípode, que permitía su movimiento en dirección vertical, lo que facilita su colocación a la altura más confortable para el sujeto.

3. Casco de sujeción de marcadores.

Como se ha comentado en el apartado 4.1.4.1, para registrar el movimiento de un segmento móvil (en nuestro caso la cabeza), es necesario fijar unos marcadores solidarios con el movimiento de dicho segmento.

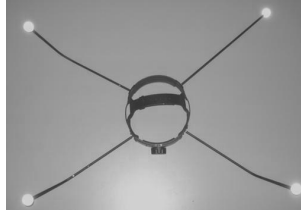


Figura 4.9: Casco de sujeción de marcadores reflectantes

Para tal fin se diseñó casco para integrar los marcadores reflectantes (ver figura 4.9). El casco poseía unas varillas de 20 cm de longitud con el fin de aumentar la inercia del modelo de sólido rígido y disminuir así el error en el cálculo de las variables cinemáticas. El casco se diseñó para que se pudiese regular con facilidad y conseguir así una buena adaptación a personas con características antropométricas diferentes.

4. Sistema de calibración de la posición de referencia.

Tal y como se explica en el apartado 4.2.4, para poder obtener las variables cinemáticas del movimiento referidas a ejes anatómicamente interpretables: flexo-extensión, flexión lateral y rotación (ver figura 2.11), es necesario obtener los ejes locales de cada uno de los sujetos de estudio.

Para ello se utilizaron tres marcadores, uno colocado sobre la vértebra cervical C7 y dos marcadores situados sobre los lóbulos auditivos. Para poder sujetar estos dos últimos marcadores de un modo más sencillo, se diseñó un sistema de calibración formado por dos varillas de 15 cm de longitud, con los marcadores integrados en sus extremos. Dicho sistema se diseñó para que se pudiera sostener en los conductos auditivos.

Al igual que el casco, el sistema de calibración se diseñó para que fuera regulable mediante guías horizontales y permitiera una buena adaptación a los sujetos de ensayo. En los puntos de sujeción a los conductos auditivos se adaptaron tapones de oído desechables.

4.1.5. Protocolo de medida

El protocolo de medida utilizado en la fase experimental se formalizó en las siguientes etapas o fases:

1. Fase Previa a la medida

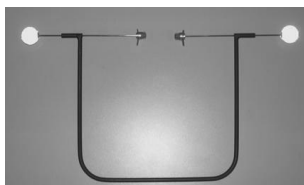


Figura 4.10: Sistema de calibración de la posición de referencia

- a) **Información de la persona participante en el estudio:** en primer lugar se explicó detalladamente a cada sujeto de ensayo en qué consistían las pruebas, los objetivos y el tipo de medidas a realizar.
- b) **Firma del consentimiento informado:** cada sujeto de ensayo rellenó y firmó una hoja de conformidad y consentimiento de la realización del ensayo.
- c) **Recogida de los datos personales:** posteriormente se registraron sus datos personales y antropométricos (peso y estatura).
- d) **Identificación:** la Ley Orgánica 15/1999 de Protección de Datos de Carácter Personal obliga a la asignación de un código que identifique a cada paciente dentro de la muestra de estudio.
- e) **Exploración médica:** a cada paciente se le realizó una exploración por parte de un médico, para garantizar el cumplimiento de los criterios de inclusión definidos en el punto 4.1.1.

2. Fase de preparación de la medida

- a) **Fijación de la postura:** para cada sujeto del estudio se ajustó el respaldo y las cinchas de la silla de sujeción (ver apartado 4.1.4.2) para inmovilizar el tronco. Para ello, el sujeto debía permanecer sentado, en una posición cómoda y erguida. De esta manera nos garantizamos que los movimientos se producen únicamente en la columna cervical.
- b) **Fijación de la altura del espejo de referencia:** se reguló la altura del espejo de referencia (ver apartado 4.1.4.2) de tal modo que el sujeto pudiese ver sus ojos reflejados en el mismo. De este modo se garantizaba estandarizar la posición inicial neutra para todos los sujetos de la muestra.

- c) **Instrumentación del sujeto:** en este paso se instrumentó al paciente mediante la colocación del casco de marcadores y el sistema de calibración de la posición de referencia (ver apartado 4.1.4.2), también se le colocó un marcador sobre la apófisis de C7 (ver figura 4.11).
- d) **Familiarización al gesto:** antes de comenzar con el registro de la medida se le pidió a cada paciente que practicara la ejecución de la prueba con el objetivo de familiarizarse con la misma y evitar posibles dudas o interrupciones durante la fase de medida.

3. Fase de medida

- a) **Medida de calibración:** una vez el sujeto se encontraba instrumentado y en la postura adecuada se procedió a calibrar su posición con respecto al sistema de referencia del sistema de fotogrametría. La fase de calibración consistió en realizar un registro de 6 segundos de duración.
- b) **Medida del gesto funcional:** para realizar la fase de medida se retiraron los marcadores propios de la prueba de Calibración. Posteriormente, se le explicó al paciente el tipo de movimientos que debía realizar, (apartado 4.1.3).

Las instrucciones para el paciente previas a la realización del gesto de flexo-extensión fueron: “desplace la cabeza adelante y atrás hasta alcanzar el límite máximo, a una velocidad ligera y confortable, debe evitar detenerse a mitad del movimiento hasta que el médico valorador le indique”.

Una vez entendido y practicado, ya se estaba en disposición de empezar. La orden de inicio antes de cada medida fue corta y enérgica (p.ej. '¡ya!') y se realizó después de un intervalo de 2 segundos desde el inicio de la grabación. Esta secuencia se repitió para el resto de movimientos, es decir flexión lateral y rotación.

La figura 4.12 resume las fases que conforman el protocolo de medida de la fase experimental del estudio.

4.2. Análisis cinemático del movimiento

En este apartado se recoge el procedimiento de cálculo diseñado para obtener las variables de caracterización cinemática de los movimientos de la



Figura 4.11: Instrumentación del marcador sobre C7

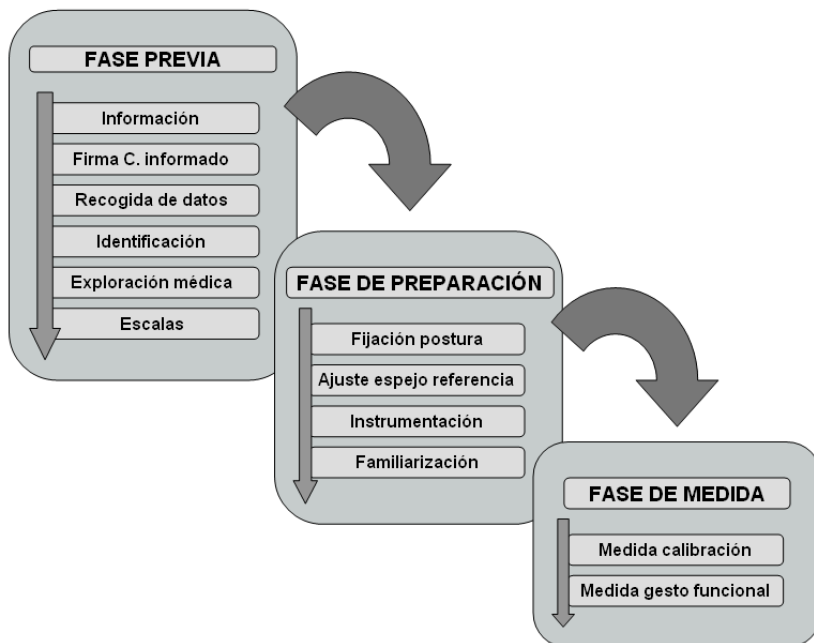


Figura 4.12: Fases del protocolo de medida

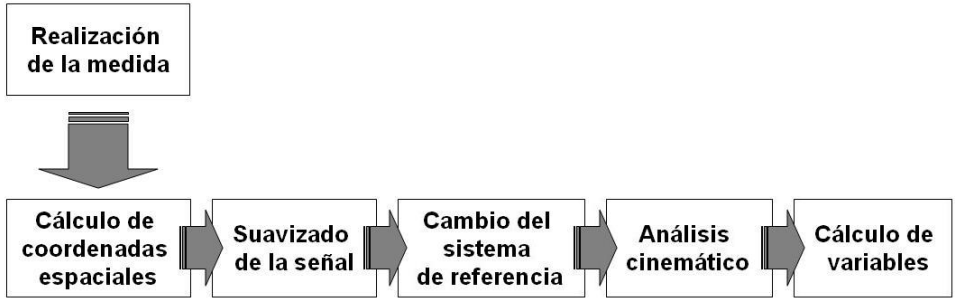


Figura 4.13: *Proceso de cálculo para determinar las variables de estudio*

columna cervical.

La figura 4.13 resume de un modo gráfico de diagrama de flujo de las fases del proceso de cálculo.

4.2.1. Algoritmo de cálculo de coordenadas espaciales

El primer paso del proceso de análisis cinemático consistió en obtener las coordenadas de los marcadores y expresarlas en un sistema de referencia conocido.

Para determinar las coordenadas del movimiento de un marcador a partir de su registro mediante fotogrametría, es necesario filmar el movimiento con un mínimo de dos cámaras sincronizadas. Cada una de las cámaras proyecta la posición del marcador en el plano de la imagen, tal y como se puede apreciar en la figura 4.14.

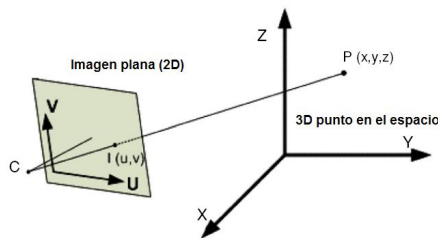


Figura 4.14: *Modelo de captación de una cámara*

Existen diversos algoritmos para la reconstrucción de las coordenadas espaciales 3D a partir de las coordenadas 2D de cada una de las cámaras. Uno de los más empleados y que se adoptó en el nuestro estudio es el algoritmo lineal directo de transformación (DLT) [117]. El algoritmo (DLT) establece las siguientes relaciones entre las coordenadas bi-dimensionales de la imagen en cada cámara (u,v) y las tri-dimensionales del movimiento del marcador (x,y,z) [21].

$$u = \frac{L_1x + L_2y + L_3z + L_4}{L_9x + L_{10}y + L_{11}z + 1}; v = \frac{L_5x + L_6y + L_7z + L_8}{L_9x + L_{10}y + L_{11}z + 1}; \quad (4.3)$$

Las ecuaciones del algoritmo DLT son lineales con respecto a los coeficientes L_i , de este modo se establece un sistema de $2N$ ecuaciones que se puede solucionar por el método de mínimos cuadrados, siempre que el número de cámaras sea igual o mayor que 2. Los coeficientes L_i se conocen como los parámetros del DLT.

Estos coeficientes se relacionan con los parámetros extrínsecos de la cámara fotográfica, como su localización, y parámetros intrínsecos, tales como las coordenadas del centro de proyección, el sistema de referencia de la imagen, y los factores de posicionamiento usados para transformar unidades de pixel en unidades métricas.

Una vez calibradas las cámaras se calculan los coeficientes del DLT y se pueden obtener las coordenadas espaciales del cualquier registro realizado dentro de su espacio de calibración. El algoritmo de reconstrucción de las coordenadas 3D de los marcadores que se utilizó en el estudio de movilidad cervical se encuentra implementado en el sistema de fotogrametría.

4.2.2. Técnicas de suavizado

El siguiente paso en el procedimiento de cálculo cinemático consistió en aplicar una técnica de suavizado apropiada para el tipo de información que se pretendía registrar.

En nuestro caso, se trata de un movimiento de frecuencia máxima de oscilación de alrededor de 1 Hz. Normalmente, para este tipo de movimientos sería suficiente utilizar una frecuencia de registro de 50 Hz para el cálculo de ángulos [118].

La situación cambia si se desean calcular variables procedentes de la primera y segunda derivada, como velocidades y aceleraciones angulares, en las que el ruido y por tanto el error aumenta de forma considerable [118], (Ver figura 4.15). De este modo, la determinación de primeras y segundas derivadas precisa de la realización de un suavizado de la información registrada para convertirla en una función derivable y disminuir también su nivel de ruido.

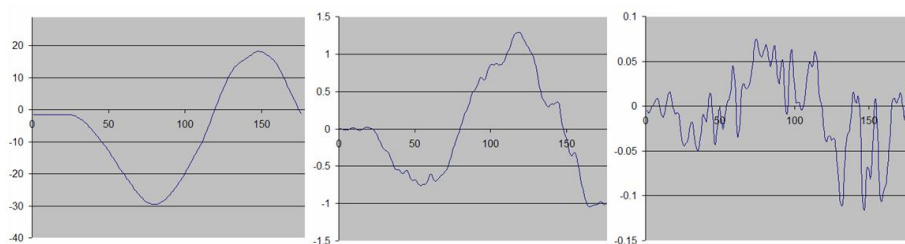


Figura 4.15: *izq: señal original; centro: 1ª derivada; der: 2ª derivada*

Existen dos tipos de técnicas de suavizado **paramétricas** y **no-paramétricas**.

Las técnicas **paramétricas** se basan en modelos de ajuste de la información a una función conocida. Este tipo de modelos presentan el inconveniente de que pueden modificar la información inicial registrada, debido a que intentan ajustar las observaciones, que a priori no son conocidas, a algún tipo de función conocida. Por lo tanto no serían aplicables al problema que se plantea en nuestro estudio.

Las técnicas **no-paramétricas**, ajustan las observaciones a una función continua y derivable procedente de la observación inicial. Los más conocidos son: media móvil, mediana móvil, regresión local y modelos basados en funciones: Fourier, Splines o Wavelets.

En el presente estudio se utilizó la técnica de suavizado basado en un método de regresión local con polinomios de tercer orden [118]. Este método presenta las siguientes características:

1. Rapidez de computación.
2. Buen funcionamiento en los extremos de la serie.
3. Flexibilidad: permite adaptarse a cambios de curvatura, captar cambios bruscos o singularidades.
4. Diferenciabilidad: permite calcular derivadas.

La función de pesos usada en nuestro estudio para suavizar las señales obtenidas del movimiento de los marcadores se basó en la función Epanechnikov.

Una vez seleccionada la función de distribución de pesos se eligió el ancho de banda para obtener un suavizado óptimo de la señal. El ancho de banda

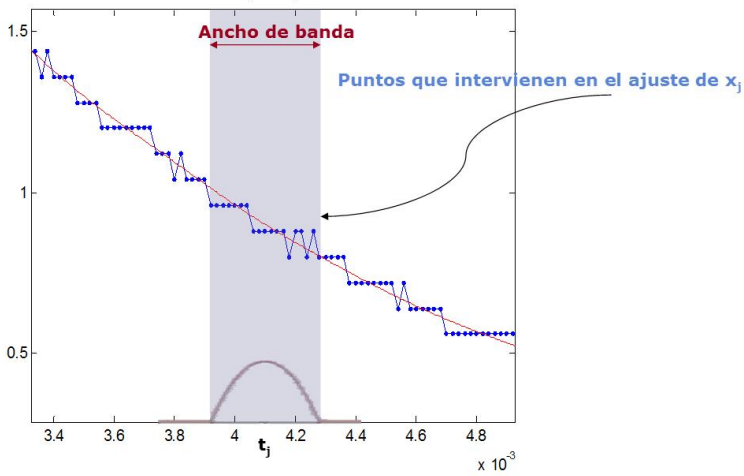


Figura 4.16: Función de pesos de los puntos de alrededor mediante el Tipo Kernel Epanechnikov

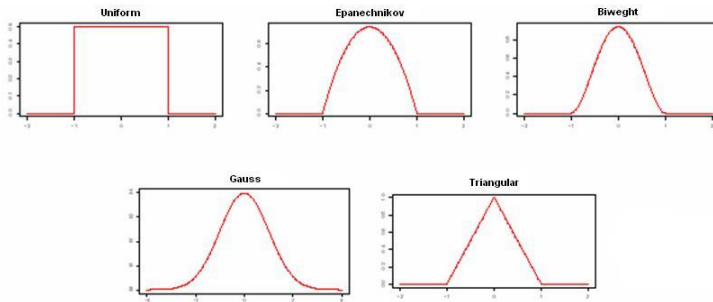


Figura 4.17: Tipos de funciones usadas para dar peso a las observaciones en los ajustes por regresión local

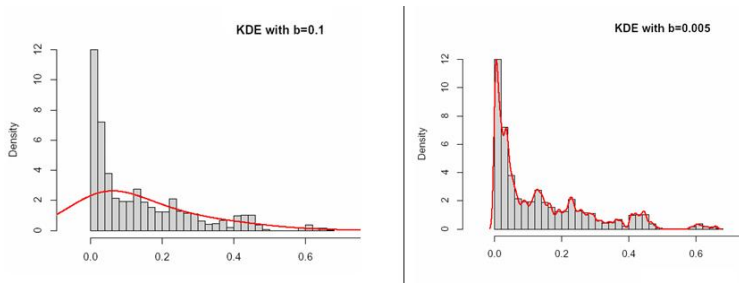


Figura 4.18: *Izquierda: Valores de densidad submuestreados. Derecha: Valores de densidad sobremuestreados*

controla el número de puntos que se incluyen en la regresión local alrededor de cada observación. Del ancho de banda dependen la suavidad o la rugosidad de la señal suavizada (Ver 4.18). La selección del ancho de banda adecuado implica un riesgo de suavizar en exceso o en defecto. Si el suavizado es escaso, las derivadas se obtendrán con mucho ruido. Por el contrario, si se suaviza en exceso, se obtendrán curvas continuas, sin irregularidades pero con sesgos.

El criterio para determinar el ancho de banda óptimo se basó en imponer la condición de que el error tras el suavizado fuese aleatorio, es decir con autocorrelación nula. Como se indica en [118], para valores muy altos del ancho de banda, aparecen sesgos en los errores, lo que se traduce en una autocorrelación positiva. Si el suavizado es escaso (ancho de banda pequeño), entonces la autocorrelación es negativa. Modificando el ancho de banda se consigue un punto donde la autocorrelación es nula, lo que se tomó como ancho de banda óptimo (ver figura 4.19).

4.2.3. Análisis cinemático

4.2.3.1. Resolución del problema de posición

El siguiente paso en el procedimiento de cálculo de las variables del estudio consistió en determinar los ángulos de movilidad articular de la cabeza respecto al tronco.

Para ello nos basamos en la utilización de modelos no paramétricos en los que no se introducen hipótesis previas sobre la naturaleza de los enlaces articulares. Su descripción se estableció a partir del movimiento relativo entre los segmentos corporales adyacentes.

La mayor parte de métodos de análisis de movimientos, basados en

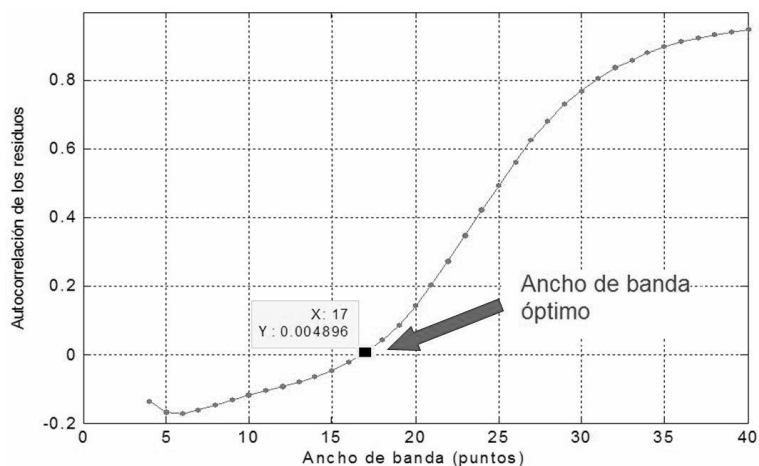


Figura 4.19: Efecto del ancho de banda sobre la autocorrelación de los residuos

fotogrametría, parten del análisis del movimiento de un segmento corporal mediante una traslación de su centro de gravedad, y una rotación alrededor de dicho centro, caracterizada por una matriz ortogonal.

La resolución del problema de posición para el conjunto de marcadores, es un **problema fuertemente no lineal** que implica el uso de técnicas de cálculo numérico para su resolución, como las propuestas por Veldpaus [150] o Woltring [159].

La descripción del movimiento de un segmento o del movimiento relativo entre segmentos puede hacerse desde enfoques diferentes, entre ellos los más conocidos son: Ángulos de Euler y Eje finito de rotación.

Aunque el sistema basado en ángulos de Euler sigue siendo el más utilizado, su interpretación resulta poco intuitiva y además, no existe uniformidad de criterios sobre el tipo y el orden de la secuencia de giros. Es decir, un mismo movimiento puede proporcionar valores diferentes dependiendo de la secuencia elegida.

Por estos motivos, en nuestro estudio se decidió no utilizar la aproximación geométrica derivada de los ángulos de Euler, sino la derivada del Eje finito de rotación, basado en la representación del movimiento de un sólido mediante **un giro y un desplazamiento** alrededor y a lo largo de un eje denominado eje finito de rotación (FHA: finite helical axis), (Woltring et al, [160], [161]).

El planteamiento del eje finito de rotación, proporciona una representación

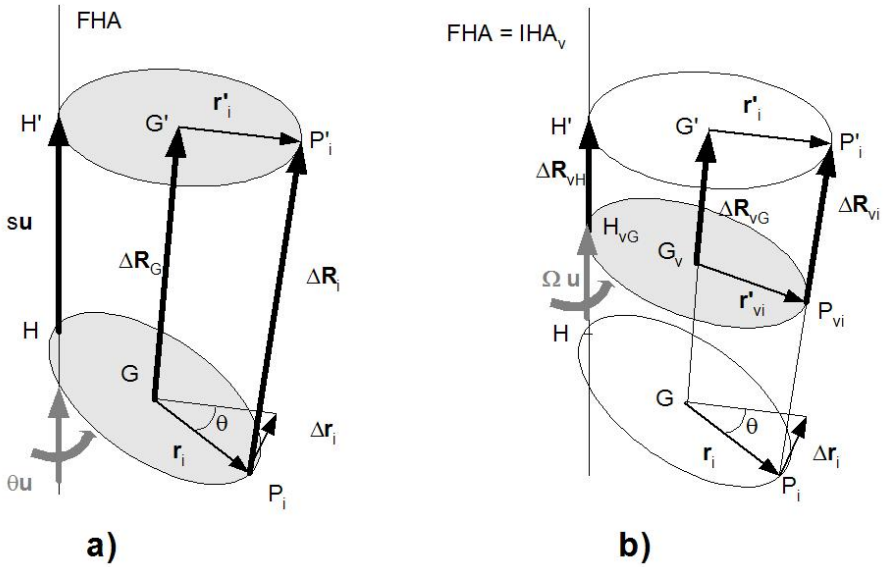


Figura 4.20: a) Campo de desplazamientos finitos. b) Campo de desplazamientos virtuales definido sobre el cuerpo virtual

unívoca del movimiento de un segmento entre dos posiciones dadas y de forma independiente del sistema de referencia utilizado.

Sin embargo, su determinación aparece, en principio, como un problema **no lineal** que debe ser abordado mediante técnicas de cálculo numérico. En este estudio se utilizó el procedimiento descrito en [119], que transforma el problema del análisis de posiciones en un problema lineal a partir del concepto de cuerpo virtual (figura 4.20).

Como se ha comentado anteriormente, este campo de desplazamientos así definido no verifica la ecuación de la condición de campo antisimétrico, ni en la posición inicial ni en la final:

$$\Delta R_i \neq \Delta R_G + \vec{R}_u \wedge \vec{r}_i \tag{4.4}$$

Para evitar este problema se introduce el concepto de **cuerpo virtual**, (ver figura 4.20).

El cuerpo virtual es, por tanto un cuerpo cuyos puntos se encuentran en la mitad de los segmentos que unen los correspondientes marcadores en las

posiciones inicial y final (ver figura 4.20b).

Una vez creado el cuerpo virtual, se define un campo de desplazamientos asociado a sus puntos, de manera que a cada punto del cuerpo virtual le corresponde un desplazamiento virtual y un vector de posición virtual que lo define. Este campo así definido cumple las condiciones de campo antisimétrico, y por lo tanto:

$$\overrightarrow{\Delta R_{vi}} = \overrightarrow{\Delta R_{vG}} + \overrightarrow{\Omega} \wedge \overrightarrow{r_{vi}} \quad (4.5)$$

donde $\overrightarrow{\Omega}$ juega el papel de una velocidad angular, aunque no tiene dimensiones, y está asociado al giro θ alrededor del Eje finito de rotación.

La relación entre $\overrightarrow{\Omega}$ y el giro θ alrededor de u es la siguiente:

$$\overrightarrow{\Omega} = \Omega \overrightarrow{u} = \tan(\theta/2) \overrightarrow{u} \quad (4.6)$$

Los vectores de posición relativa al centro de masas de un marcador en las posiciones inicial y final (r_i y r'_i), están relacionados mediante la fórmula de Rodrigues para el movimiento esférico [9]. Teniendo en cuenta la definición de los desplazamientos virtuales, pueden expresarse en función de los desplazamientos virtuales absolutos como:

$$\overrightarrow{\Delta R_{vi}} = \overrightarrow{\Delta R_{vG}} + \tan(\theta/2) \overrightarrow{u} \wedge \overrightarrow{r_{vi}} = \overrightarrow{\Delta R_{vG}} + \overrightarrow{\Omega} \wedge \overrightarrow{r_{vi}} \quad (4.7)$$

La expresión 4.7 resulta formalmente idéntica a la que describe el campo de velocidades en un sólido rígido.

Por tanto, el proceso de cálculo de v_G y w a partir de la cantidad de movimiento y el momento cinético del conjunto de marcadores ligados al sólido rígido puede ser generalizado para los desplazamientos finitos sustituyendo el sólido por el cuerpo virtual y las velocidades por los desplazamientos virtuales. En este caso, las ecuaciones 4.5 y 4.6 se resuelven como se describe en [119]:

$$\overrightarrow{\Delta R_{vG}} = \frac{1}{n} \sum \overrightarrow{\Delta R_{vi}} = \frac{1}{n} \sum \overrightarrow{R'_{vi}} - \overrightarrow{R_{vi}} \quad (4.8)$$

$$\overrightarrow{\Omega} = \tan(\theta/2) \overrightarrow{u} = \overrightarrow{J_{vG}^{-1}} \sum \overrightarrow{r_{vi}} \wedge \overrightarrow{\Delta r_{vi}} \quad (4.9)$$

Resumiendo, las ecuaciones 4.8 y 4.9 permiten una estimación directa de los desplazamientos finitos, en términos de un desplazamiento y un giro a lo largo del eje finito de rotación. A partir de estos valores es posible obtener, si se desea, la matriz de rotación. Para ello hay diferentes procedimientos como el propuesto por Woltring [159]. No obstante, dicha matriz resulta innecesaria

para el análisis cinemático si se emplean las ecuaciones explícitas propuestas en este trabajo.

4.2.3.2. Resolución del problema de velocidades

El estudio de la velocidad es un problema lineal que puede abordarse de forma independiente al problema de posición. A partir de las propiedades del campo de velocidades de un sólido rígido, es posible estimar la velocidad angular y la posición del eje instantáneo de rotación. Esta aproximación ha sido utilizada en el campo de la teoría de máquinas y mecanismos para desarrollar métodos de análisis cinemático.

La frecuencia de muestreo fue de 50 fotogramas por segundo, con lo que podemos asumir que el desplazamiento es infinitesimal $\Delta t \lll 1$.

El movimiento infinitesimal de un cuerpo puede ser representado mediante dos vectores: la velocidad angular w , y la velocidad lineal de cualquier punto del cuerpo, el más utilizado es el centro de gravedad (c.d.g.) v_G .

De este modo el análisis de la velocidad puede resolverse a partir de las siguientes ecuaciones [120]

$$\vec{v}_G = \frac{1}{n} \sum \vec{v}_i = \frac{1}{n} \sum \vec{R}'_i - \vec{R}_i = \frac{1}{n} \sum \Delta \vec{R}'_i \quad (4.10)$$

$$\vec{w} = J_G^{-1} \sum \vec{r}_i \times \Delta \vec{R}'_i \quad (4.11)$$

donde:

1. n = número de marcadores.
2. $\Delta \vec{R}'_i$ representa el desplazamiento de los marcadores en Δt .
3. \vec{r}_i es la posición relativa de los marcadores respecto al centro geométrico de la nube de puntos.
4. J_G es la matriz de inercia del conjunto de marcadores, con dimensión L^2 .

$$J_G = \begin{pmatrix} \sum (y_i^2 + z_i^2) & -\sum (x_i y_i) & -\sum (x_i z_i) \\ -\sum (x_i y_i) & \sum (x_i^2 + z_i^2) & -\sum (y_i z_i) \\ -\sum (x_i z_i) & -\sum (y_i z_i) & \sum (x_i^2 + y_i^2) \end{pmatrix}$$

Una vez determinados w y v_G , se pueden calcular el resto de variables del estudio de la movilidad cervical.

4.2.4. Definición de la posición y el sistema anatómico de referencia

Uno de los problemas que surgen en biomecánica para el cálculo de movimientos articulares es definir una **posición de referencia** que sea **repetible**, tanto entre las repeticiones de un mismo sujeto (repetibilidad intra-sujeto), como entre las pruebas ejecutadas por diferentes pacientes (repetibilidad inter-sujeto).

En nuestro caso es, si cabe, todavía más crítico, ya que pretendemos analizar, entre otras, variables de posición. A diferencia de las variables vectoriales como velocidad angular, aceleración angular o fuerzas, que son magnitudes físicas que no dependen de la posición de referencia, el cálculo de la posición angular se mide a partir de la relación con una posición inicial determinada. Si esta no es repetible, el mismo movimiento puede ser descrito mediante valores de posición diferentes. La falta de repetibilidad en la posición de referencia, implica inevitablemente asumir cierto error, que puede dificultar la realización de comparaciones entre medidas.

Por dicho motivo, se entiende la importancia de disponer de un protocolo preciso y repetible para definir la posición de referencia.

En nuestro estudio se diseñó un procedimiento para fijar la posición de referencia. Esta se definió a partir de la postura neutra, es decir con la mirada horizontal para evitar la colocación de la cabeza en ciertos grados de flexión o de extensión en la posición inicial. Para ello se utilizó un espejo rectangular (apartado 4.1.4.2).

El espejo de referencia se situó a 2.5 m. de distancia del sujeto, pudiéndose regular en altura para adaptarse a la línea horizontal de la mirada del paciente, en su postura neutra (figura 4.21).

A cada paciente se le pidió situarse en la posición de referencia al inicio y fin de cada una de las pruebas.

Por otro lado, para el cálculo de las variables cinemáticas es necesario definir un **sistema de referencia local**, entendido como un sistema de coordenadas ortogonales en el espacio, que permiten definir unívocamente la posición de cualquier punto. En biomecánica, la elección de un sistema de referencia debe ser anatómico, es decir, debe permitir la interpretación de las variables respecto a los ejes convencionales de flexo-extensión, flexión lateral y rotación.

Para determinar la posición de referencia con los criterios citados, se utilizó un sistema de calibración, definido en el apartado 4.1.4.2. Este dispositivo se fijó en los conductos auditivos (figura 4.21). A partir del sistema de calibración se han calculado los ejes anatómicos para cada sujeto (ver figura

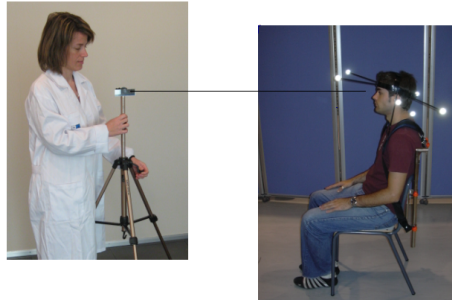


Figura 4.21: *Posición de referencia*

2.11):

- Eje X: se corresponde con el eje **transversal** del cuerpo humano y por lo tanto es perpendicular al plano sagital. Su cálculo se realiza a partir de la recta definida por los dos marcadores situados en los conductos auditivos del sujeto. La dirección positiva del eje indica el lado derecho del sujeto. El eje X define el movimiento angular de flexo-extensión de la cabeza.

- Eje Z: se calcula como el eje de dirección vertical dentro del plano perpendicular el eje X y que define el eje sagital. El eje Z se corresponde anatómicamente con el eje **longitudinal** del cuerpo humano y por lo tanto es perpendicular al plano transversal. Sobre el eje Z se referencia el movimiento angular de rotación. Su dirección positiva indica la rotación hacia la izquierda.

- Eje Y: se calcula como el eje de dirección perpendicular a los ejes X y Z. El eje Y se corresponde con el eje **anteroposterior** del cuerpo humano, perpendicular al plano coronal o frontal. Este eje define el movimiento de inclinación o flexión lateral. Su dirección positiva indica flexión lateral izquierda.

4.2.5. Cálculo de variables utilizadas en el estudio

Uno de los objetivos del trabajo es desarrollar un modelo cinemático que permita evaluar la funcionalidad de la columna cervical. A diferencia de otros autores que se centran en el análisis de variables estáticas de posición, en nuestro estudio se pretenden analizar variables cinemáticas asociadas al movimiento, que en nuestra hipótesis de partida (ver apartado 3.2) se establece que pueden proporcionar mayor información sobre el control motor del movimiento.

Para ello, se han definido una serie de variables que caracterizan el movimiento continuo y cíclico. Estas variables se han agrupado en las siguientes categorías:

1. Variables derivadas de la posición angular
2. Variables derivadas de la velocidad angular
3. Variables derivadas de la aceleración angular
4. Variables derivadas del estudio de la armonía

4.2.5.1. Variables derivadas de la posición angular

La resolución del problema de posición se realizó a partir de los algoritmos descritos en [119], y explicados con detalle en el apartado 4.2.3.1 del presente trabajo. Esto permitió obtener los valores del desplazamiento angular, expresado como la proyección del “Vector Giro” ([161]) sobre los ejes anatómicos de referencia (flexo-extensión, flexión lateral y rotación).

A partir de la posición angular se calcularon las siguientes variables:

1. *Rango de Movimiento*: el rango es una variable que determina la amplitud de movimiento en cada uno de los ejes de movimiento. Al disponer de varios ciclos en cada prueba, el *rango de movimiento* se calculó a partir de la diferencia entre los percentiles 5 y 95 (ver figura 4.22), que representan los valores máximos de flexión y extensión, flexión lateral izquierda y derecha y/o rotación derecha e izquierda, en función del movimiento que se esté ejecutando. El hecho de trabajar con percentiles hace que la medida sea más robusta y fiable que el uso de valores máximos y mínimos.
2. *Límites angulares*: los límites angulares definen el alcance de movimiento en cada uno de los ejes de movimiento: flexión, extensión, flexión lateral izquierda, flexión lateral derecha, rotación izquierda y rotación derecha. Los límites angulares se calculan a partir de los valores de los percentiles 5 y 95 del valor angular de movimiento (Ver figura 4.22).

Por dicho motivo y siguiendo el criterio de seleccionar la variable que mayor información proporcione, se optó por el *Rango de Movimiento* y eliminar del estudio la variable *Límites angulares*. Esto permite simplificar los cálculos y el posterior tratamiento numérico, sin disminuir información de la posición angular de la columna cervical.

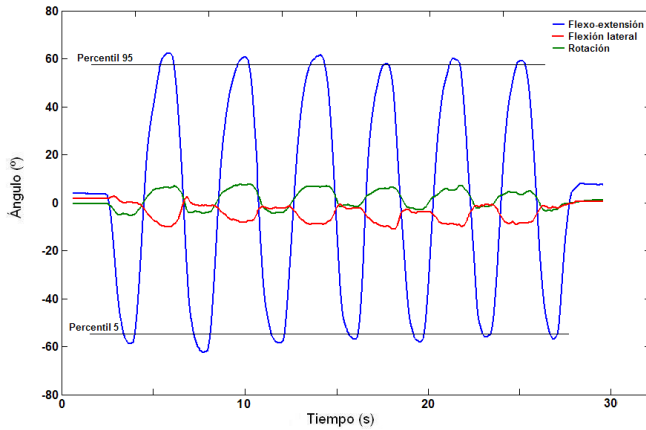


Figura 4.22: *Ángulo en función del tiempo. Azul: Flexo-extensión; Verde: Flexión lateral Rojo: Rotación*

Como se ha comentado anteriormente, el Rango de Movimiento se determinó para cada uno de las pruebas que conforman el protocolo de estudio: *Rango de flexo-extensión; Rango de flexión lateral y Rango de rotación.*

4.2.5.2. Cálculo de variables derivadas de la velocidad angular

A partir de la resolución del problema de velocidades, explicado en el punto 4.2.3.2, se obtuvieron los valores de las velocidades angulares del movimiento de la cabeza en relación a los ejes anatómicos 4.2.4. Para cada movimiento se construyó un diagrama fasorial ángulo-velocidad angular (figura 4.23), a partir del cual se definen las siguientes variables:

1. *Rango de Velocidad*: se calculó a partir de la diferencia entre los percentiles 5 y 95 de la función que representa la velocidad angular.
2. *Fas-area*: esta variable caracteriza la **variabilidad** total del movimiento a partir del área que forman los diferentes ciclos de la curva velocidad-posición. Para determinar esta variable se calculó en área encerrada por las curvas Media + 1 D.T. y Media - 1 D.T. que se representan en la figura 4.23.

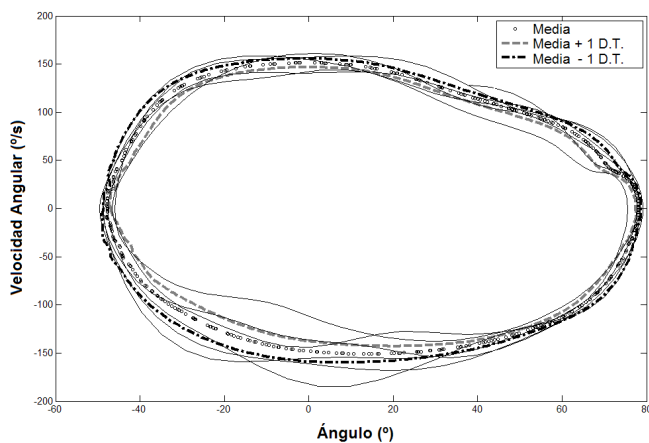


Figura 4.23: Gráfico fasorial en un movimiento de flexo-extensión de columna cervical

3. *Fas-area-med*: define la movilidad cervical a partir de la relación de posición y velocidad. Esta variable se define como el área media del diagrama ángulo-velocidad angular.
4. *Fas-area-tot*: esta variable expresa variabilidad relativa, es decir la relación entre la “variabilidad” y la “movilidad”. La variabilidad relativa se determina a partir del cociente de las variables *Fas-area* y *Fas-area-med*.

4.2.5.3. Cálculo de variables derivadas de la aceleración angular

La aceleración angular de la columna cervical se calculó a partir de la derivada respecto al tiempo de la velocidad angular. (Ver figura 4.24).

A partir de las aceleraciones máximas en cada dirección, se determinó la variable **Rango de aceleración angular**, como la diferencia entre las aceleraciones máximas (percentil 95) y mínimas (percentil 5) en cada una de los ejes de movilidad angular.

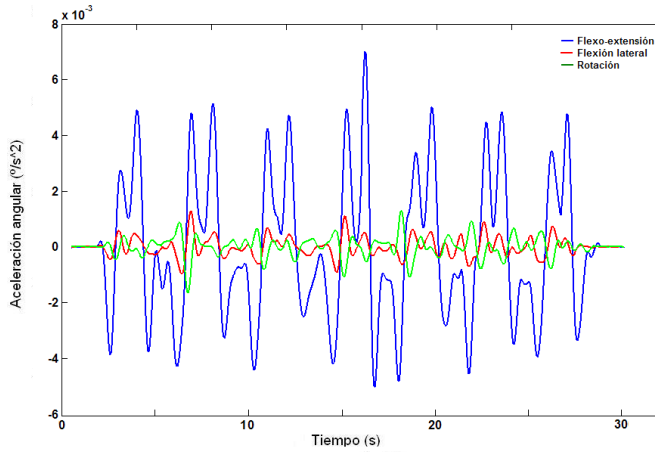


Figura 4.24: *Aceleración angular en función del tiempo. Azul: Flexo-Extensión; Verde: Flexión Lateral Rojo: Rotación*

4.2.5.4. Cálculo de variables derivadas del estudio de la armonía

Para poder explicar con más detalle el procedimiento de cálculo de las variables derivadas del estudio de la armonía del movimiento, se describe brevemente el concepto de oscilador armónico simple.

Un oscilador armónico simple se relaciona con un sistema que experimenta una fuerza \vec{F} proporcional a la desviación \vec{x} de su posición de equilibrio, de acuerdo a la ley de Hooke 4.12.

$$F = -k \cdot x; \quad (4.12)$$

Donde k es una constante positiva.

Desde el punto de vista cinemático, un oscilador armónico se caracteriza por la posición y sus derivadas. Asumiendo que la variable de posición es un ángulo (p.ej: flexo-extensión), dichas variables pueden ser expresadas como:

$$\theta = A \cdot \text{sen}(2\pi ft); \quad (4.13)$$

$$\dot{\theta} = 2\pi f A \cdot \text{cos}(2\pi ft); \quad (4.14)$$

$$\ddot{\theta} = -4\pi^2 f^2 A \cdot \text{sen}(2\pi ft) = -\Omega^2 \cdot \theta; \quad (4.15)$$

Donde $\dot{\theta}$ y $\ddot{\theta}$ son la velocidad angular y la aceleración respectivamente, y f es la frecuencia del movimiento cíclico.

Dado que el movimiento armónico no requiere de un control específico, los movimientos espontáneos y repetidos pueden ser asimilados al movimiento de un oscilador armónico, mientras que un movimiento poco espontáneo, como el que pueda realizar un sujeto que pretenda fingir un movimiento específico, puede diferir de este modelo.

En la figura 4.25 se puede observar la correspondencia existente entre las variables cinemáticas (ángulo, velocidad angular y aceleración angular) del movimiento de un oscilador armónico simple y de un movimiento espontáneo cervical. El modelo armónico ideal se ajusta a una elipse. El movimiento real de la columna cervical es similar a la elipse con mayor dispersión, debido a la variabilidad natural inter-sujeto.

Una de las características del modelo armónico ideal es la relación lineal entre la aceleración y la posición, que se demuestra en la expresión 4.15 y de un modo gráfico en la figura 4.25. Esta característica puede ser utilizada para describir de un modo sencillo la armonicidad del movimiento.

De este modo, la variable utilizada para calcular la armonía del movimiento ha sido el coeficiente de correlación de Pearson entre el ángulo y la aceleración angular.

Como se ha visto anteriormente, en un movimiento armónico puro, la correlación entre las variables aceleración y posición angular es igual a -1. A medida que se introduce mayor control en el movimiento, la correlación entre la aceleración y la posición disminuye a valores cercanos a cero.

La figura 4.26 muestra la relación existente entre las variables aceleración angular y ángulo. En ella se puede observar la sensibilidad de la correlación entre un movimiento armónico y uno no armónico.

Además de la variable *Armonía*, también se ha calculado la variable *Desfase*, que representa la diferencia de fases entre dos ondas. En nuestro caso, estas ondas son las señales de posición y de aceleración del movimiento cervical.

Para calcular el desfase, se ha utilizado la referencia de Ramsay [137], que se representa en la expresión 4.16.

$$\varphi = \arccos\left(\frac{\sum \theta_i \cdot \ddot{\theta}_i}{(\sum \theta_i^2)^{1/2} \cdot (\sum \ddot{\theta}_i^2)^{1/2}}\right); \quad (4.16)$$

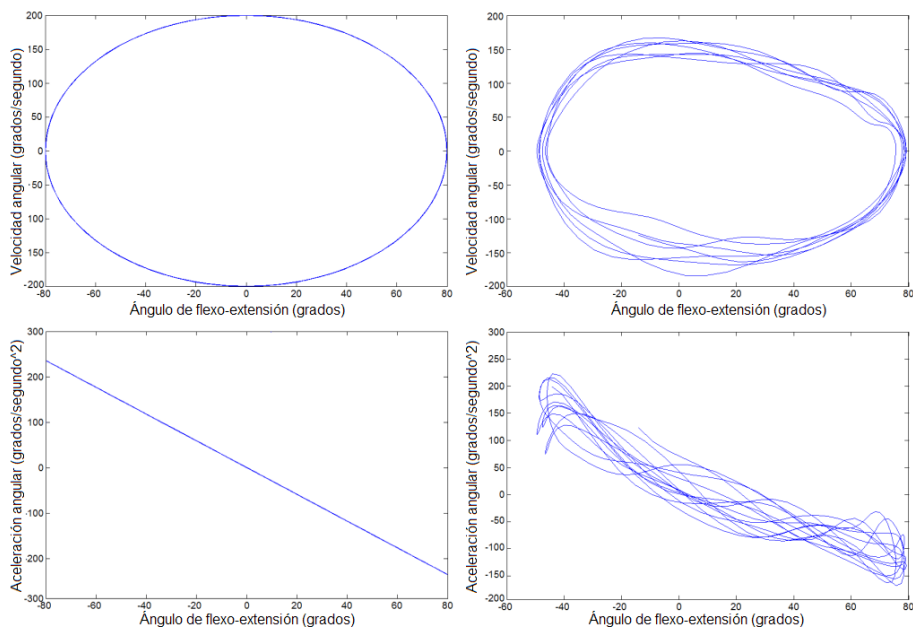


Figura 4.25: *Representación del movimiento armónico (izquierda) y un movimiento real (derecha)*

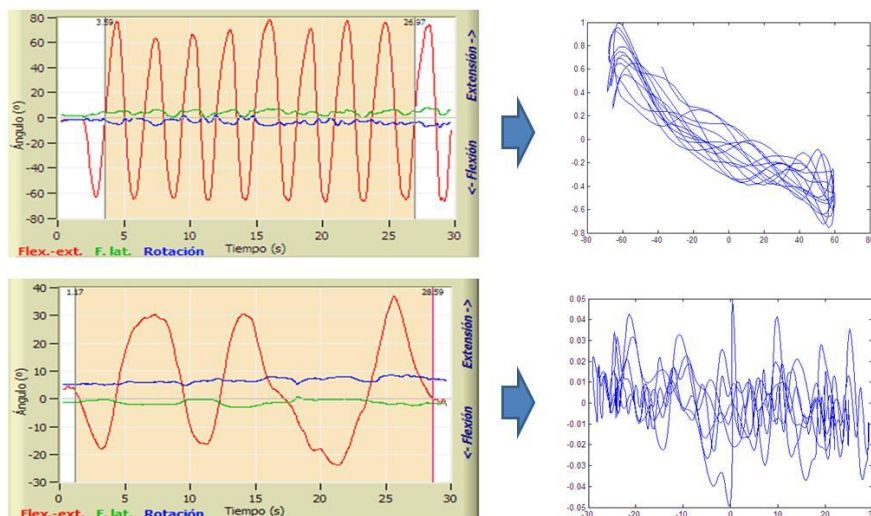


Figura 4.26: Arriba: movimiento natural espontáneo; Abajo: movimiento natural con sobre-control

En un movimiento armónico puro el desfase entre la posición y la aceleración es de 180° y se aleja de este valor a medida que se pierde la armonicidad en el movimiento.

4.2.5.5. Resumen de variables utilizadas en el estudio

El conjunto de variables que se han calculado y que se han utilizado en nuestro estudio para caracterizar el movimiento de la columna cervical, en cada una de las pruebas analizadas (flexo-extensión, flexión lateral y rotación) han sido:

1. Rango de movimiento
2. Rango de velocidad angular
3. Rango de aceleración angular
4. Fas-area
5. Fas-area-med

6. *Fas-area-tot*
7. *Armonía*
8. *Desfase*

4.2.6. Determinación del error experimental

Un aspecto crítico en el análisis cinemático de movimientos es la estimación y el control del error experimental, especialmente en aquellas aplicaciones que requieran del cálculo de variables procedentes de la primera y la segunda derivada, tal y como sucede en nuestro caso con las velocidades y aceleraciones angulares. Por tanto, es necesario conocer y controlar, por una parte, el error asociado al sistema de medida y, por otro, cómo puede afectar dicho error al cálculo de las principales variables analizadas en el estudio.

4.2.6.1. Determinación del error en el sistema de medida

Para tener un control sobre los resultados obtenidos con el sistema de medida es importante conocer los errores asociados. Esta información es necesaria para estimar con precisión la fiabilidad de un modelo dado en unas condiciones de medida determinadas.

La mayor fuente de error en análisis de movimientos humanos mediante fotogrametría viene derivada de los artefactos de la piel [4]. Los artefactos implican la existencia de movimiento relativo entre los marcadores y la estructura ósea que define el segmento del cual queremos analizar su movimiento. En nuestro caso se ha utilizado un casco que se fija directamente sobre la cabeza, en la cual el contenido de tejidos blandos es mínimo. Esto hace que el error provocado por artefactos sea despreciable comparado con otros segmentos del cuerpo humano (muslo, brazo, antebrazo, etc.).

Por tal motivo, nos vamos a centrar en la fuente de errores que se derivan del sistema de medida y del posterior procesamiento de la información. Existen principalmente dos tipos de errores [56]:

1. **Errores sistemáticos:** este tipo de errores van asociados al sistema de medida. En el caso de la fotogrametría, puede ser debido a inexactitudes en la estimación de los parámetros de calibración del modelo, a una mala linealización del espacio de trabajo en el proceso de calibración o a deformaciones del espacio activo debido a las aberraciones de los sistemas ópticos de las cámaras [22]. También pueden ser consecuencia de cambios en la posición o configuración de las cámaras. Estos cambios

pueden ser fortuitos (movimientos al cambiar una antorcha, movimientos por dilatación térmica de las placas del techo, o cualquier otro motivo) o realizados por alguno de los usuarios sin haberlo comunicado al resto.

2. **Errores aleatorios** los errores aleatorios pueden ser debidos a varios factores como: el ruido electrónico; el parpadeo del marcador, es decir, la imprecisión con que las detecciones del marcador se convierten en puntos de la imagen; el proceso de digitalización en sí, que transforma la imagen del marcador en valores numéricos de sus coordenadas; la distorsión de la forma reflejada del marcador que pueden derivarse de los efectos de velocidad o de la fusión de los marcadores entre sí o con los reflejos del espacio de trabajo [22].

La modelación del error es un aspecto complejo que depende de numerosos factores. El procedimiento más habitual para analizar el error de un sistema de medida se basa en realizar una medida directa del error, utilizando otro sistema de medida de mayor precisión. Puesto que no disponemos de un sistema de análisis de movimientos espaciales de más precisión que la fotogrametría, para comparar los resultados, hemos desarrollado un procedimiento indirecto que se basa en el análisis de la variación de la distancia entre dos puntos fijos unidos a una varilla. Los pasos seguidos para determinar los errores (sistemáticos y aleatorios) de nuestro sistema de medida son:

1. Instrumentar una varilla con dos marcadores de tamaño similar a los utilizados en la fase de experimentación. El procedimiento se basa en que los marcadores de la varilla se sitúan a una distancia constante.
2. Filmar una escena en condiciones de iluminación similares a las de las posteriores sesiones de medida. En dicha escena, se movió la varilla dentro del espacio activo siguiendo un movimiento similar al gesto a analizar.
3. Seleccionar la calibración actualizada del espacio de trabajo.
4. Analizar la distancia obtenida entre los dos marcadores de la varilla. En un sistema ideal de medida, la distancia entre los marcadores debería ser constante.

La función $d(t)$ representa la distancia medida entre los dos marcadores de la varilla, y tiene el aspecto que se muestra en la figura 4.27. En $d(t)$ se pueden distinguir la existencia de un error $E(t)$ que se debe a variaciones asociadas a dos fuentes de error 4.17:

$$E(t) = Esist(t) + Eacc(t); \quad (4.17)$$

1. Errores sistemáticos como consecuencia de la deformación del espacio activo debido a las aberraciones de los sistemas ópticos y a la posterior linealización del espacio de trabajo en el proceso de calibración. Se trata de variaciones asociadas al movimiento de la varilla.

El error sistemático se puede obtener a partir de la desviación típica del suavizado del registro $d(t)$, lo que da lugar a $Esist(t)$, representado mediante una línea roja en la figura 4.28.

Para el cálculo del error sistemático, se toma el percentil 95 de la desviación entre la curva ajustada y su media y se divide por raíz de 2 (error expresado en términos de coordenadas). Este valor se normaliza dividiéndolo por la máxima variación de las coordenadas de los dos marcadores (lo que nos indica la máxima distancia recorrida por los marcadores). El resultado se expresa en mm/m.

2. Errores accidentales asociados al error aleatorio en las coordenadas.

El error accidental se obtiene como:

$$Eacc(t) = E(t) - Esist(t); \quad (4.18)$$

Una vez calculado $Eacc(t)$, existe una relación sencilla entre este error y la desviación típica de los errores en las coordenadas. En efecto, la distancia medida se puede calcular como:

$$d = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2 + (z_2 - z_1)^2}; \quad (4.19)$$

Suponiendo que solo existen errores aleatorios podemos calcular Δd como:

$$\Delta d = \frac{x_2 - x_1}{d} (\Delta x_2 - \Delta x_1) + \frac{y_2 - y_1}{d} (\Delta y_2 - \Delta y_1) + \frac{z_2 - z_1}{d} (\Delta z_2 - \Delta z_1); \quad (4.20)$$

Si se admite que los errores accidentales en cada coordenada son independientes de la dirección y no hay autocorrelación, las cantidades entre paréntesis serán variables aleatorias de distribución normal, con media cero y desviación típica:

$$(\Delta x_2 - \Delta x_1) = N(0, \sqrt{2} \cdot \sigma_x); \quad (4.21)$$

$$(\Delta y_2 - \Delta y_1) = N(0, \sqrt{2} \cdot \sigma_y); \quad (4.22)$$

$$(\Delta z_2 - \Delta z_1) = N(0, \sqrt{2} \cdot \sigma_z); \quad (4.23)$$

Donde σ_x, σ_y y σ_z son las desviaciones de los errores en las medidas de las coordenadas X, Y, Z. Estas desviaciones típicas no tienen por qué ser iguales, y de hecho no lo son (el error en la coordenada paralela al eje que une los puntos focales de las dos cámaras es menor que en las otras dos direcciones). Tampoco se cumple, en general, que dichos errores sean incorrelados.

Sin embargo, como el objetivo es obtener una estimación del orden de magnitud de dichas desviaciones típicas, que luego usaremos para estimar la precisión en la medida de ángulos y desplazamientos, podemos admitir que la desviación típica del error es igual en cualquier coordenada:

$$\sigma_x = \sigma_y = \sigma_z = \sigma; \quad (4.24)$$

De este modo, la relación entre la desviación típica del error en el cálculo de la distancia entre marcadores y el error en la determinación de las coordenadas es:

$$\sigma(\Delta d) = \sqrt{\left(\frac{x_2 - x_1}{d}\right)^2 \cdot \sigma^2(\Delta x_2 - \Delta x_1) + \dots}; \quad (4.25)$$

De la expresión 4.24, obtenemos:

$$\sigma(\Delta x_2 - \Delta x_1) = \sigma(\Delta y_2 - \Delta y_1) = \sigma(\Delta z_2 - \Delta z_1) = \sqrt{2}\sigma; \quad (4.26)$$

Sustituyendo 4.26 en 4.25, se deduce:

$$\sigma_d = \sqrt{2}\sigma; \quad (4.27)$$

A partir de esta información se calcularon las variables asociadas al error:

1. Error accidental(mm): este error se puede ver representado en la figura 4.28, mediante una línea verde. Su valor medio es de -0.003 mm.; y la desviación típica, que es la que define el error accidental es de 0.3 mm. Este error nos da una idea del orden de magnitud de los errores aleatorios en la posición de los marcadores. Los valores típicos están sobre 0.2 a 0.7 mm, dependiendo de las condiciones de iluminación y del tamaño de los marcadores, así como de la profundidad de campo.
2. El error sistemático (mm/m): la línea roja de la figura 4.28 muestra un error sistemático de 1.9 mm/m. El límite máximo establecido para considerar este error como aceptable es 3 mm/m.

Los resultados muestran que los errores obtenidos son inferiores a los valores límite establecidos, por lo tanto se puede concluir que el sistema de medida presenta un error razonable y suficiente para las medidas que pretendemos realizar en nuestro estudio.

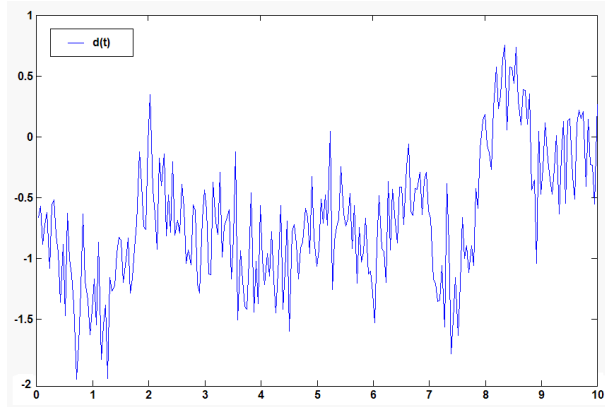


Figura 4.27: Distancia registrada entre los marcadores de la varilla de calibración

4.2.6.2. Determinación del error en los cálculos cinemáticos

En este apartado nos centraremos en el análisis del error instrumental accidental y como influye en la precisión de los cálculos cinemáticos.

Siguiendo el procedimiento descrito en [120], podemos determinar básicamente dos tipos de errores en los cálculos cinemáticos:

1. **Error en el cálculo de desplazamientos lineales.** Asumiendo un error isotrópico para los tres ejes del espacio, podemos determinar el error en el cálculo de la posición a partir de la siguiente expresión:

$$\sigma(\Delta x_G) = \frac{\sigma \cdot \sqrt{2}}{\sqrt{n}}; \quad (4.28)$$

Donde n es el número de marcadores y σ es el error accidental calculado en el apartado anterior 4.2.6.1. De este modo, se obtiene un error en el cálculo de la posición:

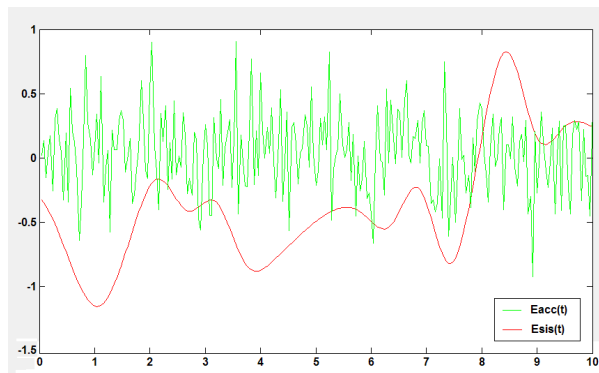


Figura 4.28: Línea Verde: error accidental. Línea Roja: error sistemático

$$\sigma(x_G) = \frac{\sqrt{2} \cdot 0,3}{\sqrt{4}} \simeq 0,2mm; \quad (4.29)$$

2. **Error en el cálculo del desplazamiento angular.** Este error se puede determinar a partir de la siguiente expresión:

$$d\varphi = \sigma \frac{\sqrt{2}}{\sqrt{J_{G_\varphi}}}; \quad (4.30)$$

Donde J_{G_φ} es el momento de inercia de la nube de marcadores respecto del eje de giro. Por lo tanto depende de las características geométricas del casco de sujeción de marcadores 4.1.4.2. El casco de marcadores tiene un diseño cuadrado de 50 cm de lado, la matriz J_G que se obtiene es la siguiente:

$$J_{G_\varphi} = \begin{pmatrix} 4 \cdot 250^2 & 0 & 0 \\ 0 & 4 \cdot 250^2 & 0 \\ 0 & 0 & 4 \cdot 354^2 \end{pmatrix}$$

Como se puede apreciar el casco es plano y por lo tanto las inercias no son iguales en todos los ejes. Tomando el caso de mayor error (eje X o eje Y) obtenemos:

$$\sigma(\varphi_G) = \frac{\sqrt{2} \cdot 0,3}{500} < 0,05^\circ; \quad (4.31)$$

De este modo, el error en el cálculo de los desplazamientos angulares φ_G en cada uno de los ejes, es inferior a 0.05° .

Podemos concluir que los errores en los cálculos cinemáticos son muy razonables y no van a influir en los cálculos que pretendemos llevar a cabo en el presente trabajo y por lo tanto tampoco en los resultados obtenidos.

4.3. Tratamiento estadístico de los resultados

En este apartado se resume el procedimiento que se siguió para la realización del tratamiento estadístico de las variables cinemáticas, que se han calculado para caracterizar el movimiento de la columna cervical, y que han sido descritas en el apartado 4.2.5.5.

La muestra de estudio se compuso de tres grupos: GC (grupo de control), GP (grupo de patología) y GS (grupo de simulación), (ver apartado 4.1.1).

Los objetivos del presente trabajo (ver apartado 3.1) marcaron el procedimiento y las técnicas de estudio que se utilizaron en el tratamiento estadístico. Dicho procedimiento consistió en 6 pasos o etapas, en los cuales se utilizaron diferentes técnicas estadísticas en función del objetivo que se pretendía acometer.

La figura 4.29, resume los pasos seguidos y las técnicas utilizadas en cada uno de ellos. La herramienta utilizada para realizar el estudio estadístico fue el paquete informático SPSS 16.0 (SPSS Inc, 175 Chicago, IL).

A continuación se describen cada uno de los pasos, sus objetivos y la justificación de las técnicas utilizadas:

1. Análisis exploratorio de las variables de estudio.

El primer paso consistió en la realización de un análisis exploratorio de los datos. De esta forma, se consiguió una comprensión de la estructura de los datos y de las relaciones existentes entre las variables analizadas. El análisis exploratorio se basó en un primer momento en el análisis de datos anómalos (outliers), que son elementos que pueden no ser representativos de la muestra, pudiendo distorsionar el comportamiento de los contrastes estadísticos. En segundo lugar, se realizó un estudio de la normalidad mediante el test de 'Kolmogorov-Smirnov'. Este test es adecuado para muestras superiores a 30 sujetos [48], como es nuestro caso. En tercer lugar se obtuvieron los valores de posición (media) y de dispersión (desviación típica). La tercera parte del análisis exploratorio, es básica para poder conocer el comportamiento de los grupos de estudio y poder realizar comparaciones con otras muestras de estudios similares.

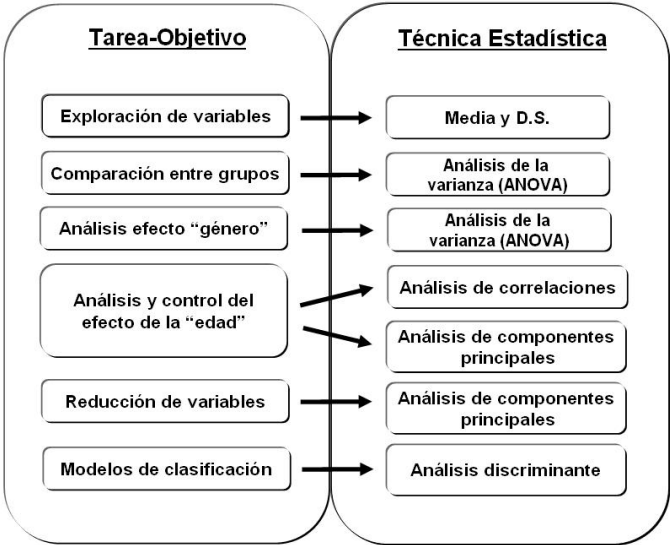


Figura 4.29: Esquema del tratamiento estadístico seguido en el estudio

2. Realización de comparaciones entre los grupos de estudio.

Con el fin de cumplir con los objetivos 3, 4 y 5 se realizó un análisis comparativo entre grupos. Para ello, se utilizó la técnica de análisis de la varianza (ANOVA) [98]. Este método se utiliza para detectar diferencias entre valores medios de dos o más grupos.

El procedimiento para comparar estos valores está basado en la varianza global observada en los grupos de datos numéricos a comparar. Típicamente, el análisis de varianza se utiliza para asociar una probabilidad a la hipótesis de que la media de un grupo de puntuaciones es distinta de la media de otro grupo.

En nuestro caso, las comparaciones que centran el interés del estudio son entre GC y GP, y entre GP y GS. Por tal motivo, el análisis se realizó comparando los grupos de dos en dos, en lugar de comparar los tres grupos conjuntamente.

La hipótesis nula fue que las medias de los dos grupos comparados fueran iguales, en contraposición con la hipótesis alternativa, que sean diferentes. Al trabajar realizando comparaciones dos a dos, nos evitamos

tener que realizar un análisis Post-Hoc para averiguar entre que medias existen diferencias.

3. Estudio del efecto “Sexo”.

Uno de los objetivos del presente estudio es obtener patrones de normalidad de la movilidad cervical, para ello es necesario analizar las diferencias entre hombres y mujeres, es decir la influencia del factor “sexo”. Muchos son los estudios que utilizando diferentes técnicas de medida analizan las diferencias de movilidad cervical entre hombres y mujeres. Algunos estudios no encuentran diferencias [35], [165]; otros, sin embargo, describen diferencias a partir de los 70 años [17]. Para analizar la influencia del factor “sexo”, se utilizó la técnica estadística de análisis de la varianza (ANOVA) [98]. El interés del estudio del sexo se centró en la muestra de “sanos”, en los pacientes del GP y del GS existen factores, como la patología o el deseo de obtener una ganancia secundaria que pueden enmascarar dicho efecto.

4. Análisis y control del efecto “Edad”.

El análisis y control del efecto de la variable “edad” ha sido estudiado por numerosos autores, que han encontrado la existencia de una disminución de la movilidad cervical a medida que aumenta la edad [35], [165], [44].

En el caso de confirmar dicho efecto, es necesario controlarlo para obtener mayor sensibilidad en los modelos de clasificación entre grupos. El análisis y control del efecto “edad”, se realizó en el grupo de control, para evitar la influencia de los factores derivados de la patología o de la intención de simular. Se realizó en dos pasos:

a) Primero, se analizó si la edad presentaba influencia en alguna de las variables cinemáticas. Para ello se utilizó la técnica de la Correlación Lineal de Pearson, que mide el grado de relación de dos variables cuantitativas [98].

b) Como se verá en el apartado 5.3, se detectó una relación entre el factor “edad” y la variable “Rango de movilidad” en cada uno de los ejes de movimiento (flexo-extensión, flexión lateral y rotación); por este motivo se tuvo que controlar su efecto, mediante la normalización de dicho factor. La figura 4.30 muestra la variable Rango de flexo-extensión frente al factor “edad”. Se puede observar que la distribución de dicha combinación de variables presenta una forma lineal. Para normalizar el efecto de la edad, se utilizó la técnica de análisis de componentes principales (ACP) [71]. En estadística, el ACP es una técnica utilizada para reducir la dimensionalidad de un conjunto de datos y permite

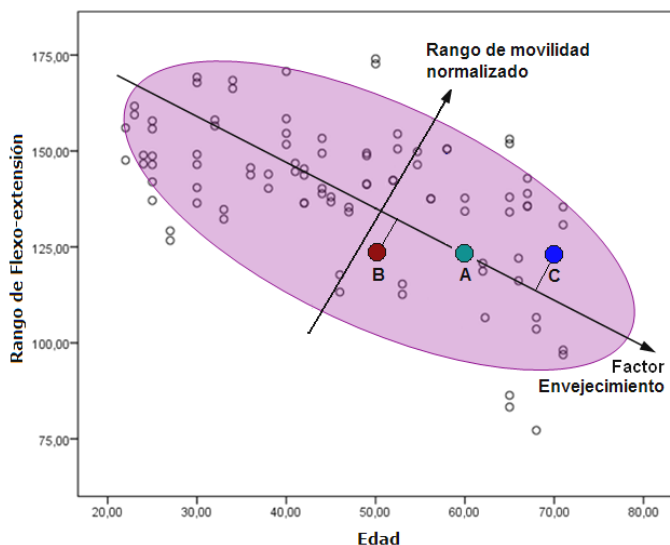


Figura 4.30: Normalización del rango de movimiento por el factor “edad”

determinar el número de factores subyacentes explicativos tras un conjunto de datos que expliquen la variabilidad de dichos datos.

A partir del ACP se extraen 2 factores independientes (ver figura 4.30). El primer eje contiene el efecto del envejecimiento, que va asociado a un aumento de la edad y a una disminución de la movilidad. El eje perpendicular representa el factor de movilidad corregido por la edad.

Tal y como se puede observar en el ejemplo de la figura 4.30, si tenemos tres sujetos con el mismo rango de movilidad cervical, podemos observar como el sujeto A de 60 años presenta una movilidad normalizada acorde con su edad, el sujeto B de 50 años tendría una movilidad normalizada negativa, es decir, una movilidad menor a la correspondiente a su edad. El sujeto C, con la misma movilidad que los dos anteriores, pero de 70 años, mostraría un rango muy superior al correspondiente a su edad.

5. Reducción de variables.

El siguiente paso en el tratamiento estadístico fue realizar una reducción del número de variables a factores linealmente independientes, para eliminar la duplicidad de la información de variables correlacionadas

entre sí, para ello se utilizó nuevamente el método ACP.

La utilización del método ACP tiene sentido si existen correlaciones significativas entre las variables, que como se verá más adelante supondrá el caso de nuestro estudio. Esto es indicativo de que existe información redundante y, por tanto, pocos factores explicarán gran parte de la variabilidad total.

La elección de los factores se realiza de tal forma que el primero recoja la mayor proporción posible de la variabilidad original; el segundo factor debe recoger la máxima variabilidad posible no recogida por el primero, y así sucesivamente. Del total de factores se elegirán aquéllos que recopilen el mayor porcentaje de variabilidad. A éstos se les denominará componentes principales. En nuestro caso, prácticamente la totalidad de la información se pudo reducir a 4 variables linealmente independientes.

Una vez obtenidos los componentes principales, el siguiente aspecto clave en ACP es la interpretación de los factores, ya que ésta no viene dada a priori, sino que será deducida tras observar la relación de los factores con las variables iniciales. En nuestro caso los 4 factores se interpretaron como:

- a) Rango de movilidad normalizado por la edad
- b) Rapidez
- c) Variabilidad
- d) Armonía

Una de las principales ventajas de trabajar con factores independientes, es que permite simplificar el número de variables de los modelos predictivos de clasificación, que fueron el último paso del procedimiento estadístico del estudio.

6. Modelos de clasificación.

Uno de los objetivos del presente trabajo plantea la necesidad de identificar las características que diferencian a los grupos de estudio y determinar un modelo que permita clasificar a nuevos sujetos (no pertenecientes a la base de datos) como pertenecientes a uno de los tres grupos de estudio. La técnica ANOVA, proporciona una buena estimación de las diferencias entre grupos, pero no nos permite cuantificar las similitudes o diferencias entre cada patrón individual y el grupo de pertenencia.

Para ello se utilizó el análisis discriminante, que es una técnica estadística capaz de proporcionar las variables que permiten diferenciar a los grupos y establecer un modelo de clasificación para predecir el grupo de pertenencia de un nuevo sujeto [96], [88]. Se fundamenta en encontrar la combinación lineal de las variables independientes que mejor discrimine entre los grupos de estudio. Una vez encontrada esa combinación (la función discriminante) podrá ser utilizada para clasificar nuevos casos.

Los grupos que se han introducido en los modelos discriminantes han sido:

- a) GC vs GP, se trata de encontrar las variables que mejor discriminen a los pacientes con SLC de los pacientes sanos.
- b) GP vs GS, en este caso se intentará obtener un modelo que discrimine a los sujetos que intentan simular dolor cervical frente a los que realmente lo tienen.

La técnica del análisis discriminante no se aplicó entre sanos y simuladores (GC vs GS), porque es muy poco habitual que un paciente simulador pretenda ser clasificado como sano, que es un grupo en el cual no obtendría ningún beneficio secundario, del mismo modo tampoco ocurre que una persona sana pretenda ser clasificada como simuladora. Lo habitual y lógico es que los pacientes simuladores intenten fingir una lesión, con el objetivo de ser clasificados en el grupo de patología para obtener algún tipo de beneficio.

El análisis se ejecutó en varios pasos, en cada uno de ellos se determinaron las variables más significativas, hasta la obtención del modelo final, en el cual se calculó la sensibilidad y la especificidad a partir de las siguientes expresiones:

$$\text{Sensibilidad} = 100 \cdot \frac{VP}{VP + FN}; \quad (4.32)$$

$$\text{Especificidad} = 100 \cdot \frac{VN}{VN + FP}; \quad (4.33)$$

Donde: VN = verdaderos negativos; FP = falsos positivos; VP = verdaderos positivos y FN = falsos negativos.

En ambos modelos se utilizó la técnica de validación cruzada “dejando uno fuera” (leave-one-out). En el caso de clasificación entre GC y

GP los verdaderos positivos son los pacientes, el objetivo del modelo es identificar a los pacientes afectados de SLC. En el modelo de clasificación entre pacientes y simuladores, los verdaderos positivos son los simuladores, ya que el objetivo es identificar los patrones no espontáneos de movimiento.

Capítulo 5

Resultados

A continuación se describen los principales resultados del trabajo de investigación. Las variables obtenidas de la fase experimental fueron tratadas siguiendo el procedimiento descrito en el punto 4.3 del apartado de Material y métodos.

El primer paso, que se realizó previamente al estudio estadístico, fue un análisis de datos anómalos (outliers). Las variables medidas no presentaron ningún dato anómalo, por lo tanto no se tuvo que descartar ninguna observación de la muestra inicial. En segundo lugar se realizaron pruebas de análisis de la normalidad mediante el test de 'Kolmogorov-Smirnov', test adecuado para muestras superiores a 30 sujetos [48], como es nuestro caso. Los resultados de dicho test se muestran en el Apéndice B, en él se puede comprobar que todas las variables se ajustan a la distribución de una función normal.

Posteriormente, se realizó un análisis descriptivo de las variables registradas en la fase experimental y que a continuación se procede a resumir.

5.1. Análisis descriptivo de la cinemática del movimiento

5.1.1. Análisis descriptivo en la prueba de flexo-extensión

En este apartado se muestran los resultados del estudio descriptivo y del análisis de la varianza (ANOVA), realizados en la prueba de flexo-extensión, entre los grupos de la muestra de estudio, Grupo de Control (GC); Grupo de

Patología (GP) y Grupo de Simulación (GS).

En la tabla 5.1 se pueden ver los resultados obtenidos.

1. Comparación GC vs GP

Los resultados reflejan la existencia de diferencias amplias, aproximadamente de 32° y significativas ($p < 0,001$), en la variable *Rango de flexo-extensión* entre el GC y el GP. En las variables *Amplitud de velocidad* y *Amplitud de aceleración angular* también se han encontrado diferencias amplias de aproximadamente $60^\circ/s$ y $180^\circ/s^2$ y significativas ($p < 0,001$) con la misma tendencia.

Las variables derivadas de la función fasorial (velocidad vs ángulo): *Fas-area*, *Fas-area-med* y *Fas-area-tot* muestran diferencias significativas entre el GC y el GP. Así las variables *Fas-area* y *Fas-area-med*, que representan la dispersión absoluta del movimiento (ver apartado 4.2.5.2), muestran valores mayores en el GC que en el GP. Sin embargo, la variable *Fas-area-tot* que representa la variabilidad relativa es superior en el GP. Esto demuestra que el GP presenta un movimiento con mayor variabilidad que el movimiento mostrado por el GC.

Es importante destacar que respecto a la variable *Armonía*, no se han encontrado diferencias destacables entre el GC y el GP, aunque son significativas a un nivel ($p < 0,05$). En ambos grupos de estudio, los valores obtenidos son elevados, lo que implica que el movimiento se aproxima al patrón de un oscilador armónico.

Finalmente, la variable *Desfase* presenta un comportamiento similar al mostrado por la *Armonía*, con unas diferencias de los valores medios de ambos grupos pequeñas, aunque significativas ($p < 0,01$), probablemente debido al tamaño de la muestra de estudio.

2. Comparación GP vs GS

Entre el GP y el GS las diferencias de los promedios de ambos grupos, en la variable *Rango de flexo-extensión* son aproximadamente de 28° , también se puede observar un incremento de la desviación típica de 7° . Respecto a la *Amplitud de velocidad angular* se observa una diferencia de $40^\circ/s$, esto supone un decremento del 50 % del GS respecto al GP, lo cual indica que el GS reproduce el movimiento a una velocidad menor. La *Amplitud de aceleración angular* en el GS también se encuentra muy disminuido respecto al GP, alrededor del 70 %.

Respecto a las variables derivadas de la función fasorial, se puede observar que las variables *Fas-area* y *Fas-area-med*, presentan valores

mayores en el GP. Sin embargo, la variable *Fas-area-tot* se incrementa aproximadamente un 45% en el GS frente al GP. Este hecho confirma que los simuladores presentan un movimiento más irregular, comparado con el GP.

La variable *Armonía* muestra la existencia de diferencias más acusadas entre el GP y el GS. El GS presenta unos valores de *Armonía* inferiores en un 30% a los valores medios obtenidos por el GP. La variable *Desfase* muestra la existencia de ligeras diferencias entre ambos grupos de estudio, aunque superiores a las mostradas entre el GC y el GP.

	Grupo de Control	Anova GC vs GP	Grupo de Patología	Anova GP vs GS	Grupo de Simulación
	Media (D.T.)	(sig.)	Media (D.T.)	(sig.)	Media (D.T.)
Rango (°)	114 (15)	0.000	82 (20)	0.000	55 (27)
Rango de Velocidad angular (°/s)	131 (43)	0.000	70 (38)	0.000	29 (17)
Rango de Aceleración angular (°/s ²)	337 (171)	0.000	166 (145)	0.000	57 (35)
Fas_area (grados ² /s)	46 (13)	0.000	33 (13)	0.005	27 (10)
Fas_area_med (grados ² /s)	544 (133)	0.000	333 (135)	0.000	170 (87)
Fas_area_tot (grados ² /s)	0.08 (0.02)	0.000	0.11 (0.04)	0.000	0.18 (0.06)
Armonía	0.78 (0.09)	0.036	0.73 (0.16)	0.000	0.56 (0.15)
Desfase	141 (8.5)	0.008	136 (12.9)	0.000	122 (11.1)

Tabla 5.1: Resumen de variables cinemáticas obtenidas en el movimiento de flexo-extensión

5.1.2. Análisis descriptivo en la prueba de flexión lateral

En este apartado se muestran los valores que describen la muestra a partir del movimiento de flexión lateral (tabla 5.2). A continuación se realiza una descripción detallada de los resultados, resaltando las diferencias entre los grupos de estudio.

1. Comparación GC vs GP

Los resultados muestran que el GP presenta menor movilidad cervical en el eje de flexión lateral, tanto en *Rango de flexión lateral*, como en la *Amplitud de velocidad angular* y la *Amplitud de aceleración angular*. Las diferencias son pronunciadas y significativas ($p < 0,001$).

Las variables *Fas-area* y *Fas-area-med* y muestran valores superiores en el GC. Sin embargo al igual que ocurría en el movimiento de flexo-extensión la variable *Fas-area-tot* es ligeramente superior en el GP.

Los resultados obtenidos en las variables *Armonía* y *Desfase*, demuestran que no existen diferencias sustanciales entre los valores medios de ambos grupos y estadísticamente no son significativas obteniéndose un valor ($p > 0,05$).

Finalmente, la variable *Desfase* presenta un comportamiento similar al mostrado por la *Armonía*, con unas diferencias de los valores medios de ambos grupos pequeñas y no significativas ($p > 0,05$).

2. Comparación GP vs GS

En el GC y el GP los valores del *Rango de flexión lateral* son inferiores a los obtenidos en el movimiento de flexo-extensión. Por el contrario, en el GS los valores obtenidos son similares en ambos movimientos. Este resultado muestra que la estrategia de movimiento seguida por el GS no coincide con los límites fisiológicos de movilidad del raquis cervical en este eje, (véase el apartado 2.1.1).

Entre el GP y el GS las diferencias de los promedios de ambos grupos son aproximadamente de 20° , también, se puede observar un incremento de la desviación típica de 10° . La *Amplitud de velocidad angular* y la *Amplitud de aceleración angular* están muy disminuidos en el GS comparado con el GP. De un modo global se observa que se repite la tendencia mostrada en el movimiento de flexo-extensión, donde el GC presenta valores mayores que el GP, y éste también respecto al GS en más de un 50%.

Respecto a las variables derivadas de la función fasorial, se puede observar que la variable *Fas-area* presenta valores similares entre el GS y el GP, no ocurriendo así en la variable *Fas-area-med* y la variable *Fas-area-tot*. La primera disminuye casi un 40% del GP al GS y la segunda aumenta de forma muy pronunciada (70%) y significativa ($p < 0,001$).

5.1.3. Análisis descriptivo en la prueba de Rotación

Los resultados del estudio descriptivo se muestran en la tabla 5.3.

1. Comparación GC vs GP

La comparación de las variables *Rango de rotación*, *Amplitud de velocidad angular* y *Amplitud de aceleración angular* muestran la existencia de diferencias muy pronunciadas y significativas ($p < 0,001$) entre ambos grupos. Se repite la tendencia mostrada en los movimientos de flexo-extensión y flexión lateral.

	Grupo de Control	Anova GC vs GP	Grupo de Patología	Anova GP vs GS	Grupo de Simulación
	Media (D.T.)	(sig.)	Media (D.T.)	(sig.)	Media (D.T.)
Rango (°)	86 (13)	0.000	65 (13)	0.001	53 (22)
Rango de Velocidad angular (°/s)	101 (34)	0.000	58 (24)	0.000	28 (14)
Rango de Aceleración angular (°/s ²)	270 (129)	0.000	139 (83)	0.000	61 (30)
Fas_area (grados ² /s)	34 (11)	0.000	27 (9)	0.095	24 (9)
Fas_area_med (grados ² /s)	430 (108)	0.000	279 (94)	0.000	164 (75)
Fas_area_tot (grados ² /s)	0.08 (0.02)	0.000	0.10 (0.04)	0.000	0.17 (0.06)
Armonía	0.81 (0.1)	0.100	0.78 (0.15)	0.000	0.54 (0.17)
Desfase	145 (9)	0.081	142 (13)	0.000	123 (12)

Tabla 5.2: Resumen de variables cinemáticas obtenidas en el movimiento de flexión lateral

Las variables derivadas de la función fasorial muestran una reducción en el GP de las variables *Fas-area* y *Fas-area-med*. También se observa un ligero aumento de la variabilidad relativa (*Fas-area-tot*) del GP frente al GC.

Es importante destacar que respecto a las variables *Armonía* y *Desfase*, nuevamente no se han encontrado diferencias sustanciales (inferiores al 10 %) entre el GC y el GP, aunque son significativas a un nivel ($p < 0,05$) en el caso de la armonía.

2. Comparación GP vs GS

Se observa nuevamente una reducción entre el 40 % y 50 % en todas las variables que definen la movilidad *Rango*, *Amplitud de velocidad angular* y *Amplitud de aceleración angular* en el GS frente al GP.

Respecto a las variables derivadas de la función fasorial, se puede observar que las variables *Fas-area* y *Fas-area-med*, presentan valores mayores en el GP que en el GC. Sin embargo la variabilidad relativa (*Fas-area-tot*) se incrementa aproximadamente un 45 % en el GS frente al GC.

Cabe destacar que la variable *Armonía* muestra diferencias acusadas entre el GP y el GS. Se observa que el GS reduce sus valores de *Armonía* en un 30 % frente a los obtenidos por el GP. Este hecho se repite en la variable *Desfase*.

	Grupo de Control	Anova GC vs GP	Grupo de Patología	Anova GP vs GS	Grupo de Simulación
	Media (D.T.)	(sig.)	Media (D.T.)	(sig.)	Media (D.T.)
Rango (°)	137 (23)	0.000	111 (21)	0.001	75 (31)
Rango de Velocidad angular (°/s)	206 (61)	0.000	115 (51)	0.000	45 (26)
Rango de Aceleración angular (°/s ²)	661 (281)	0.000	292 (202)	0.000	110 (70)
Fas_area (grados ² /s)	59 (13)	0.000	48 (16)	0.012	40 (19)
Fas_area_med (grados ² /s)	789 (168)	0.000	504 (173)	0.000	245 (114)
Fas_area_tot (grados ² /s)	0.08 (0.03)	0.000	0.10 (0.04)	0.000	0.18 (0.07)
Armonía	0.78 (0.1)	0.033	0.73 (0.17)	0.000	0.53 (0.2)
Desfase	142 (9)	0.067	139 (14)	0.000	122 (14)

Tabla 5.3: Resumen de variables cinemáticas obtenidas en la prueba de rotación

5.2. Estudio de la influencia del factor *Sexo*

Para detectar la influencia del género en las variables que caracterizan la movilidad cervical, se ha realizado un análisis de la varianza (ANOVA) entre la muestra de estudio que conforma el GC.

La tabla 5.4 muestra los resultados del análisis comparativo en función de la variable *sexo* en el movimiento de flexo-extensión. En ella se puede observar que no existen diferencias significativas en ninguna de las variables analizadas.

	Hombres	Mujeres	ANOVA (Hombres vs Mujeres)
	Media (D.T.)	Media (D.T.)	(Sig.)
Rango Flexo-extensión (°)	115.2 (14.3)	113.0 (17.0)	0.515
Rango de Velocidad angular (°/s)	129.6 (47.8)	131.9 (34.9)	0.812
Rango de Aceleración (°/s ²)	331.4 (174.6)	343.7 (169.5)	0.746
Fas_area (grados ² /s)	48.6 (14.5)	46.7 (10.5)	0.183
Fas_area_med (grados ² /s)	545.2 (146.2)	541.9 (116.8)	0.911
Fas_area_tot (grados ² /s)	0.091 (0.026)	0.088 (0.021)	0.189
Armonía	0.775 (0.101)	0.778 (0.086)	0.878
Desfase	140.76 (8.904)	141.33 (8.024)	0.761

Tabla 5.4: Análisis de la influencia de la variable *sexo* en el movimiento de flexo-extensión

Como se puede observar en el resto de movimientos (flexión lateral y rotación), en las tablas 5.5 y 5.6, tampoco se observan diferencias significativas entre ambos sexos. Únicamente se observa una variable significativa ($p < 0,05$), *Fas-area*, en la prueba de flexión lateral.

Del total de las 24 variables, extraídas de las tres pruebas analizadas, únicamente existe una en la que se ha detectado una diferencia significativa por géneros.

	Hombres	Mujeres	ANOVA (Hombres vs Mujeres)
	Media (D.T.)	Media (D.T.)	(Sig.)
Rango Flexión lateral (°)	88.3 (10.1)	82.5 (15.8)	0.296
Rango de Velocidad angular (°/s)	104.2 (35.5)	96.1 (32.4)	0.300
Rango de Aceleración (°/s ²)	287.7 (136.9)	245.1 (115.3)	0.149
Fas_area (grados ² /s)	36.9 (12.1)	30.9 (8.3)	0.015
Fas_area_med (grados ² /s)	449.2 (109.6)	402.7 (101.0)	0.057
Fas_area_tot (grados ² /s)	0.083 (0.021)	0.079 (0.02)	0.462
Armonía	0.819 (0.099)	0.796 (0.108)	0.331
Desfase	145.71 (9.1)	143.58 (9.66)	0.317

Tabla 5.5: *Análisis de la influencia de la variable Sexo en el movimiento de flexión lateral*

	Hombres	Mujeres	ANOVA (Hombres vs Mujeres)
	Media (D.T.)	Media (D.T.)	(Sig.)
Rango Rotación (°)	138.1 (20.0)	136.6 (26.2)	0.747
Rango de Velocidad angular (°/s)	206.1 (62.8)	206.9 (58.5)	0.949
Rango de Aceleración (°/s ²)	663.7 (296.1)	657.0 (261.6)	0.911
Fas_area (grados ² /s)	59.7 (13.9)	57.4 (10.8)	0.382
Fas_area_med (grados ² /s)	802.1 (160.9)	770.0 (178.0)	0.368
Fas_area_tot (grados ² /s)	0.078 (0.025)	0.08 (0.033)	0.659
Armonía	0.801 (0.091)	0.787 (0.104)	0.110
Desfase	143.95 (8.621)	141.83 (8.684)	0.106

Tabla 5.6: *Análisis de la influencia de la variable Sexo en el movimiento de rotación*

Podemos concluir que los resultados obtenidos, muestran que no existen diferencias entre ambos sexos, por lo tanto indican que no es aconsejable segmentar el estudio por la variable género.

5.3. Estudio de la influencia de la Edad

Está demostrado que existe una pérdida del rango de movilidad cervical en función de la edad [35], por este motivo es necesario estudiar la correlación de la edad sobre las variables cinemáticas que han sido analizadas en este estudio, para poder normalizar su efecto.

A continuación se muestra dicho análisis en cada una de las pruebas realizadas.

5.3.1. Prueba de flexo extensión

Para realizar el análisis de la influencia de la *edad* sobre las variables que caracterizan el movimiento cervical, se ha trabajado con el GC. De este modo podremos asegurar que la pérdida de movilidad detectada no se debe a otros factores como puedan ser la patología, el dolor o alguna limitación funcional, ni tampoco intereses de simulación o exageración del mismo.

La tabla 5.7 resume el estudio de correlación entre las variables analizadas en el movimiento de flexo-extensión y la **Edad**. En ella se observa la existencia de una correlación significativa ($p < 0,001$) con las variables: *Rango de flexo-extensión* y *Amplitud de velocidad angular*.

La significación estadística es un variable que depende del tamaño de la muestra de estudio, por este motivo no es suficiente seleccionar variables significativas, sino que la variable de correlación, en este caso **Edad**, además de significativa, explique un porcentaje suficiente de la varianza.

Tomando como criterio $R > 0,5$, se obtiene que la variable *Rango de flexo-extensión* cumple con los dos criterios de significación y coeficiente de correlación suficiente. En las variables *Amplitud de velocidad angular*, *Fas- Area-med*, *Armonía* y *Desfase*, el coeficiente de correlación es inferior al límite establecido, por lo que hemos limitado el análisis del efecto de la edad a la variable *Rango de flexo-extensión*.

El resultado obtenido demuestra la influencia de la edad sobre el *Rango de flexo-extensión*. Como se puede apreciar en la tabla 5.7, la Correlación presenta signo negativo, lo que indica que el aumento de la edad va asociado a una disminución del rango de movilidad obtenido (ver figura5.1).

Cuando se realiza la comparación del *Rango de flexo-extensión* entre el GC, el GP y el GS, los estadísticos que caracterizan el comportamiento de la variable (media y desviación típica) se ven influenciados no únicamente por el factor de estudio, que en este caso es la patología y/o la simulación, sino también por la edad. La correlación con la edad provoca que la variable *Rango de flexo-extensión* disminuya su poder discriminante. Por lo tanto, la corrección por este factor contribuirá a reducir la dispersión de la variable y a aumentar así su poder discriminante entre los grupos de estudio.

Para realizar la corrección del efecto de la Edad se ha utilizado el método de análisis de componentes principales (ACP) con las variables *Rango de flexo-extensión* y *Edad*.

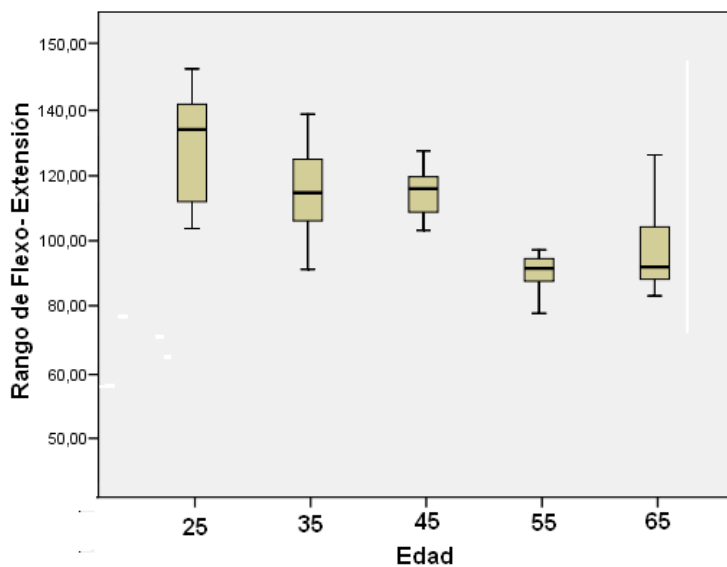


Figura 5.1: Gráfico de dispersión del Rango de flexo-extensión vs Edad

	Edad	
	Correlación de Pearson	Sig. (bilateral)
Rango	-,578**	0,000
Rango de Velocidad angular	-,341**	0,001
Rango de Aceleración angular	-0,119	0,274
Fas_area	0,137	0,210
Fas_area_med	-,226*	0,036
Fas_area_tot	0,102	0,348
Armonía	-,259*	0,016
Desfase	-,272*	0,011

Tabla 5.7: Estudio de correlación con el variable Edad en la prueba de flexo-extensión

Previamente a la aplicación del método de ACP, es necesario comprobar si la correlación entre las variables es lo suficientemente significativa como para justificar la factorización de la matriz de coeficientes de correlación. Para realizar esta comprobación se ha utilizado el test de Bartlett [140].

En la tabla 5.8 se puede observa como la significación estadística es inferior al nivel de corte ($p < 0,01$) y por lo tanto se puede rechazar la hipótesis nula, esto justifica la posibilidad de realizar el ACP.

Medida de adecuación muestral de Kaiser-Meyer-Olkin.	.500
Chi-cuadrado aproximado	33,953
Prueba de esfericidad de Bartlett	
g1	1
Sig.	.000

Tabla 5.8: Test de Barlett para las variables Rango de flexo-extensión y Edad

Los resultados del ACP se muestran en la tabla 5.9. En ella se puede observar que el primer componente explica el 78.9% de la varianza, mientras que el segundo explica el 21.1%.

Componente	Autovalores iniciales			Sumas de las saturaciones al cuadrado de la extracción		
	Total	% de la varianza	% acumulado	Total	% de la varianza	% acumulado
1	1,578	78,901	78,901	1,578	78,901	78,901
2	,422	21,099	100,000	,422	21,099	100,000

Tabla 5.9: Varianza total explicada en el estudio ACP de las variables Rango de flexo-extensión y Edad

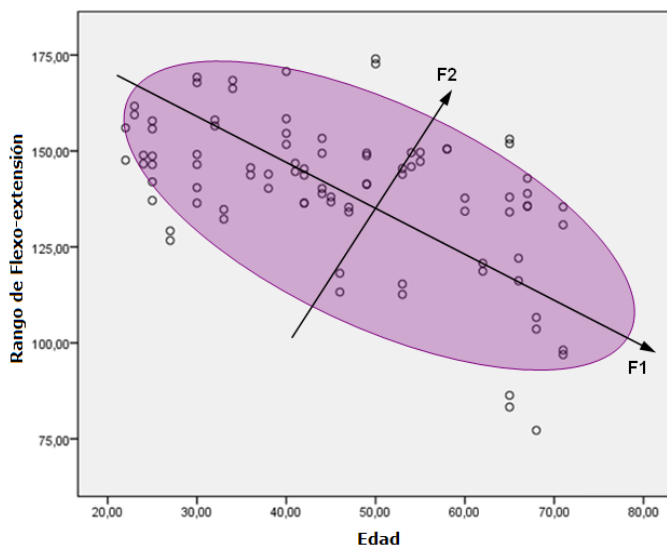


Figura 5.2: Representación de las componentes principales sobre el gráfico de dispersión del Rango de flexo-extensión vs Edad

Tal y como se puede apreciar en la figura 5.2, el factor 1 (F1) representa el *Patrón de Normalidad*. El rango disminuye conforme avanza la edad.

El factor 2 (F2) representa el *Rango de flexo-extensión Corregido (Rango-FE-Corr)* en función de la edad. De este modo, si un sujeto presenta un Rango de FE de 160° con una edad de 40 años, se encontraría aproximadamente 10° sobre su *Patrón de Normalidad*.

Para obtener el *Rango-FE-Corr* se ha calculado el valor del segundo factor obtenido del ACP para todos los sujetos de la muestra de estudio.

5.3.2. Prueba de flexión lateral

El análisis de la influencia de la edad en el movimiento de flexión lateral muestra resultados similares a los obtenidos en el movimiento de flexo-extensión (tabla 5.10). La variable que resulta más correlacionada con la edad es el *Rango de flexión lateral*, con una correlación próxima a 0.5 y una significación estadística $p < 0,01$.

El grado de pérdida de rango de movilidad en la prueba de flexión lateral se produce de un modo más pronunciado en los dos primeros grupos de edad

	Edad	
	Correlación de Pearson	Sig. (bilateral)
Rango	-0,498**	0,000
Rango de Velocidad angular	-0,357**	0,002
Rango de Aceleración angular	-0,270*	0,019
Fas_area	0,062	0,594
Fas_area_med	-0,239*	0,037
Fas_area_tot	0,197	0,089
Armonía	-0,198	0,087
Desfase	-0,194	0,092

Tabla 5.10: Estudio de correlación con el variable Edad en la prueba de flexión lateral

desde los 20 a los 40 años. A partir de este punto el descenso es prácticamente constante hasta alcanzar la edad de 70 años (Ver figura 5.3).

Por lo tanto, al igual que ocurría en el movimiento de flexo-extensión, resulta necesario corregir el efecto que tiene la edad en la variable *Rango de flexión lateral*. Esta corrección facilitará su comprensión y aumentará la sensibilidad y el poder discriminante de dicha variable. Para ello se ha procedido a extraer los factores asociados (edad y movimiento normalizado) de la variable *Rango de flexión lateral*, mediante el uso de ACP.

Una vez comprobado que la significación obtenida en el test de Bartlett [140], es menor que el nivel de corte ($p < 0,01$) se procedió a la realización del ACP.

Los resultados del ACP, se muestran en la tabla 5.11. El primer componente, asociado al factor *Edad* explica el 74.9% de la varianza, mientras que la segunda explica el 25.1%. Al igual que ocurre en el caso de la prueba de flexo-extensión, el factor 2 representa el *Rango de flexión lateral corregido*, (*Rango-FL-Corr*) en función de la edad.

Componente	Autovalores iniciales			Sumas de las saturaciones al cuadrado de la extracción		
	Total	% de la varianza	% acumulado	Total	% de la varianza	% acumulado
1	1,498	74,905	74,905	1,498	74,905	74,905
2	,502	25,095	100,000	,502	25,095	100,000

Tabla 5.11: Varianza total explicada en el estudio ACP de las variables *Rango de flexión lateral* y *Edad*

Para obtener el *Rango-FL-Corr* se ha calculado el segundo factor del ACP

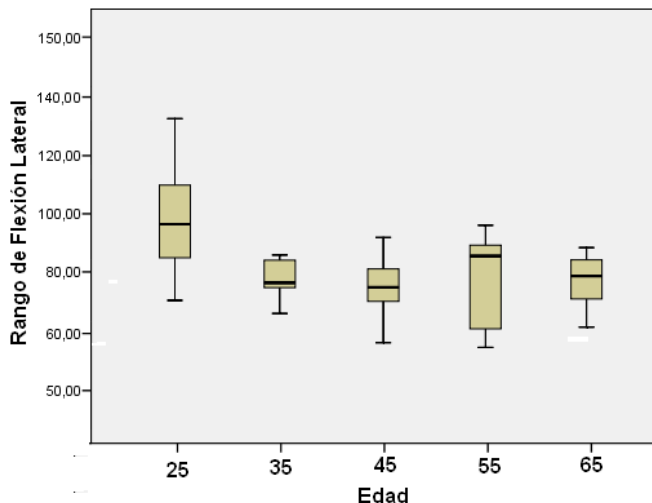


Figura 5.3: Gráfico de dispersión del Rango de flexión lateral vs Edad

en cada uno de los sujetos participantes en el estudio.

5.3.3. Prueba de rotación

La tabla 5.12 resume el estudio de correlación entre las variables analizadas en el movimiento de rotación y la **Edad**.

Tomando como criterio $R > 0,5$, se obtiene que la variable *Rango de rotación* cumple con los dos criterios de significación y porcentaje de varianza explicada.

El resultado obtenido demuestra la influencia de la edad sobre el *Rango de rotación*. Como se puede apreciar en la tabla 5.12, la Correlación de Pearson tiene signo negativo, lo que indica que el aumento de la edad produce una disminución del rango de movilidad obtenido (ver figura 5.4).

Cabe señalar que al contrario de lo ocurre en la prueba de flexión lateral, en el movimiento de rotación la pérdida es prácticamente inapreciable desde los 20 hasta los 60 años. La mayor pérdida se produce en los últimos segmentos de edad, aproximadamente a partir de los 60 años, (ver figura 5.4).

De igual modo que en los movimiento de flexo-extensión y flexión lateral, en la rotación se ha procedido a extraer los factores asociados (edad y rango

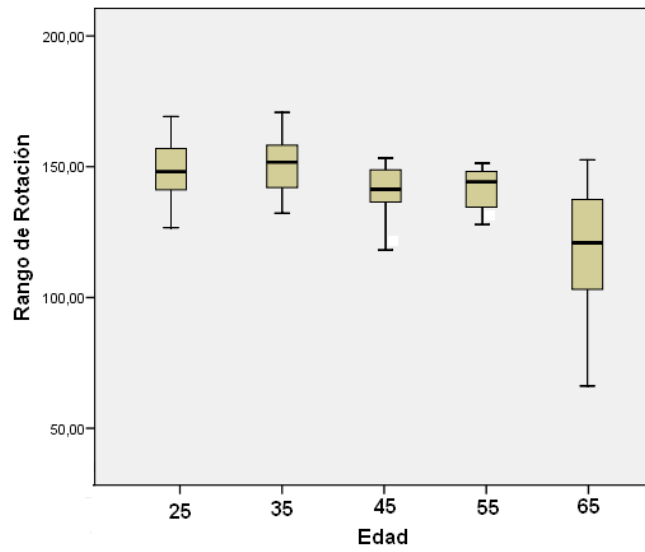


Figura 5.4: Gráfico de dispersión del Rango de rotación vs Edad para los diferentes grupos de estudio

	Edad	
	Correlación de Pearson	Sig. (bilateral)
Rango	-.518**	0,000
Rango de Velocidad angular	-.300**	0,004
Rango de Aceleración angular	-0,026	0,808
Fas_area	0,196	0,062
Fas_area_med	-0,104	0,322
Fas_area_tot	0,041	0,701
Armonía	-0,196	0,062
Desfase	-0,205	0,050

Tabla 5.12: Estudio de correlación con el variable Edad en la prueba de rotación

de movimiento normalizado), mediante ACP.

Los resultados del ACP, se muestran en la tabla 5.13. El primer componente, asociado al factor *Edad* explica el 75.9% de la varianza, mientras que la segunda explica el 24.1%. El factor 2 representa el *Rango de rotación corregido*, (*Rango-R-Corr*) en función de la edad.

Componente	Autovalores iniciales			Sumas de las saturaciones al cuadrado de la extracción		
	Total	% de la varianza	% acumulado	Total	% de la varianza	% acumulado
1	1,518	75,915	75,915	1,518	75,915	75,915
2	,482	24,085	100,000	,482	24,085	100,000

Tabla 5.13: Varianza total explicada en el estudio ACP de las variables Rango de rotación y Edad

La comparación de los valores medios obtenidos en la variable *Rango-R-Corr* (tabla 5.14), muestra la existencia de diferencias significativas ($p < 0,001$) entre los 3 grupos de estudio. La reducción del ruido que introducía la Edad ha favorecido el aumento de estas diferencias entre los grupos de la muestra.

	Grupo de Control	Anova GC vs GP	Grupo de Patología	Anova GP vs GS	Grupo de Simulación
	Media (D.T.)	(sig.)	Media (D.T.)	(sig.)	Media (D.T.)
Rango-R-Corr (*)	0 (1)	(0.000)	-1.70 (1.09)	(0.000)	-3.66 (1.610)

Tabla 5.14: Comparación de las diferencias entre grupos obtenidos con la variable Rango-R-Corr

5.4. Relación entre variables. Patrón de normalidad

5.4.1. Prueba de flexo-extensión

En el presente apartado se muestran los resultados del análisis de componentes principales (ACP) realizado con las principales variables del estudio en la prueba de flexo-extensión. En una primera instancia se introdujeron las variables: Rango-FE-Corr, Rango de velocidad angular, Rango de aceleración angular, Fas-area, Fas-area-med, Fas-area-tot, Armonía y Desfase.

La variable *Rango-FE-Corr* presentó valores de comunalidad reducidos con el resto de variables ($< 0,8$). La comunalidad indica la relación que posee cada variable con el conjunto de variables introducidas en el análisis. Por este motivo se ha considerado que el *Rango-FE-Corr* es una variable independiente y no se ha tenido en cuenta en la realización del estudio de ACP, pero se utilizará en fases posteriores del estudio.

Las variables finalmente introducidas en el estudio fueron: Rango de velocidad angular, Rango de aceleración angular, Fas-area, Fas-area-med, Fas-area-tot, Armonía y Desfase.

Antes de aplicar el ACP debe comprobarse si la correlación entre las variables es significativa para justificar la factorización de la matriz de coeficientes en el ACP. Para ello se realizó el test de Bartlett [10], obteniéndose una $p < 0,001$.

El siguiente paso consiste en la obtención de los valores y vectores propios de la matriz de coeficientes de correlación que se obtienen a partir de los datos registrados.

Componente	Autovalores iniciales			Sumas de las saturaciones al cuadrado de la extracción		
	Total	% de la varianza	% acumulado	Total	% de la varianza	% acumulado
1	3,899	55,698	55,698	3,899	55,698	55,698
2	1,620	23,142	78,840	1,620	23,142	78,840
3	1,303	18,621	97,461	1,303	18,621	97,461
4	,115	1,646	99,107			

Tabla 5.15: *Tabla de autovalores y saturaciones de la extracción del ACP*

La varianza asociada a cada factor viene expresada por su valor propio o raíz característica de la matriz de coeficientes de correlación. Utilizamos el criterio de retener los factores con valor propio superior a 1.

Con el fin de facilitar la interpretación del significado de los factores seleccionados se ha realizado una rotación de los ejes factoriales. Para ello se ha utilizado el Método Varimax, que efectúa una rotación ortogonal.

En la tabla 5.15 se puede apreciar la existencia de tres componentes o factores, con un valor propio superior a 1 y que explican el 97.461 % de la varianza.

A partir de la tabla 5.16 se puede realizar la interpretación de los factores en función de las variables más correlacionadas:

1. Factor 1: Se correlaciona con el *Rango de velocidad angular*, el *Rango de aceleración angular* y *Fas-area-med* del diagrama de fases, con lo cual se puede interpretar que esta variable se correlaciona con la rapidez del movimiento. Por este motivo la denominamos **Rapidez**.
2. Factor 2: El tercer factor se correlaciona con las variables *Fas-area* y *Fas-area-tot*, que representan claramente la variabilidad, la estabilidad y la repetibilidad del movimiento. Le asociamos el nombre de **Variabilidad**.
3. Factor 3: Este factor presenta una alta correlación con las variables *Armonía* y *Desfase*, con lo cual está correlacionada con la naturalidad del movimiento, y la denominamos **Armonía**.

	Componente		
	1	2	3
Rango de velocidad angular	,857		
Rango de aceleración angular	,890		
Fas_area_med	,901		
Fas_area		,825	
Fas_area_tot		,858	
Armonía			,929
Desfase			,903

Tabla 5.16: *Matriz de Componentes Principales Rotados en la prueba de flexo-extensión*

Las tres nuevas variables determinadas a partir de los factores principales se añadirán a la variable *Rango-FE-Corregida*. De este modo dispondremos de cuatro variables que explican gran parte de la varianza de los datos registrados y se utilizarán para realizar el análisis discriminante entre los principales grupos de estudio.

La tabla 5.17 muestra el análisis descriptivo de las nuevas variables y los resultados de la comparación entre grupos a partir de la significación obtenida

con el ANOVA. Se puede observar como las cuatro variables nuevas presentan un valor medio nulo en el GN, debido a que el ACP se ha realizado en dicho grupo y los factores son variables estandarizadas.

La variable *Rango-FE-Corr* presenta un valor medio inferior en el GP que en el GC. En el GS el valor medio es inferior al mostrado por el GC y el GP. El mismo comportamiento se puede observar en el resto de variables **Rapidez** y **Armonía**. La **Variabilidad** en cambio se comporta aumentando del GC al GP y de este al GS.

	Grupo de Control	Anova GC vs GP	Grupo de Patología	Anova GP vs GS	Grupo de Simulación
	Media (D.T.)	(sig.)	Media (D.T.)	(sig.)	Media (D.T.)
Rango-FE-Corr	0 (1)	0.000	-2.781 (1.61)	0.000	-5.055 (1.88)
Rapidez	0 (1)	0.000	-1.42 (0.88)	0.000	-2.34 (0.62)
Armonía	0 (1)	0.240	-0.24 (1.61)	0.000	-1.80 (1.49)
Variabilidad	0 (1)	0.004	0.10 (1.21)	0.000	1.58 (1.48)

Tabla 5.17: *Matriz de estadísticos descriptivos de los componentes principales en la prueba de flexo-extensión*

A partir de la información proporcionada por el ANOVA, se extraen las siguientes conclusiones:

1. Se han encontrado diferencias significativas entre el GC y el GP en las variables: *Rango-FE-Corr*, *Variabilidad* y *Rapidez*. Esto indica que los sujetos patológicos muestran un descenso pronunciado tanto del rango de movimiento como de la velocidad de ejecución y un ligero aumento de la variabilidad. Cabe destacar que no se observan diferencias en la variable *Armonía*. Este hecho es importante ya que demuestra que los sujetos patológicos consiguen realizar un movimiento armónico semejante al observado en el grupo de control.
2. Respecto a la comparación entre el GP y el GS, sí que aparecen diferencias significativas y pronunciadas en todas las variables analizadas. Se observa un descenso del rango de movimiento del GS frente al GP, una reducción de la variable *Rapidez*, un descenso pronunciado de la *Armonía* y un aumento significativo de la *Variabilidad* del movimiento.

5.4.2. Prueba de flexión lateral

A continuación se muestran los resultados del análisis de componentes principales (ACP) realizado con las variables del estudio en la prueba de flexión lateral.

La variable (*Rango – FL – Corr*) obtuvo valores de comunalidad bajos ($< 0,8$) con el resto de variables. Por este motivo se consideró como una variable independiente que se utilizará en fases posteriores del estudio. Las variables finalmente introducidas en el estudio, fueron: Rango de Velocidad Angular, Rango de Aceleración Angular, Fas-area, Fas-area-med, Fas-area-tot, Armonía y Desfase. En la tabla 5.18 se puede apreciar la existencia de tres componentes o factores, con un valor propio superior a 1 y que explican el 98,280 % de la varianza total. A partir de la tabla 5.19 se puede realizar la

Componente	Autovalores iniciales			Sumas de las saturaciones al cuadrado de la extracción		
	Total	% de la varianza	% acumulado	Total	% de la varianza	% acumulado
1	4,016	57,378	57,378	4,016	57,378	57,378
2	1,647	23,529	80,907	1,647	23,529	80,907
3	1,216	17,373	98,280	1,216	17,373	98,280
4	,086	1,229	99,509			

Tabla 5.18: *Tabla de autovalores y saturaciones de la extracción del ACP*

interpretación de los factores en función de las variables más correlacionadas. En ellas se puede observar que son resultados muy similares a los obtenidos en el apartado anterior. De este modo se obtienen tres nuevas variables: Rapidez, Variabilidad y Armonía.

	Componente		
	1	2	3
Rango de velocidad angular	,970		
Rango de aceleración angular	,966		
Fas_area_med	,931		
Fas_area		,822	
Fas_area_tot		,951	
Armonía			,974
Desfase			,963

Tabla 5.19: *Matriz de componentes principales rotados en la prueba de flexión lateral*

Las tres variables nuevas que han surgido a partir de los componentes principales se añadirán a la variable *Rango-FL-Corregida* y se utilizarán para realizar el análisis discriminante entre los principales grupos de estudio.

La tabla 5.20 muestra el análisis descriptivo de las nuevas variables. Se puede observar como presentan un valor medio de cero en el Grupo de normalidad, debido a que se han determinado en dicho grupo.

La variable *Rango-FL-Corregida* se comporta de un modo diferente en el GP, donde se observa un valor medio inferior al obtenido en el GC, en el GS el valor medio es muy inferior respecto al GC y GP. El mismo comportamiento se puede observar en el resto de variables: **Rapidez**, **Armonía** y **Variabilidad**.

	Grupo de Control	Anova GC vs GP	Grupo de Patología	Anova GP vs GS	Grupo de Simulación
	Media (D.T.)	(sig.)	Media (D.T.)	(sig.)	Media (D.T.)
Rango-FL-Corr	0 (1)	0.000	-1,92 (1.22)	0.000	-3,34 (1.86)
Rapidez	0 (1)	0.000	-1,35 (0.70)	0.000	-2,01 (0.57)
Armonía	0 (1)	0.677	-0,08 (1.44)	0.000	-2,21 (1.55)
Variabilidad	0 (1)	0.017	0,46 (1.38)	0.000	2,20 (1.93)

Tabla 5.20: *Matriz de estadísticos descriptivos de los componentes principales en la prueba de flexión lateral*

De la tabla 5.20, se pueden extraer las siguientes conclusiones:

1. De un modo similar a la prueba de flexo-extensión, en la prueba de flexión lateral se han encontrado diferencias significativas entre el GC y el GP en las variables: *Rango-FE-Corr*, *Rapidez*, y *Variabilidad*.
2. Con respecto a la comparación entre el GP y el GS, existen diferencias significativas en todas las variables, que presentan valores muy inferiores en el grupo de simuladores.

5.4.3. Prueba de rotación

En este apartado se muestran los resultados del análisis de componentes principales (ACP) realizado con las variables del estudio en la prueba de rotación.

La variable (*Rango – R – Corr*) obtuvo valores de comunalidad bajos ($< 0,8$) con el resto de variables. Por este motivo se consideró como una variable independiente que se utilizará en fases posteriores del estudio.

Las variables introducidas en el estudio fueron: Rango de velocidad angular, Rango de aceleración angular, Fas-area, Fas-area-med, Fas-area-tot, Armonía y Desfase.

En la tabla 5.21 se puede apreciar la existencia de tres componentes o factores, con un valor propio superior a 1 y que explican el 95.5 % de la varianza total. A partir de la tabla 5.22 se puede realizar la interpretación de los factores en función de las variables con mayor correlación. En ellas se puede observar que son resultados muy similares a los obtenidos en los apartados anteriores.

Componente	Autovalores iniciales			Sumas de las saturaciones al cuadrado de la extracción		
	Total	% de la varianza	% acumulado	Total	% de la varianza	% acumulado
1	3,783	54,046	54,046	3,783	54,046	54,046
2	1,793	25,609	79,655	1,793	25,609	79,655
3	1,109	15,844	95,500	1,109	15,844	95,500
4	,229	3,273	98,773			

Tabla 5.21: *Tabla de autovalores y saturaciones de la extracción del ACP*

Los factores obtenidos representan las variables de rapidez del movimiento, de repetibilidad y de armonía.

	Componente		
	1	2	3
Rango de velocidad angular	0,988		
Rango de aceleración angular	0,953		
Fas_area_med	0,923		
Fas_area		0,981	
Fas_area_tot		0,567	
Armonía			0,985
Desfase			0,980

Tabla 5.22: *Matriz de Componentes Principales Rotados en la prueba de rotación*

La tabla 5.23 muestra el análisis descriptivo de las nuevas variables y los resultados de la comparación entre grupos a partir de la significación obtenida con el ANOVA. Se puede observar como las cuatro variables nuevas presentan un valor medio de cero en el Grupo de normalidad, debido a que se han determinado a partir de los valores de dicho grupo.

La variable *Rango-R-Corr* se comporta obteniendo un valor medio inferior en el GP al obtenido en el GC, en el GS el valor medio es muy inferior respecto al GC y GP. El mismo comportamiento se puede observar en el resto de variables: **Rapidez**, **Armonía**. La **Variabilidad** en cambio se comporta aumentando del GC al GP y de este al GS.

A partir de la información proporcionada por el ANOVA, se extraen las siguientes conclusiones:

1. Entre el GC y el GP existen diferencias de comportamiento en las variables: *Rango-FE-Corr*, *Rapidez* y *Variabilidad*.
2. Del mismo modo que ocurría en las pruebas anteriores entre el GP y el

	Grupo de Control	Anova GC vs GP	Grupo de Patología	Anova GP vs GS	Grupo de Simulación
	Media (D.T.)	(sig.)	Media (D.T.)	(sig.)	Media (D.T.)
Rango-R-Corr	0 (1)	0.000	-1,70 (1.10)	0.000	-3,66 (1.48)
Rapidez	0 (1)	0.000	-1,55 (0.81)	0.000	-2,73 (0.57)
Armonía	0 (1)	0.111	-0,33 (1.67)	0.000	-2,32 (1.80)
Variabilidad	0 (1)	0.000	0,76 (1.37)	0.000	1,83 (1.57)

Tabla 5.23: *Matriz de estadísticos descriptivos de los Componentes Principales en la prueba de Rotación*

GS, se puede observar que existen diferencias significativas en todas las variables: *Rango-FE-Corr*, *Rapidez*, *Armonía* y *Variabilidad*.

Las tres nuevas variables que han surgido a partir de los componentes principales se añadirán a la variable *Rango-R-Corr* y se utilizarán para realizar el análisis discriminante entre los grupos de estudio.

5.5. Modelos de clasificación entre grupos

Uno de los objetivos del presente trabajo es la identificación de los patrones de movimiento que diferencian a los grupos de estudio, con el propósito de crear un modelo que permita clasificar a nuevos sujetos (no pertenecientes a la muestra inicial) como “Sano”, “Patológico” o “Simulador”.

Se han elaborado dos clasificadores: sano vs enfermo y enfermo vs simulador. La primera comparación permite analizar las diferencias entre el patrón sano y el patológico, lo que servirá como criterio de valoración funcional, así como para cuantificar la recuperación frente a un tratamiento. La segunda comparación permite identificar comportamientos anómalos, como los asociados a la exageración de síntomas o la simulación.

Para tal fin, se ha realizado un análisis discriminante, que permite establecer dos modelos de clasificación:

1. **Modelo de Patología:** este modelo se obtiene a partir de contrastar el GC frente al GP, con el objetivo de diferenciar a los pacientes con SLC, de los pacientes sanos.
2. **Modelo de Simulación:** con el propósito obtener un modelo que discrimine a los pacientes que intentan fingir, simular o exagerar el dolor cervical frente a los que presentan síntomas reales de patología.

No se ha realizado la comparación sano vs simulador por no corresponder a una situación realista. Por eso no se ha realizado la clasificación simultánea de los tres grupos, sino dos clasificaciones binarias.

El análisis discriminante se ha llevado a cabo, en una primera instancia, introduciendo las variables de cada gesto de forma individual: flexo-extensión, flexión lateral y rotación. De este modo, se ha podido comprobar cual es el gesto que proporciona más información para discriminar en cada uno de los modelos de clasificación.

Posteriormente, se han introducido variables a partir de combinaciones binarias de gestos: FE + FL; FL + R; FE + R. Por último, se ha determinado un modelo con toda la información de las variables procedentes de los tres gestos conjuntamente: FE + FL + R. De este modo se han podido obtener los modelos de clasificación (patología y simulación) con la mayor sensibilidad y especificidad posible a partir de toda la información disponible.

5.5.1. Modelos de clasificación en la prueba de flexo-extensión

5.5.1.1. Prueba de flexo-extensión: Modelo de Patología

Para determinar el Modelo de Patología a partir de la prueba de flexo-extensión, se ha realizado el análisis discriminante entre el GC y el GP, utilizando las variables extraídas del ACP: *Rapidez*, *Armonía*, *Variabilidad* y el *Rango-FE-Corr*.

En la matriz de la estructura (ver anexo C), se pueden observar las variables ordenadas por su grado de correlación (de mayor a menor) con la función discriminante. Las variables seleccionadas para conformar en modelo de clasificación son: el *Rango de flexo-extensión corregido* (FE-Rango) y la *Rapidez*.

La siguiente ecuación representa el modelo de clasificación a partir de los coeficientes de Fisher

$$-1.304 \text{ FE-Rango} -0.818 \text{ Rapidez} -3.087 > 0$$

Si se cumple la ecuación anterior, la probabilidad de que un sujeto pertenezca al GP es superior al 50%.

Para contrastar la validez de este modelo, se ha utilizado la técnica de la **Validación Cruzada** (cross-validation), que se fundamenta en que cada observación se clasifica mediante una función de clasificación obtenida con los otros elementos, es decir, el elemento no aparece en la muestra que

define la función de clasificación [82]. La validación se realiza a partir de la sensibilidad y la especificidad del modelo. La **sensibilidad** en nuestro modelo es la probabilidad de clasificar correctamente a un individuo enfermo, mientras que la **especificidad** de una prueba es la probabilidad de que un sujeto sano tenga un resultado negativo en la prueba, es decir que sea clasificado como sano.

En la tabla de clasificación (tabla 5.24) se muestran los resultados del estudio de validación del **Modelo de Patología**, en la prueba de flexo-extensión. La sensibilidad obtenida es del 82.1 %, y la especificidad del 90.0 %.

		Grupo de Pertenencia Pronosticado		
		Grupo de Control	Grupo de Patología	Total
Recuento	Grupo de Control	45	5	50
	Grupo de Patología	8	35	43
Porcentaje (%)	Grupo de Control	90.0%	10.0%	100%
	Grupo de Patología	17.9%	82.1%	100%

Tabla 5.24: Resultados de la validación cruzada del modelo de Patología en la prueba de flexo-extensión. Variables del modelo: Rango-FE-Corr y Rapidez

5.5.1.2. Prueba de flexo-extensión: Modelo de Simulación

En este apartado se muestran los resultados del modelo discriminante de simulación, obtenido para el gesto de flexo-extensión, a partir de las variables: *Rapidez*, *Armonía*, *Variabilidad* y *Rango-FE-Corr*.

Si observamos los valores de correlación con la función discriminante (tabla C.4 del anexo 2), vemos que los sujetos patológicos presentan mayor *Rango-FE-Corr*, *Armonía* y *Rapidez* que los sujetos del GS, además, como cabía esperar, presentan menor *Variabilidad*.

A pesar de que las 4 variables tienen una correlación elevada con la función discriminante, en el **Modelo de Simulación**, en el modelo únicamente se han seleccionado las variables: *Rango-FE-Corr* y *Armonía*, tal y como se puede apreciar en la siguiente ecuación:

$$-1.674 \text{ FE-Rango} - 0.467 \text{ Armonía} - 5.346 > 0$$

Si se cumple la ecuación anterior, la probabilidad de que un sujeto pertenezca al GS es superior al 50 %.

En la verificación del modelo de Simulación, realizado mediante **Validación Cruzada**, se han obtenido los siguientes valores de sensibilidad y especificidad (tabla 5.25):

1. Sensibilidad = 74.4%, este es el porcentaje en el que los sujetos del grupo de simulación son clasificados correctamente.
2. Especificidad = 77.4%, porcentaje de sujetos patológicos clasificados en el GP.

		Grupo de Pertenencia Pronosticado		
		Grupo de Patología	Grupo de Simulación	Total
Recuento	Grupo de Patología	33	10	43
	Grupo de Simulación	8	24	32
Porcentaje (%)	Grupo de Patología	77,4%	22,6%	100%
	Grupo de Simulación	25,6%	74,4%	100%

Tabla 5.25: *Validación del Modelo de Simulación en la prueba de flexo-extensión. Variables del modelo: Rango-FE-Corr y Armonía*

5.5.2. Modelos de clasificación de flexión lateral

5.5.2.1. Prueba de flexión lateral: Modelo de Patología

A continuación se muestran los resultados del análisis discriminante llevado a cabo entre el GC y el GP, para obtener el modelo de **Patología** de la prueba de flexión lateral. En el análisis discriminante se han introducido inicialmente las variables o factores extraídos del ACP: *Rapidez*, *Armonía*, *Variabilidad* y *Rango-FL-Corr*.

La matriz de la estructura obtenida en el análisis discriminante (tabla C.8, del anexo 2), muestra valores de correlación muy similares a los obtenidos en la prueba de flexo-extensión. Esto demuestra que las variables que mejor discriminan a los sujetos con SLC del GC son la *Rapidez* y el *Rango-FL-Corr* (FL-Rango).

El modelo de clasificación de patología en las pruebas de flexión lateral es:

$$-1.140 \text{ FL-Rango} -1.211 \text{ Rapidez} -2.608 > 0$$

Si se cumple la ecuación anterior, la probabilidad de que un sujeto pertenezca al GP es superior al 50 %.

En la tabla 5.26, se muestran los resultados del estudio de validación cruzada del modelo de clasificación. Se ha obtenido una sensibilidad del 78.6 % y una especificidad del 86.8 %. También se muestran los casos que son clasificados erróneamente.

		Grupo de Pertenencia Pronosticado		
		Grupo de Control	Grupo de Patología	Total
Recuento	Grupo de Control	43	7	50
	Grupo de Patología	9	34	43
Porcentaje (%)	Grupo de Control	86,8%	13,2%	100%
	Grupo de Patología	21,4%	78,6%	100%

Tabla 5.26: Resultados de la validación cruzada del modelo de Patología en la prueba de flexión lateral. Variables del modelo: *Rango-FL-Corr* y *Rapidez*

5.5.2.2. Prueba de flexión lateral: Modelo de Simulación

Siguiendo el mismo procedimiento que en los apartados anteriores, se ha obtenido el **Modelo de Simulación**, para la prueba de flexión lateral.

La matriz de la estructura (tabla C.8) presenta las variables ordenadas por su grado de correlación (de mayor a menor) con la función discriminante. Se observa la existencia de una fuerte correlación de todas las variables con la función canónica discriminante, siendo mayor en las dos primeras: *Rango-FL-Corr* y *Armonía*. Tal y como ocurría con la prueba de flexo-extensión, el GP presenta mayor *Rango*, *Velocidad* y *Armonía* y el GS presenta mayor *Variabilidad*.

La función discriminante se ha calculado en dos pasos, y ha incorporado dos variables: en el primer paso, la variable *FL-Rango* y en el segundo la *Armonía* (ver tabla C.9).

$$-1.460 \text{ FL-Rango} - 0.793 \text{ Armonía} - 4.011 > 0$$

Si se cumple la ecuación anterior, la probabilidad de que un sujeto pertenezca al GS es superior al 50 %.

La tabla (tabla 5.27) muestra los resultados obtenidos de la validación cruzada del modelo de clasificación. En ella se puede observar que la

sensibilidad de la función discriminante (porcentaje de sujetos del GS clasificados correctamente) es del 69.2% de los casos y la especificidad del 83.3%.

		Grupo de Pertenencia Pronosticado		
		Grupo de Patología	Grupo de Simulación	Total
Recuento	Grupo de Patología	36	7	43
	Grupo de Simulación	10	22	32
Porcentaje (%)	Grupo de Patología	83,3%	16,7%	100%
	Grupo de Simulación	30,8%	69,2%	100%

Tabla 5.27: Validación del Modelo de Simulación en la prueba de flexión lateral. Variables del modelo: Rango-FL-Corr y Armonía

5.5.3. Modelos de clasificación de Rotación

5.5.3.1. Prueba de Rotación: Modelo de Patología

En el presente apartado se muestran los resultados del análisis discriminante llevado a cabo para determinar el modelo de Patología en la prueba de Rotación.

En la tabla C.11 se muestran las variables que han sido seleccionadas para crear la ecuación del modelo discriminante. El modelo se compone de dos variables el *Rango-R-Corr* y la *Rapidez*. En la siguiente ecuación se pueden apreciar los coeficientes del modelo de clasificación.

$$-1.144 \text{ R-Rango} -1.423 \text{ Rapidez} -2.772 > 0$$

Un sujeto será clasificado como perteneciente al grupo de patología, con una probabilidad superior al 50%, si se cumple la ecuación anterior.

La tabla de clasificación (tabla 5.28), muestra los resultados de las pruebas de validación cruzada realizados sobre el modelo discriminante. Se ha obtenido una sensibilidad del 83.3% y una especificidad del 88.0%.

5.5.3.2. Prueba de Rotación: Modelo de Simulación

A continuación se muestran los resultados obtenidos del análisis discriminante realizado para obtener el modelo de simulación a partir de la información de la prueba de Rotación.

		Grupo de Pertenencia Pronosticado		
		Grupo de Control	Grupo de Patología	Total
Recuento	Grupo de Control	44	6	50
	Grupo de Patología	7	36	43
Porcentaje (%)	Grupo de Control	88,0%	12,0%	100%
	Grupo de Patología	16,7%	83,3%	100%

Tabla 5.28: Resultados de la validación cruzada del modelo de Patología en la prueba de Rotación. Variables del modelo: Rango-R-Corr y Rapidez

A diferencia de los modelos de clasificación obtenidos para las pruebas de flexo-extensión y flexión lateral, en la prueba de rotación la función discriminante ha incorporado cuatro variables en el modelo de simulación: el Rango-R-Corr; la Rapidez; la Variabilidad y la Armonía, tal y como se puede apreciar en la siguiente ecuación.

$$-1.177 \text{ R-Rango} -4.413 \text{ Rapidez} + \\ +0.745 \text{ Variabilidad} -0.094 \text{ Armonía} -8.451 > 0$$

En la tabla de clasificación (tabla 5.29) se puede observar que los sujetos pertenecientes al GS son correctamente clasificados en el 83.3% de los casos en el estudio de validación cruzada dejando uno fuera (sensibilidad). La especificidad tiene el mismo valor del 83.3%.

		Grupo de Pertenencia Pronosticado		
		Grupo de Patología	Grupo de Simulación	Total
Recuento	Grupo de Patología	36	7	43
	Grupo de Simulación	5	27	32
Porcentaje (%)	Grupo de Patología	83,3%	16,7%	100%
	Grupo de Simulación	16,7%	83,3%	100%

Tabla 5.29: Validación del Modelo de Simulación en la prueba de Rotación. Variables del modelo: Rango-R-Corr, Rapidez, Variabilidad y Armonía

5.5.4. Análisis Combinado

En los apartados anteriores se han determinado modelos discriminantes de Patología y de Simulación, partiendo de la información de cada prueba por

separado. De este modo se ha podido extraer conclusiones de que prueba es más fiable para detectar a sujetos con patología de SLC o sujetos que intentan fingir los síntomas.

En el presente apartado se ha realizado un análisis discriminante para obtener el mejor modelo de clasificación posible utilizando la información de las tres pruebas de forma conjunta.

5.5.4.1. Modelos de Patología: Clasificación entre GC y GP

En este apartado se presentan los resultados de los Modelos de Patología obtenidos a partir de la combinación de las pruebas. Como se ha comentado anteriormente, se han probado modelos a partir de una prueba, de todas las combinaciones de 2 pruebas y una conjunta con las tres pruebas simultáneamente.

En la tabla 5.30 se muestra un resumen de los resultados de la validación de los modelos de clasificación y las variables que han sido seleccionadas por el análisis discriminante en cada caso, para obtener los modelos de clasificación de Patología. También se muestran los resultados obtenidos por cada una de las pruebas y un resumen de las diferentes combinaciones entre ellas.

Los resultados muestran que la mayor sensibilidad se obtiene con la prueba de rotación, mientras que la prueba de flexo-extensión es la que presenta mayor especificidad. La prueba de flexión lateral, obtiene porcentajes de clasificación menores.

Con la obtención de modelos a partir de la combinación de pruebas se mejoran los resultados de la clasificación (sensibilidad y especificidad).

El modelo que refleja mejores resultados, se obtiene a partir de la combinación del rango corregido por la edad en la prueba de flexo-extensión (FE-Rango) y el factor Rapidez de la prueba de rotación (R-Rapidez).

La siguiente ecuación representa el modelo combinado de patología:

$$-1.287 \text{ FE-Rango} -1.538 \text{ Rapidez} -3.676 > 0$$

Si un sujeto cumple con la ecuación del modelo será clasificado como perteneciente al grupo de patología, con una probabilidad superior al 50%.

La sensibilidad máxima obtenida ha sido del 89.3% y la especificidad del 91.9%. Estos valores se han determinado mediante validación cruzada, es decir dejando un sujeto fuera en cada iteración.

Es importante destacar que en ningún modelo de clasificación de Patología se han seleccionado variables derivadas de los factores Armonía y Variabilidad. Esto significa que los factores Rango y Rapidez (fruto de la combinación de la

velocidad y aceleración angulares), son los que mejor discriminan a los sujetos patológicos.

Por lo tanto, podemos afirmar que la metodología utilizada en el presente estudio es válida para detectar y discriminar a los sujetos que presentan síntomas derivados del SLC.

Prueba	Sensibilidad	Especificidad	Variables
FE	82.1	90.0	FE-Rango; FE-Rapidez
FL	78.6	86.8	FL-Rango; FL-Rapidez
R	83.3	88.0	R-Rango; R-Rapidez
FE-FL	81.0	91.7	FE-Rango; FL-Rapidez
FL-R	83.3	88.0	R-Rango; R-Rapidez
R-FE	89.3	91.9	FE-Rango; R-Rapidez
FE-FL-R	89.3	91.9	FE-Rango; R-Rapidez

Tabla 5.30: *Estudio discriminante combinado entre GC y GP*

5.5.4.2. Modelos de Simulación: Clasificación entre GP y GS

En la tabla 5.31 se muestran los resultados de los diferentes modelos de clasificación para diferenciar entre enfermos y simuladores. Como se ha comentado anteriormente, los modelos de un solo movimiento incorporan dos variables: *Rango* y *Armonía*, únicamente en la prueba de rotación se han incluido las variables *Rapidez* y *Variabilidad*.

De este modo, los modelos obtenidos con pruebas individuales muestran que la **Rotación** es la que presenta mayor porcentaje de acierto en la discriminación entre el GP y el GS, con una diferencia notable respecto al resto, en cuanto a sensibilidad y especificidad se refiere.

En el estudio combinado FE-FL se observa que las variables con mayor poder discriminante son: *FE-Rango* y la *FL-Armonía*. Es decir, el rango del movimiento de flexo-extensión y la armonía en la prueba de flexión lateral. También se puede observar como la sensibilidad y la especificidad de la clasificación aumentan con la combinación de pruebas.

En el estudio combinado FL-R y R-FE, se seleccionan más factores con poder discriminante: *Rango*, *Rapidez*, *Armonía* y *Variabilidad*. Al incluir más factores también mejora la sensibilidad y la especificidad de la prueba, llegando a valores de 87.5% y 84.5% respectivamente.

En la clasificación final, obtenida a partir de la combinación de las tres pruebas, se han seleccionado los mismos factores que en el estudio de las pruebas de rotación y flexión lateral. Los factores seleccionados para

discriminar entre el GS y el GP han sido: *Rango-R-Corr*; *R-Variabilidad* y *FL-Armonía*.

$$-2.438 \text{ R-Rango} + 0.321 \text{ R-Variabilidad} - 0.321 \text{ FL-Armonía} - 5.967 > 0$$

Se ha obtenido un poder de clasificación, con una sensibilidad de 87.5% y una especificidad de 84.5%.

Prueba	Sensibilidad	Especificidad	Variables
FE	74.4	77.4	FE-Rango; FE-Armonía
FL	69.2	83.3	FL-Rango; FL- Armonía
R	83.3	83.3	R-Rango; R-Rapidez; R-Armonía; R-Variabilidad
FE-FL	75.4	83.3	FE-Rango; FL- Armonía
FL-R	87.5	84.5	R-Rango; R-Variabilidad; FL-Armonía
R-FE	80.0	83.3	R-Rango; R-Rapidez; FE-Armonía
FE-FL-R	87.5	84.5	R-Rango; R-Variabilidad; FL-Armonía

Tabla 5.31: *Estudio discriminante combinado entre GP y GS*

Capítulo 6

Discusión

6.1. Muestra de estudio

El objetivo fundamental de esta tesis era cuantificar las características del movimiento de la columna cervical con el fin de evaluar de manera objetiva las alteraciones funcionales asociadas al SLC, así como los aspectos cinemáticos relacionados con la ejecución de un movimiento de dolor fingido.

En el estudio se incluyeron tres grupos de estudio.

1. Grupo de Control (GC). Muestra de personas sanas, sin síntomas asociados al dolor cervical.
2. Grupo de Patología (GP). Este grupo se conformó a partir de personas que habían padecido una lesión cervical derivada de un evento de latigazo cervical.
3. Grupo de Simulación (GS). Personas que habían padecido un SLC en el pasado y que actualmente se encontraban totalmente recuperadas. A este grupo se le pidió que fingieran los síntomas que sufrieron como consecuencia del latigazo cervical.

El objetivo de incluir estos tres grupos en la muestra de estudio, fue cuantificar las alteraciones funcionales del SLC, mediante la comparación entre el GC y el GP y detectar patrones funcionales de dolor fingido a partir de la comparación entre el GP y el GS.

El GC se compuso de 50 personas sanas, sin antecedentes de dolor cervical. Para garantizar esto, se definieron unos criterios de inclusión (ver apartado

4.1.1) y un médico rehabilitador realizó una exploración clínica a cada sujeto de la muestra, con el objetivo de confirmar el cumplimiento de los criterios de inclusión y la inexistencia de lesión cervical.

El GP se formó a partir de pacientes con dolor cervical crónico por un antecedente traumático de latigazo cervical y clasificados en los grados II y III de la escala de Québec de clasificación del latigazo cervical [142]. El tamaño muestral fue de 43 pacientes.

Respecto al GS, existen pocos trabajos que aborden, desde el punto de vista biomecánico, la identificación de un patrón anómalo, un dolor fingido o un comportamiento no cooperativo. Sin embargo, en todos ellos se reconoce que la selección de una muestra de estudio de personas que intentan simular este comportamiento es una cuestión crítica, ya que siempre existen dudas de si se realmente está simulando o no.

Como se ha descrito en el apartado 2.3.4, desde una perspectiva médico-legal existen tres modalidades de simulación [138]:

Simulación-exageración: es la forma más frecuente de la simulación. El simulador está afectado por una enfermedad o presenta una lesión auténtica, pero, con un fin interesado y de una manera consciente y voluntaria, tiende a exagerar la gravedad y/o las consecuencias.

Simulación-perseveración: el simulador prolonga indebidamente su estado de dolor, del que obtiene provecho (reposo, indemnización). Mantiene la lesión por medios artificiales o persiste en una actitud patológica que ha desaparecido.

Falsas imputaciones. El simulador atribuye una enfermedad o trastornos mórbidos a un accidente antiguo o reciente; es decir, sí que hay enfermedad, pero su origen es anterior.

De los tres tipos de simulador, los más habituales son los dos primeros. También son los más difíciles de identificar, debido a que conocen las características de la lesión y por lo tanto saben como fingirla. Por lo tanto, en nuestro estudio el grupo de simulación se ha seleccionado con el objetivo de reproducir a estos dos tipos de simuladores: **Simulación-exageración** y **Simulación-perseveración**.

En bibliografía se han encontrado básicamente dos estrategias para seleccionar a pacientes simuladores de SLC: a) Simulador-Sano: consiste en reclutar a pacientes sanos y pedirles que realicen las pruebas fingiendo padecer dolor cervical [32], [153]. b) Simulador-Patológico recuperado: se basa en seleccionar pacientes que han padecido un SLC con anterioridad, del cual se encuentran totalmente recuperados y se les pide que realizan los movimientos reproduciendo el dolor que sentían en la fase más aguda de su lesión [33].

Como se demuestra en [153], es muy difícil que una persona que no ha padecido SLC con anterioridad, consiga reproducir fielmente el movimiento de una persona con dolor cervical. Por tal motivo, en nuestro estudio se ha preferido utilizar la segunda estrategia, propuesta por Zeevi Dvir [33] para la obtención de la muestra de simuladores.

6.2. Metodología de estudio

Con relación a la metodología de estudio propuesta, en el presente trabajo se ha desarrollado un nuevo enfoque al estudio del SLC basado en el análisis de la movilidad cervical, a partir de variables cinemáticas como el Rango, la Velocidad, la Aceleración, la Variabilidad y la Armonía del movimiento.

En este apartado nos centraremos en analizar en primer lugar la técnica de medida utilizada y, a continuación el protocolo seguido en la realización de las pruebas.

6.2.1. Instrumentación

Como se ha descrito en el apartado 2.3.2.6, existen diversas técnicas instrumentales que permiten obtener la información cinemática necesaria para determinar las variables utilizadas en este estudio.

La revisión bibliográfica muestra que las técnicas más utilizadas son: la electrogoniometría, la inclinometría, sistemas basados en sensores de posición magnéticos y la video-fotogrametría.

Los principales criterios que se deben tener en cuenta para seleccionar el instrumento de medida son la **repetibilidad** y la **fiabilidad**, tal y como se destaca por numerosos autores [122], [146] o [35], incluso más que la precisión de los equipos.

La **electrogoniometría** ha sido utilizada en numerosos trabajos de investigación para determinar la movilidad de la columna cervical [42]. En ellos se destaca que es una técnica válida para medir los rangos de movilidad cervical. Aunque también se indica la dificultad para obtener un protocolo repetible de colocación de los electrogoniómetros [6].

La inclinometría también ha sido una técnica muy utilizada en estudios de movilidad cervical, [104], [2], [93]. Tiene ventajas como la simplicidad, la rapidez en la instrumentación. Sin embargo, presenta problemas de repetibilidad como indica Moffet [104]. Además, no permite medir el movimiento de rotación de la cabeza, a menos que el paciente se sitúe tumbado en posición decúbito supino [104].

Los sistemas basados en **campos magnéticos**, también se han utilizado por diversos autores [34], [15], [144] o [28]. Algunos refieren que son sistemas válidos y repetibles [74], pero otros se quejan de problemas de reproducibilidad de la posición de referencia y de fiabilidad intra e inter observador [146]. Además, son muy sensibles al ruido electromagnético, por lo que no pueden usarse en cualquier ambiente.

Estas consideraciones plantean serias dudas sobre la utilidad de este tipo de técnicas de medida. Por todo ello, en nuestro estudio se decidió utilizar la fotogrametría. Es una técnica que ha sido empleada por multitud de autores para analizar los rangos de movilidad cervical [46], [11], [139], [65]. Todos ellos destacan que la fotogrametría se trata de una técnica inocua y que no presenta problemas asociados a baja repetibilidad o fiabilidad en la medida. El único inconveniente respecto al uso de la fotogrametría, es que requiere un laborioso tratamiento numérico para el cálculo de las variables cinemáticas deseadas.

Cabe destacar que los resultados de este estudio no dependen de la técnica utilizada y que podrían ser reproducidos mediante cualquier otro instrumento capaz de proporcionar, con suficiente precisión, los ángulos de movilidad de la columna cervical.

6.2.2. Protocolo de medida

En nuestro estudio se optó por establecer un protocolo basado en **movimientos cíclicos**, con el objetivo de analizar la cinemática del movimiento y las relaciones entre la variable ángulo y sus derivadas.

Esta estrategia es común en los estudios de coordinación motora [143], pero no en los estudios basados en el análisis de la movilidad cervical en pacientes con SLC, en los que se suele analizar una sola ejecución del movimiento sin realizar repeticiones [28], [144], [65]. Más adelante se demuestra que los patrones de movimiento son diferentes cuando se pide al sujeto que realice ciclos repetidos del mismo movimiento que cuando solo tiene que realizar un ciclo de todo el rango.

En nuestra opinión, este planteamiento, basado en la realización de **movimientos cíclicos**, resulta más completo que los procedimientos estándar desarrollados hasta el momento, basados en su mayoría en analizar una única repetición, por diversos motivos:

1. Permiten analizar la dinámica del movimiento, lo cual es muy importante debido a que existen trabajos que demuestran que los pacientes clasificados como II y III de Quebec no muestran anomalías estructurales, sino más bien funcionales [61], [85].

2. Aumenta la **fiabilidad** y la **robustez** en el cálculo de las variables cinemáticas basadas en rangos angulares y amplitudes de velocidad y aceleración angular.
3. Permite determinar la **variabilidad** del movimiento con mayor precisión.
4. El movimiento cíclico se parece a un movimiento armónico, lo que permite establecer un índice de armonía, que analiza la naturalidad, espontaneidad y el control que ejerce el sujeto en la realización del movimiento [143] y que juega un papel relevante en la detección de patrones atípicos. En los movimientos simples, los extremos del movimiento no se parecen a una función armónica, lo que hace muy difícil caracterizar de forma cuantitativa la naturalidad del movimiento [42].

Los procedimientos estándar que se suelen utilizar se basan en medir únicamente los rangos de movilidad [5], [28], [43], [34] y en algunos casos la velocidad [65], [62], [139]. En ninguno de ellos se analizaron variables como la aceleración, la variabilidad y la armonía

6.2.3. Variables utilizadas en el estudio

El método de análisis propuesto, basado en un planteamiento vectorial para calcular posiciones, velocidades y aceleraciones presenta una serie de ventajas sobre las metodologías utilizadas hasta el momento por otros investigadores:

1. **Independencia del sistema de referencia.** El sistema de registro cinemático propuesto para este estudio no está condicionado por la selección de sistemas de referencia locales y no precisa identificar puntos anatómicos, excepto el marcador que se sitúa sobre la vertebra cervical C7, que es fácilmente identificable. Esto evita una de las mayores fuentes de error en la definición de modelos biomecánicos.
2. **Mejora del cálculo de la variabilidad.** Diversos estudios demuestran que las personas afectadas de SLC presentan problemas de propiocepción y de coordinación motora en los movimientos de la columna cervical [149], [86]. Este tipo de estudios se basan en determinar el coeficiente de variación o la falta de repetibilidad en el reposicionamiento de la cabeza, pero no analizan la variabilidad cinemática en todo el movimiento realizado en los diferentes ciclos de una misma prueba. En nuestro estudio se ha pretendido mejorar el enfoque del cálculo de la variabilidad

a partir del área que desarrolla la función posición-velocidad. De este modo, se consigue tener información de la variabilidad en todo el rango del movimiento.

3. Posibilidad de cuantificar la espontaneidad del movimiento.

Algunos estudios demuestran que las personas que intentan fingir dolor cervical intentan ejercer un sobre-control en la ejecución de los gestos solicitados, esto afecta a la espontaneidad del movimiento. Existen trabajos que tratan de objetivar el control ejercido sobre el Movimiento mediante diferentes aproximaciones. Así Feipel et al. [42] abordaron el problema desde el ajuste del movimiento realizado a polinomios de 5º grado. Otro procedimiento se basó en la determinación del índice Jerk [139]. Para calcular este índice se requiere del uso de técnicas de suavizado, que pueden eliminar precisamente el efecto que se desea medir. Además de lo complejo que resulta derivar tres veces, es importante destacar que el índice Jerk es una variable que no tiene significado físico y no guarda relación con la dinámica del movimiento. Por otro lado, es muy sensible a los errores de medida, ya que los errores aleatorios se incrementan en cada derivada.

En nuestro estudio se han determinado dos variables que tratan de cuantificar la falta de espontaneidad en el movimiento. Estas variables son la Armonía y el Desfase. Se calculan a partir de la correlación entre la posición y la aceleración angular.

6.3. Resultados obtenidos

En este apartado se discuten los resultados obtenidos en el estudio (ver tablas 5.1, 5.2 y 5.3).

En un primer lugar se realiza la discusión del análisis de la influencia de los factores “Sexo” y “Edad” y posteriormente se discuten los resultados obtenidos de la comparación entre los grupos de estudio.

6.3.1. Análisis de la influencia del sexo

Con respecto al estudio de la influencia del factor “Sexo”, tal y como se puede observar en las tablas 5.4, 5.5 y 5.6, no se han encontrado diferencias entre la movilidad de hombres y mujeres en el grupo de control.

Nuestros resultados coinciden con los publicados por otros autores, así Feipel [43] no encontró diferencias por sexo, excepto en el caso de la

flexión lateral a la izquierda, siendo mayor en los hombres. Feipel utilizó un procedimiento similar al nuestro, aunque el protocolo se basó en realizar una única repetición de cada movimiento, tratando de alcanzar el máximo grado de flexión a una velocidad libre. Castro et al. únicamente encontraron diferencias entre hombres y mujeres a partir de los 70 años [17].

Sin embargo nuestros resultados no coinciden con los publicados por Prushansky et al. [125], Youdas [165] o Dvorak [35], que sí detectaron diferencias entre hombres y mujeres. Estas diferencias aunque fueron significativas, son muy inferiores a la variabilidad intersujeto, por lo que su utilidad como variable de clasificación es muy pequeña. Las diferencias referidas son de un promedio de 3-4°, siendo mayores para las mujeres.

Esta falta de coherencia con los resultados de nuestro estudio puede ser explicada por dos razones:

1. La primera razón puede ser por falta de potencia estadística. En nuestro estudio, el tamaño muestral fue de 50 personas (25 hombres y 25 mujeres), que juntamente con una desviación típica de 17°, proporciona una potencia estadística inferior al 80 % para detectar diferencias de 3-4°. En los estudios de Prushansky, Youdas y Dvorak los tamaños muestrales fueron de 175, 317 y 150, respectivamente.
2. Por otro lado, puede ser explicado por las diferencias en el protocolo utilizado. Prushansky utilizó un protocolo basado en un solo movimiento a velocidad máxima. Youdas copió este protocolo sin forzar al paciente a alcanzar velocidad máxima, pero solicitando el máximo rango posible, de forma similar al protocolo utilizado en las pruebas pasivas. Este último protocolo fue el utilizado por Dvorak, en el cuál una tercera persona ayudaba a los sujetos a alcanzar el grado máximo de movimiento en cada eje.

En nuestro estudio no se realizaron pruebas de análisis de influencia del factor sexo en el grupo de sujetos patológicos, debido a que todos los autores que han publicado al respecto, coinciden en que no hay influencia del sexo en el grupo de patología, [125], [35]. Esto indica claramente, que la influencia de la patología sobre el rango de movimiento es superior a la que podría tener el factor sexo. Por el mismo motivo tampoco se ha analizado su influencia en el grupo de sujetos simuladores.

6.3.2. Análisis de la influencia de la edad

En nuestro estudio se ha analizado la influencia de la edad en cada una de las variables. Esto se ha realizado a partir de la muestra de sujetos sanos (GC), debido a que en el resto de grupos (GP) y (GS), el efecto de la edad no se puede aislar de los efectos de la lesión y/o de la simulación, que son mucho más acusados que la influencia de la edad. En las tablas 5.7, 5.10 y 5.12 se muestran los resultados obtenidos del análisis de correlación entre las variables analizadas y con edad.

Los resultados muestran (tomando como criterio $R > 0,5$) que existe influencia de la edad sobre el *Rango de movimiento* en los tres movimientos analizados. El índice de correlación obtenido es de signo negativo, lo que indica que un aumento de la edad va asociado a una disminución del rango de movilidad obtenido.

La variable *velocidad angular* también presenta una correlación significativa con la edad, pero con un coeficiente de correlación bajo $R < 0,5$, por este motivo se considera que es un efecto poco apreciable y no se ha tenido en cuenta para corregir su efecto. Del mismo modo, tampoco se han encontrado correlaciones significativas entre la edad y el resto de variables.

Algunos estudios previos que han analizado el efecto de la edad sobre el rango de movilidad cervical han llegado a la misma conclusión de que este influye de un modo significativo en personas sanas (DallAlba, [28]; Dvorak, [35]; Feipel, [43]; Youdas, [165] y Prushansky, [125]), si bien no se ha encontrado información relacionada con el efecto de la edad sobre patrones patológicos.

Dada la influencia de la edad en los patrones de movimiento, en nuestro estudio se ha definido un procedimiento para corregir dicho efecto. El procedimiento se ha basado en determinar los factores principales que intervienen en la variable "Rango de movimiento", mediante la técnica de análisis de componentes principales (ACP) [71], tal y como se describe en el apartado 4.3.

A partir del ACP se extraen 2 factores independientes (ver apartado 5.3). El primer eje contiene el efecto del envejecimiento, que va asociado a un aumento de la edad y a una disminución de la movilidad. El eje perpendicular representa el factor de movilidad corregido por la edad.

Este segundo eje, se ha utilizado como factor que caracteriza la movilidad independientemente de la edad. Por lo tanto, permite comparar rangos de movilidad de sujetos de edades muy diferentes y obtener mayor sensibilidad en los modelos de clasificación entre los grupos de estudio.

6.3.3. Comparación entre GC y GP

6.3.3.1. Rango de movimiento

Respecto al rango de movimiento, los resultados muestran una reducción significativa en el grupo de patológicos con respecto a los sujetos sanos.

Se han publicado numerosos trabajos en los que se ha estudiado el rango de movilidad utilizando otras técnicas de medida. Así, V. Feipel [43], con electrogoniometría y W. Castro [17] con un sistema de ultrasonidos obtuvieron resultados similares a los obtenidos en nuestro estudio en el GC, esto demuestra que la técnica utilizada para realizar las medidas no influye en los resultados obtenidos.

Aunque en todos los trabajos consultados se ha encontrado una disminución del rango de movimiento en sujetos con SLC, existen algunas diferencias en los resultados que es importante comentar.

El protocolo más utilizado en literatura es el de solicitar al paciente realizar un movimiento activo de un solo ciclo (Dall'Alba et al. [28]; Sterling et al. [144]; Ohberg et al. [65]; Prushansky et al. [125]; Grip et al. [63]). Los resultados obtenidos en nuestro estudio reflejan valores superiores a los de los trabajos citados. Esto indica que un movimiento realizado de forma continua y cíclica, como el realizado en nuestro estudio, puede favorecer la obtención de mayores amplitudes de movimiento que los ensayos en los que se analiza únicamente una repetición.

Otros autores, utilizan la técnica de forzar al paciente a llegar al máximo de rango de un modo pasivo, como el realizado por Dvorak et al. [35]. Así Dvorak obtuvo rangos de flexo-extensión de 141° en el grupo de sanos frente a 124° en pacientes afectados de SLC. Nuestros resultados muestran un rango de 114° para el grupo de control frente a 82° en los sujetos patológicos. Esta tendencia se mantiene en el resto de movimientos, lo que sugiere que el rango medido en pruebas pasivas es superior al que se obtiene en movimientos espontáneos.

6.3.3.2. Velocidad angular

A pesar de que esta variable parece jugar un papel relevante para diferenciar sujetos sanos de patológicos, existen pocos estudios en los que se incluya la velocidad en los patrones de movimiento. Ohberg [65] identificó a la "velocidad angular" como la variable más discriminante entre el GC y el GP. Otros autores como Grip [62] y Sløjander [139] también analizaron las velocidades máximas en el gesto de reposicionamiento de la cabeza.

Los autores citados siguieron un protocolo parecido, basado en ejecutar el

gesto desde la posición neutra hasta uno de los límites de movimiento (flexión, extensión, rotación izquierda y rotación derecha) a la máxima velocidad posible, volviendo después a la posición de referencia.

Los resultados de velocidades máximas obtenidos por los tres autores son inferiores a las obtenidas en nuestro estudio, tanto en el grupo de control, como en el grupo de patológicos. Así por ejemplo, Ohberg obtuvo una velocidad media en el movimiento de rotación derecha de $131^\circ/s$ en el grupo de control y de $61^\circ/s$ en el grupo de patología, mientras que nuestro estudio señala velocidades de $206^\circ/s$ y $115^\circ/s$ en el GC y el GP respectivamente. Estas diferencias pueden ser debidas a que en nuestro protocolo el paciente abarca todo el rango de movimiento, desde la extensión a la flexión máxima o desde la rotación derecha a la rotación izquierda, mientras que su protocolo solo abarca desde la posición neutra hasta el límite considerado.

Estas diferencias en el protocolo de medida también pueden haber influido en otras consideraciones como la magnitud de las diferencias encontradas. Nuestros resultados muestran que la velocidad es una variable que discrimina entre el GC y el GP, aunque de una importancia menor que la encontrada por Ohberg [65]. Grip et al. [62] encontraron diferencias significativas a un nivel ($p < 0,05$) y Sløjander et al. [139] con las mismas variables no encontraron diferencias significativas, probablemente debido al reducido tamaño de la muestra analizada.

6.3.3.3. Aceleración angular

En literatura se propone que el análisis de las derivadas de segundo grado de la posición (como la aceleración) puede mejorar la capacidad de discriminar a pacientes con dolor crónico, tal y como demuestra Lehman en el estudio de la función lumbar [91], pero poco se a hecho con respecto al estudio de la aceleración angular en la movilidad cervical.

No hemos encontrado ningún trabajo en el que se utilicen las aceleraciones como variables discriminantes para distinguir personas sanas de pacientes con SLC. Además del interés de esta variable, relacionada con la rapidez del movimiento, su empleo en movimientos cíclicos ha permitido definir una variable de armonía que cuantifica la espontaneidad del movimiento.

Nuestro estudio se han detectado la existencia de reducciones porcentuales importantes de la *Amplitud de la aceleración angular* entre el GC y el GP en los tres movimientos analizados (ver tablas 5.1, 5.2 y 5.3). Esta reducción es consistente con el movimiento armónico, en el que movimientos más lentos y con menor amplitud implican una reducción en la aceleración.

6.3.3.4. Variabilidad del movimiento

El estudio de la variabilidad se ve poco reflejado en trabajos publicados sobre el movimiento del raquis cervical. En Sjolander et al. [139], se analizó el coeficiente de variación del rango de movilidad en el movimiento de rotación cervical. En dicho trabajo se detectó la existencia de un incremento sustancial del coeficiente de variación del GP frente al GC.

En el trabajo de Prushansky et al. [125] también se estudió el coeficiente de variación a través de algunos movimientos y encontró diferencias aún mayores que las encontradas por Sjolander [139] entre los grupos de control y patología.

Como se puede ver en las tablas 5.1, 5.2 y 5.3, en nuestro estudio no se ha detectado un incremento elevado en la variabilidad relativa entre el GC y el GP, aunque sí estadísticamente significativo.

Las diferencias existentes entre nuestro estudio y los resultados hallados por Sjolander et al.[139] y Prushansky et al. [125], pueden explicarse por los diferentes métodos utilizados para calcular la variabilidad. En nuestro estudio, la variabilidad se ha medido a partir del diagrama fasorial, tal y como se detalla en el apartado 4.2.5.2, teniendo en cuenta todos los ciclos de movimiento realizados de forma continua.

Los resultados sugieren que este modo de calcular la variabilidad, quizás es menos sensible en la diferenciación entre el GC y el GP, pero es más robusta, ya que tiene en cuenta todos los ciclos de movimiento en todo su rango.

6.3.3.5. Armonía

Tal y como se ha visto en los apartados anteriores, las variables cinemáticas pueden ser buenas indicadoras para identificar a los sujetos con patología cervical (SLC) y por lo tanto son variables útiles en el ámbito clínico. Sin embargo, su fiabilidad depende de la cooperación del paciente, esto dificulta la determinación de la gravedad de la lesión [33]. Por tal motivo, uno de los objetivos planteados en el presente trabajo es el de proporcionar criterios para evaluar la **sinceridad** y la **colaboración** del paciente.

El análisis de la sinceridad del paciente se ha abordado por algunos autores desde diferentes puntos de vista, así Dvir y Prushansky la han asociado a la variabilidad intra-sujeto en el rango de movilidad [33], [125], [32]. Otra aproximación fue la propuesta por Feipel [42], quien utilizó la presencia de cambios de la velocidad en el movimiento para detectar patrones no-fisiológicos de movimiento. Por otro lado, Sjolander [139] utilizó una variable basada en el índice “Jerk” que se define como la derivada respecto al tiempo de la

aceleración angular.

Nuestra aproximación se basa en la hipótesis de que la ejecución del movimiento, bajo la estrategia particular de obtener una ganancia secundaria, puede afectar a la espontaneidad del movimiento. Como se explica en el apartado 4.2.5.5, en este estudio se plantea medir dicha característica a partir de la variable **armonía**, que se determina como el índice de correlación entre la aceleración angular y la posición medidas en movimientos cíclicos.

Respecto a los resultados obtenidos por otros autores, Feipel et al. [42] encontraron diferencias entre los pacientes y el grupo de control. Para el análisis de la espontaneidad Feipel utilizó un índice calculado a partir del ajuste a un polinomio de 6° grado y observó que el movimiento era menos suave en el grupo de personas con SLC que en el grupo de control. Sus resultados no fueron concluyentes debido a la metodología seguida. No se sabe con certeza si las diferencias encontradas con el polinomio de 6° pueden debidas en mayor medida por una disminución del rango o de la velocidad, que por un aumento de las dudas o falta de armonía en la realización del movimiento.

El trabajo de Sjolander refleja resultados muy poco reproducibles, encontró diferencias significativas para el movimiento hacia afuera y el movimiento hacia la izquierda, pero no para el movimiento hacia la derecha. Esto puede debido a la baja fiabilidad del índice de “Jerk”, que requiere la evaluación de la tercera derivada de la aceleración angular. Este tipo de cálculo se ve influenciado en gran medida por la aparición de errores aleatorios (ruido) y por la técnica de suavizado aplicada, [137].

La variable “armonía” presenta una serie de ventajas respecto a las técnicas utilizadas por Feipel y Sjolander.

1. La primera ventaja, a diferencia del índice de Jerk, es una variable con sentido físico, ya que trata cuantificar la similitud entre el movimiento reproducido por el sujeto y el de un oscilador armónico simple.
2. Es una variable más robusta que las anteriores, debido a que es menos sensible al ruido de la señal original, ya que no requiere del cálculo de la tercera derivada, sino simplemente de la segunda.

De acuerdo con este coeficiente, los resultados de nuestro estudio muestran que el GC y el GP presentan un comportamiento muy similar en relación con el parámetro armonía. Este resultado es de gran importancia, ya que indica que las consecuencias del SLC, no afectan a la espontaneidad del movimiento. Sin embargo, existen grandes diferencias entre el GP y el GS, como se verá en el siguiente apartado.

6.3.4. Comparación entre GP y GS

Se han encontrado pocos trabajos en la literatura que analicen las diferencias entre los patrones de movimiento de pacientes afectados de latigazo cervical frente a simuladores de sus síntomas. Cabe mencionar a los equipos de Dvir y Prushansky, [33], [125] y [32].

Algunos de estos trabajos evalúan las diferencias entre un grupo de pacientes simuladores y un grupo de control, como Prushansky et al. [125] quienes identificaron diferencias de patrones anómalos en personas con patología cervical atípica, es decir lo que comúnmente se conoce como “exageradores” o “magnificadores”. Otros trabajos se centran más en analizar las diferencias entre el grupo de simuladores frente a un grupo de patológicos [33], [32]. Este segundo tipo de comparación es más similar a la realizada en nuestro estudio. Sin embargo, todos ellos se basan en estudiar únicamente las variables rango de movilidad y coeficiente de variación, frente a nuestro planteamiento que analiza más variables derivadas del estudio cinemático, un nuevo enfoque para el estudio de la variabilidad y la armonía del movimiento.

Nuestros resultados muestran una clara reducción en las variables *Rango de movilidad*, *Amplitud de velocidad angular* y *Amplitud de aceleración angular* de los “simuladores” en relación con los pacientes afectados de SLC, un claro incremento de la variabilidad del movimiento y una destacada reducción de la variable *armonía*.

La reducción en la movilidad, velocidad y aceleración podría ser similar a la de un paciente con afectación grave. Sin embargo, el aumento en la variabilidad relativa es mucho mayor y la pérdida de la *armonía* no se produce en la misma magnitud en el grupo de pacientes.

En relación al rango de movilidad del grupo de simulación, los resultados obtenidos se corresponden con los resultados de Dvir et al. [33], que obtuvo una reducción de la movilidad de entre un 25 % y un 30 % del GS frente al GP.

En nuestro estudio las diferencias encontradas son ligeramente superiores, entre un 30 % y un 40 %. Esto puede ser debido a que Dvir no utilizó movimientos cíclicos en su estudio. Otra posible explicación puede ser la tipología de paciente simulador. El grupo de pacientes analizados por Dvir buscaban una compensación económica, por lo tanto no podían exagerar demasiado su dolor por miedo a que los clasificaran como exageradores y perdieran dicha compensación. En nuestro estudio el GS no buscaba compensación económica, únicamente se le pidió una participación voluntaria para simular un movimiento con dolor, reproduciendo los síntomas vividos cuando estaban afectados de dolor cervical. Por lo tanto, es probable que nuestros pacientes simuladores exageraran un poco más los síntomas que los pacientes medidos por Dvir [33].

Otro resultado destacable es la variación relativa entre los diferentes tipos de movimiento. En efecto, al comparar el GP con el GC se observa que la disminución del rango de movimiento es menor en el caso de la rotación que en los otros dos movimientos. Por el contrario, en el GS los valores de reducción de movilidad son similares en los tres movimientos. Este resultado muestra que la estrategia de movimiento seguida por el GS no coincide con los límites fisiológicos de movilidad del raquis cervical en este eje. Este resultado es coherente con el obtenido por Prushansky et al. [125].

Respecto a la comparación de la *variabilidad* entre el GP y el GS, en nuestro estudio se han encontrado diferencias más pronunciadas que entre el GC y el GP. Estas diferencias son incluso superiores a las detectadas por Prushansky et al. [125], en su clasificación de pacientes atípicos. Esto puede ser explicado porque en nuestro estudio se pidió a los simuladores que fingiesen un movimiento con dolor, mientras que en el estudio de Prushansky et al. se utilizaron pacientes patológicos clasificados como atípicos, lo que se podría asociar a pacientes exageradores de su patología.

Otro motivo por el cual las diferencias encontradas en nuestro estudio son superiores puede ser explicado por los diferentes métodos utilizados para calcular la variabilidad. En nuestro estudio, la variabilidad se ha determinado a partir del gráfico fasorial entre los diferentes ciclos del un movimiento continuo, tal y como se describe en el apartado 4.2.5.2. Los resultados sugieren que esta estrategia es más sensible para detectar la variabilidad en aquellos pacientes que desean sobrecontrolar el movimiento.

Los resultados del estudio de la variable armonía, muestran que el grupo de simuladores presenta una reducción importante de la armonía, frente al grupo de patología. Esta diferencia es mucho mayor que la que aparecía entre el GP y el GC. Por lo tanto, la armonía demuestra ser una variable de mayor interés que las aproximaciones realizadas por otros autores para caracterizar la espontaneidad del movimiento [42], [65].

Como conclusión, se puede decir que los resultados obtenidos por el GS muestran una clara reducción en la movilidad, velocidad y aceleración. Tal comportamiento podría asimilarse al de un paciente clasificado como severo. Sin embargo, el aumento en la variabilidad relativa y la reducción de la *armonía* no se produce en la misma magnitud que en el grupo de pacientes afectados de SLC.

6.4. Modelos de clasificación

Se han desarrollado modelos de clasificación mediante análisis discriminante para asignar a un sujeto de la muestra el grupo más adecuado. En particular, se han tratado dos problemas de clasificación: sanos frente a patológicos y simuladores frente a patológicos. Este tipo de análisis ha sido poco tratado en la literatura, donde las comparaciones se realizan generalmente sobre valores medios. Cabe destacar los trabajos de Öhberg [65], Dall'Alba [28], Dvir y Prushansky [33], [125], [32].

El modelo de patología, se planteó para detectar las diferencias entre el grupo de pacientes afectados de SLC y el grupo de control, por lo que la **sensibilidad** se refiere al porcentaje de lesionados clasificados correctamente, mientras que la **especificidad** es el porcentaje de sanos correctamente clasificados. En el segundo modelo se intenta detectar a los sujetos simuladores, por lo que la sensibilidad se refiere al porcentaje de simuladores correctamente clasificados y la especificidad al porcentaje de patológicos bien identificados.

En los modelos de clasificación no se han usado las variables originales, sino que se han calculado a partir de los factores obtenidos mediante un análisis de componentes principales. Los factores resultantes del ACP y finalmente introducidos en el análisis discriminante han sido:

1. Factor 1: **Rango de movimiento**. Este factor representa el rango de movilidad normalizado por la edad del sujeto de estudio.
2. Factor 2: **Rapidez**. Se correlaciona con la *Amplitud de Velocidad Angular*, la *Amplitud de Aceleración Angular* y el *área media del diagrama de fases*, se puede interpretar que esta variable se correlaciona con la rapidez del movimiento.
3. Factor 3: **Variabilidad**. Este factor se correlaciona con las variables *variabilidad absoluta* y *variabilidad relativa*, por tanto, representa la variabilidad y la repetibilidad del movimiento.
4. Factor 4: **Armonía**. Integra la información de las variables *Armonía* y *Desfase*, con lo que es un factor que indica la homogeneidad del movimiento.

La determinación de los modelos de clasificación a partir de los factores del ACP supone una mejoría metodológica, respecto al análisis con las variables originales, por dos motivos: el primero es que existen variables que están correlacionadas entre sí y contienen, por tanto, información redundante que debe ser integrada en el mismo factor. El segundo es evitar los resultados

espúreos, que pueden aparecer cuando se definen modelos de clasificación con muchas variables para muestras no demasiado grandes.

La metodología seguida en la obtención de los modelos de clasificación se ha configurado en 3 pasos o etapas. La primera etapa se basó en determinar el modelo de clasificación de cada prueba de forma independiente. En segundo lugar se han analizado las posibles combinaciones de pruebas agrupadas de dos en dos. Y por último se ha obtenido un modelo de clasificación introduciendo las tres pruebas conjuntamente.

La validación de los modelos se ha realizado mediante un procedimiento de validación cruzada, clasificando a cada sujeto por las ecuaciones obtenidas cuando se le deja fuera del análisis.

6.4.1. Modelo de patología

El modelo de clasificación obtenido para diferenciar el GC del GP mediante cada una de las pruebas de forma independiente, ha permitido conocer cómo afecta el SLC a cada uno de los movimientos analizados. Los resultados obtenidos (ver tabla 5.30), muestran que los movimientos de rotación y flexo-extensión, presentan ligeramente un mayor poder discriminante entre el GC y el GP, que la prueba de flexión lateral. Esto demuestra que el SLC produce mayor limitación funcional en unas direcciones de movimiento que en otras, debido a la existencia de dolor en las estructuras que realizan dichos movimientos.

El máximo valor de sensibilidad se ha obtenido con la prueba de rotación (83%) y el valor máximo de especificidad ha sido del 90%, obtenido con la prueba de flexo-extensión.

Los resultados del análisis combinado (ver tabla 5.30), muestran los mismos resultados, es decir, el modelo que mejor discrimina entre el GC y el GP se basa en los movimiento de rotación y flexo-extensión, proporcionando una sensibilidad del 89.3% y una especificidad del 91.9%. Si nos centramos en los factores seleccionados podemos ver que han sido el *Rango de flexo-extensión* y la *Rapidez del a prueba de rotación*.

Estos resultados corroboran muchos estudios que demuestran que los sujetos afectados de SLC reducen su **rango de movimiento** [28], [52] y su **velocidad de ejecución**, sobre todo en la prueba de rotación, tal y como demostró Öhberg [65].

El poder de clasificación obtenido en nuestro estudio es similar al presentado por Dall'Alba et al. [28] (95% de sensibilidad y especificidad 86%), aunque existen algunas diferencias metodológicas en el modelo, así como en el proceso de clasificación. Dall'Alba utilizó un modelo de clasificación con

20 variables, mientras que en nuestro estudio sólo se incluyen dos factores (Rango y Rapidez) derivados de las variables cinemáticas y que son linealmente independientes entre ellos. Además, nuestro estudio utiliza un proceso de validación cruzada para mejorar la robustez de los resultados. Por lo tanto podemos decir que el modelo de clasificación obtenido es fiable para clasificar a pacientes nuevos, que no estaban inicialmente incluidos en la muestra de estudio.

Un aspecto a destacar de los resultados obtenidos, es que la variabilidad no parece jugar un papel relevante en la clasificación de pacientes afectados de SLC, al menos en pruebas cíclicas. Esto pone en duda los métodos basados en estas variables y que si han demostrado representar un papel significativo [43], [114].

Tampoco parece influir la armonía, lo que debería analizarse en estudio posteriores, por la posible relación con el miedo al dolor. Parece por lo que vemos en nuestros resultados, que las limitaciones son meramente funcionales y no debidas a miedo al dolor en la ejecución de dichos movimientos, este resultado contrasta con lo publicado por Klein y Panjabi, [81], que afirman la existencia de miedo al dolor en pacientes afectados de SLC.

6.4.2. Modelo de simulación

Existen pocos trabajos que traten de obtener modelos de clasificación entre sujetos patológicos y simuladores de dolor cervical. Únicamente podemos citar los publicados por Dvir y Prushansky [33], [125], [32].

En su primer trabajo sobre la detección de la simulación [32], trataron de discriminar, mediante el coeficiente de variación, patrones de normalidad frente a patrones de simulación reproducidos por pacientes sanos. Llegaron a obtener valores de sensibilidad y especificidad muy cercanos al 90 %.

Sin embargo, en un trabajo posterior [33], utilizaron un modelo de regresión logístico para detectar si los sujetos con dolor crónico estaban fingiendo o exagerando sus síntomas. Para ello utilizaron el coeficiente de variación en la realización de pruebas máximas y submáximas. No consiguieron encontrar diferencias.

Posteriormente propusieron un modelo de regresión logística basado en una combinación de variables derivadas del rango de movimiento y el coeficiente medio de variación, con el fin de clasificar a los pacientes SLC denominados como atípicos frente a los controles [125]. Únicamente consiguieron clasificar al 6 % de los pacientes descritos como atípicos.

Existen otros trabajos basados en métodos subjetivos como cuestionarios psicológicos y diferentes escalas subjetivas, en los que se consiguen valores

muy elevados (superiores al 90 %) de detección de personas que simulan los síntomas del SLC [153], [131]. Hay que mencionar que ambos trabajos son muy criticables desde el punto de vista metodológico porque los simuladores que tratan de discriminar son estudiantes que no han padecido SLC con anterioridad, evidentemente si no conocen dichos síntomas difícilmente van a ser capaces de reproducirlos correctamente.

Nuestros resultados, muestran que el gesto que consigue mayor poder discriminante es el de **rotación**, con una sensibilidad y especificidad del 83 %, posteriormente el de **flexión lateral** con una sensibilidad del 69 % y una especificidad del 83 %. Sin embargo, el movimiento de flexo-extensión, que en el modelo de patología adquiriría mucha relevancia, no parece conseguir índices elevados de sensibilidad y especificidad.

Esto puede ser debido a dos motivos principales:

a) La primera explicación es que los movimientos de rotación y flexión lateral son más armónicos que el de flexo-extensión y por lo tanto se aprecia mejor la falta de espontaneidad asociada a la simulación.

b) El segundo motivo va asociado a que los simuladores tienden a sobreestimar el grado de dolor en todas las pruebas que realizan, como explican Wallis y Bogduc en [153]. Por este motivo la simulación se percibe más en los movimientos que suelen verse menos afectados por los daños de la lesión.

En el modelo de clasificación combinado, mediante las tres pruebas conjuntamente, observamos que se incluyen las variables: Rango de rotación (corregido por la edad), Variabilidad en el movimiento de rotación y la Armonía en el movimiento de flexión lateral. El modelo presenta una especificidad del 84.5 % y una sensibilidad del 87.5 %.

Estos resultados sugieren que cuando los simuladores tratan de fingir un patrón patológico de movimiento cíclico tienden a exagerar la pérdida de movilidad articular. Además, muestran un aumento significativo en la variabilidad del movimiento y una pérdida de espontaneidad (armonía) que es mucho mayor que la encontrada en los pacientes. Estos resultados sugieren que la variable armonía es muy útil para identificar objetivamente los patrones anómalos o no espontáneos del movimiento. Además parece que discrimina mejor y de un modo más fiable y robusto que las aproximaciones realizadas por otros autores como: Feipel [42] mediante el ajuste a un polinomio de 6º grado, y Öhberg [65] a partir del índice de Jerk.

Nuestros resultados muestran valores de sensibilidad y especificidad mayores a los obtenidos en los estudios comentados de Dvir y Prushansky. Seguramente esto sea debido por un lado al protocolo utilizado, basado en movimientos cíclicos medidos de forma continua. Y por otro, a las variables

propuestas, tanto en la mejora del cálculo de la variabilidad como en la variable armonía que cuantifica la espontaneidad del movimiento.

6.5. Limitaciones del estudio

Las principales limitaciones del estudio son dos:

1. Selección de la base de simulación.

La realización del estudio con sujetos simuladores supone una dificultad que deriva de la poca certeza que supone tanto la selección como el reclutamiento de este tipo de pacientes. En nuestro estudio el GS se ha formado a partir de pacientes que realmente han padecido SLC, por lo tanto conocen los síntomas de la lesión, y que actualmente se encuentran perfectamente recuperados. Se les pidió que realizaran los movimientos de las pruebas intentado reproducir los síntomas que tenían cuando estaban afectados de SLC.

2. No inclusión de criterios psicosociales.

Los modelos de clasificación obtenidos en este estudio se basan en pruebas biomecánicas y no tienen en cuenta otros factores de interés potencial para el estudio de la simulación, como son los factores psicológicos o los factores sociales que van asociados al dolor crónico [153].

Capítulo 7

Conclusiones del estudio

7.1. Conclusiones

A la vista de lo expuesto anteriormente, se pueden extraer las siguientes conclusiones relativas a la metodología utilizada y los resultados obtenidos:

Conclusiones relativas al protocolo y la metodología del estudio

1. En nuestro estudio se ha propuesto una nueva metodología de valoración basada en el registro de movimientos cíclicos. Este tipo de pruebas presenta la ventaja de que permite caracterizar no solo los rangos de movimiento, sino también otros aspectos, como la rapidez y la repetibilidad y algunos nuevos como la naturalidad en la ejecución del movimiento.
2. El conjunto de variables que caracterizan el movimiento se ha reducido a cuatro factores principales. Este nuevo enfoque permite trabajar con un número reducido de variables independientes, con un significado físico muy preciso, lo que conduce a modelos de predicción más simples y robustos.
3. En este estudio se han incluido tres grupos de estudio, sujetos sanos, sujetos con patología cervical y un grupo de simuladores. Los resultados de la comparación entre sanos y patológicos pueden ser interesantes para cuantificar el nivel de una lesión y para evaluar las mejoras durante el tratamiento. Las diferencias entre patológicos y simuladores ofrecen información relevante para evaluar el nivel de colaboración de los pacientes.

4. Por otra parte, el objetivo del estudio no está orientado solo a la descripción de diferencias entre grupos, sino que hemos establecido reglas que permiten la clasificación de individuos, este enfoque es necesario para definir sistemas de apoyo al diagnóstico y la valoración funcional.

Conclusiones relativas a los resultados

5. Se han constatado diferencias entre sanos y patológicos en rangos de movilidad, velocidad y variabilidad, publicados en estudios previos, si bien en nuestro caso las diferencias se ven realizadas tanto por el tipo de movimiento, como por el control de la variable edad. No se han encontrado diferencias relacionadas con la armonía y la naturalidad del movimiento.
6. Los simuladores presentan un comportamiento de patológico extremo, con valores exagerados de las variables que caracterizan al grupo de patología. Además, aparecen diferencias significativas en las variables de repetibilidad del movimiento y armonía, donde hay tanto diferencias entre grupos como a nivel de clasificación.
7. Por tanto, podemos concluir que los factores de rango y velocidad están relacionados con la existencia de patología, mientras que los de variabilidad y armonía con la colaboración y sinceridad del sujeto. Un modelo de clasificación basado en estos factores puede clasificar a los pacientes patológicos frente a los sanos y simuladores con niveles elevados de sensibilidad y especificidad.

7.2. Líneas futuras

1. Una línea de trabajo futuro y continuación del estudio realizado en la tesis doctoral, sería la mejora de la descripción cinemática del movimiento, a partir de la determinación del eje instantáneo de rotación.
2. Está demostrado que las condiciones socio-demográficas, culturales y económicas del paciente son un factor importante a tener en cuenta a la hora de considerar a un paciente como simulador.

Por lo tanto, sería necesario plantear un estudio para conocer la relación entre todos estos factores comentados (miedo al dolor, psicológico, socio-demográfico, culturales, económicos, etc.) y las variables analizadas en nuestro estudio.

3. Para que una metodología de valoración sea considerada objetiva y útil para su uso en el ámbito médico, es necesario demostrar su validez clínica. Por tal motivo, consideramos necesario poder contrastar los resultados obtenidos en nuestro estudio con la valoración obtenida por el índice NPQ.

8. Bibliografía

- [1] ADAMS, LP; TREGIDGA, A; DRIVER, JP y SELBY, P (1994). «Analysis of Motion of the Head». *Spine*, **19(3)**, pp. 266–271.
- [2] ALARANTA, H; HURRI, H; HEIOVAARA, M; SOUKKA, A y HARJU, R (1994). «Flexibility of the spine: Normative values of goniometric and tape measurements». *Scand. J. Rehab. Med.*, **26**, pp. 147–154.
- [3] AMEVO, B; APRILL, C y BOGDUK, N (1992). «Abnormal instantaneous axes of rotation in patients with neck pain». *Spine*, **18**, pp. 120–127.
- [4] ANDRIACCHI, TP y ALEXANDER, EJ (2000). «Studies of human locomotion: past, present and future». *J. Biomech.*, **33**, pp. 1217–1224.
- [5] ANTONACI, F; BULGHERONI, M; GHIRMAI, S y LANFRANCHI, S (2002). «3D kinematics analysis and clinical evaluation of neck movements in patients with whiplash injury». *Cephalalgia*, **22**, pp. 533–542.
- [6] ANTONACI, F; GHIRMAI, S; BONO, G y NAPPI, G (2000). «Current methods for cervical spine movement evaluation: a review». *Clin. Exp. Rheumatol.*, **18(2)**, pp. 45–52.
- [7] ASSO, J y ARREDONDO, JM (1999). «Standards de curación de esguinces cervicales». *Página web del IML de Aragón*. Consultada en Julio 2010 en: (<http://personal.redestb.es/aarmf/stand-cer.htm>).
- [8] BOGDUK, N y MERCER, S (2000). «Biomechanics of the cervical spine I: Normal kinematics». *Clin. Biomech.*, **15**, pp. 633–648.
- [9] BOTTEMA, O y ROTH, B (1979). *Theoretical kinematics*. Dover Publications, New York.

- [10] BRAVO, F (2006). «Bartlett-type adjustments for empirical discrepancy test statistics». *J. Stat. Planning Inference*, **136(3)**, pp. 537–554.
- [11] BULGHERONI, MV; ANTONACI, F; SANDRINI, G; GHIRMAI, S; NAPPI, G y PEDOTTI, A (1998). «A 3D kinematic method to evaluate cervical spine voluntary movements in humans». *Func. Neurol.*, **3**, pp. 239–245.
- [12] BURKE, JP; HELEN, P; ORTON, P; WEST, J; IAN, M; STRACHAN, M; MICHAEL, S; HOCKEY, S y FERGUSON, G (1992). «Whiplash and its effect on the visual system». *Graefe's Arch. Clin. Exper. Ophthalmol.*, **230(4)**, pp. 335–339.
- [13] CARLSSON, M y NILSSON, S (1995). «Neck injuries in rear-end car collisions: Biomechanical considerations to improve head restraints». En: *Proceedings of the International Conference on the Biomechanics of Impact (IRCOBI)*, pp. 277–289. Goteborg.
- [14] CAROT, V (1998). *Control Estadístico de la Calidad*. Servicio de Publicaciones UPV.
- [15] CARPANETO, J; MICERA, S; GALARDI, G; MICHELI, A; CARBONCINI, MC; ROSSI, B y DARIO, P (2004). «A protocol for the assessment of 3D movements of the head in persons with cervical dystonia». *Clin. Biomech.*, **19(7)**, pp. 659–653.
- [16] CASSIDY, JD; CARROLL, LJ; COTE, P y LEMSTRA, M (2000). «Effects of eliminating compensation for pain and suffering on the outcome of insurance claims for whiplash injury». *N. Engl. J. Med.*, **342(16)**, pp. 1179–1186.
- [17] CASTRO, W; SAUTMANN, A; SCHILGEN, M y SAUTMANN, M (2000). «Noninvasive Three-Dimensional Analysis of Cervical Spine Motion in Normal Subjects in Relation to Age and Sex». *Spine*, **25(4)**, pp. 443–449.
- [18] CASTRO, W; SCHILGEN, M; MEYER, S y WEBER, M (1997). «Do whiplash injuries occur in low speed rear impacts». *Eur. Spine J.*, **6**, pp. 366–375.
- [19] CEREATTI, A; CAMOMILLA, V y CAPPOZZO, A (2004). «Estimation of the centre of rotation: a methodological contribution». *J. Biomech.*, **37(3)**, pp. 413–416.

- [20] CHAPPLE, D y WALKER, R (2000). «Initial management of Whiplash injuries». *J. Bone Surg.*, **82(3)**, pp. 274–279.
- [21] CHEN, L; ARMSTRONG, CW y RAFTOPOULOS, D (1994). «An investigation on the accuracy of three-dimensional space reconstruction using the direct linear transformation technique». *J. Biomech.*, **27**, pp. 493–500.
- [22] CHIARI, L; CROCE, UD; LEARDINI, A y CAPPOZZO, A (2005). «Human movement analysis using stereophotogrammetry, Part 2: Instrumental errors». *Gait Posture*, **21**, pp. 197–211.
- [23] CONTRERAS-VIDAL, JL y BUCH, ER (2003). «Effects of Parkinsons disease on visuomotor adaptation». *Exp. Brain Res.*, **150(1)**, pp. 25–32.
- [24] CROFT, AC (2000). «Whiplash injury: The current model». *J. Am. Chiropr. Assoc.*, **37(7)**, pp. 32–42.
- [25] CROFT, AC; HANELINE, MT y FREEMAN, MD (2002). «Low speed frontal crashes and low speed rear crashes: is there a differential risk for injury?» *An. Proc. Assoc. Adv. Automot. Med.*, **46**, pp. 79–91.
- [26] CROWE, H (1928). «Injuries to the cervical spine». Annual meeting of the Western Orthopaedic Association, San Francisco, California.
- [27] DAI, L (1998). «Disc degeneration and cervical instability. Correlation of magnetic resonance imaging with radiography». *Spine*, **23**, pp. 1734–1738.
- [28] DALL'ALBA, P (2001). «Cervical range of motion discriminates between asymptomatic persons and those with whiplash». *Spine*, **26(19)**, pp. 2090–2094.
- [29] DELITTO, A (1994). «Are measures of function and disability important in low back care?» *Phys. Ther.*, **74(5)**, pp. 452–462.
- [30] DEPONDY, M; AMPE, W y DE CALSEYDE, P VAN (1974). «Cervical nystagmus». *Acta Otorhinol. Belg.*, **24**, pp. 306–311.
- [31] DIMNET, J; PASQUET, A; KRAG, MH y PANJABI, MM (1982). «Cervical spine motion in the sagittal plane». *J. Biomech.*, **15**, pp. 959–969.

- [32] DVIR, Z; C, T PRUSHANSKY y PERETZ (2001). «Maximal versus feigned active cervical motion in healthy patients. The coefficient of variation as an Indicator for sincerity of Effort». *Spine*, **26(15)**, pp. 1680–1688.
- [33] DVIR, Z; GAL-ESHEL, N; SHAMIR, B; PEVZNER, E; PERETZ, C y KNOLLER, N (2004). «Simulated pain and cervical motion in patients with chronic disorders of the cervical spine». *Pain. Res. Manag.*, **9(3)**, pp. 131–136.
- [34] DVIR, Z y PRUSHANSKY, T (2000). «Reproducibility and instrument validity of a new ultrasonography-based system for measuring cervical spine kinematics». *Clin. Biomech.*, **15**, pp. 658–664.
- [35] DVORAK, J; ANTINNES, J; PANJABI, M; LOUSTALOT, D y BONOMO, M (1992). «Age and Gender related normal motion of the cervical spine». *Spine*, **17(10)**, pp. 393–398.
- [36] EHRIG, RM; TAYLOR, WR; DUDA, GN y HELLER, MK (2006). «A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints». *J. Biomech.*, **39(15)**, pp. 2798–2809.
- [37] EICHBERGER, A; DAROK, M; STEFFAN, H; LEINZINGER, PE; BOSTROM, O y SVENSSON, MY (2000). «Pressure measurements in the spinal canal of post-mortem human subjects during rear end impact and correlation of results to the neck injury criterion». *Accid. Anal. Prev.*, **32**, pp. 251–260.
- [38] ELERT, J; KENDALL, SA; LARSSON, B; MANSSON, B y GERDLE, B (2001). «Chronic pain and difficulty in relaxing postural muscles in patients with fibromyalgia and chronic whiplash associated disorders». *J. Rheum.*, **28(6)**, pp. 1413–1422.
- [39] EVANS, L (2000). «Age dependence of female to male fatality risk in the same crash: an independent reexamination». *J. Crash Prev. Injury Control*, **2**, pp. 111–121.
- [40] FAIRBANK, JC; COUPER, J; DAVIES, JB y O'BRIEN, JP (1980). «The Oswestry low back pain disability questionnaire». *Physiother.*, **66(8)**, pp. 271–273.

- [41] FALLA, D; DALL'ALBA, P; RAINOLDI, A; MERLETTI, R y JULL, G (2002). «Repeatability of surface EMG variables in the sternocleidomastoid and anterior scalene muscles». *Eur. J. Appl. Physiol.*, **87(6)**, pp. 542–549.
- [42] FEIPEL, V; RONDELET, B; LEPALLEC, JP; DEWITTE, O y ROOZE, M (1999). «The use of disharmonic motion curves in problems of the cervical spine». *Int. Orthop.*, **23**, pp. 205–209.
- [43] FEIPEL, V; RONDELET, B; LEPALLEC, JP y ROOZE, M (1999). «Normal global motion of the cervical spine: an electrogoniometric study». *Clin. Biomech.*, **14**, pp. 462–470.
- [44] FERLIC, DT (1962). «The range of motion of 'normal' cervical spine». *John Hopkins Hosp. Bull.*, **110**, pp. 59–65.
- [45] FERRARI, R y RUSSELL, AS (1999). «Epidemiology of whiplash: an international dilemma». *Ann. Rheum. Dis.*, **58**, pp. 1–5.
- [46] FERRARIO, F; SFORZA, C; POGGIO, CE; SCHMITHZ, JH y TARTAGLIA, G (1997). «A three-dimensional non-invasive study of head flexion and extension in young non-patients subjects». *J. Oral. Rehabil.*, **24**, pp. 361–368.
- [47] FERRARIO, VF; SFORZA, C; SERRAO, G; GRASSI, GP y MOSSI, E (2002). «Active range of motion of the head and cervical spine: a three-dimensional investigation in healthy young adults». *J. Orthop. Res.*, **20**, pp. 122–129.
- [48] FIGUERAS, S y VALERO, G (2003). *Análisis Exploratorio de Datos*. Consultado en: (<http://www.5campus.com>).
- [49] FOR HIGHWAY SAFETY, INSURANCE INSTITUTE (2008). «Seat head restraints that earn good ratings based on dynamic tests reduce neck injury risk among drivers of rear struck vehicles». *Status Report*, **43(2)**.
- [50] FOREMAN, SM y CROFT, AC (2001). *Whiplash Injuries*. Lippincott Williams and Wilkins, 3ª edición.
- [51] FREEMAN, MD; CROFT, AC; ROSSIGNOL, AM; WEAVER, DS y REISER, M (1999). «A review and methodological critique of literature refuting whiplash syndrome». *Spine*, **24(1)**, pp. 86–98.

- [52] FROBIN, W; LEIVESETH, G; BIGGEMANN, M y BRICKMANN, P (2002). «Sagittal plane segmental motion of the cervical spine. A new precision measurement protocol and normal motion data of healthy adults». *Clin. Biomech.*, **17**, pp. 21–31.
- [53] GARAMENDI, PM y LANDA, MI (2003). «Epidemiología y problemática médico forense del síndrome de latigazo cervical en España». *Cuad. Med. Forense*, **32**, pp. 5–18.
- [54] GARCÍA, J (2006). *Aplicación de la posturografía para el estudio de las alteraciones del equilibrio en bipedestación en pacientes con lesiones de latigazo en la columna cervical*. Tesis doctoral, Departamento de Medicina, Universidad De La Coruña.
- [55] GAY, JR y ABBOTT, KH (1953). «Common whiplash injuries of the neck». *J. Am. Med. Assoc.*, **152**, pp. 1698–1704.
- [56] GAZZANI, F (1993). «Comparative assessment of two algorithms for calibrating stereophotogrammetric systems». *J. Biomech.*, **26**, pp. 1449–1454.
- [57] GISBERT, JA y VILLANUEVA, E (2005). *Medicina Legal y toxicología*. Capítulo: Simulación y disimulación, pp. 1200–1209. Masson, Barcelona, 6ª edición.
- [58] GOLDMAN, A; BENJAMIN, E; HOLM, M; AMBROZ, C y AMBROZ, A (2003). «Surface EMG in chronic paraspinal pain: a review of 44 clinical trials». *Informe técnico*, Assessment Subcommittee of the American Academy of Neurology.
- [59] GOOLKASIAN, P (2003). «Neck Pain and Disability Scale: a critical evaluation». *Expert Rev. Pharmacoeconomics Outcomes Res.*, **3(4)**, pp. 379–382.
- [60] GOOLKASIAN, P; WHEELER, AH y GRETZ, SS (2002). «The neck pain and disability scale: test-retest reliability and construct validity». *Clin. J. Pain*, **18(4)**, pp. 245–250.
- [61] GORE, DR; SEPIC, SB y GARDNER, BS (1986). «Roentgenographic findings of the cervical spine in asymptomatic people». *Spine*, **11**, pp. 521–524.

- [62] GRIP, H; SUNDELIN, G; GERDLE, B y KARLSSON, JB (2008). «Cervical helical axis characteristics and its center of rotation during active head and upper arm movements-comparisons of whiplash- associated disorders, non-specific neck pain and asymptomatic individuals». *J. Biomech.*, **41**, pp. 2799–2805.
- [63] GRIP, H; SUNDELIN, G; GERDLE, B y KARLSSON, JS (2007). «Variations in the axis of motion during head repositioning- A comparison of subjects with whiplas associated disorders or non-specific neck pain and healthy controls». *Clin. Biomech.*, **22**, pp. 865–873.
- [64] HARRISON, DE; HARRISON, DD; CAILLIET, R; JANIK, TJ y TROYANOVICH, SJ (2000). «Cervical coupling during lateral head translation creates an S-Configuration». *Clin. Biomech.*, **15**, pp. 436–440.
- [65] ÖHBERG, F; GRIP, H; WIKLUND, U; STERNER, Y; KARLSSON, JS y GERDLE, B (2003). «Chronic whiplash associated disorders and neck movement measurements: an instantaneous helical axis approach». *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, **7**, pp. 274–282.
- [66] HEIKKILA, H y ASTROM, P (1996). «Cervicocephalic kinesthetic sensibility in patiens with whiplash injury». *Scand. J. Rehabil.*, **28**, pp. 133–138.
- [67] HILDINGSSON, C; WENNGREN, BI; BRING, G y TOOLANEN, G (1989). «Oculomotor problems after cervical spine injury». *Acta Orthop. Scand.*, **60**, pp. 513–516.
- [68] HOGAN, NM (1984). «An organizing principle for a class of voluntary movements». *J. Neuro.*, **4(11)**, pp. 2745–2754.
- [69] HOVING, JL; O’LEARY, EF; NIERE, KR; GREEN, S y BUCHBINDER, R (2003). «Validity of the neck disability index, Northwick Park neck pain questionnaire, and problem elicitation technique for measuring disability associated with whiplash-associated disorders». *Pain*, **102(3)**, pp. 273–281.
- [70] J, BERMÚDEZ (2002). «El Síndrome Cervical Postraumático Prolongado Por 'Latigazo Cervical'». *Rev. Argentina Med. Cir. del Trauma*.
- [71] JOLLIFFE, I (2005). *Principal Component Analysis*. Encyclopedia of Statistics in Behavioral Science, Aberdeen.

- [72] JONHSON, GM (1998). «The correlation between surface measurement of head and neck posture and the anatomic position of the upper cervical vertebrae». *Spine*, **23(8)**, pp. 921–927.
- [73] JORDAN, A; MEHLSEN, J y BULOW, P (1999). «Maximal isometric strength of the cervical musculatura in 100 healthy volunteers». *Spine*, **24(13)**, pp. 1343–1348.
- [74] JORDAN, K; HAYWOOD, KL; DZIEDZIC, K; GARRATT, AM; JONES, PW; ONG, BN y DAWES, PT (2004). «Assessment of the 3-dimensional Fastrak measurement system in measuring range of motion in ankylosing spondylitis». *J. Rheum.*, **31(11)**, pp. 2207–2215.
- [75] JOSLIN, CC; KHAN, SN y BANNISTER, GC (2005). «Long-term disability after neck injury: A Comparative Study». *J. Bone and Joint Surg.*, **87(8)**, pp. 132–134.
- [76] KAALE, BR; KRAKENES, J; ALBREKTSEN, G y WESTER, K (2005). «Whiplash-Associated Disorders Impairment Rating: Neck Disability Index Score According to Severity of MRI Findings of Ligaments and Membranes in the Upper Cervical Spine». *J. Neurotrauma*, **22(4)**, pp. 466–475.
- [77] KANEOKA, K ONO; WITTEK, A y KAJZER, J (1997). «Cervical injury mechanism based on the analysis of human cervical vertebral motion and head-neck-torso kinematics during low speed rear impacts». En: SAE (Ed.), *41st Stapp Car Conference Proceedings*, pp. 339–356.
- [78] KAPANDJI, IA (1985). *Cuadernos de Fisiología articular: Tronco y Raquis*. Masson, Mexico, 2ª edición.
- [79] KASCH, H; BACH, FW y JENSEN, TS (2001). «Handicap after acute whiplash injury: a 1-year prospective study of risk factors». *Neurology*, **56(12)**, pp. 1637–1643.
- [80] KASCH, H; STENGARD-PETERSEN, K; NIELSEN, L ARENDT y STAEHELIN, T (2001). «Pain thresholds and tenderness in neck and head following acute whiplash injury: a prospective study». *Cephalalgia*, **21(3)**, pp. 189–195.
- [81] KLEIN, GN; MANNION, AF; PANJABI, MM y DVORAK, J (2001). «Trapped in the neutral zone: another symptom of whiplash-associated disorder?». *Eur. Spine J.*, **10(2)**, pp. 141–148.

- [82] KOHAVI, R (1995). «A study of cross-validation and bootstrap for accuracy estimation and model selection». *En: Proceedings of the Fourteenth International Joint Conference on Artificial Intelligence*, **2(12)**, pp. 1137–1143.
- [83] KONGSTED, A; SORENSEN, J; ANDERSEN, H; KESELER, B; JENSEN, T y BENDIX, T (2008). «Are early MRI findings correlated with long-lasting symptoms following whiplash injury? A prospective trial with 1-year follow-up». *Eur. Spine J.*, **17**, pp. 996–1005.
- [84] KRAEMER, M y PATRIS, A (1989). «Radio-functional analysis of the cervical spine using the Arlen method». *J. Neuroradiol.*, **16**, pp. 48–64.
- [85] KRISTJANSSON, E; LEIVSETH, G; BRINCKMANN, P y FROBIN, W (2003). «Increased sagittal plane segmental motion in the lower cervical spine in women with chronic whiplash-associated disorders, grades I-II». *Spine*, **28(19)**, pp. 2215–2221.
- [86] KRISTJANSSON, E; DALL'ALBA, P y JULL, G (2003). «A study of five cervicocephalic relocation test in three different subject groups». *Clin. Rehabil.*, **17**, pp. 768–774.
- [87] KRISTJANSSON, E; HARDARDOTTIR, L; ASMUNDARDOTTIR, M y GUDMUNDSSON, K (2004). «A new clinical test for cervicocephalic kinesthetic sensibility: 'The Fly'». *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, **85**, pp. 490–495.
- [88] LACHENBRUCH, PA y GOLDSTEIN, M (1979). «Discriminant Analysis». *Biometrics*, **35**, pp. 69–85.
- [89] LAI, H; MORIYA, H; GOTO, S; TAKAHASHI, K; YAGAMATA, M y TAMAKI, T (1993). «Three-Dimensional Motion Analysis of the Upper Cervical Spine During Axial Rotation». *Spine*, **18**, pp. 2388–2392.
- [90] LEAK, AM; COOPER, J; DYER, S; WILLIAMS, KA; TURNER-STOKES, L y FRANK, AO (1994). «The Northwick Park Neck Pain Questionnaire». *Rheumatology*, **33**, pp. 469–474.
- [91] LEHMAN, GJ (2007). «Biomechanical assessments of lumbar spinal function. How low back pain sufferers differ from normals. Implications for outcome measures research. Part I: kinematic assessments of lumbar function». *J. Manipul. Physiol. Therap.*, **27**, pp. 57–62.

- [92] LOSADA, JI; GONZÁLEZ, R y ECHEVARRI, C (2001). «Traumatismos de partes blandas cervicales: síndrome de latigazo cervical». *Rev. Ortop. Traumatol.*, **45**(1), pp. 58–65.
- [93] LOUDON, JK; RUHL, M y FIELD, E (1997). «Ability to Reproduce Head Position After Whiplash Injury». *Spine*, **22**(8), pp. 865–868.
- [94] LUAN, F; KING, H; YANG, A; DENG, B; PAUL, C; BEGEMAN, A; TASHMAN, S y KING, AI (2000). «Qualitative analysis of neck kinematics during low-speed rear-end impact». *Clin. Biomech.*, **15**, pp. 649–657.
- [95] MAA (2007). *Guidelines for the Management of Acute Whiplash-Associated Disorders for Health Professionals*. Motor Accidents Authority of NSW, Sydney, 2ª edición.
- [96] MACLACHLAN, GJ (1992). *Discriminant Analysis and Statistical Pattern Recognition*. John Wiley and Sons, New York.
- [97] MARTI-BONMATI, L (2002). «Conclusiones del primer simposium de imagen digital en radiología y su entorno. Necesidades de los sistemas de información de radiología». IX Congreso de Informática Médica. Valencia.
- [98] McDONALD, JH (2009). *Handbook of Biological Statistics*. Sparky House Publishing, Baltimore, Maryland, 2ª edición.
- [99] MENDENDORP, WP; MELIS, BJ; GIELEN, CC y VANGISBERGEN, J (1998). «Off-Centric Rotation Axes in Natural Head Movements: Implications for Vestibular and Kinematic Redundancy». *J. Neurophys.*, **79**, pp. 2025–2039.
- [100] MICHAELSON, P; MICHAELSON, M; JARIC, S; LATASH, S; DJUPSJÖBACKA, ML; SJÖLANDER, P y DJUPSJÖBACKA, M (2003). «Vertical posture and head stability in patients with chronic neck pain». *J. Rehabil. Med.*, **35**, pp. 229–235.
- [101] MICKEVIÀIENE, D; SCHRADER, H; NESTVOLD, K y SURKIENE, D (2002). «A controlled historical cohort study on the post-concussion syndrome». *Eur. J. Neurol.*, **9**(6), pp. 581–587.
- [102] MIETTINEN, T; LINDGREN, KA; AIRAKSINEN, O y LEINO, E (2002). «Whiplash injuries in Finland: a prospective 1-year follow-up study». *Clin. Exp. Rheumatol.*, **20**(2), pp. 399–422.

- [103] MILLS, H y HORNE, G (1986). «A manmade disease?» *New Zealand Med. J.*, **99(802)**, pp. 373–374.
- [104] MOFFET, J; HUGHES, I y GRIFITHS, P (1989). «Measurement of cervical spine movements using a simply inclinometer». *Physiother.*, **75(6)**, pp. 309–312.
- [105] NEDERHAND, MJ; IJZERMAN, MJ; HERMENS, HJ; BATEN, CT y ZILVOLD, G (2000). «Cervical muscle dysfunction in the chronic whiplash associated disorder grade II (WAD-II)». *Spine*, **1(15)**, pp. 1938–1943.
- [106] NORKIN, C y WHITE, J (2003). *Measurement of Joint Motion: a Guide to Goniometry*. FA Davis Company, Philadelphia, 4ª edición.
- [107] OBELIENIENE, D; BOVIM, G; SCHRADER, H y SURKINE, D (1998). «Headache after whiplash: a historical cohort study outside the medicolegal context». *Cephalalgia*, **18(8)**, pp. 559–565.
- [108] OBERG, T; SANDSJO, L y KADEFORS, R (1992). «Arm movement and EMG mean power frequency in the trapezius muscle: a comparison between surface and intramuscular recording techniques. Electromyogr». *Clin. Neurophys.*, **32**, pp. 87–96.
- [109] OMS (2001). *Clasificación Internacional del Funcionamiento, de la Discapacidad y de la Salud*. Organización Mundial de la Salud y Organización Panamericana de la Salud, Madrid.
- [110] ONO, K y KANO, M (1993). «Influences of the physical parameters on the risk to neck injuries in low impact speed rear-end collisions». En: *Proceedings of the International Conference on the Biomechanics of Impact (IRCOBI)*, pp. 201–212. Eindhoven.
- [111] OOSTERVELD, WJ; KORTSCHOT, HW; KINGMA, GC; JONG, HA y SAATCI, MR (1991). «Electronystagmographic findings following cervical whiplash injuries». *Acta Otolaryngol.*, **111**, pp. 201–205.
- [112] ORTEGA, A (2003). «Revisión crítica sobre el síndrome del latigazo cervical (I): ¿de veras existe una lesión anatómica?» *Cuad. Med. Forense*, **34**, pp. 5–13.
- [113] ORTENGREN, T; HANSSON, H; LOVSUND, P; SVENSSON, M; SUNESON, A y SALJO, A (1996). «Membrane leakage in spinal ganglion nerve cells

- induced by experimental whiplash extension motion: A study of pigs». *J. Neurotrauma*, **13**, pp. 171–180.
- [114] OSTERBAUER, P.J; LONG, K; RIBAUDO, TA; PETERMANN, EA; FUHR, AW; BIGOS, SJ y YAMAGUCHI, GT (1996). «Three-dimensional head kinematics and cervical range of motion in the diagnosis of patients with neck trauma». *J. Manipul. Physiol. Ther.*, **19(4)**, pp. 231–7.
- [115] OTTE, D y RETHER, JR (1985). «Risks and mechanism of injuries to the cervical spine in traffic accidents». En: *International IRCOBI: International Conference on the Biomechanics of impact*, pp. 17–31. Goteborg, Sweden.
- [116] P, LOVSUNG; A, NYGREN; B, SALEN y C, TINGVALL (1988). «Nech injuries in rear end collisions among front and rear seat occupants». En: *International IRCOBI: International Conference on the Biomechanics of Impact*, pp. 319–325. Gladbach, Germany.
- [117] PAGE, A; CANDELAS, P y BELMAR, F (2006). «Application of video photogrammetry to analyse mechanical systems in the undergraduate physics laboratory». *Eur. J. Phys.*, **27**, pp. 647–655.
- [118] PAGE, A; CANDELAS, P y BELMAR, F (2006). «On the use of local fitting techniques for the analysis of physical dynamic systems». *Eur. J. Phys.*, **27**, pp. 273–279.
- [119] PAGE, A; ROSARIO, H DE; MATA, V y ATIENZA, C (2009). «Experimental analysis of rigid body motion. A vector to determine finite and infinitesimal displacements from point coordinates». *J. Mech. Des.*, **131(3)**, pp. 1–8.
- [120] PAGE, A; ROSARIO, H DE; MATA, V; HOYOS, JV y PORCAR, R (2006). «Effect of marker cluster design on the accuracy of human movement analysis using stereophotogrammetry». *Med. Biol. Eng.*, **44**, pp. 1113–1119.
- [121] PANJABI, M; PEARSON, AM; SHIGEKI, I; IVANCIC, PC y WANG, JL (2004). «Cervical spine curvature during simulated whiplash». *Clin. Biomech.*, **19**, pp. 1–9.
- [122] PETERSEN, CM; JOHNSON, RD y SCHUIT, D (2000). «Reliability of cervical range of motion using the OSI CA 6000 Spine Motion Analyser

- on asymptomatic and symptomatic subjects». *Man. Ther.*, **5**, pp. 82–88.
- [123] PIETROBON, R; COEYTAUX; TS, CAREY y NAD DEVELLIS RF, RICHARDSON JW (2002). «Standard Scales for Measurement of Functional Outcome for Cervical Pain or Dysfunction: A Systematic Review». *Spine*, **27**, pp. 515–522.
- [124] POOL, JJ; OSTELO, RW; HOVING, JL; BOUTER, LM y VET, HC DE (2007). «Minimal Clinically Important Change of the Neck Disability Index and the Numerical Rating Scale for Patients With Neck Pain». *Spine*, **32(26)**, pp. 3047–3051.
- [125] PRUSHANSKY, T; PEVZNER, E y DVIR, Z (2006). «Performance of cervical motion in chronic whiplash patients and healthy subjects: The case of atypical patients». *Spine*, **31(1)**, pp. 37–43.
- [126] PULLMAN, S; GOODIN, D; MARQUINEZ, A; TABBAL, S y RUBIN, M (2000). «Clinical utility of surface EMG». *Neurology*, **55**, pp. 171–177.
- [127] RD, RONDINELLI; E, GENOVESE; RT, KATZ; TG, MAYER; K, MUELLER y M, RYNAVAYA (2009). *Guides to the Evaluation of Permanent Impairment*. American Medical Association, Milwaukee, 6ª edición.
- [128] ROBAINA, FJ (1998). «Esguince cervical. Características generales y aspectos médico legales». *Rev. Soc. Esp. Dolor*, **5**, pp. 214–223.
- [129] ROIG, D (2001). «Patología cervical (I): Síndromes cervicales sin afección neurológica». *Jano*, **60**, pp. 63–64.
- [130] S, OMMAYA; S, BACKAITIS; W, FAN y S, PARTYKA (1982). «Automotive neck injuries». En: US Department of Transportation (Ed.), *Proceedings of the Ninth International Technical Conference on Experimental Safety Vehicles*, pp. 274–278. Kioto.
- [131] SARTORI, G; FORTI, S; BIRBAUMER, N y FLOR, H (2003). «A brief and unobtrusive instrument to detect simulation and exaggeration in patients with whiplash syndrome». *Neurosc. Letter*, **15(342)**, p. 53–56.
- [132] SCHRADER, H; OBELIENIENE, D; BOVIM, G y SURKINE, D (1996). «Natural evolution of late whiplash syndrome outside the medicolegal context». *Lancet*, **347**, pp. 1207–1211.

- [133] SCHULLER, E; EISENBERG, W y BEIER, G (2000). «Whiplash injury in low speed car accidents: Assesment of biomechanical cervical spine loading and injury prevention in a forensic sample». *J. Musculoskeletal Pain*, **8**, pp. 55–67.
- [134] SERRES, L (2002). «Valoración de costes asistenciales e indemnizatorios en el latigazo cervical». *V Jornadas Mapfre sobre Valoración del Daño Corporal. Latigazo cervical y perjuicio estético.Fundación MAPFRE Medicina*, pp. 103–108.
- [135] SEVERY, DM; MATHEWSON, JH y BECHTOL, CO (1955). «Controlled automobile rear end collisions, an investigation of related engineering and medical phenomena». *Can. Serv. Med.*, **11**, pp. 727–759.
- [136] SIEGMUND, GP; KING, DJ y LAWRENCE, JM (1997). «Head/neck kinematic response of human subjects in low-speed rear end collisions». En: SAE (Ed.), *41st Stapp Car Conference Proceedings*, pp. 357–385.
- [137] SILVERMAN, BW y RAMSAY, JO (2005). *Functional Data Analysis*. Springer Series in Statistics, New York, 2ª edición.
- [138] SIMONIN, C (1962). *Medicina Legal Judicial*. Capítulo: Cap I. Salvat, Barcelona.
- [139] SJÖLANDER, P; MICHAELSON, P; JARIC, S y DJUPSJÖBACKA, M (2008). «Sensorimotor disturbances in chronic neck pain- Range, of motion peak velocity, smoothness of movement, and repositioning acuity». *Man. Ther.*, **13**, pp. 122–131.
- [140] SNEDECOR, GW y COCHRAN, WG (1989). *Statistical Methods*. Iowa State University Press, Oxford, 8ª edición.
- [141] SPITZER, WO; SKOVRON, ML y SALMI, LR (1995). «Scientific monograph of the QTF on whiplash associated disorders: redefining whiplash and its management». *Spine*, **20(8)**, pp. 1–73.
- [142] SPITZER, WO; SKOVRON, ML; SALMI, LR; CASSIDY, JD; DURANCEAU, J; SUISSA, S y ZEISS, E (1995). «Scientific Monograf of the Quebec Task Force on Whiplas-Associated Disorders: Redefining ”Whiplash.”and its management». *Spine*, **20(88)**.

- [143] STERGIU, N (2004). *Innovative Analyses of Human Movement: Analytical Tools for Human Movement Research*. University of Nebraska at Omaha, Champaign.
- [144] STERLING, M; GWENDOLEN, J; VICENZINO, B; KENARDY, J y DARNELL, R (2004). «Development of motor system dysfunction following whiplash injury». *Clin. Biomech.*, **19**, pp. 659–663.
- [145] STERLING, M; JULL, G y KENARDY, J (2006). «Physical and psychological factors maintain long-term predictive capacity post-whiplash injury». *Pain*, **122**, pp. 102–108.
- [146] STRIMPAKOS, N; SAKELLARI, V; GIOFTSOS, G; KAPRELI, E y OLDHAM, J (2006). «Cervical joint position sense: an intra- and inter-examiner reliability study». *Gait Posture*, **23**, pp. 22–31.
- [147] SVENSSON, MY (2003). «Injury Biomechanics of the Cervical Spine in Car Collisions-Some needs for further research». *Pain Res. Manag.*, **8(1)**, pp. 44–46.
- [148] THOMSON, RW; ROMILY, DP; NAVIN, FP y MACNABB, MJ (1989). «Energy attenuation within the vehicle during low speed collisions». *Informe técnico*, Report to Transport Canada.
- [149] TRELEAVEN, GJ y STERLING, M (2003). «Dizziness and unsteadiness following whiplash injury: characteristic features and relationship with cervical joint position error». *J. Rehabil. Med.*, **35**, pp. 36–45.
- [150] VELDPAUS, FE; WOLTRING, HJ y DORTMANS, JM (1988). «A least-squares algorithm for the equiform transformation from spatial marker co-ordinates». *J. Biomech.*, **26(1)**, pp. 45–54.
- [151] VERNON, HT y MIOR, S (1991). «The Neck Disability Index: a study of reliability and validity». *J. Manipul. Phys. Ther.*, **14**, p. 407–415.
- [152] WADDELL, G y MAIN, CJ (1984). «Assessment of severity in low back disorders». *Spine*, **9(2)**, pp. 204–208.
- [153] WALLIS, BJ y BOGDUK, N (1996). «Faking a profile: can naive subjects simulate whiplash responses?». *Pain*, pp. 223–227.
- [154] WARD, C y HOFFMAN, M (1997). «Mechanism of injury and associated forces in high speed rear-end impacts». *High Speed Rear Impact TOPTEC*, **(10)**, pp. 27–28.

- [155] WEST, DH; GOUGH, JP y HARPER, TK (1993). «Low speed collision testing using human subjects». *Accident Reconstr. J.*, **5(3)**, pp. 22–26.
- [156] WHITE, A y PANJABI, M (1990). *Clinical Biomechanics of the Spine*. Lippincott Williams and Wilkins, Philadelphia, 2ª edición.
- [157] WINTERS, JM; PELES, JD; OSTERBAUER, JD y DERICKSON, PJ (1993). «Three-dimensional head axis of rotation during tracking movements. A tool for assessing neck neuromechanical function». *Spine*, **18**, pp. 1178–1185.
- [158] WLODYKA-MAILLE, S; CATANZARITI, J; RANNOU, F; FERMANIAN, J y REVEL, M (2002). «French translation and validation of three functional disability scales for neck pain». *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, **83**, pp. 376–382.
- [159] WOLTRING, HJ (1994). «3-D Attitude representation: a standardization proposal». *J. Biomech.*, **27(12)**, pp. 1399–1414.
- [160] WOLTRING, HJ; HUISKES, R; LANGE, A DE y VELDPAUS, FE (1985). «Finite centroid and helical axis estimation from noisy landmark measurements in the study of human joint kinematics». *J. Biomech.*, **18**, pp. 379–389.
- [161] WOLTRING, HJ; LONG, K; OSTERBAUER, PJ y FUHR, AW (1994). «Instantaneous helical axis estimation from 3-D video data in neck kinematics for whiplash diagnostics». *J. Biomech.*, **27(12)**, pp. 1415–1432.
- [162] YAN, JH; THOMAS, JR; STERLMACH, GE y THOMAS, KT (2000). «Developmental features of rapid aiming arm movements across the lifespan». *J. Motor. Behav.*, **32(2)**, pp. 121–140.
- [163] YOGANANDAN, N y PINTAR, FA (2003). «Biomechanics of human head-neck in rear impacts». *Int. J. Vehicle Design*, **32(1)**, pp. 53–67.
- [164] YOGANANDAN, W; CUSICK, JF; PINTAR, FA y RAO, RD (2001). «Whiplash injury determination with conventional spine imaging and cryomicrotomy». *Spine*, **15(26)**, pp. 2443–8.
- [165] YODAS, JW; GARRET, TR y SUMAN, VJ (1992). «Normal range of motion of the cervical spine: an initial goniometric study». *Phys. Ther.*, **72(11)**, pp. 770–780.

Apéndice A

Trabajos Publicados

A continuación se muestran las referencias que han sido publicadas a partir del trabajo de la presente tesis doctoral.

- 1 Baydal-Bertomeu, JM; Page, A; Belda-Lois, JM; Garrido-Jaen, D y Prat, J (2011). Neck motion patterns in whiplash-associated disorders: quantifying variability and spontaneity of movement. *Clin. Biomech.*, 26(1), pp. 29–34.
- 2 Page, A; Galvez, JA; Baydal-Bertomeu, JM; Mata, V y Belda-Lois, JM (2008). Functional degrees of freedom of neck movements: linear models may overestimate variability. *Gait Posture*, 28(1), pp.56-56.
- 3 Baydal-Bertomeu, JM; Serra-Añó, MP; Garrido-Jaen, D; López-Pascual, J; Matey, F; Gimeno, C; Soler, C y Dejoz, R (2007). Desarrollo de una nueva metodología para la valoración de la movilidad cervical basada en técnicas de fotogrametría. *Rehabilitación*, 41(2), pp. 53–60.
- 4 Baydal-Bertomeu, JM; García-Mas, M; Poveda, R; Belda, J; Garrido-Jaén, D y Vivas, MJ (2007). Determination of simulation patterns of cervical pain from kinematical parameters of movement. In: Eizmendi, G., Azkoitia, J., Craddock, G. (Eds.), *Challenges for assistive technology*, AAATE 07, IOS Press, Amsterdam, pp. 429–433.

Apéndice B

Test de normalidad

Antes de realizar cualquier análisis estadístico se deben tener presentes las condiciones de aplicación del mismo. En casi todos los análisis estadísticos, la asunción de normalidad es un común denominador y por lo tanto es conveniente aplicarlo para poder tenerlo en cuenta a la hora de seleccionar los métodos estadísticos a aplicar en el estudio.

En nuestro caso, hemos aplicado la prueba de Kolmogorov-Smirnov (también denominada K-S), que es una prueba no paramétrica que se utiliza para determinar la bondad de ajuste de una muestra, es decir, permite medir el grado de concordancia existente entre la distribución de un conjunto de datos y una distribución teórica específica, en nuestro caso la distribución normal.

Planteamiento de la hipótesis:

- Hipótesis nula (H_0). Las diferencias entre los valores observados y los teóricos de la distribución normal se deben al azar.
- Hipótesis alternativa (H_a). Los valores observados de las frecuencias para cada variable son diferentes de las frecuencias teóricas de una distribución normal.

En nuestro caso podemos observar, en las siguientes tablas, los resultados de aplicar el test de Kolmogorov-Smirnov a las variables del estudio. Para todas las variables, en las tres pruebas analizadas y para los tres grupos de estudio que componen la muestra, el valor del estadístico proporcionado por dicho test fue superior al límite convencional ($p > 0,05$). Este resultado indica, que NO podemos rechazar la hipótesis nula y por lo tanto, asumir una distribución normal.

Grupo de Control					
	Media	D.T.	Mínimo	Máximo	Z de K-S (Sig.)
Rango	114.34	15.48	72.381	148.632	0.636
Rango de Velocidad angular	130.63	42.70	53.676	291.977	0.759
Rango de Aceleración angular	336.60	171.28	83.248	988.312	1.357
Fas_area	46.21	13289	22.976	102.246	0.998
Fas_area_med	543.83	133852	237.722	1025.248	0.892
Fas_area_tot	0.083	0.025	0.052	0.186	1.318
Armonía	0.777	0.095	0.562	0.948	0.993
Desfase	141.002	8.503	123.743	160.928	0.564

Tabla B.1: *Análisis de descriptivo y test K-S en el movimiento de Flexo-extensión en GC*

Grupo de Patología					
	Media	D.T.	Mínimo	Máximo	Z de K-S (Sig.)
Rango	81.89	20.45	43.004	126.798	0.927
Rango de Velocidad angular	70.36	37.67	9.369	210.932	1.010
Rango de Aceleración angular	166.05	144.75	16.933	851.052	2.004
Fas_area	33.486	13141	15.012	76.241	0.793
Fas_area_med	333.213	135.451	98.940	817.292	0.718
Fas_area_tot	0.109	0.042	0.048	0.275	1.587
Armonía	0.734	0.163	0.223	0.974	1.305
Desfase	136.496	12.920	101.047	164.677	0.787

Tabla B.2: *Análisis de descriptivo y test K-S en el movimiento de Flexo-extensión en GP*

Grupo de Simulación					
	Media	D.T.	Mínimo	Máximo	Z de K-S (Sig.)
Rango	55.34	27.33	7.843	116.164	0.898
Rango de Velocidad angular	29.24	17.41	3.580	71.499	0.890
Rango de Aceleración angular	57.07	34.87	10.707	137.160	1.017
Fas_area	26.832	10.009	9.219	47.363	0.531
Fas_area_med	170.073	86.902	31.665	386.424	0.632
Fas_area_tot	0.182	0.064	0.067	0.343	0.788
Armonía	0.563	0.154	0.283	0.833	0.675
Desfase	122.431	11.130	98.324	141.775	0.379

Tabla B.3: *Análisis de descriptivo y test K-S en el movimiento de Flexo-extensión en GS*

Grupo de Normalidad					
	Media	D.T.	Mínimo	Máximo	Z de K-S (Sig.)
Rango	85.985	13.018	57.626	120.390	0.891
Rango de Velocidad angular	100.92	34.30	32.917	196.771	0.602
Rango de Aceleración angular	270.17	129.43	58.405	623.628	0.789
Fas_area	34.49	11.09	17.995	69.621	0.951
Fas_area_med	430.05	108.00	178.071	750.585	0.433
Fas_area_tot	0.08	0.02	0.049	0.157	0.994
Armonía	0.813	0.10	0.435	0.948	1.043
Desfase	144.83	9.34	115.581	160.775	0.784

Tabla B.4: *Análisis de descriptivo y test K-S en el movimiento de Flexión Lateral en GC*

Grupo de Patología					
	Media	D.T.	Mínimo	Máximo	Z de K-S (Sig.)
Rango	65.442	13.077	40.509	91.534	0.939
Rango de Velocidad angular	58.23	24.05	16.814	150.248	0.939
Rango de Aceleración angular	138.94	82.76	26.092	447.525	1.076
Fas_area	27.33	9.04	10.931	49.530	0.818
Fas_area_med	278.95	94.14	103.700	614.333	0.643
Fas_area_tot	0.10	0.04	0.058	0.260	1.797
Armonía	0.788	0.15	0.217	0.958	1.343
Desfase	141.77	12.67	102.305	162.784	1.071

Tabla B.5: *Análisis de descriptivo y test K-S en el movimiento de Flexión Lateral en GP*

Grupo de Simulación					
	Media	D.T.	Mínimo	Máximo	Z de K-S (Sig.)
Rango	53.396	22.209	15.130	92.859	0.808
Rango de Velocidad angular	28.52	14.25	6.384	58.520	1.071
Rango de Aceleración angular	61.38	29.83	16.210	128.837	0.934
Fas_area	24.37	9.08	9.671	51.048	0.709
Fas_area_med	163.63	75.38	44.397	307.053	0.999
Fas_area_tot	0.17	0.06	0.067	0.270	0.636
Armonía	0.542	0.17	0.212	0.858	0.560
Desfase	122.94	12.14	101.789	148.855	0.563

Tabla B.6: *Análisis de descriptivo y test K-S en el movimiento de Flexión Lateral en GS*

	Grupo de Normalidad				
	Media	D.T.	Mínimo	Máximo	Z de K-S (Sig.)
Rango	137.103	22.769	66.674	174.010	1.929
Rango de Velocidad angular	206.47	60.78	37.388	331.243	0.684
Rango de Aceleración angular	660.90	280.59	96.855	1364.529	1.347
Fas_area	58.79	12.68	33.682	97.983	0.597
Fas_area_med	788.53	168.20	198.688	1157.436	0.651
Fas_area_tot	0.08	0.03	0.037	0.236	1.445
Armonía	0.78	0.10	0.404	0.950	1.353
Desfase	141.78	8.97	113.817	161.695	1.049

Tabla B.7: *Análisis de descriptivo y test K-S en el movimiento de Rotación en GC*

	Grupo de Patología				
	Media	D.T.	Mínimo	Máximo	Z de K-S (Sig.)
Rango	111.341	21.038	50.652	156.067	0.836
Rango de Velocidad angular	114.88	51.47	17.102	311.335	0.611
Rango de Aceleración angular	292.50	202.30	43.837	1335.232	1.469
Fas_area	47.96	15.83	19.619	87.963	1.293
Fas_area_med	504.47	172.53	129.763	1035.188	0.512
Fas_area_tot	0.10	0.04	0.040	0.317	1.437
Armonía	0.73	0.17	0.285	0.971	1.454
Desfase	138.52	14.10	106.281	165.073	0.964

Tabla B.8: *Análisis de descriptivo y test K-S en el movimiento de Rotación en GP*

	Grupo de Simulación				
	Media	D.T.	Mínimo	Máximo	Z de K-S (Sig.)
Rango	75.383	31.398	11.767	126.556	0.437
Rango de Velocidad angular	45.27	25.67	6.774	126.348	0.709
Rango de Aceleración angular	110.36	70.33	22.436	332.735	0.843
Fas_area	39.85	18.61	10.670	98.319	0.627
Fas_area_med	245.19	113.87	34.272	517.619	0.646
Fas_area_tot	0.18	0.07	0.089	0.388	1.215
Armonía	0.53	0.20	0.158	0.852	0.770
Desfase	122.18	13.68	98.689	147.786	0.626

Tabla B.9: *Análisis de descriptivo y test K-S en el movimiento de Rotación en GS*

Apéndice C

Análisis discriminante

C.1. Prueba de Flexo-extensión (FE)

C.1.1. FE: Modelo de Patología

La tabla C.1 contiene los autovalores y algunos estadísticos descriptivos multivariantes. El autovalor obtenido en nuestro caso es superior a 1 y la correlación canónica es elevada ($CC > 0,7$), esto indica que las variables utilizadas permiten discriminar bien entre los dos grupos de estudio.

Función	Autovalor	% de varianza	% acumulado	Correlación canónica
1	1,211 ^a	100,0	100,0	,740

Tabla C.1: *Tabla de autovalores: GC vs GP. Prueba de Flexo-extensión*

La matriz de la estructura presenta las variables ordenadas por su grado de correlación (de mayor a menor) con la función discriminante. En la tabla C.2, se puede observar como las variables con mayor correlación con la función discriminante son: el *Rango de Flexo-Extensión* y la *Rapidez*.

En la tabla de variables introducidas (ver tabla C.3) pueden observarse las variables que el método de análisis discriminante ha introducido en el modelo de clasificación. La incorporación de variables se ha llevado a cabo en dos pasos: en el primer paso se ha introducido la variable *Rango de Flexo-Extensión Corregida*; y en el segundo, la *Rapidez*.

Puede observarse que el valor del estadístico Lambda de Wilks va

	Correlación con la función discriminante
Rango de Flexo Extensión	0,948
Rapidez	0,689
Variabilidad	-0,185
Armonía	0,093

Tabla C.2: Matriz de la estructura de la función discriminante Modelo de Patología en la prueba de FE

disminuyendo en cada paso, lo cual es síntoma de que, conforme se van incorporando variables al modelo, los grupos van estando cada vez menos solapados. En la columna F exacta se encuentra el valor transformado de la lambda de Wilks y su significación.

Paso	Introducidas	Lambda de Wilks							
		Estadístico	gl1	gl2	gl3	F exacta			
						Estadístico	gl1	gl2	Sig.
1	Rango Flexo-extensión Corregida	,479	1	1	168,000	182,784	1	168,000	,000
2	Rapidez	,452	2	1	168,000	101,118	2	167,000	,000

Tabla C.3: Variables introducidas en la función discriminante. Modelo de Patología. Prueba de Flexo-extensión

C.1.2. FE: Modelo de Simulación

La matriz de la estructura (tabla C.4) presenta las variables ordenadas por su grado de correlación (de mayor a menor) con la función discriminante. Se observa la existencia de una fuerte correlación de todas la variables con la función canónica discriminante, siendo mayor en las dos primeras: *Rango de Flexo Extensión* y *Armonía*.

La función discriminante se ha calculado en dos pasos, y se han incorporado dos variables: en el primer paso, la variable *Rango-FE-Corr* y en el segundo la *Armonía*, (tabla C.5).

	Correlación con la función discriminante
Rango de Flexo Extensión	0.855
Rapidez	0.636
Variabilidad	-0.569
Armonía	0.516

Tabla C.4: Matriz de la estructura de la función discriminante. Modelo de Simulación

Paso	Introducidas	Lambda de Wilks							
		Estadístico	gl1	gl2	gl3	F exacta			
						Estadístico	gl1	gl2	Sig.
1	Rango Flexo-extensión Corregida	,719	1	1	121	47,316	1	121,00	,00
2	Armonía	,651	2	1	121	32,111	2	120,00	,00

Tabla C.5: Variables introducidas en la función discriminante. Modelo de Simulación. Prueba de Flexo-extensión

C.2. Prueba de Flexión lateral (FL)

C.2.1. FL: Modelo de Patología

En este apartado se muestran las principales tablas obtenidas de la ejecución del análisis discriminante para la obtención del Modelo de Patología, en la prueba de Flexión Lateral.

La siguiente tabla (C.6), muestra la matriz de la estructura de la función discriminante, es decir los valores de correlación obtenidos entre las variables introducidas en la ecuación y la función discriminante obtenida.

	Correlación con la función discriminante
Rango de Flexión Lateral	0.875
Rapidez	0.674
Variabilidad	-0.174
Armonía	0.084

Tabla C.6: Matriz de la estructura de la función discriminante. Modelo de Patología

Finalmente, las variables seleccionadas para la generación del Modelo de Patología en la prueba de Flexión Lateral son:

Paso	Introducidas	Lambda de Wilks							
		Estadístico	gl1	gl2	gl3	F exacta			
						Estadístico	gl1	gl2	Sig.
1	Rango-FL-Corr	,573	1	1	158,000	117,611	1	158,000	,000
2	Rapidez	,508	2	1	158,000	75,909	2	157,000	,000

Tabla C.7: Variables introducidas en la función discriminante. Modelo de Patología. Prueba de Flexión Lateral

C.2.2. FL: Modelo de Simulación

Con respecto al Modelos de Simulación obtenido para la prueba de Flexión Lateral, la tabla (C.8), muestra la matriz de la estructura de la función discriminante.

	Correlación con la función discriminante
Rango de Flexión Lateral	0.832
Rapidez	0.502
Variabilidad	-0.23
Armonía	0.797

Tabla C.8: Matriz de la estructura de la función discriminante. Modelo de Simulación

Al igual que ocurría en la prueba de Flexo-Extensión, las variables introducidas en el modelo de clasificación han sido: el *Rango de Flexión Lateral* y la *Armonía*, (ver tabla C.9).

C.3. Prueba de Rotación (R)

C.3.1. R: Modelo de Patología

La tabla C.10 refleja la matriz de la estructura de la función discriminante. De igual forma que las pruebas de Flexo-Extensión y Flexión Lateral, las variables con mayor correlación con la función discriminante son y que por

Paso	Introducidas	Lambda de Wilks							
		Estadístico	gl1	gl2	gl3	F exacta			
						Estadístico	gl1	gl2	Sig.
1	Armonía	,685	1	1	121,000	55,727	1	121,000	,000
2	Rango-FL-Corr	,630	2	1	121,000	35,277	2	120,000	,000

Tabla C.9: Variables introducidas en la función discriminante. Modelo de Simulación. Prueba de Flexión Lateral

lo tanto se introducen en el modelo de clasificación de patología (ver tabla C.11) son: el *Rango* y la *Rapidez* de la ejecución de los gestos de rotación cervical.

	Correlación con la función discriminante
Rango de Rotación	0.915
Rapidez	0.728
Variabilidad	-0.173
Armonía	0.087

Tabla C.10: Matriz de la estructura de la función discriminante. Modelo de Patología

Paso	Introducidas	Lambda de Wilks							
		Estadístico	gl1	gl2	gl3	F exacta			
						Estadístico	gl1	gl2	Sig.
1	Rapidez	,579	1	1	174,000	126,336	1	174,000	,000
2	Rango-R-Corr	,488	2	1	174,000	90,774	2	173,000	,000

Tabla C.11: Variables introducidas en la función discriminante

C.3.2. FL: Modelo de Simulación

El modelo obtenido para la clasificación de la muestra de simulación, con respecto a la patológica, con la prueba de rotación, introduce más variables que los modelos de las pruebas anteriores.

Tal y como se puede apreciar en las tablas C.12 y C.13 el modelo de clasificación se ha formado a partir de la combinación de las cuatro variables inicialmente introducidas en el análisis discriminante.

	Correlación con la función discriminante
Rango de Rotación	0.899
Rapidez	0.665
Variabilidad	-0.684
Armonía	0.725

Tabla C.12: *Matriz de la estructura de la función discriminante. Modelo de Simulación*

Paso	Introducidas	Lambda de Wilks							
		Estadístico	gl1	gl2	gl3	F exacta			
						Estadístico	gl1	gl2	Sig.
1	Rango-R-Corr	,637	1	1	124,000	70,731	1	124,000	,000
2	Rapidez	,582	2	1	124,000	44,090	2	123,000	,000
3	Variabilidad	,547	3	1	124,000	33,657	3	122,000	,000
4	Armonía	,528	4	1	124,000	27,003	4	121,000	,000

Tabla C.13: *Variables introducidas en la función discriminante*

Apéndice D

Glosario

AMA: American Medical Association.
EIR: Eje instantáneo de rotación.
GN: Grupo de normalidad.
GP: Grupo de patología.
GS: Grupo de simulación.
IIHS: Insurance Institute for Highway Safety.
NHTSA: National Highway Traffic Safety Administration.
NPQ: Neck Pain Questionnaire.
QTF: Quebec Task Force.
RMN: Resonancia Magnética Nuclear.
Rx: Rayos X.
SLC: Síndrome del latigazo cervical.
TAC: Tomografía Axial Computerizada.