

TESIS DOCTORAL



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA

Programa de Doctorado en Tecnologías
para la Salud y el Bienestar

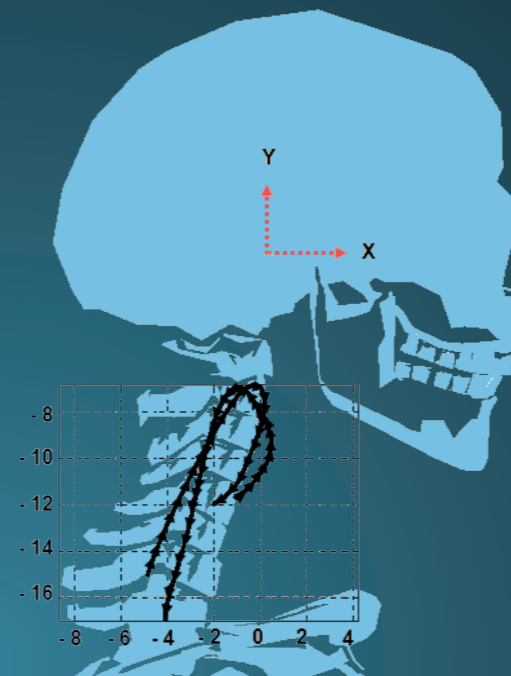
MODELADO BIOMECÁNICO DEL CUELLO BASADO EN
LA IMAGEN CINEMÁTICA DE LA FUNCIÓN ARTICULAR
PARA SU APLICACIÓN EN TECNOLOGÍAS PARA LA
SALUD Y EL BIENESTAR DEL SER HUMANO

TESIS DOCTORAL

William Ricardo Venegas Toro

Autor:
William Ricardo Venegas Toro

Director:
Dr. Álvaro Felipe Page del Pozo



2021



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA

Valencia, Julio de 2021



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA

Instituto Universitario de Ingeniería Mecánica y
Biomecánica

Programa de Doctorado en Tecnologías Para la salud y el
Bienestar

Modelado biomecánico del cuello basado en
la imagen cinemática de la función articular
para su aplicación en tecnologías para la
salud y el bienestar del ser humano

Tesis doctoral

Autor: William Ricardo Venegas Toro

Director: Álvaro Page del Pozo

Valencia, Julio 2021

Memoria presentada por William Ricardo Venegas Toro en la Escuela de Doctorado de la Universitat Politècnica de València, programa de Doctorado en Tecnologías para la Salud y el Bienestar, para optar al título de doctor.

Este trabajo ha sido desarrollado en el Instituto Universitario de Ingeniería Mecánica y Biomecánica de la Universitat Politècnica de València, y ha sido financiado con el proyecto de investigación Junior PIJ-15-08 de la Escuela Politécnica Nacional de Quito-Ecuador.

Álvaro Page del Pozo, Doctor Ingeniero Agrónomo, catedrático del Departamento de Física Aplicada de la Universitat Politècnica de València.

CERTIFICA:

Que el trabajo que presenta D. William Ricardo Venegas Toro en esta Memoria, con el título “Modelado biomecánico del cuello basado en la imagen cinemática de la función articular para su aplicación en tecnologías para la salud y el bienestar del ser humano”, en el marco del Programa de Doctorado en Tecnologías Para la salud y el Bienestar, ha sido realizado bajo mi dirección, para optar al título de Doctor en Tecnologías Para la salud y el Bienestar.

Y para que así conste, firma el presente certificado en Valencia a 1 de julio del 2021.

Fdo.: Álvaro Page del Pozo

D. William Ricardo Venegas Toro, Ingeniero Mecánico por la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, Riobamba-Ecuador y Magister en Diseño Producción y Automatización Industrial por la Escuela Politécnica Nacional, Quito-Ecuador, presenta esta Memoria de título “Modelado biomecánico del cuello basado en la imagen cinemática de la función articular para su aplicación en tecnologías para la salud y el bienestar del ser humano”, en el marco del Programa de Doctorado en Tecnologías Para la salud y el Bienestar con el fin de optar al grado de Doctor en Tecnologías Para la salud y el Bienestar.

Y para que así conste, firma la presente en Valencia a 1 de julio de 2021.

Fdo. William Ricardo Venegas Toro

Dedico esta tesis a mi amor infinito, mi Señor y Padre Celestial, quien me afirmo, gracias al conocimiento de sus escritos y millar de misericordias.

Y, pusiste tu mirada en mí, me nutriste de tu inmenso Espíritu.

Hoy volví a mirar, tu paciencia no se agotó, más prevaleció tu amor.

Vi tu amor en tus planes, la alegría al cumplirse, ya miraba el valle.

Hoy nuevamente me asombre, por eso seguiré guardando tu nombre.

AGRADECIMIENTOS

A mi director de tesis, Dr. Álvaro Page del Pozo, por compartir sus conocimientos a lo largo de esta formación de investigador. Y por su madurez transmitida por sus acertados consejos que han equilibrado y han dado estabilidad, tanto emocional como profesional que ayudaron a cumplir los objetivos no solo de la investigación científica.

A mis padres, María Cemira Toro y Juan Venegas Mera, por ser el soporte espiritual, y el compromiso que llevaron en la oración y estudio de las escrituras, en las cuales nos enriquecimos nosotros. A mis hermanos quienes estuvieron presentes para sostener los días difíciles a mis padres y a mí.

A todos los amigos y compañeros de milicia que cultive en el camino de este peregrinaje, en especial a los que estuvieron muchos días en las buenas y en las malas, mil gracias Iván Z., Nelly, Cesar y José, amigos que sé que los volveré a ver en Ecuador y a aquellos que hicieron que el mundo fuese pequeño, gracias Amparito y Ena. Y a todos los amigos y hermanos en la FE, el eterno sabrá recompensar vuestra ayuda y esfuerzo a todos vosotros.

A la Escuela Politécnica Nacional, por impulsar docentes con licencias para estudios de cuarto nivel, y a los proyectos de investigación que ayudaron a complementar la investigación.

Finalmente, a Valencia, la ciudad que me acogió durante este tiempo y me permitió vivir una de las mejores experiencias de mi vida. Es una ciudad preciosa a la que siempre querré volver.

RESUMEN

En esta Tesis Doctoral se plantea un nuevo modelado biomecánico del cuello para su aplicación en los campos de la valoración funcional y la ergonomía.

Se ha realizado un estudio cinemático para describir los axoides asociados a los ejes instantáneos de rotación (EIR) del movimiento de la cabeza respecto del tórax, así como las variables cinemáticas (posiciones, velocidades y aceleraciones), que se describen como funciones continuas mediante técnicas de Análisis de Datos Funcionales (FDA). Se han analizado movimientos cíclicos continuos. El movimiento más reproducible es el de flexo-extensión. Para el análisis dinámico, se ha elaborado un modelo articular de dinámica inversa, que permite estimar las fuerzas, momentos a nivel de C7 y potencia desarrollada, a partir de la cinemática del movimiento y de las características inerciales del sistema cuello-cabeza, obtenidas a partir de estudios previos y ajustadas mediante un procedimiento de calibración. El modelo ha sido validado experimentalmente y se ha cuantificado su fiabilidad, que resulta suficiente para aplicaciones clínicas.

Se han estudiado una muestra de sujetos sanos (n=45) con la finalidad de obtener una base de normalidad, analizar el efecto de características individuales (edad, sexo y características antropométricas), y una muestra de pacientes con dolor inespecífico de cuello (n=24), para analizar las diferencias asociados a la patología.

Este es el primer estudio en el que se obtiene una representación continua del EIR y se realiza una descripción de la cinemática y dinámica usando funciones continuas mediante técnicas estadísticas de FDA. Los resultados muestran que los patrones cinemáticos y dinámicos están influidos por el sexo y por la longitud del cuello. Las mujeres presentan más movilidad que los hombres y una mayor longitud del cuello va asociada a movimientos más lentos. El efecto de la edad no es demasiado acusado en la muestra analizada, con edades inferiores a 50 años en la mayoría de casos. Las diferencias cinemáticas entre personas sanas y con dolor de cuello son muy claras, siendo mayores en las variables de posición y de aceleración que en los rangos, por lo que son éstas variables más adecuadas para definir protocolos de valoración biomecánica clínica. Desde el punto de vista dinámico, hay diferencias muy claras en las fuerzas y en la potencia desarrollada, aunque no tanto en el momento articular. Las diferencias en las variables funcionales son mucho más evidentes que en las correspondientes variables numéricas extraídas de éstas (rangos, valores máximos y mínimos).

En definitiva, se demuestra que el registro de movimientos continuo y el uso conjunto de información cinemática y dinámica ofrece una visión más completa de los patrones biomecánicos de movimiento del cuello y puede mejorar los actuales sistemas de valoración funcional.

RESUM

En aquesta tesi doctoral es planteja un nou modelatge biomecànic de el coll per la seva aplicació en els camps de la valoració funcional i l'ergonomia.

S'ha realitzat un estudi cinemàtic per descriure els axoides associats als eixos instantanis de rotació (EIR) de el moviment del cap respecte de tòrax, així com les variables cinemàtiques (posicions, velocitats i acceleracions), que es descriuen com a funcions contínues mitjançant tècniques d'Anàlisi de Dades Funcionals (FDA). S'han analitzat moviments cíclics continus. El moviment més reproduïble és el de flexo-extensió. Per a l'anàlisi dinàmic, s'ha elaborat un model articular de dinàmica inversa, que permet estimar les forces, moments a nivell de C7 i potència desenvolupada, a partir de la cinemàtica de el moviment i de les característiques inercials de sistema coll-cap, obtingudes a partir d'estudis previs i ajustades mitjançant un procediment de calibratge. El model ha estat validat experimentalment i s'ha quantificat la seva fiabilitat, que resulta suficient per a aplicacions clíniques.

S'han estudiat una mostra de subjectes sans ($n = 45$) amb la finalitat d'obtenir una base de normalitat, analitzar l'efecte de característiques individuals (edat, sexe i característiques antropomètriques), i una mostra de pacients amb dolor inespecífic de coll ($n = 24$), per analitzar les diferències associats a la patologia.

Aquest és el primer estudi en el qual s'obté una representació contínua de l'AIR i es realitza una descripció de la cinemàtica i dinàmica usant funcions contínues mitjançant tècniques estadístiques de FDA. Els resultats mostren que els patrons cinemàtics i dinàmics estan influïts pel sexe i per la longitud de coll. Les dones presenten més mobilitat que els homes i una major longitud de coll va associada a moviments més lents. L'efecte de l'edat no és massa acusat en la mostra analitzada, amb edats inferiors a 50 anys en la majoria de casos. Les diferències cinemàtiques entre persones sanes i amb mal de coll són molt clares, sent majors en les variables de posició i d'acceleració que en els rangs, de manera que són aquestes variables més adequades per definir protocols de valoració biomecànica clínica. Des del punt de vista dinàmic, hi ha diferències molt clares en les forces i en la potència desenvolupada, encara que no tant en el moment articular. Les diferències en les variables funcionals són molt més evidents que en les corresponents variables numèriques extremes d'aquestes (rangs, valors màxims i mínims).

En definitiva, es demostra que el registre de moviments continu i l'ús conjunt d'informació cinemàtica i dinàmica ofereix una visió més completa dels patrons biomecànics de moviment de coll i pot millorar els actuals sistemes de valoració funcional.

SUMMARY

In this Doctoral Thesis, a new biomechanical modeling of the neck is proposed for its application in the fields of functional assessment and ergonomics.

A kinematic study has been carried out to describe the axoids associated with the instantaneous axes of rotation (EIR) of the movement of the head with respect to the thorax, as well as the kinematic variables (positions, velocities and accelerations), which are described as continuous functions using techniques of Functional Data Analysis (FDA). Continuous cyclical movements have been analyzed. The most reproducible movement is flexion-extension. For the dynamic analysis, a joint model of inverse dynamics has been developed, which allows estimating the forces, moments at the C7 level and developed power, from the kinematics of the movement and the inertial characteristics of the neck-head system, obtained from starting from previous studies and adjusted by means of a calibration procedure. The model has been experimentally validated and its reliability has been quantified, which is sufficient for clinical applications.

A sample of healthy subjects ($n = 45$) were studied in order to obtain a normality base, analyze the effect of individual characteristics (age, sex and anthropometric characteristics), and a sample of patients with nonspecific neck pain ($n = 24$), to analyze the differences associated with the pathology.

This is the first study in which a continuous representation of the EIR is obtained and a description of the kinematics and dynamics is made using continuous functions using FDA statistical techniques. The results show that the kinematic and dynamic patterns are influenced by gender and neck length. Women are more mobile than men and longer neck length is associated with slower movements. The effect of age is not too pronounced in the analyzed sample, with ages less than 50 years in most cases. The kinematic differences between healthy people and those with neck pain are very clear, being greater in the position and acceleration variables than in the ranges, making these variables more suitable for defining clinical biomechanical assessment protocols. From the dynamic point of view, there are very clear differences in the forces and the power developed, although not so much in the articulation moment. The differences in the functional variables are much more evident than in the corresponding numerical variables extracted from them (ranges, maximum and minimum values).

In short, it has been shown that continuous movement recording and the joint use of kinematic and dynamic information offers a more complete view of the biomechanical patterns of neck movement and can improve current functional assessment systems.

Índice general

Agradecimientos.....	IX
Resumen.....	XI
Resum.....	XIII
Summary.....	XV
Índice de tablas.....	XVII
Índice de figuras.....	XIX
Índice de abreviaturas.....	XXIII
1. Introducción Antecedentes.....	1
1.1. Importancia del análisis biomecánico del cuello.....	1
1.2. Problemática económica y social.....	1
1.3. Enfoques de los modelos del cuello.....	2
1.4. Nuevo enfoque de análisis biomecánico basado en la medida de los EIR.....	3
2. Estado del arte.....	5
2.1. Introducción.....	5
2.2. Técnicas cinemática.....	6
2.2.1. Técnicas estáticas para medir el Rango de Movimiento.....	7
2.2.2. Técnicas basadas en el registro continuo de ángulos y sus derivadas.....	11
2.2.3. Modelos de barras.....	14
2.2.4. Modelos basados en el eje instantáneo de rotación. Grados de libertad funcionales.....	17
2.3. Modelos dinámicos.....	21
2.3.1. Parámetros inerciales para los modelos dinámicos de cuello-cabeza.....	23
2.3.2. Modelos esqueléticos o articulares del cuello.....	28

2.3.3.	Modelos músculo-esqueléticos de cuello.....	30
2.3.4.	Validación de los modelos biomecánicos de cuello.....	32
2.4.	Conclusiones. Problemas a resolver.....	34
3.	Objetivos. Hipótesis.....	37
3.1.	Justificación de las hipótesis.....	37
3.2.	Hipótesis de partida.....	38
3.3.	Objetivos.....	39
4.	Materiales y métodos.....	41
4.1.	Plan de investigación.....	41
4.2.	Modelos teóricos.....	42
4.2.1.	Modelo cinemático.....	43
4.2.2.	Modelo dinámico.....	46
4.3.	Fase experimental.....	56
4.3.1.	Estudios realizados.....	56
4.3.2.	Participantes en cada estudio. Tamaño muestral.....	58
4.3.3.	Descripción de las pruebas. Movimientos analizados. Protocolo.....	60
4.3.4.	Instrumentación.....	62
4.3.5.	Procesado de datos.....	66
4.3.6.	Análisis estadístico.....	73
5.	Resultados.....	79
5.1.	Fiabilidad y validez.....	79
5.1.1.	Fiabilidad cinemática.....	79
5.1.2.	Validez del modelo dinámico.....	89
5.1.3.	Fiabilidad de las variables dinámicas.....	91
5.2.	Base de sanos.....	94
5.2.1.	Descripción de los participantes.....	94
5.2.2.	Patrones cinemáticos.....	95
5.2.3.	Patrones dinámicos.....	106

5.3.	Base de patológicos. Diferencias con el patrón sano.....	115
5.3.1.	Descripción de los participantes.....	115
5.3.2.	Patrones cinemáticos y dinámicos. Descripción de variables numéricas.....	116
5.3.3.	Comparaciones sanos-patológicos.....	118
6.	Discusión.....	128
6.1.	Planteamiento del estudio.....	128
6.2.	Validez y fiabilidad de las técnicas experimentales.....	136
6.2.1.	Validez y fiabilidad de las técnicas cinemáticas. Grados de libertad funcional.....	136
6.2.2.	Validez y fiabilidad del modelo dinámico.....	140
6.3.	Base de sanos.....	141
6.3.1.	Patrones cinemáticos.....	142
6.3.2.	Patrones dinámicos.....	149
6.4.	Base de patológicos. Diferencias con el patrón sano.....	152
6.4.1	Patrones cinemáticos.....	152
7.	Conclusiones.....	159
7.1.	Conclusiones.....	159
7.2.	Líneas futuras.....	161
	Bibliografía.....	163
	Publicaciones y proyectos asociados a esta Tesis Doctoral.....	183
	Proyectos de investigación.....	183
	Proyectos de titulación.....	183
	Publicaciones en revistas.....	183
	Contribución en congresos.....	184
	Publicaciones en revisión.....	184

Índice de tablas

Tabla	4.1.	Modelos de predicción de masa.....	52
Tabla	4.2.	Modelos de predicción del centro de masa.....	53
Tabla	4.3.	Modelos de predicción de momento de inercia cabeza.....	54
Tabla	4.4.	Modelos de predicción de momento de inercia cuello.....	55
Tabla	4.5.	Instrumentación de marcadores.....	65
Tabla	5.1.	Nomenclatura de movimientos y criterio de signos según el sentido del movimiento.....	79
Tabla	5.2.	Características de los participantes en el estudio de fiabilidad cinemática.....	79
Tabla	5.3.	Reproducibilidad entre ciclos (misma sesión) de las variables cinemáticas en los movimientos analizados. (n = 45).....	80
Tabla	5.4.	Reproducibilidad entre ciclos de la misma sesión de las trayectorias del EIR.....	82
Tabla	5.5.	Descriptivo de indicadores relativos y absolutos de reproducibilidad IS: inter sesión y IO: inter observador en variables numéricas cinemáticas clásicas.....	83
Tabla	5.6.	Descriptivo de indicadores relativos y absolutos de reproducibilidad IS: inter sesión y IO: inter observador en variables funcionales cinemáticas clásicas.....	84
Tabla	5.7.	Fiabilidad inter observadores (IO) e inter sesiones (IS) de la localización y rango de desplazamiento del EIR.....	85
Tabla	5.8.	Fiabilidad inter observador (IO) e inter sesión (IS) de la trayectoria del EIR (coordenadas de intersección con el plano de movimiento).....	87
Tabla	5.9.	Descriptivo de indicadores relativos y absolutos de concordancia entre el modelo teórico y en las medidas experimentales de la fuerza y momento sobre el cuello.....	90
Tabla	5.10.	Descriptivo de indicadores relativos y absolutos de reproducibilidad cíclica IP: intra prueba, en variables funcionales dinámicas del movimiento de flexo extensión.....	91
Tabla	5.11.	Descriptivo de indicadores relativos y absolutos de reproducibilidad entre sesiones de las variables dinámicas numéricas en el movimiento de flexo extensión.....	92
Tabla	5.12.	Descriptivo de indicadores relativos y absolutos de reproducibilidad IO: inter observador en variables funcionales dinámicas en el movimiento de flexo extensión.....	93
Tabla	5.13.	Descripción participantes en el grupo de sanos: 24 hombres (53.3%) y 21 Mujeres (46.7%).....	94

Índice de tablas

Tabla	5.14.	Descriptivo de variables numéricas cinemáticas clásicas para cada movimiento.....	95
Tabla	5.15.	Descriptivo de la variable numérica del EIR para cada movimiento.....	96
Tabla	5.16.	Efecto del género en variables numéricas cinemáticas clásicas en el movimiento de FE, 45 sujetos sanos.....	97
Tabla	5.17.	Efecto de la edad, talla, peso y longitud de C7O en las variables cinemáticas del movimiento FE, 45 sujetos sanos.....	98
Tabla	5.18.	Descriptivo de la posición del EIR en el movimiento de FE, 45 sujetos sanos.....	99
Tabla	5.19.	Valores máximos mínimos, medios y rangos de las variables dinámicas. Global y segmentadas por sexo (n= 45).....	107
Tabla	5.20.	Efecto de la edad, talla, peso y longitud de C7 al eje auricular (C7O) en las variables numéricas de fuerza y momento de la flexo-extensión del cuello, 45 sujetos sanos.....	108
Tabla	5.21.	Descripción antropométrica de 10 hombres (35.7%) y 18 Mujeres (64.3%) enfermos.....	115
Tabla	5.22.	Descripción de las variables cinemáticas numéricas en el grupo de patología (n= 28, 10 hombres, 18 mujeres).....	116
Tabla	5.23.	Descriptivo de la posición del EIR en el movimiento de FE, 28 sujetos con patologías.....	117
Tabla	5.24.	Valores máximos mínimos, medios y rangos de las variables dinámicas.....	117
Tabla	5.25.	Efecto de la patología en las variables numéricas cinemáticas de la extensión del cuello, 45 sujetos sanos y 28 sujetos enfermos.....	118
Tabla	5.26.	Efecto de la patología en la posición del EIR del cuello, 45 sujetos sanos y 28 sujetos enfermos.....	121
Tabla	5.27.	Efecto de la patología sobre las variables dinámicas numéricas, 45 sujetos sanos y 28 sujetos enfermos. Resultados de la $\bar{x}_m \pm$ coeficientes.....	124

Índice de figuras

Figura 2.1:	Organización de la revisión bibliográfica.....	6
Figura 2.2:	Modelo del PROM basado en técnica compleja de imagenología del detalle de vertebras anatómicas (Martynkiewicz, et al., 2011).....	9
Figura 2.3:	Medida del rango de flexo-extensión con un goniómetro manual.....	9
Figura 2.4:	Goniómetro CA 6000 Spine Motion Analyzer, utilizado por Feipel para sus estudios sobre movimientos del cuello (Feipel et al., 1999).....	11
Figura 2.5:	Sistema de marcadores para el análisis de movimientos de la cabeza con videofotogrametría (Sistema NedCerv-IBV).....	12
Figura 2.6:	Modelo de doble pivote (Williner et al., 2005) y su implementación para la captura de movimientos mediante IMUs y su modelado en Opensim.....	15
Figura 2.7:	Trayectorias del centro del sistema de referencia anatómico de la cabeza durante un movimiento cíclico de flexo-extensión.....	16
Figura 2.8:	La posición del EIR de todo el cuello es el centroide de los ejes de rotación de cada movimiento intervertebral.....	18
Figura 2.9:	Diferencias en las medidas experimentales del EIR cervical, según la calidad de las medidas experimentales y del tratamiento de la información.....	20
Figura 2.10:	Tipos de modelos biomecánicos.....	22
Figura 2.11:	a) Parámetros de longitud de la cabeza, b) Diferentes sistemas de referencia para los parámetros inerciales.....	24
Figura 2.12:	Validación de un modelo articular de cuello.....	33
Figura 4.1:	Descripción esquemática del plan y los objetivos de investigación.....	42
Figura 4.2:	Esquema del modelo cinemático.....	44
Figura 4.3:	Sistema anatómico (Xa, Ya, Za) de la cabeza, en secuencia de Euler (ZXY).....	44
Figura 4.4:	Campo de desplazamiento finito cuando un individuo camina y gira la cabeza.....	45
Figura 4.5:	Esquema de la validación del modelo de dinámica inversa.....	46
Figura 4.6:	Reacciones en la plataforma de fuerzas.....	47
Figura 4.7:	Diagrama de fuerzas en el cuerpo libre del movimiento de la cabeza.....	49
Figura 4.8:	Esquema del reajuste de parámetros inerciales.....	51
Figura 4.9:	Rotación tensor de inercia (ZpXpYp) a (XaYaZa).....	54
Figura 4.10:	Descripción general del experimento.....	56
Figura 4.11:	Montaje experimental para movimientos cervicales.....	63
Figura 4.12:	Tratamiento de datos.....	66
Figura 4.13:	Curvas de la posición angular en el tiempo.....	68
Figura 4.14:	Curvas de la posición angular escalada.....	68
Figura 4.15:	Errores en el EIR a una velocidad mínima, para los movimientos de FE: Flexo extensión, FL: Flexión Lateral, RA: Rotación axial.....	69

Índice de figuras

Figura 4.16:	Análisis estadístico.....	73
Figura 5.1:	Trayectorias medias de los puntos de corte del Eje Instantáneo de Rotación con el plano del movimiento.....	81
Figura 5.2:	Fuerzas normalizadas por el peso de la cabeza en el movimiento de flexo-extensión medidas y estimadas por el modelo.....	89
Figura 5.3:	Momento Z normalizado de la articulación en el movimiento de flexo-extensión con respecto al eje auricular.....	90
Figura 5.4:	Trayectorias del EIR en cada movimiento principal.....	96
Figura 5.5:	Patrones de normalidad de las variables cinemáticas clásicas en el movimiento FE.....	100
Figura 5.6:	Características de las variables cinemáticas medias de FE.....	101
Figura 5.7:	Patrones de normalidad cinemático en diagramas de fase con la posición angular, a la izquierda la velocidad angular y a la derecha la aceleración angular.....	101
Figura 5.8:	Patrones de normalidad del EIR, a la izquierda se describe el movimiento de extensión y a la derecha el movimiento de flexión.....	102
Figura 5.9:	Características del EIR, medias de FE.....	103
Figura 5.10:	Efecto del sexo sobre las curvas de ángulo de flexo-extensión, velocidad angular y aceleración angular (de izquierda a derecha).....	104
Figura 5.11:	Efecto de la edad sobre las curvas de ángulo de flexo-extensión, velocidad angular y aceleración angular (de izquierda a derecha).....	104
Figura 5.12:	Efecto de la longitud del cuello C7O, sobre las curvas de ángulo de flexo-extensión, velocidad angular y aceleración angular (de izquierda a derecha).....	105
Figura 5.13:	Diferencias por sexo en la trayectoria del EIR.....	106
Figura 5.14:	Patrones de las variables dinámicas en el movimiento FE.....	109
Figura 5.15:	Patrones dinámicos en función de la posición angular, a la izquierda la fuerza X, en el centro la fuerza Y, y en la derecha el momento Z.....	110
Figura 5.16:	Patrones de normalidad de la potencia, a la izquierda la potencia distribuido en porcentaje de movimiento y a la derecha la potencia en diagrama de fase con la posición angular.....	111
Figura 5.17:	Diferencias en el patrón de fuerza horizontal, en función del ángulo, asociado a la edad (izquierda) y a la longitud del cuello (derecha).....	112
Figura 5.18:	Diferencias en el patrón de la fuerza vertical, F_Y , en función del ángulo, asociado a la edad (arriba-izquierda), Peso (arriba-derecha), Talla (abajo-izquierda) y longitud del cuello (abajo-derecha).....	113
Figura 5.19:	Diferencias en el momento de extensión asociado a la edad (izquierda), peso (centro) y talla (derecha).....	113
Figura 5.20:	Diferencias en la potencia asociadas a la edad (izquierda), peso (centro) y longitud del cuello (derecha).....	114
Figura 5.21:	Diferencias entre el patrón sano y el patológico, para la curva ángulo(tiempo normalizado).....	119
Figura 5.22:	Diferencias entre el patrón sano y el patológico, para el diagrama velocidad angular(ángulo).....	120
Figura 5.23:	Diferencias entre el patrón sano y el patológico, para el diagrama aceleración angular(ángulo).....	120
Figura 5.24:	Diferencias entre las trayectorias medias del EIR de los grupos de sanos y Patológicos. Movimiento de extensión.....	122

Figura	5.25:	Diferencias entre las trayectorias medias del EIR de los grupos de sanos y Patológicos. Movimiento de flexión.....	122
Figura	5.26:	Diferencias en las componentes de la fuerza aplicada al cuello.....	125
Figura	5.27:	Diferencias en el momento extensor del cuello (a nivel de C7).....	125
Figura	5.28:	Diferencias en la curva de la potencia instantánea.....	126

Índice de abreviaturas

Abreviatura	Significado
ACC	Análisis de correlaciones cruzadas
ACRoM	Técnicas activas de medida del rango articular
AED	Análisis exploratorio de datos
ANCOVA	Análisis de covarianza
Cdm	Centros de masas
CRoM	Rango de movimiento cervical
EIR	Eje instantáneo de rotación
EMG	Electromiografía
EVA	Escala visual analógica
FANOVA	Análisis de varianza funcional
FDA	Análisis de datos funcionales
gdl	Grado de libertad
gdlf	Grado de libertad funcional
I2MB	Instituto Universitario de Ingeniería Mecánica y Biomecánica
IBV	Instituto de Biomecánica de Valencia
IMUs	Inertial Measurement Unit
ISB	Sociedad Internacional de Biomecánica
ME	Modelos esqueléticos
MME	Modelos músculo-esqueléticos
MNME	Modelos neuro-músculo-esqueléticos
NDI	Índice de discapacidad del cuello
NHTSA	Administración Nacional de Seguridad del Tráfico en las Carreteras
PCRoM	Técnicas pasivas de medida del rango articular
RoM	Rango de movimiento
Rx	Rayos X
SAPR	Sistema anatómico en la posición de referencia
SCL	Síndrome del latigazo cervical
SRL	Sistema de referencia ligado

1. Introducción

Antecedentes

1.1. Importancia del análisis biomecánico del cuello

El desarrollo de modelos para el análisis cinemático y dinámico del movimiento del cuello es un tema relevante dentro del campo de la Biomecánica por sus aplicaciones en los campos de la Medicina y la Ergonomía, dada la importancia económica y social que tiene la prevención, valoración y rehabilitación de las lesiones de cuello.

Así, en el campo de la Medicina, los modelos biomecánicos del cuello permiten estudiar las causas de las lesiones cervicales, en particular el latigazo cervical, valorar las alteraciones funcionales asociadas y evaluar la evolución de los tratamientos de rehabilitación. En el campo de la Ergonomía, el estudio de la biomecánica del cuello permite valorar la carga física asociada a determinadas actividades laborales y desarrollar modelos para el diseño de puestos de trabajo que prevengan posibles lesiones.

Con el fin de cumplir el objetivo principal de esta investigación, en este apartado se plantea el interés económico y social del estudio desarrollado y se describen someramente los planteamientos generales que se han desarrollado a nivel de investigación y que se describen de forma detallada el Capítulo 2 de esta tesis Doctoral.

1.2. Problemática económica y social

El interés por el desarrollo de modelos cinemáticos y dinámicos del cuello ha experimentado un crecimiento notable en los últimos 30 años debido al incremento de las lesiones por latigazo cervical y de otras patologías asociadas a actividades con carga estática en el trabajo o a los procesos de envejecimiento.

Así, el síndrome del latigazo cervical (SLC) asociado a los accidentes de tráfico es un problema de salud pública muy relevante, cuya importancia no ha dejado de crecer en los últimos años. Por ejemplo, según estudios de la Administración Nacional de Seguridad del Tráfico en las Carreteras (NHTSA), la incidencia en los EEUU es del orden de 300 casos por cada 100 mil habitantes y año. En la Unión Europea (UE) cada año se producen 80.000 nuevos episodios de patologías del cuello asociadas al latigazo cervical por accidentes de tráfico (Sterling, 2014; Acar, 2016; Broos, 2016) y en el Reino Unido se registran 714 reclamaciones por cada 100 mil habitantes al año (Styrke et al., 2012).

El coste económico asociado a estas lesiones es muy alto. Por ejemplo, el coste asociado al SLC en los EEUU durante la década de 2000-10 superó los 23 mil millones de dólares/año. En la UE, los costes asociados al tratamiento médico fueron del orden de 10 mil millones de euros en el mismo período. Además de los costes sanitarios, hay que considerar costes legales asociados a las reclamaciones y compensaciones, del orden de 3 mil millones de libras en Reino Unido en 2011 o de 350 millones de dólares en Australia en el mismo periodo (Sterling, 2014).

La evaluación de las lesiones por accidente de tráfico no es sólo una cuestión médica, sino que tiene importantes implicaciones económicas y legales, dadas las indemnizaciones asociadas a las secuelas de los accidentes. Por este motivo, también hay interés en la identificación de simuladores y fraude que, según algunos estudios, pueden suponer más del 5% de las reclamaciones a las compañías de seguros y tienen un enorme coste para las compañías de seguros (Oddsottir et al., 2015).

Además de las lesiones asociadas a los accidentes traumáticos, también hay una alta incidencia de las lesiones de cuello por origen laboral, especialmente en tareas industriales como manufacturas o en el trabajo con ordenador, donde se produce carga muscular estática. En España, el dolor de cuello es la segunda causa más frecuente, después del dolor de espalda, de visita médica por motivos relacionados con el trabajo (Encuesta Nacional de Condiciones de Trabajo). Esta situación es general en todos los países industrializados y su importancia está creciendo junto con la terciarización de las economías, ya que el dolor de cuello es la patología músculo esquelética más frecuente entre los oficinistas. De forma paralela, el coste asociado a problemas de cuello es muy importante y supone entre el 3 y el 11% de las reclamaciones por contingencia laboral (Chen et al., 2018).

1.3. Enfoques de los modelos del cuello

Los modelos utilizados para el estudio biomecánico del cuello pueden ser clasificados en modelos cinemáticos y dinámicos, siendo los primeros los más utilizados en las aplicaciones médicas y ocupacionales.

La mayor parte de aplicaciones en el campo de la medicina se limitan a evaluar la función articular del cuello mediante el rango de movimiento (RoM, según sus siglas en inglés). A pesar de su sencillez y utilidad en el campo de la Rehabilitación, las medidas de RoM sólo ofrecen una representación estática y no permiten analizar realmente la cinemática (Stenneberg et al., 2017). De ahí el desarrollo más reciente de otras técnicas de análisis de movimientos, que registran el movimiento de forma continua, de manera que se analizan ángulos, velocidades y aceleraciones (Baydal et al., 2011). Este tipo de técnicas ofrece información mucho más útil para el estudio de la coordinación motora y control sensorial (Bahat et al., 2015).

A pesar de su interés clínico, las aproximaciones anteriores sólo consideran los ángulos articulares, por lo que no son útiles para el desarrollo de modelos dinámicos, donde es necesario contar también con los grados de libertad asociados a la traslación de la cabeza. Esto limita su uso en los campos de la Ergonomía, o en el estudio de las fuerzas durante un impacto, como es el caso de las aplicaciones en el campo de la automoción. Estas limitaciones se han intentado resolver con modelos más elaborados, como los de barras y articulaciones con el propósito de permitir análisis dinámicos simplificados en aplicaciones ergonómicas.

Más completos son los modelos músculoesqueléticos que representan el complejo articular del cuello completo, incluyendo vértebras, ligamentos y músculos, como los basados en las plataformas OpenSim, AnyBody, Virthuman o 3DSSPP (Mortensen et al., 2018). Si bien la complejidad de estos modelos podría hacer suponer una descripción más válida de los esfuerzos internos, en la práctica no siempre es así, ya que dichos modelos necesitan numerosos parámetros de entrada, muchos desconocidos o difícilmente personalizables. Esta limitación, junto con su complejidad y elevado coste computacional, hacen que, en estos momentos, los modelos músculoesqueléticos completos de cuello no se usen en la práctica clínica o en la evaluación de puestos de trabajo. Lo mismo sucede con los modelos basados en elementos finitos, cuyas aplicaciones se limitan a estudios de investigación sobre el mecanismo de producción del latigazo cervical (Yoganandan et al., 1997; Yan et al., 2018; Cai et al., 2020).

Un enfoque novedoso a medio camino entre la simplicidad de los métodos cinemáticos usados en el ámbito clínico y los complejos modelos músculoesqueléticos utilizados en la investigación del latigazo cervical es el modelo del par de rodadura (Page et al., 2011). Este modelo se basa en la medida experimental de los ejes instantáneos de rotación asociados al movimiento de la cabeza respecto del tórax, por lo que considera tanto el movimiento angular como los desplazamientos. A diferencia de los modelos músculoesqueléticos, el eje instantáneo de rotación (EIR) se ajusta funcionalmente para cada individuo en particular, sin necesidad de describir ninguna estructura interna, por lo que no se precisa definir ni conocer parámetros internos imposibles de medir. Sin embargo, la descripción de la cinemática del movimiento es completa, ya que se basa en datos experimentales. Por este motivo pensamos que podrán obtenerse estimaciones de las acciones soportadas por el cuello en condiciones más realistas que las de los modelos complejos y con más validez que las asociadas a los modelos simplificados.

1.4. Nuevo enfoque de análisis biomecánico basado en la medida de los EIR

Teniendo en cuenta las consideraciones anteriores, que serán descritas y discutidas con más detalle en la revisión bibliográfica, se ha planteado el desarrollo de un nuevo modelo cinemático y dinámico de cuello que intente llegar a un compromiso entre la simplicidad

de los modelos articulares usados en medicina y la complejidad de los modelos músculo esqueléticos más recientes. Para ello se partirá del modelo basado en el EIR, que permite obtener una representación simple pero realista del movimiento articular. Sobre este modelo se implementarán las características inerciales de la cuello-cabeza lo permitirá obtener estimaciones válidas de las fuerzas articulares. En esta línea se plantea la presente tesis doctoral, desarrollada en el Instituto Universitario de Ingeniería Mecánica y Biomecánica (I2MB) de la Universitat Politècnica de Valencia, dentro de la línea de investigación en modelos biomecánicos dirigida por el Profesor A. Page.

Esta tesis doctoral ha sido financiada por el Ministerio de Economía Industria y Competitividad del Gobierno de España (proyecto DPI2013-44227-R, y DPI2017-84201-R) y por la Escuela Politécnica Nacional de Quito, Ecuador (Proyecto PIJ-15-08).

2. Estado del arte.

2.1. Introducción

En este Capítulo se revisan los diferentes enfoques descritos en la literatura para el desarrollo de modelos biomecánicos de cuello con aplicaciones en el ámbito de la Valoración Funcional y la evaluación de riesgos por carga física en el trabajo.

El raquis cervical corresponde al tercio superior de la columna vertebral. La columna vertebral sostiene la cabeza y permite dirigir el movimiento de esta parte del cuerpo, donde se albergan no sólo al cerebro, sino a los órganos sensoriales encargados de la visión, oído y el equilibrio. Por este motivo, la funcionalidad del cuello es de enorme importancia en la realización de la mayoría de actividades de la vida diaria. Además, y como en el resto de la columna vertebral, el raquis cervical debe proteger el eje nervioso que lo atraviesa. Para cumplir con estas funciones la columna cervical debe poseer a la vez una buena resistencia mecánica y movilidad.

Dada la influencia de estas dos características mecánicas contrapuestas (movilidad y resistencia), el estudio biomecánico del cuello ha suscitado interés desde hace muchos años. Los primeros estudios modernos han estado relacionados con el análisis de los mecanismos de fractura y dislocación (Werne, 1957) y con la descripción de la cinemática articular, para describir movimientos intervertebrales y sus rangos en cada eje (Panjabi, et al., 1976; Panjabi, 1979). Estos trabajos, de carácter fundamentalmente anatómico, se centraron en estudios con cadáveres o en pruebas pasivas realizadas mediante técnicas radiográficas.

Sin embargo, las aplicaciones de la biomecánica del cuello en los ámbitos de la Valoración Funcional y la Ergonomía implican un conocimiento diferente asociado al desarrollo de movimientos voluntarios, al análisis de la coordinación motora y a la determinación de esfuerzos internos. Todo ello en condiciones similares a las de las actividades laborales o de la vida diaria en la que deben aplicarse. Por este motivo, en esta Tesis Doctoral la revisión se ha centrado en las técnicas que permiten el estudio del comportamiento del raquis desde un punto de vista funcional, obteniendo información sobre la respuesta cinemática y dinámica del cuello en su conjunto durante el desarrollo de actividades humanas.

Para sintetizar la extensa información disponible, se ha dividido la descripción en dos grandes bloques: los modelos cinemáticos y los modelos dinámicos (Figura 2.1). Los primeros son los más utilizados en la práctica clínica, mientras que los modelos

dinámicos han suscitado más interés en aplicaciones en el campo de la Ergonomía, para la estimación de carga física cervical o en el estudio de los impactos en vehículos.

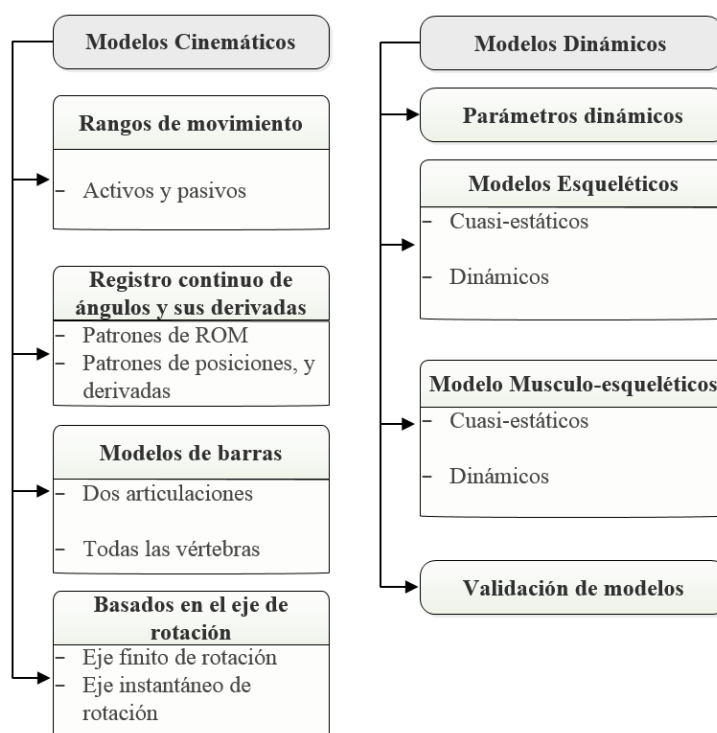


Figura 2.1: Organización de la revisión bibliográfica

En cada caso se clasificarán las técnicas de análisis en función del tipo de información y fundamentos mecánicos. En cada categoría de técnicas se comentarán los fundamentos y modo de aplicación, las principales aplicaciones en los ámbitos objeto de esta Tesis Doctoral y se comentarán las principales ventajas y limitaciones. Al final del capítulo se expone un resumen con las principales conclusiones de esta revisión bibliográfica.

2.2. Técnicas cinemáticas

Los modelos cinemáticos buscan representar cuantitativamente el movimiento del conjunto cuello-cabeza por medio de variables que reflejan el estado del movimiento durante la ejecución de un determinado gesto. Son los más utilizados en aplicaciones de valoración funcional, para cuantificar el estado funcional articular, además de proporcionar la información de entrada necesaria para plantear modelos dinámicos.

Las técnicas cinemáticas analizadas en esta Revisión se han clasificado en los siguientes grupos:

1. Técnicas estáticas para medir el rango de movimiento (RoM).
2. Técnicas basadas en el registro continuo de ángulos y sus derivadas.
3. Modelos de barras.
4. Modelos basados en los ejes instantáneos de rotación.

A continuación, se describen las principales características de cada técnica, el tipo de información que ofrecen y sus ventajas e inconvenientes.

2.2.1. Técnicas estáticas para medir el Rango de Movimiento

La medida del rango de movilidad articular es la técnica cinemática de exploración clínica más usada para la valoración funcional del cuello. En esta técnica se registran los extremos de las posiciones angulares que se alcanzan durante un movimiento de máxima amplitud, por lo general en uno de los planos principales (sagital, coronal y transversal), lo que permite definir un rango de movimiento cervical (RoM).

Las medidas de RoM son analizadas y evaluadas bajo comparativas de base de datos de normalidad estándar obtenidas en sujetos sanos. Es un hecho admitido que las limitaciones de movilidad y el dolor llevan asociadas una reducción en el RoM, por lo que estas medidas son muy útiles en aplicaciones de medicina clínica y forense. Además de comparar los valores de RoM de un paciente con la base de normalidad, el RoM también puede utilizarse en estudios evolutivos, analizando los cambios sobre un mismo paciente a medida que avanza el proceso de rehabilitación. No obstante, esta aplicación está limitada por la fiabilidad de estas técnicas, como se comentará más adelante (De Rosario et al., 2018).

Existe una extensa bibliografía sobre dispositivos para determinar el RoM en aplicaciones clínicas. La revisión de Stenneberg et al. (2017) presenta una descripción bastante exhaustiva y clasifica los métodos de medición del RoM en:

- **Activos y Pasivos.** En las técnicas activas de medida del rango articular (ARoM), las posiciones extremas de la articulación se alcanzan sin asistencia externa de un examinador, siendo el paciente inducido a contraer los músculos para alcanzar las posiciones deseadas. Por el contrario, en las técnicas pasivas (PRoM) el examinador manipula el cuello forzando la posición extrema del cuello sin activación muscular por parte del paciente. Es un hecho admitido que este tipo de medida proporciona un rango de movimiento mayor que el de las pruebas activas, en las que el sujeto mueve su articulación sin la ayuda del observador (Stelle et al., 2013; Rutledge et al., 2013). Hay abundantísima información sobre las diferencias entre unas y otras pruebas, en particular comparando propiedades clinimétricas (fiabilidad y validez) de diferentes dispositivos de medición. En los trabajos de Youdas et al. (1992) y de Koning

et al. (2008) hay dos revisiones sobre las características clinimétricas de las pruebas activas, y se comparan diferentes técnicas específicas de medición. Respecto a las pruebas pasivas y comparación con las activas, pueden encontrarse una descripción exhaustiva de los procedimientos y propiedades clinimétricas en las revisiones de Antonaci et al. (2000) y Williams et al. (2010).

- **Medidas estáticas y continuas.** En las medidas estáticas, el sujeto alcanza (de forma activa o pasiva) las posiciones extremas, que son las únicas que se registran. Por el contrario, en las medidas continuas, se registran los ángulos correspondientes a la secuencia completa del movimiento, que generalmente se realiza de forma activa. Evidentemente, las técnicas estáticas no aportan información del movimiento, sino sólo de los rangos. Las medidas continuas sí permiten un análisis más detallado y son la base de otras técnicas más elaboradas que se describen en los apartados siguientes. En cualquier caso, las técnicas estáticas son las más utilizadas, no sólo por la sencillez del equipamiento, sino por la abundancia de estudios y de criterios de valoración.

En cuanto a las técnicas de medición de los RoM, la mayoría de los diseños experimentales utilizan **técnicas simples**, basadas en observaciones visuales realizadas por el examinador, instrumentadas con un goniómetro y/o inclinómetro, mientras que las **técnicas complejas** se basan en capturas de imagen en posición estática, instrumentadas con rayos X, resonancia magnética, ultrasonidos, etc.

Las técnicas más complejas tienen la posibilidad de extraer información vertebral más detallada, si bien su complejidad y coste las alejan de la práctica clínica en el campo de la valoración funcional, relegándolas al ámbito de la investigación. Por otra parte, las más extendidas, las radiológicas, presentan el problema de la exposición a la radiación. Las principales aplicaciones de estas técnicas se refieren al estudio detallado de los movimientos intervertebrales, para determinar los rangos de movilidad entre cada pareja de vértebras y los acoplamientos entre movimientos (Figura 2.2). Sin embargo, este tipo de técnicas no suele usarse en estudios de movimientos y se suele limitar a estudios sobre imágenes estáticas, por lo que no representa con precisión la orientación de las vértebras durante el movimiento. Por otra parte, la correlación entre la imagen estática y los síntomas clínicos es limitada, lo que reduce su utilidad como técnica de valoración funcional (Anderst et al., 2013; Nicholson, et al., 2018).



Figura 2.2: Modelo del PRoM basado en imagen médica para medir el movimiento intervertebral (Martynkiewicz, et al., 2011)

Las técnicas simples basadas en goniómetros e inclinómetros son baratas, no invasivas y han demostrado su utilidad en aplicaciones clínicas y de medicina legal. Las medidas del RoM se suelen realizar a partir de una posición neutra, a partir de la cual se alcanzan las posiciones extremas, de acuerdo con un protocolo que depende del plano de movimiento y de la instrumentación utilizada. En la Figura 2.3, se muestra un ejemplo de la medida del rango de flexo-extensión con un goniómetro manual. Además de las técnicas clásicas basadas en diferentes tipos de goniómetros o inclinómetros, que no describimos aquí por salirse de los objetivos de la tesis, actualmente se han desarrollado diferentes apps para Smartphone capaces de realizar con suficiente validez este tipo de medidas (Pourahmadi et al., 2018).

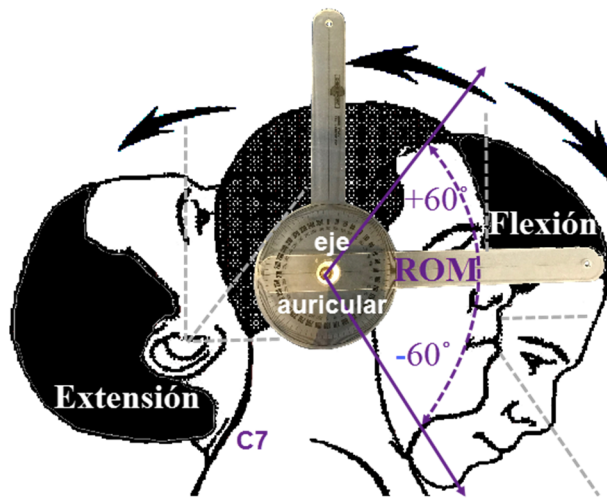


Figura 2.3: Medida del rango de flexo-extensión con un goniómetro manual

Dado que estas técnicas exigen un registro manual y cierta pericia por parte del examinador, los niveles de fiabilidad de dichas técnicas constituyen una de sus principales limitaciones, lo que ha suscitado una amplia actividad investigadora, habiéndose publicado varias revisiones sistemáticas sobre estas cuestiones (De Koning et al., 2008; Audette et al., 2010; Williams et al., 2010; Rondoni et al., 2017).

Hay una extensa producción científica acerca de la relación entre el dolor y el RoM en los diferentes planos, lo que ha convertido a este tipo de parámetros en una de las bases para la clasificación de los niveles de severidad de lesiones. Así, se han estudiado las diferencias entre sujetos sanos y diferentes patologías como el Síndrome del Latigazo Cervical (Stenneberg et al., 2017), dolor crónico (Rudolfsson et al., 2012), lesiones asociadas a las actividades laborales (Chen et al., 2018) y dolor inespecífico de cuello (Howell, 2011). También se ha utilizado en otras aplicaciones relacionadas con la discapacidad (LoPresti et al., 2000) o para monitorizar la recuperación tras la cirugía (Kaliswal et al., 2016).

A pesar de su simplicidad, bajo coste y relación establecida con el dolor y las limitaciones funcionales, la medida del RoM presenta algunos problemas que limitan su utilidad el campo clínico y laboral.

La primera de ellas se refiere a su escasa correlación entre el RoM y las escalas clínicas. Aunque muchos estudios muestran diferencias significativas entre grupos de sanos y de personas con patologías, cuando se intenta establecer una correlación entre las puntuaciones en diferentes escalas clínicas y los rangos de movimiento, se suelen obtener coeficientes de correlación bajos (Hudes, 2011; Howell, 2011). Esto significa que el RoM está midiendo una característica relacionada con el estado funcional, pero sólo parcialmente.

Por otra parte, la fiabilidad de las técnicas de RoM es limitada, de manera que su resolución puede ser suficiente para diferenciar entre grupos sanos y patológicos, o entre lesiones con severidades muy importantes, pero quizás no para evaluar lesiones leves o para hacer un seguimiento continuo de la evolución de un paciente (Jordan et al., 2000; Snodgrass et al., 2014; Ernst et al., 2015).

Finalmente, es evidente que el RoM no proporciona información sobre el movimiento de la cabeza, ya que sólo se miden posiciones extremas y no se conocen las velocidades o aceleraciones, ni las relaciones entre las variables de posición de los diferentes grados de libertad. Esta información es muy relevante para superar algunas de las limitaciones anteriormente señaladas y para posibilitar otros estudios relacionados con la coordinación motora. Finalmente, la información cinemática es imprescindible como entrada de los modelos de dinámica inversa del cuello.

Por este motivo, se han desarrollado otras técnicas de análisis cinemático que sí consideran la medida continua de la cinemática del cuello durante la ejecución de un determinado gesto. En el apartado siguiente se describen sus principales características.

2.2.2. Técnicas basadas en el registro continuo de ángulos y sus derivadas

Este grupo engloba un conjunto de técnicas de goniometría que permiten medir de forma continua la orientación de la cabeza durante la ejecución de movimientos de exploración clínica o el desarrollo de actividades laborales o de la vida diaria. A diferencia de los métodos anteriores, que sólo proporcionan información estática sobre las posiciones extremas, en este caso se registran las funciones continuas de los tres giros asociados al movimiento.

Existen en el mercado diferentes dispositivos capaces de proporcionar una medida continua de la orientación de la cabeza respecto a una posición neutra. Los primeros trabajos se realizaron con goniómetros electrónicos (Figura 2.4), consistente en una cadena de barras con encoders en las articulaciones (Feipel et al., 1999). Hay diferentes variantes de tipo mecánico, si bien en la actualidad, se usan equipos menos aparatosos y más versátiles y precisos.

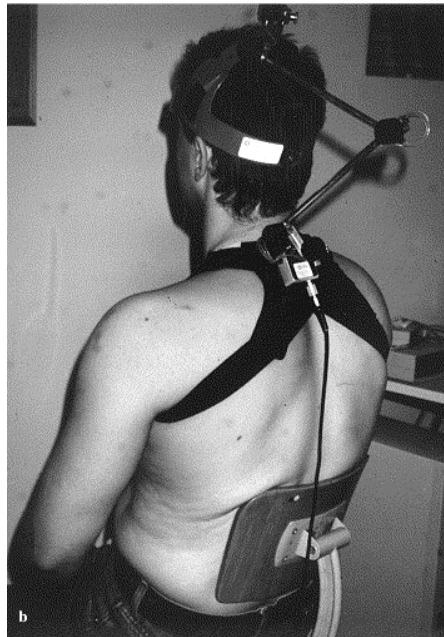


Figura 2.4: Goniómetro CA 6000 Spine Motion Analyzer, utilizado por Feipel para sus estudios sobre movimientos del cuello (Feipel et al., 1999)

Una de las técnicas más utilizadas se basa en sensores de ultrasonidos, que permiten una medida precisa y en tiempo real de la orientación de la cabeza sin necesidad de que el sujeto lleve un aparatoso sistema de barras sujeto a la espalda y cabeza (Dvir et al., 2004), lo que permite la realización de movimientos más naturales. Hay una extensa bibliografía sobre este tipo de técnicas y su fiabilidad en la medida de RoM activos, así como su comparación con otras técnicas estáticas (Cagnie et al., 2007). En la misma línea se ha usado sistemas de orientación electromagnéticos, cuyas propiedades clinimétricas son muy similares a los basados en ultrasonidos (Koerhuis et al., 2003).

Lo sistemas de medida de orientación de la cabeza han experimentado un enorme avance en los últimos años debido al desarrollo de los denominados sensores inerciales o IMUs (Inertial Measurement Unit). Estos dispositivos están incorporados en la mayoría de smartphones, lo que ha permitido un abaratamiento muy notable, así como reducciones en el tamaño y mejoras en su validez y fiabilidad. Por este motivo, constituyen una alternativa simple y muy barata a los delicados y costosos equipos de ultrasonidos o electromagnéticos (Yoon et al., 2019). Por otra parte, la incorporación de serie de este elemento de medida en cualquier teléfono de gama media o superior, hace posible utilizarlo para medidas de movilidad del cuello en muchos contextos (Stenneberg et al., 2018).



Figura 2.5: Sistema de marcadores para el análisis de movimientos de la cabeza con videofotogrametría (Sistema NedCerv-IBV)

Finalmente, hay que señalar a las técnicas de videofotogrametría como las más precisas y completas para el registro de movimientos del cuello (o de cualquier segmento corporal) (Figura 2.5). Aunque su coste y complejidad las relegan al ámbito de la investigación, el videofotogrametría sigue siendo el gold standard para el análisis de movimientos humanos y cualquier técnica alternativa debe ser validada con ella (Baydal et al., 2011).

La medida continua de ángulos durante el movimiento cervical ha supuesto un avance muy grande en la descripción de la función articular y su relación con el dolor o con diferentes patologías. La medida continua de movimientos se orientó, en un principio, a la medida de rangos articulares activos, presentado la ventaja frente a los métodos goniométricos de permitir una medida eficaz de los movimientos acoplados (Feipel et al., 1999; Malmström et al., 2006). En Antonaci et al. (2000) hay una exhaustiva revisión de trabajos sobre medida de rangos con estas técnicas. Por otra parte, el uso de medidas continuas permite analizar rangos en movimientos cíclicos, lo que mejora la fiabilidad en las medidas de estas variables y también de sus derivadas (Baydal et al., 2011). Finalmente, el registro continuo de los ángulos ha permitido analizar diferencias entre variables funcionales, frente a los clásicos análisis basados en valores extremos (Feipel et al., 1999b).

La principal aportación de los sistema de medida continua del movimiento del cuello está en la posibilidad de trabajar con variables cinemáticas, como las velocidades angulares, las aceleraciones o el jerk (derivada de la aceleración) (Sjölander et al., 2008; Tsang et al., 2016, Lemmers et al., 2018). Son numerosos los trabajos publicados en los que se analizan diferencias entre personas sanas y pacientes de diferentes patologías cervicales a partir de estas variables cinemáticas. Como resultado de estos trabajos se ha demostrado que la velocidad angular discrimina mejor las pérdidas funcionales que los rangos de movimiento (Öhberg et al., 2003; Sjölander et al., 2008; Baydal et al., 2011). También se ha comprobado que la velocidad angular está mejor correlacionada con las escalas clínicas que los rangos de movimiento (De Rosario et al., 2018). En cambio, la utilidad de otras variables, como la aceleración o el jerk no está tan establecida, posiblemente por los problemas de fiabilidad que presentan las derivadas de orden superior (Siegmond et al., 2009).

Otra utilidad del registro continuo de los movimientos cervicales está relacionada con los estudios de control sensorimotor. En efecto, la medida continua del movimiento permite definir patrones de movimiento y relaciones entre movimientos acoplados que se han relacionado con alteraciones sensorimotoras asociadas a determinadas patologías (Bahat et al., 2015; Bahat et al., 2016).

Finalmente, cabe destacar la utilidad del registro continuo del movimiento para identificar patrones anómalos de movimiento, asociados a la simulación o falta de colaboración por parte del paciente. Puesto que las pruebas de movilidad voluntarias

dependen de la colaboración del paciente, sus resultados son muy susceptibles su disposición del paciente para realizar las pruebas con sinceridad. Es un hecho contrastado que en determinados procesos que implican indemnizaciones u otras posibles compensaciones, por ejemplo, en caso de accidente de tráfico, un porcentaje de pacientes simula limitaciones que no tiene o, al menos, intenta exagerar los síntomas (Baydal et al., 2007). Este hecho ha sido usado precisamente para identificar a este tipo de pacientes a partir de las diferencias entre sus patrones cinemáticos y los de enfermos de colaboración contrastada (Dvir et al., 2004; Baydal et al., 2011).

A pesar del interés del registro continuo de ángulos cervicales, estas técnicas presentan algunas limitaciones importantes. Además de las asociadas la fiabilidad de las variables cinemáticas, o de su dependencia de la colaboración de los pacientes, comentadas anteriormente, es evidente que la medida de ángulos sólo ofrece una información parcial de la cinemática articular. En efecto, cuando se describe el movimiento de la cabeza usando sólo los grados de libertad rotacionales, se está asumiendo implícitamente que la articulación del cuello es una rótula, eliminando los movimientos de traslación.

Esta simplificación en la descripción del movimiento cervical supone una importante pérdida de información, ya que es un hecho contrastado que las alteraciones de movimiento a nivel intervertebral asociadas a las lesiones, afectan no sólo a los ángulos, sino también a la posición de los ejes instantáneos de rotación y, por tanto, a los desplazamientos lineales de la cabeza (Woltring et al., 1994). Por otra parte, el efecto de la orientación de la cabeza, su velocidad angular y su aceleración angular influye de manera notable tanto en las fuerzas gravitatorias como en las de inercia que actúan sobre el cuello y sobre los órganos del equilibrio. No parece lógico desarrollar métodos de evaluación de alteraciones cervicales o del equilibrio sin considerar el efecto de las variables mecánicas asociadas. Finalmente, es evidente que una información cinemática basada sólo en ángulos no es suficiente como entrada en los modelos dinámicos del cuello, salvo que se admita, como se ha comentado antes, que el cuello es una rótula lo que, evidentemente, se aleja mucho de la realidad.

Por este motivo se han desarrollado otras aproximaciones que representan mejor el movimiento de la cabeza y que se describen a continuación.

2.2.3. Modelos de barras

Como se ha comentado en el apartado anterior, las técnicas de medida basadas en el registro continuo de los ángulos cervicales presentan indudable interés en la valoración funcional. Sin embargo, no consideran los movimientos de traslación, por lo que la información que ofrecen es insuficiente para implementar modelos dinámicos, donde deben incluirse variables cinemáticas angulares y lineales.

Los primeros modelos para considerar las dimensiones del cuello y simular con relativa precisión los movimientos del centro de gravedad de la cabeza se abordaron representando el conjunto cuello-cabeza como un sistema formado por barras articuladas

(Ouerfelli et al., 1999). En la Figura 2.6 se muestra un esquema de un modelo con dos barras, o modelo de doble pivote, que es el más usado en las aplicaciones en modelos dinámicos (Willinger et al., 2005). También se muestra la implementación experimental para exportar medidas a Opensim.

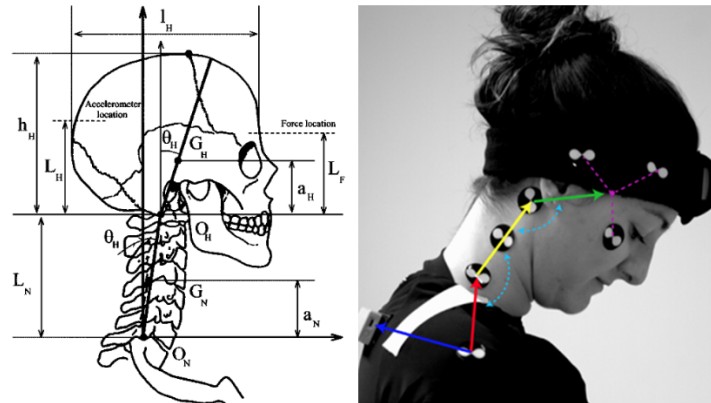


Figura 2.6: Modelo de doble pivote (Williner et al., 2005) y su implementación para la captura de movimientos mediante IMUs y su modelado en Opensim

Los modelos de barras se han usado para el estudio de los movimientos de la cabeza en diferentes tareas (Szeto, 2002; Straker et al., 2008), en el diseño de los dummies para simulación de accidentes de tráfico (Willinger et al., 2005) o en estudios de la dinámica de la cabeza durante accidentes de tráfico (Coliocchia et al., 2008). Por otra parte, algunos dispositivos robóticos para el control de la postura del cuello en personas con discapacidad, o para realizar ejercicios de rehabilitación, también utilizan este tipo de modelos articulados (Beira et al., 2006; Jiang et al., 2015; Krystyanto et al., 2015; Hidayatullah et al., 2016). Finalmente, también se han aplicado modelos de barras en el desarrollo de robots humanoides (Zoppi y Molfino, 2006; Visser et al., 2009; Amanda et al., 2015).

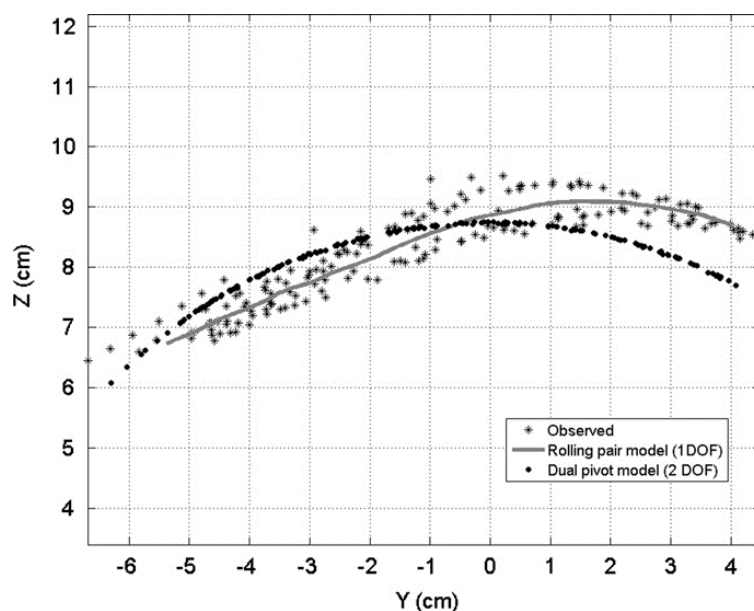


Figura 2.7: Trayectorias del centro del sistema de referencia anatómico de la cabeza durante un movimiento cíclico de flexo-extensión. Se comparan las trayectorias medidas experimentalmente, y las ajustadas según modelo de doble pivote o uno de un grado de libertad basado en el Eje Instantáneo de rotación (Page et al., 2011)

El modelo de doble pivote puede ofrecer una representación mucho mejor que un modelo con eje fijo, pero no deja de ser un modelo simplificado, con 2 grados de libertad en un movimiento de flexo-extensión, que tiene errores importantes en la representación de las trayectorias y muy importantes en la definición de ejes instantáneos de rotación o aceleraciones del centro de masas. Así, en la Figura 2.7 se muestra la comparación entre las medidas experimentales del centro del sistema de referencia anatómico y las obtenidas con un modelo de doble pivote (Page et al., 2011). Las diferencias se amplifican en el caso de las aceleraciones y posiciones de los ejes, lo que puede introducir errores bastante grandes en la dinámica del movimiento. Evidentemente, puede ajustarse el movimiento incrementando el número de barras, pero entonces se pierde la simplicidad del modelo y, además, se precisan medidas de ángulos sobre estructuras corporales difíciles o imposibles de medir experimentalmente.

Por estos motivos se han planteado alternativas más completas que, manteniendo uno o dos grados de libertad, permite una descripción mucho más detallada de la cinemática articular. En estas alternativas, que hemos llamado modelos basados en el eje instantáneo de rotación, los grados de libertad no se limitan mediante estructuras mecánicas artificiales, sino a partir de las relaciones funcionales que se producen en los

movimientos coordinados, y que pueden ser medidas experimentalmente para cada individuo. En el apartado siguiente se comentan los estudios más relevantes en esta línea de trabajo.

2.2.4. Modelos basados en el eje instantáneo de rotación. Grados de libertad funcionales

Como se ha comentado anteriormente, los modelos basados en el registro de los ángulos consideran tan sólo 3 grados de libertad y, además, asumen implícitamente que los ejes o centros de rotación ocupan una posición fija y desconocida, ya que no se usa la información relacionada con los desplazamientos lineales.

La descripción completa de la cinemática articular implica describir no sólo los desplazamientos angulares, sino también los desplazamientos lineales. Para ello se pueden considerar 6 variables de posición asociada al movimiento relativo de un segmento distal respecto del proximal, lo que dará una información completa del movimiento articular sin asumir ninguna hipótesis acerca de la naturaleza de la articulación que los une. Este planteamiento, que se denomina modelo articular no paramétrico, ha sido usado en algunos trabajos (Woltring et al., 1994b), si bien no ha tenido mucho éxito en el ámbito de la biomecánica, ya que no considera ningún modelo articular. De hecho, asume 6 grados de libertad, lo que tampoco es correcto desde un punto de vista mecánico ni funcional, dado que la articulación es una ligadura que, precisamente, reduce dichos grados de libertad del movimiento.

Por este motivo, lo habitual en el campo de la biomecánica es utilizar modelos articulares basados en pares inferiores, generalmente rótulas o pares de revolución (Zatsiorsky, 2002, Winter, 2009). Si se determina la posición de los ejes o centros articulares, entonces es posible tener una buena representación del movimiento. Hay una extensísima bibliografía sobre la definición de ejes o centros articulares (Wu et al., 2002; Wu et al., 2005) y su medida experimental (revisados en Ehrig et al., 2007). Este tipo de modelos es el que se aplica en los modelos comerciales (OpenSim, Anybody) y permite personalizar los modelos articulares a las características de cada individuo mediante un proceso de calibración funcional.

Sin embargo, la simplificación de considerar las articulaciones como pares inferiores sigue introduciendo errores importantes desde el punto de vista dinámico incluso en articulaciones donde el principal grado de libertad es una rotación, como en el caso de la rodilla (Leardini et al., 2017). En el caso de articulaciones complejas, como el hombro, el raquis lumbar o el cuello, los errores cometidos con modelos de par inferior son inasumibles, ya que los ejes de rotación articulares no son fijos, sino que desplazan varios centímetros durante el movimiento (Page et al., 2009, 2010 y 2011).

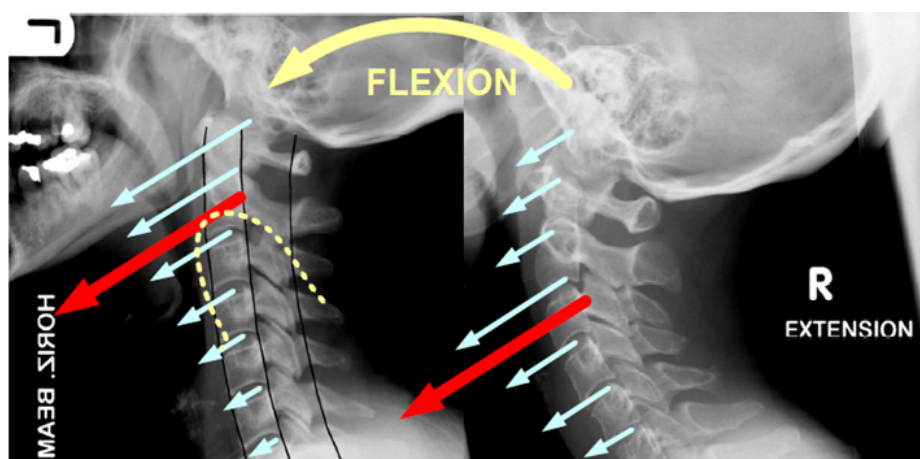


Figura 2.8: La posición del EIR de todo el cuello es el centroide de los ejes de rotación de cada movimiento intervertebral. Por tanto, su posición depende de la contribución relativa de cada segmento al movimiento global (en términos de velocidad angular). Un desplazamiento longitudinal indica un movimiento secuencial de las vértebras, como se ha demostrado en Page et al., 2011)

Este desplazamiento es consecuencia de la coordinación y del movimiento secuencial de las diferentes estructuras que constituyen una articulación compleja (Figura 2.8), por lo que la medida de la posición y movimiento del eje instantáneo de rotación (EIR) articular está íntimamente relacionada con la función articular, y puede ser mucho más sensible a alteraciones que los rangos angulares, las velocidades o aceleraciones. Esta idea fue aplicada por primera vez al cuello en el trabajo póstumo de Woltring (Woltring et al., 1994) en el que se comparan las trayectorias del EIR en un sujeto sano y un paciente de latigazo cervical. No obstante, las dificultades experimentales que presenta la medida de las trayectorias del EIR, extraordinariamente sensible a los errores, junto con las dificultades para tratar estadísticamente este tipo de información, relegaron los estudios sobre el EIR durante años. No fue hasta pasado unos diez años cuando empezaron a usarse de nuevo.

En efecto, dada la sensibilidad del EIR a cambios en la coordinación del movimiento, el estudio de su trayectoria puede ser un indicador de pequeñas alteraciones asociadas a cambios en los rangos de movilidad intervertebrales (Bogduk and Mercer, 2000; Baillargeon y Anderst, 2013; Anderst et al., 2015). Por el mismo motivo, se ha usado el EIR para analizar alteraciones funcionales. Grip et al. (2007 y 2008) lo usaron para identificar diferencias entre sujetos sanos y patológicos durante el movimiento de reposicionamiento y en el estudio de movimientos rápidos, respectivamente, mientras que Ellingson et al. (2013) lo ha usado para detectar movimientos aberrantes.

Ahora bien, la utilidad de las técnicas cinemáticas no depende solo la cantidad de información que puedan ofrecer, sino también de la calidad de dicha información. En particular las aplicaciones en el ámbito clínico exigen verificar la fiabilidad de las medidas. La fiabilidad es una propiedad clinimétrica relacionada con la reproducibilidad y resulta crítica para poder comparar medidas realizadas sobre sujetos distintos o en repeticiones del mismo sujeto (Lemeunier et al., 2017).

Como se ha comentado antes, estos aspectos han sido ampliamente estudiados en el caso de las medidas basadas en el RoM. Mucho más escasos son los trabajos orientados a determinar la fiabilidad de las variables cinemáticas en movimientos continuos (Michiels et al., 2013; Bahat et al., 2015). No se ha encontrado ningún estudio que analice la fiabilidad en la medida del EIR del cuello, si bien sí hay datos sobre otras articulaciones (Cáceres et al., 2016).

La fiabilidad del EIR es un aspecto crítico en sus aplicaciones al ámbito clínico. En efecto, el movimiento del EIR es muy sensible a las alteraciones funcionales o a pequeños cambios en la coordinación motora (Woltring et al., 1994; Page et al., 2011). Pero por ese mismo motivo es también muy sensible a los errores experimentales o a la variabilidad intrasujeto inevitable en las pruebas realizadas con personas (Woltring et al., 1985; Page et al., 2006).

La sensibilidad a los errores experimentales del EIR puede dar lugar a un comportamiento aparentemente errático, como se comprueba en algunos de los trabajos anteriormente citados. De hecho, su posición en cada instante se suele tratar como una variable aleatoria que se describe a partir de los valores medios y su dispersión (Grip et al., 2008) o mediante descripciones del tamaño y morfología del área en la que se encuentra (Amevo et al. 1991; Cescon et al., 2014; Anderst et al., 2013b; Barbero et al., 2017; Alsultan et al., 2019).

Sin embargo, desde un punto de vista estrictamente físico, el EIR asociado al movimiento de un sólido, en este caso la cabeza, debe describir un axoide específico. Si el movimiento de la cabeza es suave, como sucede en cualquier prueba clínica realizada a baja velocidad, el axoide asociado también debería serlo. Así se demuestra en el trabajo de Page et al. (2011), donde se registra la trayectoria del EIR del cuello y se asocia al movimiento secuencial de las vértebras (Figura 2.9).

Un aspecto crítico en la medida de los axoides asociados al EIR es el concepto de grado de libertad funcional., que permite simplificar la descripción del movimiento con una o dos variables, tal como se hace en los modelos articulares de pares inferiores, pero manteniendo el realismo.

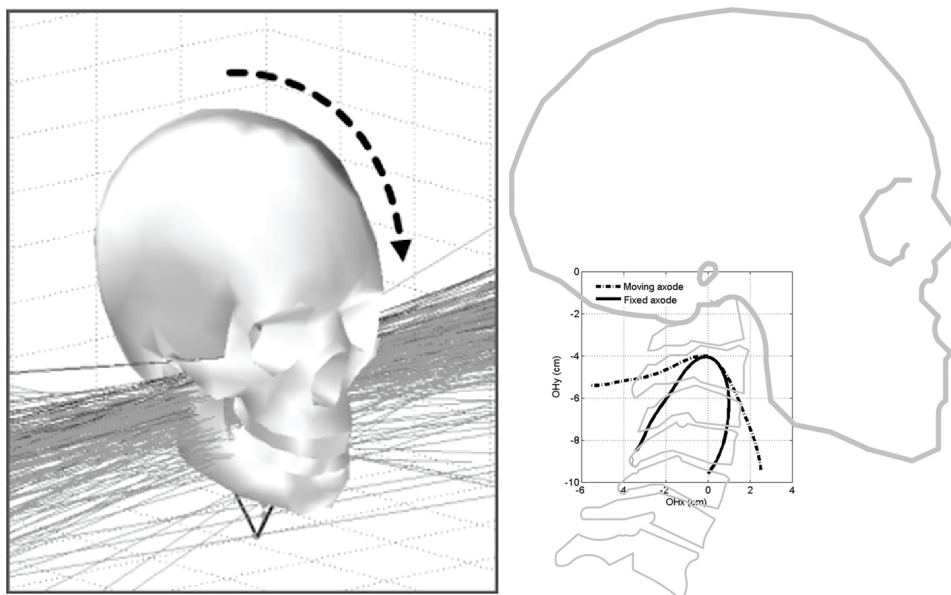


Figura 2.9: Diferencias en las medidas experimentales del EIR cervical, según la calidad de las medidas experimentales y del tratamiento de la información. Izquierda: medida directa obtenida por Cescon et al., (2014), usando una técnica poco precisa que proporcionan un haz de ejes aparentemente errático e inconexo. Derecha: Posición del corte del axoide descrito por el EIR obtenido por Page et al., (2011), usando videofotogrametría y un procesado basado en el promediado óptimo de movimientos cíclicos. Se obtiene un axoide suave y continuo, como corresponde al movimiento real de la cabeza, que es continuo y suave

En efecto, aunque una articulación compleja, como el cuello, tiene 6 grados de libertad (gdl) en el sentido estrictamente mecánico, es un hecho que las variables cinemáticas no evolucionan de manera independiente cuando se ejecuta un movimiento. Debido a la coordinación motora, los movimientos no son deslavazados, sino que existen relaciones implícitas entre dichas variables. Por tanto, aunque exista la posibilidad mecánica de ejecutar movimientos de hasta 6 gdl, en realidad los movimientos normales pueden describirse con muchas menos variables independientes. De hecho, la mayoría de los movimientos mecánicos o los realizados en pruebas clínicas funcionales pueden expresarse en función de una sola variable y, por tanto, se ejecutan como si sólo hubiese un grado de libertad. En definitiva, es pertinente distinguir entre los grados de libertad asociados a una articulación y los realmente utilizados al ejecutar un movimiento. A éstos últimos se les denominan grados de libertad funcionales (gdlf). Este concepto fue introducido originalmente por Li para describir la coordinación entre los dedos de la mano (Li, 2006), pero puede ser generalizado para seleccionar cuántas variables son necesarias para describir un movimiento en articulaciones complejas como el cuello

(Page et al., 2008), el raquis lumbar (Page et al., 2009) o el hombro (Page et al., 2010). Otros estudios previos ya habían planteado la posibilidad de describir el movimiento articular mediante una sola variable, en el caso de articulaciones más simples como la rodilla (Muller, 1993) o el tobillo (Leardini et al., 1999), aunque dichos análisis estaban basados en restricciones mecánicas y no funcionales.

El concepto de grado de libertad funcional puede arrojar bastante luz sobre la forma de interpretar los EIR y de usarlos para obtener un modelo funcional sencillo del cuello. En efecto, cada movimiento del cuello lleva asociado un axoide. En el caso general de un movimiento con varios grados de libertad, al repetir un mismo movimiento, las trayectorias y velocidades serían diferentes por lo que cada ciclo llevaría asociado un axoide distinto. Por el contrario, si admitimos que los movimientos simples se pueden representar mediante una sola variable posición, entonces el axoide será aproximadamente el mismo en cada repetición del movimiento y es posible obtener una superficie que represente el movimiento promedio de la articulación, tal como se muestra en la Figura 2.9.

Esta es la línea de trabajo que seguiremos en esta Tesis Doctoral tanto para la descripción de la cinemática del cuello como para el desarrollo de nuevos modelos dinámicos.

2.3. Modelos dinámicos

Los modelos biomecánicos dinámicos son representaciones del cuerpo humano, o de alguna de sus partes, que permiten estimar fuerzas internas que no se pueden medir directamente. Es decir, los modelos sirven para simular el comportamiento dinámico del cuerpo humano, de manera que se obtengan estimaciones de las fuerzas articulares o musculares asociadas a un determinado movimiento.

En los últimos 10 años se ha producido una auténtica explosión de trabajos orientados a desarrollar modelos cada vez más complejos y completos. Por ejemplo, en un estudio realizado por Hicks et al. (2015) se comprueba la evolución en el interés por los modelos biomecánicos. Así, en 1990 se publicaron sólo 200 artículos sobre este tema. En 2013, se publicaron más de 2000. No obstante, la mayor parte del esfuerzo de investigación se ha centrado en modelos de miembro inferior, para análisis de la marcha humana (revisados en Alamdari y Krovi, 2017). Los esfuerzos en otras articulaciones complejas como el raquis lumbar, el cervical o el hombro son bastante más escasos y su aplicación en los ámbitos clínico o de la ergonomía mucho más limitada. En Alizadeh et al. (2020) hay una revisión sistemática reciente sobre modelos de cuello, si bien está muy centrada en los modelos musculo esqueléticos y basados en elementos finitos, aspectos ambos que no constituyen el objeto de la tesis.

Los modelos dinámicos que se usan en Biomecánica corresponden a uno de los grupos que se enumeran a continuación, ordenados según complejidad creciente (Alamdari y Krovi, 2017; Page, 2020):

- Modelos esqueléticos (ME).
- Modelos músculo-esqueléticos (MME).
- Modelos neuro-músculo-esqueléticos (MNME).

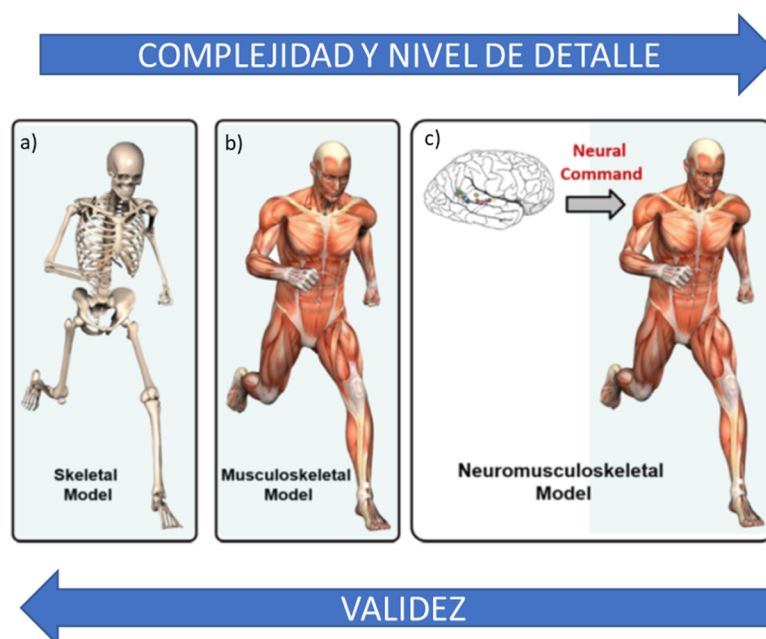


Figura 2.10: Tipos de modelos biomecánicos. a) Modelos esqueléticos o articulares. b) Modelos músculo esqueléticos. c) Modelos neuro músculo esqueléticos. (Adaptado de Alamdari y Krovi, 2017)

Los modelos esqueléticos (ME) (Figura 2.10.a) no consideran las fuerzas en cada músculo que controlan una articulación. Se limitan a calcular las fuerzas en las articulaciones y los momentos necesarios para mantener el equilibrio o asociados al movimiento observado.

Los modelos músculo-esqueléticos (MME) (Figura 2.10.b) sí intentan estimar las fuerzas en cada una de las estructuras internas, incluyendo los músculos, ligamentos y fuerzas de reacción. Sin embargo, su planeamiento es básicamente mecánico y no tienen en cuenta aspectos relacionados con el control neuromotor.

Finalmente, los modelos neuro-músculo-esqueléticos (MNME) (Figura 2.10.c) tienen en cuenta todos los aspectos anteriores y, además incluyen los niveles de activación muscular, generalmente medidos con electromiografía.

A medida que los modelos se hacen más complejos, crece el nivel de detalle de la información que proporcionan. Sin embargo, eso no significa, necesariamente, que sus estimaciones sean más válidas. Al contrario, un mayor nivel de detalle implica utilizar más parámetros de entrada, incluyendo información anatómica y parámetros inerciales imposibles de medir directamente. Esto limita la validez de muchos modelos biomecánicos, hasta el punto de que existen dudas fundamentadas de la posibilidad de validar los MME y los MNME (Hatze, 2002). Aunque se han realizado esfuerzos por sistematizar la verificación y validación de estos modelos (Lund et al., 2012; Hicks et al., 2015), la realidad es que las validaciones completas in vivo están prácticamente ausentes de la bibliografía por la imposibilidad técnica de medir directamente los esfuerzos internos sin usar métodos muy invasivos (Fregly et al., 2012).

Por este motivo, los modelos más usados en la práctica son los modelos esqueléticos o articulares, al que pertenece el propuesto en esta Tesis Doctoral. En este apartado se revisarán los avances más relevantes en el desarrollo de modelos dinámicos de cuello. Nos limitaremos a los modelos esqueléticos y músculo esqueléticos; no consideramos los MNME, ya que su nivel de desarrollo y aplicación en el caso del cuello es meramente testimonial. Además, y dado que todas las acciones relevantes en los modelos de cuello-cabeza son inerciales o gravitatorias, resulta fundamental disponer de información sobre los parámetros inerciales de la cabeza, aspecto que también se considera en esta revisión. Finalmente, se discute brevemente el problema de la validez de los modelos y las posibilidades de contrastación directa de sus estimaciones.

En definitiva, en los siguientes apartados se comentarán los planteamientos más relevantes en tres aspectos:

1. Determinación de parámetros inerciales para modelos dinámicos de cuello-cabeza.
2. Modelos esqueléticos o articulares de cuello.
3. Modelos músculo-esqueléticos de cuello.
4. Validación de modelos biomecánicos de cuello.

2.3.1. Parámetros inerciales para los modelos dinámicos de cuello-cabeza

Tanto los modelos ME como los MME siguen un planteamiento basado en la dinámica inversa. Se parte de una medida del movimiento y de las acciones externas aplicadas al sistema objeto de movimiento (fuerzas directamente aplicadas y pesos). Usando estimaciones de los parámetros inerciales se calculan las fuerzas de inercia y se obtienen las acciones articulares necesarias para el equilibrio dinámico. Aquí es donde se detienen los modelos ME. En los MME se incorporan además las acciones de diferentes grupos

musculares, planteando un problema indeterminado que se resuelve por algún procedimiento de optimización.

En cualquier caso, tanto para los ME, como para los MME es necesario disponer de información de parámetros inerciales de los segmentos corporales: masas, posición de los centros de masas (Cdm) y momentos de inercia. Además, es necesario disponer de algunas medidas antropométricas que sirvan, por una parte, para disponer de sistemas de referencia anatómicos y, por otra como medidas de tamaño para estimar con más detalle las características inerciales de la cabeza. A continuación, se comentan los artículos revisados sobre estos aspectos.

Medidas antropométricas

La mayor parte de estudios sobre medidas antropométricas de la cabeza están orientados a la definición de los sistemas de referencia anatómicos sobre los que definir la ubicación de los Cdm o las orientaciones de los ejes principales de inercia, por lo que se comentarán en los epígrafes correspondientes. En casi todos esos trabajos, las masas e inercias se relacionan con la masa total del cuerpo, corregida por el sexo y a veces, por la talla.

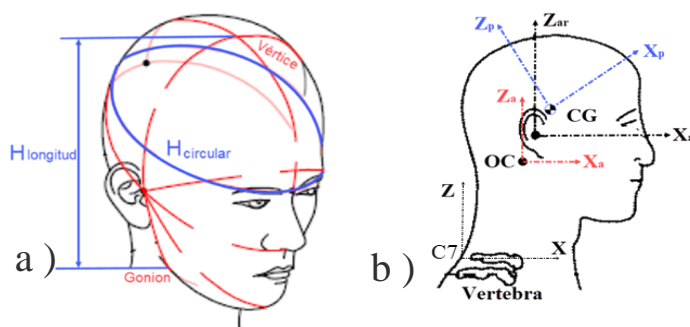


Figura 2.11: a) Parámetros de longitud de la cabeza, b) Diferentes sistemas de referencia para los parámetros inerciales. Fuente: Elaboración propia

También se han publicado trabajos en los que se miden perímetros y longitudes de la cabeza que permiten ajustar su masa o inercias, de manera que se consiga un mejor nivel de personalización que usando parámetros generales (Figura 2.11). En el Jaffrey (2008), hay una revisión muy completa de las diferentes aproximaciones en las que se obtienen ajustes de las características inerciales usando los perímetros, anchura o altura de la cabeza. En ellos se usan técnicas antropométricas estáticas con instrumentación clásica.

Más recientemente se han publicado otros trabajos en los que se obtienen medidas usando técnicas de videofotogrametría o escáneres 3D (Plaga et al., 2005; Scheenstra, 2005; Abe et al., 2010; Ma et al., 2011), o bien técnicas de análisis de imagen médica a partir de tomografías o resonancia magnética nuclear (revisados en Park, 2014). Por

desgracia, muchos de las técnicas propuestas exigen instrumentación compleja y costosa, imposible de usar en un laboratorio estándar de biomecánica. Por tanto, su interés práctico es limitado. Por otra parte, las muestras medidas no siempre son suficientemente amplias y, además, se circunscriben a grupos étnicos muy concretos, lo que supone un problema para la generalización de sus resultados.

Masa de la cabeza y cuello

La determinación de la masa de la cabeza y de la posición de su centro de masas es fundamental para el desarrollo de modelos dinámicos, ya que permite una estimación precisa de las fuerzas gravitatorias, así como de las fuerzas de inercia asociadas a las aceleraciones lineales.

Los primeros estudios sobre parámetros inerciales de la cabeza se obtuvieron a partir de muestras con cadáveres, para obtener relaciones entre la masa de la cabeza y el peso de todo el cuerpo. Los primeros estudios clásicos se desarrollaron en el ámbito militar en poblaciones anglosajonas (Hanavan, 1964; Dempster, 1967; Clauser 1969, Chandler et al., 1975), lo que limita la posibilidad de extrapolar estos resultados a otros grupos de población. También se han realizado otros estudios para desarrollar modelos de cuello-cabeza en impactos en vehículos (Hodgson et al., 1972; Becker, 1972; Walker et al., 1973; Beier et al., 1979). En Pearsall and Reid (1994) hay una revisión de los trabajos antiguos con tablas resumen de los resultados obtenidos. Por otra parte, en el capítulo de Material y Métodos se enumerarán los trabajos de los que se han obtenidos datos para obtener las curvas de regresión que se han usado en esta Tesis Doctoral.

Además, se han estudiado las diferencias en la masa atendiendo a criterios como el sexo (Young et al., 1983; Dumas et al., 2007, Park et al., 2014), o los grupos étnicos (Hodgson et al., 1972; Okada, 1996, Jin Park et al., 1999; Fard et al., 2004, Yoganandan et al., 2009). En Beeman et al. (2016) hay una revisión relativamente reciente sobre datos disponibles, y su aplicación a la dinámica del impacto. A pesar de los esfuerzos realizados, la información disponible por grupos étnicos es bastante dispersa y, en general, con muestras reducidas.

Otro problema que se plantea en un modelo dinámico de la cabeza es separar la masa de la cabeza de la equivalente del cuello, ya que éste segmento es deformable y su efecto sobre la inercia del conjunto depende del movimiento. La información específica sobre la masa del cuello es escasa y la mayoría de estudios proporcionan datos de la masa de la cabeza o del conjunto cabeza-cuello (Dempster, 1955; Zatsiorsky, 2002; Fard et al., 2004). No hemos encontrado una descripción específica de efecto inercial del cuello.

Dada la variabilidad entre grupos étnicos, y los limitados tamaños muestrales de muchos estudios, los trabajos más útiles son los que relacionan la masa de la cabeza con otras características antropométricas, como la masa corporal, la talla y otras variables morfológicas de la cabeza (Clauser, 1969; McConville, et al., 1980; Zatsiorsky, 1983,

De Leva, 1996; Shan, y Bohn, 2003; Rossi, 2012). Este tipo de estudios permiten cierto nivel de personalización de los modelos. Sin embargo, hay que destacar que la correlación entre la masa de la cabeza y el peso o la talla corporal no son demasiado altas, por lo que sólo se consiguen buenas predicciones cuando se miden variables directamente relacionadas con el tamaño de la cabeza, aspectos sobre el que hay pocos estudios y con muestras muy reducidas. Además, hay que tener en cuenta las diferencias étnicas señaladas anteriormente, lo que resta validez a los modelos de regresión.

Posición del centro de masas

La posición del centro de masas (Cdm) de la cabeza es un parámetro crítico para determinar el momento asociado a la fuerza gravitatoria y para calcular las fuerzas de inercia. Muchos de los trabajos anteriormente citados dan estimaciones de la posición del centro de masas, siguiendo técnicas estáticas clásicas (Damavandi et al., 2009) o estimaciones basadas en imágenes médicas (Cheng et al., 2000; Albery, 2003).

Uno de los problemas en la ubicación del centro de masas es la definición del sistema de referencia ligado a la cabeza, aspecto sobre el que hay cierta diversidad de criterios. Generalmente, se define un sistema de referencia anatómico a partir de marcas fáciles de identificar y, sobre ese sistema, se define otro sistema asociado a las características inerciales, cuyo centro es el centro de masas y sus ejes los ejes principales de inercia (Dempster, 1955; McConville et al., 1980). Evidentemente, para que las descripciones de los sistemas de diferentes estudios sean comparables, las definiciones de las referencias anatómicas deberían ser las mismas, lo que, por desgracia, no sucede. Esto es una limitación importante, ya que hace muy difícil integrar en una única base los resultados de los diferentes estudios (Figura 2.10.b).

Otro aspecto a considerar es la normalización de las coordenadas del Cdm respecto del tamaño de la cabeza. Generalmente, se asume que el plano sagital es un plano de simetría, por lo que las coordenadas del Cdm sólo corresponden a los ejes anatómicos X e Y. Esta posición se suele expresar como un porcentaje de la longitud de la cabeza (Dempster, 1955; Clauser et al., 1969; De Leva, 1996; Armstrong, 1998; Dumas et al., 2007). Lógicamente, para usar este tipo de datos es necesario disponer de las correspondientes medidas de dicha dimensión. De ahí la importancia de la información sobre morfología de la cabeza descrita anteriormente.

En algunos trabajos se han planteado ecuaciones de regresión para obtener la posición del Cdm a partir de características antropométricas (Clauser, 1969; Zatsiorsky, 1983). La validez de tales ecuaciones no ha sido contrastada, dado el escaso tamaño muestral, las diferencias entre grupos étnicos y la dispersión en la definición de los sistemas anatómicos.

Otro problema sin resolver satisfactoriamente es el efecto del cuello en la posición de Cdm del conjunto cuello-cabeza. Como se ha comentado anteriormente el efecto del

cuello depende de la postura y del movimiento, aspectos sobre los que no hemos encontrado información publicada. Una solución a este problema puede ser la propuesta por Díaz-Rodríguez et al. (2016) que utiliza un método empírico para estimar la masa equivalente del sistema cuello-cabeza usando las mismas técnicas para caracterizar robots. Este planteamiento se ha usado en la presente Tesis Doctoral para ajustar los parámetros inerciales a partir de una primera estimación basada en modelos de regresión.

Momentos de inercia

La estimación de los momentos de inercia de la cabeza se puede realizar a partir de tres aproximaciones diferentes.

La más directa, y antigua, consiste en medir los momentos de inercia a partir de procedimientos mecánicos (péndulos compuestos), usando especímenes procedentes de **cadáveres** (Dempster, 1955; Chandler et al., 1975; Reynolds et al., 1975). Lógicamente, estos procedimientos no permiten muestras grandes, por lo que se desarrollaron otros procedimientos para la estimación aproximada de los momentos de inercia a partir de **modelos geométricos** generados usando dimensiones antropométricas (Havanan, 1964; Armstrong, 1988). Estos modelos fueron perfeccionados posteriormente usando aproximaciones 3D muy parecidas a la forma real, mediante escaneados o imágenes médicas (Cheng et al., 2000; Albery, 2003; Rossi, 2012). En este caso se usan datos geométricos reales que se complementan con propiedades de los tejidos para analizar la masa y los momentos de inercia, estimar la posición del centro de gravedad y la orientación de los ejes principales de inercia.

La tercera forma de estimar los momentos de inercia es usando un **modelo de dinámica inversa**, donde se mide a la vez el movimiento y las fuerzas externas, ajustando los parámetros inerciales para que las fuerzas estimadas en los sensores coincidan con las calculadas a partir del movimiento (Damavandi et al., 2010). Este procedimiento es el que ofrece más ventajas cuando se aplican los datos a un modelo biomecánico, pero no siempre arroja estimaciones físicamente consistentes de los valores reales de los momentos de inercia, probablemente por el efecto de la inercia del cuello y por la sensibilidad del método a los errores en el cálculo de aceleraciones (Díaz-Rodríguez et al., 2016).

Algunos trabajos se limitan a proporcionar el momento de inercia respecto del eje de flexo-extensión (eje Z en la notación de la Sociedad Internacional de Biomecánica), lo que es suficiente para los modelos 2D en el plano sagital, que son los más usados en el estudio de colisiones en vehículos, o cargas posturales en el trabajo sedentario (Becker, 1972, Beier, 1979). Sin embargo, para poder hacer una simulación completa de la dinámica de la cabeza, la información de los momentos de inercia debe ir referida a una posición dada del Cdm y a unos ejes de referencia. Esto implica proporcionar los tres momentos principales de inercia y la orientación de los ejes principales respecto al sistema anatómico (McConville et al., 1980; Young et al., 1983, Zatsiorsky, 1983; De

Leva 1996; Shan, 2003; Yoganadan, 2009). En las tablas se suele hacer una estimación de la masa del segmento (cabeza, o cuello-cabeza, dependiendo del estudio) a partir de la masa corporal (o la masa y la talla), se ubica el Cdm como se ha explicado en el apartado anterior y se definen los momentos de inercia proporcionando a un radio de giro absoluto, o bien como una proporción de una dimensión antropométrica (longitud, anchura o altura de la cabeza). No en todos los estudios se proporciona información detallada de la orientación de los ejes principales de inercia lo que, en la práctica, significa que algunos modelos se usan los mismos ejes anatómicos como principales, despreciándose los productos de inercia.

Como se ha comentado anteriormente, la discrepancia entre sistemas de referencia anatómicos hace difícil comparar estudios distintos, cuya validez está limitada, además, por los tamaños muestrales. No obstante, hay que distinguir entre la veracidad estimaciones de características inerciales y el efecto real de posibles errores sobre los cálculos de fuerzas y momentos cuando se aplican a un modelo biomecánico (Yokoi et al., 1998). Parece que, en el caso específico de la cabeza, el efecto de cambios en los momentos de inercia no afecta demasiado a los resultados, especialmente en el caso de movimientos lentos como son los que aparecen en aplicaciones clínicas o en el estudio de la carga física en el trabajo. Así, el efecto de los momentos de inercia sobre el momento a nivel de C7 suele ser menor que el asociado a la masa y el desplazamiento lineal del Cdm (Díaz-Rodríguez et al., 2016). Por otra parte, el momento asociado al peso es un orden de magnitud superior al asociado al momento de inercia. Por tanto, es posible que sea admisible cierto grado de error en los momentos de inercia, y que sea preferible partir de estimaciones groseras y ajustar la posición del centro de masas durante la calibración de los modelos.

2.3.2. Modelos esqueléticos o articulares del cuello

Los modelos esqueléticos o articulares modelan el cuerpo como un conjunto de segmentos unidos por las articulaciones corporales, con la finalidad de obtener las acciones, fuerzas y momentos, a nivel articular, pero prescindiendo de las fuerzas de músculos, tendones y ligamentos (Hansen et al., 2014; Díaz Rodríguez et al., 2016). Los modelos articulares suelen plantearse desde un enfoque de la dinámica inversa: se registran las fuerzas externas aplicadas al cuerpo, así como el movimiento de los segmentos corporales. Los parámetros inerciales se obtienen de tablas, o bien se estiman usando ecuaciones de regresión o se reajustan durante procesos de calibración dinámica.

A pesar de que no ofrecen ninguna información sobre los esfuerzos internos, los modelos esqueléticos son los más usados en aplicaciones ergonómicas, tanto por la simplicidad del planteamiento como por la robustez de sus estimaciones, que no dependen de parámetros anatómicos difíciles de personalizar. Por otra parte, los modelos articulares pueden ser validados empíricamente, ya que en ellos se puede usar información redundante, puesto que las acciones externas pueden ser, a la vez, medidas experimentalmente y estimadas a partir de las fuerzas de inercia y los pesos. Esto es una

ventaja enorme sobre los modelos músculo esqueléticos, cuya validación experimental es imposible (Hatze, 2002). Volveremos a esta cuestión más adelante.

La mayor parte de modelos articulares corresponden al miembro inferior y se han usado para el estudio de la marcha humana. Los modelos articulares de cuello son bastante escasos y se limitan a las aplicaciones dinámicas de los modelos de barras anteriormente discutidos (Szeto, 2002; Straker et al., 2008; Willinger et al., 2005; Colioccchia et al., 2008; Anderst et al., 2013), que se utilizan en aproximaciones estáticas para analizar la carga postural en tareas sedentarias, o los efectos inerciales asociados a los accidentes de tráfico. Como se ha comentado anteriormente, la cinemática de estos modelos es discutible, por lo que es posible que las estimaciones de las fuerzas de inercia no sean adecuadas, siendo preferibles los modelos basados en el EIR como el planteado en Page et al., (2011).

Salvo en el caso del estudio de movimientos muy rápidos, como es el caso del estudio de los impactos en vehículos, las fuerzas de inercia que soporta el cuello son relativamente pequeñas, de manera que los efectos de compresión y el momento flexor se debe, fundamentalmente al peso de la cabeza (Díaz-Rodríguez et al., 2016). Por ese motivo, los modelos esqueléticos de cuello se han usado básicamente en estudios de posturas estáticas asociadas a la carga de trabajo en tareas sedentarias (Snijders et al., 1991) o en el estudio del confort en el diseño de asientos (Zanasi et al., 2002).

Los modelos dinámicos se han aplicado sobre todo en el ámbito de la automoción, aplicándolo al estudio de los impactos y en el desarrollo de dummies (Yamazaki et al., 2000; Withnall et al., 2003; van Lopik y Acar, 2007).

En el ámbito clínico, las aplicaciones de los modelos esqueléticos están centradas en estudios sobre la relación entre la intensidad de un impacto y la severidad de las lesiones que producen, generalmente en accidentes de tráfico (McIntosh et al., 2007; Yoganandan et al., 2009; Kang, et al., 2016; de Weese et al., 2017), aunque también se han desarrollado otras aplicaciones en el ámbito del deporte (Oeur, 2016).

Finalmente, los modelos esqueléticos se han usado en aplicaciones biomecánicas y antropométricas para ajustar los parámetros inerciales de la cabeza, usando las fuerzas medidas y el movimiento como entrada y ajustando los parámetros inerciales para que coincidan las fuerzas medidas con las estimadas por el modelo (Chen et al., 2011; Hansen et al., 2014; Díaz et al., 2016).

Sorprendentemente, no hemos encontrado aplicaciones de los modelos esqueléticos a la estimación de patrones de fuerzas o momentos para valoración funcional del cuello, aspecto que puede complementar las variables cinemáticas que sí se usan de forma más o menos generalizada en la actualidad.

Sin embargo, sí hay evidencias de que las alteraciones funcionales disminuyen la capacidad de realización de esfuerzos isométricos (Cagnie et al., 2007b), por lo que

parece lógico que un modelo dinámico detectase alteraciones en las fuerzas, momentos o potencia desarrollada durante ejercicios dinámicos. Sin embargo, las únicas medidas de fuerzas se realizan con dinamómetros para determinar el esfuerzo muscular isométrico. En Miranda et al. (2019) hay una reciente revisión sistemática sobre el empleo de estas técnicas, que no comentaremos por salirse de los objetivos de esta Tesis Doctoral.

2.3.3. Modelos músculo-esqueléticos de cuello

Los modelos músculo-esqueléticos (MME) de cuello incorporan un modelado interno del raquis cervical, incluyendo no sólo las vértebras sino también los ligamentos y las acciones musculares. Aunque, como comentaremos más adelante, la validez de este tipo de modelos es discutible, en los últimos años se ha desarrollado una gran actividad de investigación en este campo, debido a la popularización de sistemas como OpenSim y AnyBody (Roos et al., 2020).

Se han publicado bastantes aproximaciones a los MME y resulta difícil una clasificación sencilla. Las principales diferencias entre modelos se refieren a los siguientes aspectos (Alizadeh et al., 2020):

- Tipo de modelo: modelos multicuerpo vs modelos de elementos finitos. Los modelos FE permiten modelar los discos intervertebrales y los tejidos blandos con gran detalle (Ahn, 2005). En los modelos multicuerpo, las vértebras se representan mediante cuerpos rígidos, mientras que los discos y ligamentos se representan mediante resortes con amortiguamiento (Cazzola et al., 2017). En términos generales, se asume que los modelos multicuerpo presentan ventajas sobre los modelos FE. La primera es que son mucho más eficientes desde el punto de vista computacional, permitiendo aplicaciones estáticas o dinámicas, mientras que los modelos FE son bastante menos eficientes y, de hecho, sus aplicaciones se limitan a estudios estáticos. Por otra parte, los modelos FE implican modelar las características mecánicas de estructuras muy complejas como los discos intervertebrales y los ligamentos, cuyas propiedades in vivo no son siempre bien conocidas. Por ello, su utilidad se suele limitar a modelos de partes de la columna con un uso más académico que clínico.
- Modelos estáticos vs modelos dinámicos. La diferencia viene determinada por el papel de las fuerzas de inercia durante la resolución del problema de dinámica inversa. La mayoría de trabajos publicados corresponden a modelos dinámicos, ya que sus aplicaciones están orientadas al estudio de las acciones internas asociadas a los impactos (Kruidhof y Pandy, 2006; Cazzola et al., 2017; Mortensen et al., 2018). Los modelos estáticos son más escasos, y están orientados al análisis de los esfuerzos asociados a las posturas estáticas (Vasavada et al., 2008, Vasavada et al., 2015).
- Tipo de representación de las acciones musculares. En general, los músculos en los modelos se representan mediante líneas de acción o mediante curvas

asociadas a superficies envolventes. La mayoría de modelos de cuello utilizan representaciones bastante simples basados en líneas rectas (De Jager et al., 1996; Netto et al., 2008, Cazzola et al., 2017). No obstante, también hay algunos modelos con superficies envolventes, especialmente en modelos destinados al estudio de esfuerzos dinámicos (Brolin et al., 2008).

- Modelo de activación muscular. la mayoría de MME utilizan alguna variante del modelo de Hill (Winters, 1990), que considera el músculo compuesto por un elemento contráctil que representa el comportamiento activo del músculo, un elemento elástico en serie que representa los tendones, y un elemento elástico paralelo que representa el comportamiento del músculo pasivo. Las diferencias entre unos y otros modelos se refieren sobre todo al papel del elemento activo, frente al pasivo.
- Resolución de la indeterminación dinámica. Como en todos los MME, el número de acciones musculares es mayor que el de grados de libertad del sistema, por lo que el problema de dinámica inversa está indeterminado y es necesario establecer un criterio adicional para repartir las fuerzas generalizadas entre los distintos músculos. En los modelos de cuello se usan tres estrategias de reparto: a) las basadas en curvas no lineales de esfuerzo-deformación de los músculos (Vasavada et al., 2008; De Jager et al., 1996); b) las basadas en procesos de optimización (Snijders et al., 1991; De Jager et al., 1996); c) Las basadas en la actividad EMG (Netto et al., 2008). Este es un aspecto crítico en la validez de los modelos de cuello, ya que el criterio de optimización influye notablemente en el resultado de las estimaciones. En la actualidad siguen sin resolverse problemas fundamentales, como la forma de introducir la contracción de los músculos antagonistas, o la forma de registrar la actividad muscular de los músculos profundos, aspecto necesario para los modelos guiados por EMG (Choi y Vanderb, 2000).

Como puede verse, hay una amplia variedad de opciones y estrategias para el modelado del cuello mediante MME. Sin embargo, la utilidad práctica de tales modelos para aplicaciones clínicas o de ergonomía está limitada por una serie de deficiencias que todavía no han sido satisfactoriamente resueltas.

En primer lugar, es necesario que el modelo se pueda personalizar a las características específicas de cada individuo. Está demostrado que pequeños cambios en la morfología del modelo, como las inserciones musculares o propiedades mecánicas del modelo, afectan notablemente a las predicciones (Horsman et al., 2007). Sin embargo, los modelos disponibles trabajan con características genéricas tomadas de estudios in-vitro, que son difícilmente extrapolables a individuos concretos o a personas con alteraciones funcionales o lesiones (Roos et al., 2020). Aunque se han realizado algunos intentos para reescalar los modelos, no se dispone de información aceptable para aplicarla a colectivos

con funcionalidad alterada cuyas características funcionales son, evidentemente, diferentes de la población sana (Mortensen et al., 2018).

Por otra parte, los MME son muy sensibles a la cinemática del movimiento. Salvo que se usen sistemas de fotogrametría con Rx es imposible obtener una representación fiable del movimiento de cada una de las vértebras del raquis cervical, lo que cuestiona la validez de las predicciones (Nevins et al., 2014).

Como se ha señalado anteriormente, la modificación de los criterios de optimización afecta notablemente a las estimaciones de esfuerzos proporcionadas por los modelos. El registro de los niveles de actividad muscular mediante EMG no resuelve el problema. En efecto, por una parte, no es posible registrar de manera precisa la actividad EMG de los músculos profundos. Además, está comprobado que muchas lesiones cervicales van acompañadas de alteraciones en las relaciones entre la fuerza y la señal electromiográfica, lo que invalida esta estrategia en muchas aplicaciones clínicas (Jull, 2000; Falla et al., 2007).

Sin embargo, la principal objeción a las aplicaciones de los MME de cuello es la misma que afecta a cualquier modelo MME: la imposibilidad de validar sus predicciones mediante la comparación directa con las medidas tomadas directamente. Este problema es discutido en el apartado siguiente.

2.3.4. Validación de los modelos biomecánicos de cuello

Cualquier modelo biomecánico tiene por objetivo predecir magnitudes mecánicas que no pueden medirse directamente. Por tanto, para aceptar como válidas dichas estimaciones, el modelo debe someterse a un proceso de validación donde se comparen directamente las estimaciones con sus medidas reales.

Este planteamiento, que sería evidente en cualquier modelo mecánico aplicado a un sistema no humano, es muy difícil de aplicar en el caso de los MME del cuerpo humano. La razón es muy sencilla: es muy difícil, cuando no imposible, medir las acciones internas en vivo. Por tanto, las estrategias de validación de los modelos biomecánicos no suelen basarse en las comparaciones directas de magnitudes, sino en aproximaciones indirectas. Este problema fue descrito hace veinte años por Hatze (2002), quien lo denominó el problema fundamental de la dinámica musculo esquelética inversa.

Naturalmente el problema no afecta de la misma manera a los modelos articulares que a los MME. En efecto, en el caso de los modelos esqueléticos o articulares no se trabaja con esfuerzos a nivel de músculo o articulación, sino simplemente se tienen que estimar las fuerzas o momentos globales aplicadas en una sección del raquis. Puesto que dichas fuerzas son externas, podrían medirse usando una plataforma de fuerzas, siempre que se controle perfectamente el movimiento del resto del cuerpo. Este es el planteamiento que se ha usado en estudios previos, no tanto para validar los modelos, como para estimar los parámetros inerciales de la cabeza (Hansen et al., 2014; Díaz et al., 2016). En el

trabajo de Díaz et al., se usa una silla instrumentada en la que se sienta el sujeto, de manera que todos los segmentos están sujetos por correas y sólo puede mover la cabeza (Figura 2.12). De esta manera, la célula de carga sobre la que descansa el sistema silla-sujeto registra las fuerzas gravitatorias del resto del cuerpo (que son constantes) y las asociadas al peso e inercia de la cabeza. Si se registra a la vez el movimiento y las acciones sobre la célula, es posible determinar con cierta precisión los parámetros inerciales de la cabeza.



Figura 2.12: Validación de un modelo articular de cuello. El sujeto se sienta sobre una silla apoyada en una célula de carga de 6 ejes, de manera que sólo puede mover el cuello. El movimiento se registra mediante un sistema de video fotogrametría, mientras que la célula de carga registra las variaciones de fuerzas y momentos asociadas al cambio de posición de la cabeza y a las fuerzas de inercia. Esto permite comparar las fuerzas registradas por la célula de carga con las estimadas a partir del modelo biomecánico, lo que permite su validación. (Díaz- Rodríguez et al., 2016)

Por desgracia, este planteamiento es imposible en el caso de los MME. Por ello, se han planteado diferentes estrategias de “**validación**” de los modelos MME que realmente son acciones de verificación indirecta de la coherencia con algunas magnitudes que se pueden medir externamente (Hicks et al., 2015).

En el caso de los MME de cuello, la mayoría de validaciones se han realizado en estudios de impactos, donde se valida el modelo comparando la cinemática real con la predicha al aplicar determinados niveles de fuerzas (Brolin et al., 2008). Evidentemente, se trata de una mera verificación de resultados y no una validación en sentido estricto. La propia indeterminación de las acciones musculares determina que diferentes combinaciones de movimientos pueden provocar las mismas acciones generalizadas de par y, por tanto, el mismo movimiento. Es decir, realmente no se está validando el MME, sino el modelo articular subyacente (Alizadeh et al., 2020). Lo mismo sucede con otras aproximaciones basadas en el cálculo del momento a nivel de alguna vértebra.

Finalmente, se han intentado establecer validaciones a partir de la señal EMG. Como ya se ha indicado, esto presenta el problema, no menor, de medir con cierta especificidad las fuerzas de músculos profundos, lo que sólo puede hacerse con EMG invasiva. Por otra parte, las relaciones entre la señal EMG y la fuerza no son lineales y dependen del sujeto y de numerosos factores, por lo que es difícil establecer una relación con la fuerza que, por otra parte no se pueden medir. Finalmente, cabe plantearse la utilidad de esta técnica si se quiere aplicar a personas con patologías que seguramente alteran precisamente la relación entre la fuerza y la activación muscular.

En definitiva, y a pesar de lo atractivos que resultan para el profano los vistosos modelos músculo esqueléticos del cuello, en nuestra opinión sus limitaciones superan con creces a las posibles ventajas y, en cualquier caso, ofrecen una información no contrastable que difícilmente puede ser aceptable para su uso en aplicaciones clínicas.

2.4. Conclusiones. Problemas a resolver

A la vista de la revisión bibliográfica realizada, cabe plantear algunas cuestiones relacionadas con lagunas de conocimientos detectadas, que pueden resumirse en las siguientes conclusiones:

- El modelado cinemático y dinámico del cuello es un tema de gran interés científico, tanto por la dificultad del problema, como por el interés de sus aplicaciones en el ámbito de la ergonomía y las aplicaciones clínicas.
- Las aplicaciones clínicas se han orientado fundamentalmente a la valoración de las alteraciones funcionales mediante patrones de movimiento basados en la medida de ángulos. Este planteamiento no describe suficientemente la cinemática del movimiento y no es de utilidad como entrada de los modelos dinámicos.

- Recientemente se han desarrollado aplicaciones más completas sobre movimientos continuos del cuello en las que se registran tanto ángulos como velocidades y aceleraciones angulares. Este enfoque ofrece una descripción mucho más completa del movimiento y ha permitido desarrollar sistemas de valoración funcional más sensibles.
- Sin embargo, los modelos basados exclusivamente en la medida de variables angulares siguen sin ofrecer una representación completa de la cinemática cervical, ya que no consideran la coordinación entre movimientos intervertebrales, aspecto crítico para explicar las diferencias en los patrones de movimiento de los grados de libertad de traslación. Por ello es necesario complementar la descripción de los desplazamientos angulares con los de traslación.
- Los modelos tradicionales intentan realizar una descripción de la cinemática mediante modelos de barras, donde el cuello se representa por una barra de longitud fija. Estudios previos realizados por el equipo de investigación en el que se ha desarrollado esta Tesis Doctoral, ya han demostrado que estos modelos introducen errores importantes en la estimación de las variables cinemáticas.
- Un enfoque alternativo consiste en definir la posición del eje instantáneo de rotación del movimiento cuello-cabeza. Este parámetro no sólo es de gran interés para descripción del movimiento, sino que es muy sensible a pequeñas alteraciones en el movimiento, por lo que parece especialmente indicado para su uso en el campo de la valoración funcional.
- A pesar de su interés, en el momento de plantear esta tesis doctoral, no se disponía de información sobre la fiabilidad de la técnica para medir los ejes instantáneos de rotación, ni se había publicado ningún estudio con patrones de normalidad o sobre el efecto de las patologías en dichos patrones.
- Respecto a los modelos biomecánicos, en la actualidad hay una activa investigación en el desarrollo de modelos músculo-esqueléticos de cuello. Aparentemente dichos modelos pueden ofrecer información detallada y completa de las acciones interiores asociadas al movimiento o la respuesta ante impactos. Sin embargo, en realidad adolecen de limitaciones muy serias que cuestionan su validez y su utilidad en el ámbito clínico. Por otra parte, la complejidad de dichos modelos los hace poco apropiados en entornos ajenos a un laboratorio de biomecánica, lo que determina que su uso en la práctica clínica sea marginal.
- En cambio, los modelos esqueléticos, que sólo ofrecen información sobre fuerzas y momentos a partir de problemas de dinámica inversa, son mucho más robustos y no precisan detallada información sobre aspectos anatómicos o características mecánicas de estructuras internas imposibles de personalizar. Aunque el nivel de información es menor, la medida de fuerzas y momentos es

fundamental en las aplicaciones en el campo de la ergonomía y podría complementar a las técnicas cinemáticas en las aplicaciones a la valoración funcional.

- Sin embargo, los pocos estudios sobre niveles de fuerzas en aplicaciones clínicas se refieren a pruebas de esfuerzo muscular isométrico, realizado con equipamiento clínico específico y no asociado a las pruebas de movimiento. Por tanto, no se dispone de patrones de normalidad de fuerzas o momentos, ni se conoce el efecto de determinadas alteraciones sobre dichos patrones.
- Un problema crítico en el uso de modelos biomecánicos es la validación. Ésta es imposible en el caso de los MME, mientras que en podría plantearse, con un montaje experimental adecuado en el caso de los ME.

En definitiva, a pesar de la amplísima actividad investigadora en la biomecánica del cuello, quedan importantes lagunas por cubrir, tanto en lo que se refiere a la representación de la cinemática del movimiento, como a la incorporación de modelos dinámicos adaptados a la valoración funcional y a la ergonomía del puesto de trabajo.

En esta línea se plantea la presente tesis doctoral cuyos objetivos e hipótesis de partida se describen en el siguiente capítulo.

3. Hipótesis y Objetivos

3.1. Justificación de las hipótesis

La revisión del estado del arte expuesta en el capítulo anterior pone de manifiesto las carencias existentes en los métodos de valoración funcional del cuello. Así, la mayoría de los estudios publicados utilizan la disminución en el rango articular como principal indicador de limitaciones funcionales. A pesar de su interés, esta característica es menos sensible a los cambios funcionales que otras variables como las velocidades o aceleraciones, y presenta problemas clinimétricos por su limitada fiabilidad.

Incluso los escasos estudios que emplean otras variables cinemáticas utilizan valores máximos y otros indicadores numéricos para resumir un movimiento continuo, que debería ser descrito mediante variables funcionales. Esto no sólo supone una pérdida importante de información, sino que imposibilita el análisis de la dinámica del movimiento, es decir, de las relaciones entre las variables de posición y sus derivadas.

Por otra parte, la descripción del movimiento de la cabeza, que tiene 6 grados de libertad, mediante 3 ángulos es otra simplificación, ya que elimina los grados de libertad asociados a los desplazamientos, que están relacionados con la coordinación del movimiento intervertebral y tienen importantes implicaciones sobre las fuerzas y momentos soportados por el raquis cervical. Esta limitación ha sido abordada mediante diferentes aproximaciones basadas en el eje instantáneo de rotación. Sin embargo, los estudios publicados en este sentido adolecen de problemas de validez, que se manifiestan en que en ellos no se consigue obtener un axoide continuo y suave asociado al movimiento, sino un haz discontinuo de ejes, lo que no tiene sentido ni desde el punto de vista mecánico ni fisiológico. Ello es debido al tipo de pruebas realizadas y a las técnicas experimentales, que no ofrecen suficiente precisión.

Por otra parte, son muy escasos los estudios sobre acciones dinámicas (fuerzas y momentos) aplicados al movimiento del cuello, centrándose en estudios de impactos. No hemos encontrado estudios donde se utilicen modelos de dinámica inversa para estimar fuerzas en aplicaciones de valoración funcional. Aunque hay algunas aproximaciones basadas en complejos modelos musculoesqueléticos, las dificultades prácticas para personalizar las características anatómicas e inerciales de los sujetos y, sobre todo, la imposibilidad de efectuar una validación empírica de sus estimaciones, hace que este tipo de pruebas estén ausentes en la práctica clínica.

El equipo de trabajo en el que se ha desarrollado esta tesis dispone de una amplia experiencia en el desarrollo de técnicas de análisis de movimientos muy precisas para la medida de variables cinemáticas, incluyendo el desplazamiento continuo del eje instantáneo de rotación. Dichas técnicas incluyen no sólo un adecuado diseño de los sistemas de videofotogrametría, sino también del tipo de movimiento a utilizar, movimientos cíclicos que presentan mejor reproducibilidad que los movimientos aislados y permiten un promediado que ofrece fiabilidad suficiente para las aplicaciones clínicas.

Un aspecto crítico en las pruebas de valoración funcional es el concepto de grado de libertad funcional, característica básica para que una prueba clínica sea reproducible y permita obtener patrones individuales. En estudios preliminares previos se ha comprobado que muchas articulaciones complejas presentan un único grado de libertad funcional cuando se ejecutan movimientos simples y cíclicos, como los usados en las pruebas de valoración funcional.

Por otra parte, también se han realizado estudios previos sobre modelos de dinámica inversa para personalizar las características inerciales de la cabeza y cuello, aspecto crítico, junto con una adecuada y completa descripción de la cinemática articular, para ofrecer estimaciones válidas de las fuerzas y momentos articulares.

Teniendo en cuenta estas consideraciones procedentes de la revisión del estado del arte y de la experiencia previa del equipo de investigación se plantean las hipótesis de partida y los objetivos de la presente Tesis doctoral, que se enumeran en los apartados siguientes.

3.2. Hipótesis de partida

Las hipótesis de partida que justifican la viabilidad de los objetivos que se proponen más adelante son las siguientes:

- H1. El uso de movimientos cíclicos en las pruebas de valoración funcional permite obtener patrones de movimiento más repetibles que las pruebas de rango máximo y permiten obtener una interpretación con significado mecánico de las relaciones entre las variables cinemáticas de posición, velocidad y aceleración, así como la estimación precisa de las fuerzas y momentos articulares.
- H2. Los movimientos cíclicos de la articulación del cuello tienen un grado de libertad funcional, de manera que todas las variables cinemáticas y dinámicas corresponden a un patrón individual que se puede expresar en función del tiempo normalizado.
- H3. Como consecuencia de lo anterior, los axoides del movimiento del cuello son una característica individual, que representa una imagen cinemática de la

coordinación del movimiento intervertebral, sensible a los cambios en la funcionalidad.

- H4. Los modelos articulares de dinámica inversa permiten la estimación directa de los esfuerzos activos y pasivos, sin necesidad de entrar al detalle de los esfuerzos musculares. Estos modelos se pueden validar empíricamente, a diferencia de los modelos músculo-esqueléticos, que ofrecen meras estimaciones no contrastables directamente
- H5. En condiciones experimentales adecuadas, los patrones funcionales, cinemáticos y dinámicos, pueden tener suficiente fiabilidad para su uso en aplicaciones clínicas.
- H6. El uso de patrones funcionales de las variables cinemáticas y dinámicas ofrece una información más completa que las variables numéricas clásicas basadas en rangos y son más sensibles a las características individuales (sexo, edad y características antropométricas) y a los cambios en el estado funcional asociados a las patologías.
- H7. El uso de variables funcionales cinemáticas y dinámicas y de los ejes instantáneos de rotación permitirá desarrollar nuevos sistemas de valoración funcional donde se unan los aspectos de movilidad que se usan hasta ahora con los de coordinación y respuesta dinámica.

3.3. Objetivos

El objetivo general de la presente tesis es describir la cinemática y la dinámica de la articulación del cuello mediante el uso de técnicas cinemáticas avanzadas y un modelo de dinámica inversa, que incluyen la posición del eje instantáneo de rotación. Estos modelos se aplican al desarrollo de nuevas técnicas de valoración funcional del cuello.

Para conseguir este objetivo general se plantean los siguientes objetivos específicos:

- O1. Analizar y discutir los actuales sistemas de valoración funcional del cuello mediante una revisión bibliográfica del estado del arte.
- O2. Poner a punto una técnica experimental de análisis cinemático del cuello que permita la medida precisa de las variables cinemáticas de posición, velocidad y aceleración, así como la posición de los axoides asociados al movimiento de la cabeza.
- O3. Obtener el modelo de dinámica inversa para la estimación de fuerzas y momentos en el cuello a nivel de C7, así como la potencia desarrollada durante el movimiento.

- O4. Comprobar la validez y fiabilidad de las técnicas de análisis cinemático y dinámico.
- O5. Desarrollar un estudio experimental en un grupo de personas sanas para definir patrones de normalidad mediante el uso de técnicas de análisis de datos funcionales (FDA).
- O6. Realizar una prueba piloto con un grupo de pacientes con patología del cuello, para definir patrones patológicos.
- O7. Describir las diferencias entre los patrones de personas sanas y con patología y analizar la posibilidad de usar los patrones cinemáticos funcionales y dinámicos en las técnicas biomecánicas de valoración funcional.

4. Materiales y métodos

En este Capítulo se describe el plan de trabajo trazado para alcanzar los objetivos propuestos y se explica la metodología seguida, que se divide en dos partes: el desarrollo de los modelos teóricos y la fase experimental donde se han validado las hipótesis de partida y se responden a las preguntas de investigación.

4.1. Plan de investigación

El trabajo a desarrollar en el proyecto se dividió en siete fases. En la Figura 4.1 se presenta un esquema con las fases del plan de trabajo y su relación con los objetivos de la investigación.

Fase 1: Estado del arte. Se ha realizado una revisión bibliográfica sobre técnicas cinemáticas y modelos dinámicos orientados a la investigación biomecánica y clínica. Esta fase es desarrollada en el capítulo 2 de esta Tesis Doctoral.

Fase 2: Desarrollo e implementación de modelos. Se plantean los modelos cinemático y dinámico basados en el eje instantáneo de rotación, desarrollando los algoritmos de cálculos e implementándolos en el software específico desarrollado en Matlab.

Fase 3: Puesta a punto de técnicas. Validación. En esta fase se desarrollaron los protocolos experimentales y se pusieron a punto las técnicas de análisis cinemático y dinámico para la medida experimental de variables cinemáticas y dinámicas. Una vez definidos los protocolos se realizaron estudio de validación y fiabilidad de las técnicas cinemáticas y dinámicas.

Fase 4: Fase experimental. En esta fase se diseñaron, planificaron y desarrollaron los experimentos conducentes a la obtención de una base normativa de patrones cinemáticos y dinámicos de sujetos sanos y la base con patrones de sujetos patológicos.

Fase 5: Análisis de datos. En esta fase se procesaron los datos obtenidos en cada base de datos y se analizaron los patrones cinemáticos y dinámicos asociados al movimiento del cuello mediante técnicas de Análisis de Datos Funcionales.

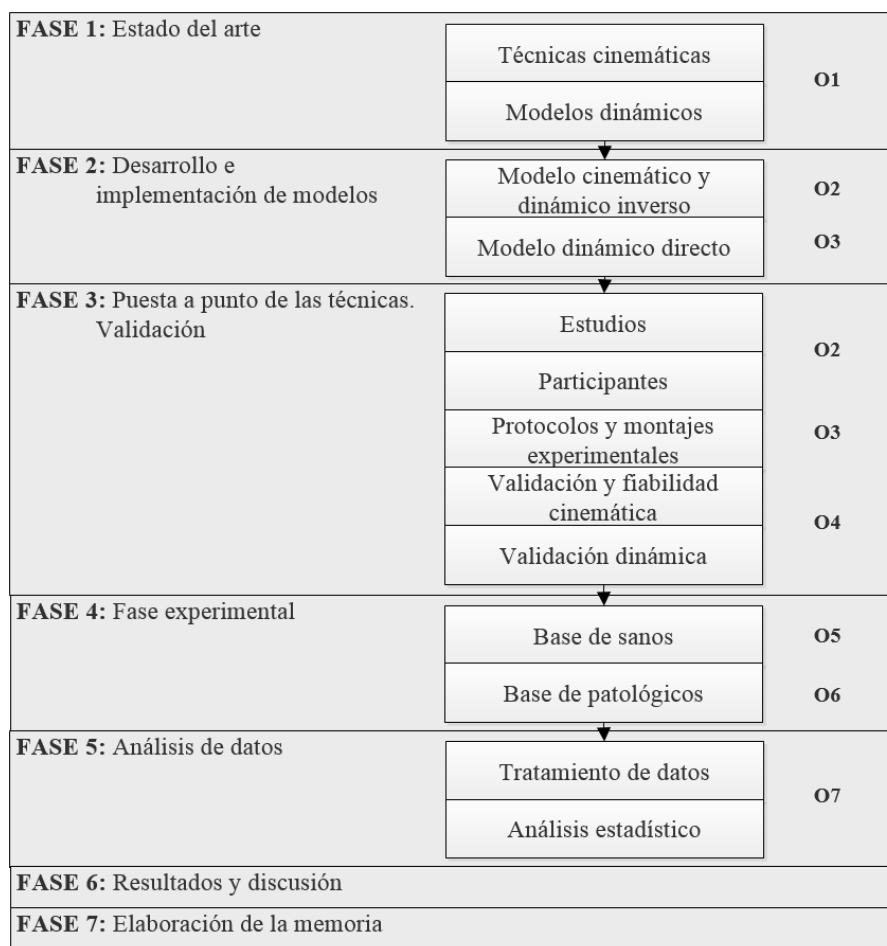


Figura 4.1: Plan de trabajo

Fase 6: Resultados y discusión. En esta fase se sintetizó la información obtenida en la fase anterior para preparar el capítulo de Resultados de la Tesis y se procedió a la discusión de los mismos.

Fase 7: Elaboración de la Memoria. En esta fase se redactó esta Memoria.

4.2. Modelos teóricos

En este apartado se describen los modelos cinemático y dinámico elaborados para el registro y descripción de los patrones de movimiento del cuello.

La principal característica de los modelos desarrollados es su simplicidad, dado que se busca que puedan ser utilizados en el ámbito clínico y de ergonomía. Los modelos cinemáticos se basan en la hipótesis de movimientos con un grado de libertad funcional (Page et al., 2008), mientras que en dinámica se usa un modelo esquelético donde sólo se calculan las magnitudes que pueden ser validadas experimentalmente mediante las reacciones medidas con una plataforma de fuerzas. Para ello, se planteó un modelo con las siguientes características:

- **No paramétrico**, la cinemática del cuello se describe a través del movimiento relativo de la cabeza respecto del tórax, directamente medido mediante videofotogrametría. No se modela ninguna estructura anatómica o mecánica para representar el cuello. El movimiento queda caracterizado por la posición y desplazamiento del EIR y por los ángulos girados. Este enfoque es compatible con una representación totalmente realista del movimiento, pero usando la aproximación de 1 gdlf.
- **Esquelético**, no se consideran las fuerzas desagregadas de músculos, ligamentos y fuerzas de contacto en las vértebras, sino sólo las fuerzas articulares a efecto de las fuerzas inerciales y gravitatorias.
- **Inercias equivalentes del sistema cuello-cabeza**, se concentran los parámetros de inercia en la cabeza, sin considerar el cuello como un segmento independiente. Esto es debido a que el uso del cuello como un segmento rígido introduce importantes errores en la cinemática que se traducen en errores en los modelos dinámicos. No obstante, el efecto inercial del cuello se ha añadido mediante un proceso de corrección de los parámetros inerciales de la cabeza, lo que ha permitido establecer parámetros equivalentes del conjunto mediante calibración dinámica.

4.2.1. Modelo cinemático

El modelo cinemático desarrollado tiene por objetivo la medida de las variables cinemáticas asociadas al movimiento de la cabeza, a partir del registro de las posiciones de marcadores anatómicos y técnicos, registradas mediante videofotogrametría (Page et al., 2007). Por ello, los modelos de cálculo están orientados al uso de esta técnica de captura de movimientos. La Figura 4.2 muestra el esquema completo de cálculo a partir del registro de posiciones.

El proceso comienza con el registro de las **posiciones absolutas** de los marcadores técnicos (los que definen el movimiento) en un sistema de referencia ligado al laboratorio (SRL). Mediante el registro de un conjunto de marcadores anatómicos en la **posición de referencia**, se define un sistema anatómico de acuerdo con las recomendaciones de la ISB (Wu et al., 2002). En la Figura 4.3 aparece un esquema de las referencias anatómicas que definen tal sistema, obtenido por la referencia auricular y sub orbital que definen el plano Frankfurt. Este sistema, que denominaremos sistema anatómico en la posición de referencia (SAPR) es el que se usa en todas las mediciones, ya que corresponde a una posición reproducible (posición de referencia) y a unas referencias anatómicas idénticas

para todos los sujetos. Las coordenadas de todos los marcadores se expresan en el nuevo sistema de referencia.

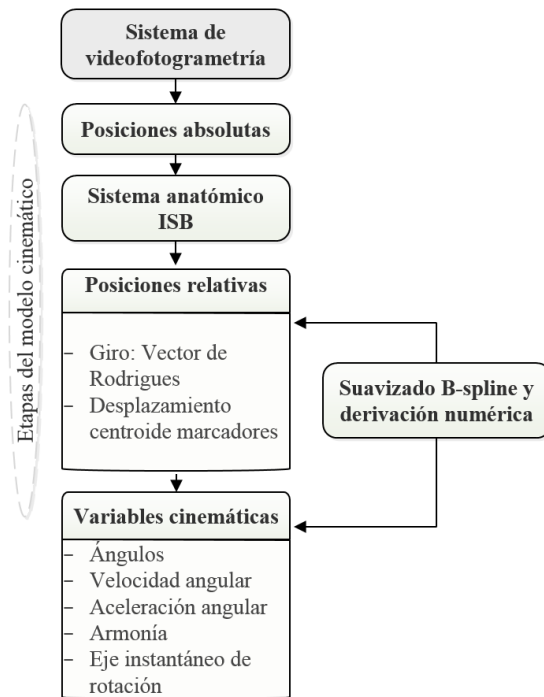


Figura 4.2: Esquema del modelo cinemático

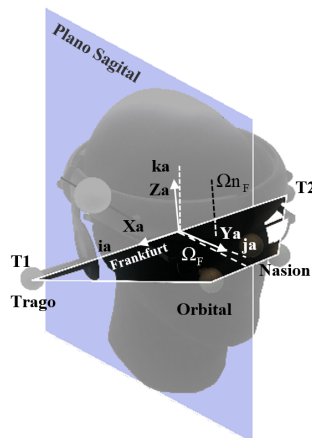


Figura 4.3: Sistema anatómico (X_a, Y_a, Z_a) de la cabeza, en secuencia de Euler (ZXY)

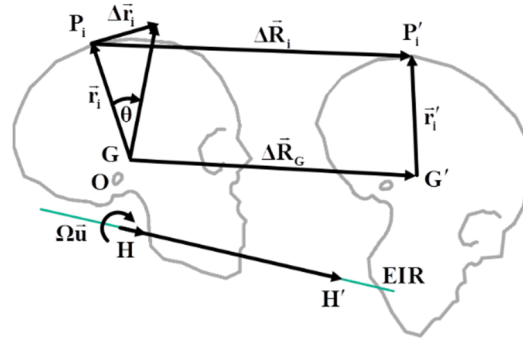


Figura 4.4: Campo de desplazamiento finito cuando un individuo camina y gira la cabeza

El análisis de desplazamientos finitos se realiza a partir de los cambios de posición de la nube de marcadores técnicos de la cabeza, de acuerdo con los algoritmos descritos en Page et al., (2009). Este método usa una generalización de la ecuación 4.1 a partir de un sólido virtual formado por los puntos medios entre la posición inicial y la final (Figura 4.4). Este procedimiento proporciona la información correspondiente al análisis de posiciones mediante dos vectores:

OG: Posición del centroide G, de la nube de marcadores, respecto del sistema de referencia anatómico (en la posición inicial de referencia).

Ω : Giro respecto de la posición de referencia, expresado como vector de Rodrigues (en la base del sistema anatómico en la posición de referencia).

$$\frac{\vec{r}'_i - \vec{r}_i}{2} = \tan\left(\frac{\theta}{2}\right) \vec{u} \times \frac{\vec{r}'_i + \vec{r}_i}{2} \quad (4.1)$$

Para determinar las **variables cinemáticas** es necesario derivar numéricamente las variables de posición. Puesto que es necesario limitar los errores asociados al ruido inherente a cualquier medida, el proceso de derivación numérica se realiza junto con uno de suavizado. Para ello se ha usado una técnica de suavizado mediante bases B-spline (Ramsay y Silverman, 2005). Las velocidades y aceleraciones lineales se obtienen directamente de las derivadas del vector **OG**. En cuanto a las velocidades y aceleraciones angulares, se calculan mediante las siguientes expresiones (Page et al., 2009).

$$\vec{\omega} = \frac{2}{1+\Omega^2} \left(\frac{d\vec{\Omega}}{dt} + \vec{\Omega} \times \frac{d\vec{\Omega}}{dt} \right) \quad (4.2)$$

$$\vec{\alpha} = \frac{2}{1+\vec{\Omega}^2} \left(\frac{d^2\vec{\Omega}}{dt^2} + \vec{\Omega} \times \frac{d^2\vec{\Omega}}{dt^2} \right) - \frac{2}{(1+\vec{\Omega}^2)^2} \left(\vec{\Omega} \cdot \frac{d\vec{\Omega}}{dt} \right) \cdot \vec{\omega} \quad (4.3)$$

El **eje instantáneo de rotación (EIR)** viene definido por la recta paralela a la velocidad angular $\vec{\omega}$ que pasa por el punto \mathbf{H} definido por la siguiente ecuación.

$$\vec{OH} = \vec{OG} + \frac{1}{\omega^2} \left(\vec{\omega} \times \frac{d\vec{RG}}{dt} \right) \quad (4.4)$$

4.2.2. Modelo dinámico

El registro de los patrones dinámicos asociados a los movimientos se ha realizado por dos vías. Por una parte, se pueden estimar directamente a partir de las fuerzas y momentos medidos mediante una plataforma de fuerzas, sobre la que se sitúa el sujeto sentado.

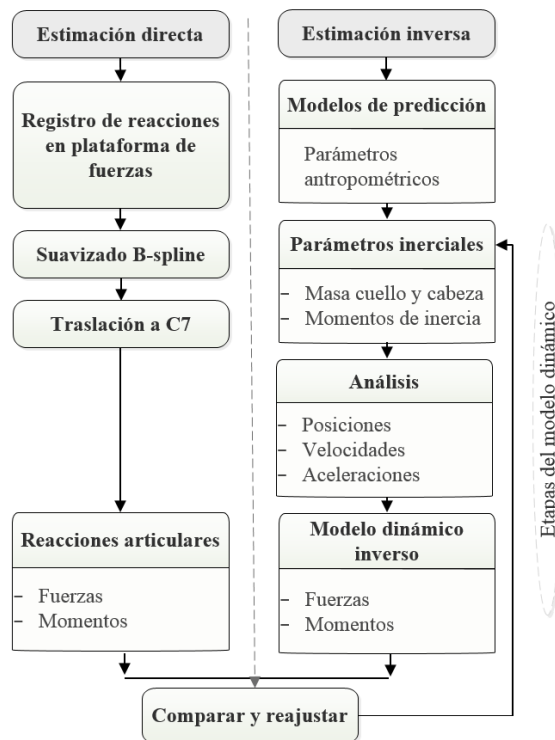


Figura 4.5: Esquema de la validación del modelo de dinámica inversa. Izquierda: medidas directas; Derecha: estimaciones a partir del análisis de movimientos y los parámetros inerciales

En la Figura 4.5, esta vía aparece como estimación directa y con ella se obtendrán las medidas que servirán para validar el modelo, que constituye la denominada estimación inversa. En esta estimación se utiliza un modelo de dinámica inversa que calcula las fuerzas y momentos a nivel de C7 a partir del movimiento medido experimentalmente, junto con una estimación de los parámetros inerciales. A continuación, se describen cada una de las dos vías.

4.2.2.1 Estimación directa

Para validar el modelo se ha realizado el estudio que se describe más adelante, donde las acciones internas en el cuello se estiman a través de las reacciones del suelo medidas directamente de la plataforma de fuerzas, en un montaje experimental donde el sujeto está completamente fijado a una silla y las únicas fuerzas que se modifican son las asociadas al movimiento de la cabeza (ver apartado 4.3.5).

En la Figura 4.6, se muestra un esquema de las acciones que registra la plataforma de fuerzas. Una plataforma de fuerzas proporciona los siguientes datos de salida:

- Centro C del sistema de fuerzas verticales.
- Resultante de las fuerzas que la plataforma ejerce sobre el pie (en nuestro caso sobre el conjunto silla-sujeto), \mathbf{R}_o .
- Momento o torque del sistema de fuerzas respecto del punto C, \mathbf{T}_C . Al ser este punto el centro del sistema de fuerzas verticales, dicho momento es necesariamente un momento de torsión, perpendicular a la plataforma.

Esta forma de expresar las fuerzas de reacción es la más usada en Biomecánica y la que proporcionan todas las plataformas de fuerzas, ya que son acciones con significado clínico cuando se analizan las pisadas durante la marcha. Sin embargo, desde el punto de vista de nuestra aplicación, es más lógico representar dichas acciones como la resultante de las fuerzas y el momento resultante respecto del centro O del sistema de referencia local de la plataforma. Entonces el momento queda como:

$$\overline{\mathbf{T}}_{O0} = \overline{\mathbf{T}}_{OC} + \overline{\mathbf{OC}} \times \overline{\mathbf{R}}_{O0} \quad (4.5)$$

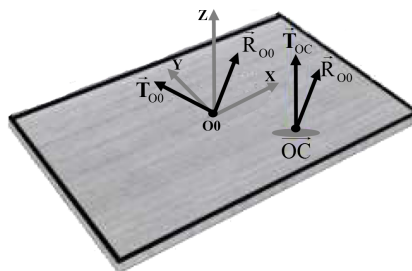


Figura 4.6: Reacciones en la plataforma de fuerzas

4.2.2.2 Estimación inversa

La Figura 4.7 muestra un esquema del dispositivo experimental utilizado para la medida de los patrones dinámicos. Aunque la instrumentación específica se describe más adelante, al comentar los estudios experimentales, es necesario considerar aquí sus características fundamentales, para explicar el modelo utilizado.

El sujeto se sienta sobre una silla fija a una base rígida que se apoya en la plataforma de fuerzas. A su vez, el sujeto tiene el tronco y brazos fijos a la silla. Se asegura que no hay movimiento de piernas mediante una correa de fijación sobre las rodillas que fija completamente la pelvis. De esta manera el tronco, brazos y piernas permanecen completamente quietos durante los experimentos y los cambios en las fuerzas registradas por la plataforma, que se asocian sólo a los movimientos del cuello y de la cabeza.

Cálculo de fuerzas de modelo de dinámica inversa

La resultante de las fuerzas registradas directamente por la plataforma debe ser la misma que la obtenida mediante el modelo de dinámica inversa.

En este modelo se deben incluir tanto el peso corporal como las fuerzas de inercia. El peso, P , es la suma del peso de los segmentos anatómicos móviles (peso de la cabeza P_1 y peso del cuello P_2) y de los segmentos anatómicos estáticos P_3 (tronco, miembros superiores e inferiores). Las fuerzas de inercia corresponden al movimiento del cuello y de la cabeza. En cada instante la suma de las fuerzas inerciales y aplicadas debe ser nula (Ecuación 4.6):

$$\sum \vec{F}_i = \vec{F}_1^{iner} + \vec{F}_2^{iner} - \vec{P}_1 - \vec{P}_2 - \vec{P}_3 - \vec{R}_{00} = 0 \quad (4.6)$$

Las fuerzas inerciales y los pesos están definidos por:

- Fuerza inercial de la cabeza:

$$\vec{F}_1^{iner} = m_{cabeza} \cdot \ddot{\vec{r}}_{Cdm_1} \quad (4.7)$$

- Fuerza inercial del cuello:

$$\vec{F}_2^{iner} = m_{cuello} \cdot \ddot{\vec{r}}_{Cdm_2} \quad (4.8)$$

- Fuerza inercial del cuello cabeza:

$$\vec{F}_{1,2}^{iner} = m_{cuello_cabeza} \cdot \ddot{\vec{r}}_{Cdm_{eqv}} \quad (4.9)$$

Mientras que los pesos son:

- Peso de la cabeza:

$$\vec{P}_1 = m_{cabeza} \cdot \vec{g} \quad (4.10)$$

- Peso del cuello:

$$\vec{P}_2 = m_{\text{cuello}} \cdot \vec{g} \quad (4.11)$$

- Peso del resto del cuerpo:

$$\vec{P}_3 = m_{\text{resto cuerpo}} \cdot \vec{g} \quad (4.12)$$

- Peso del cuello cabeza:

$$\vec{P}_{1,2} = m_{\text{cuello_cabeza}} \cdot \vec{g} \quad (4.13)$$

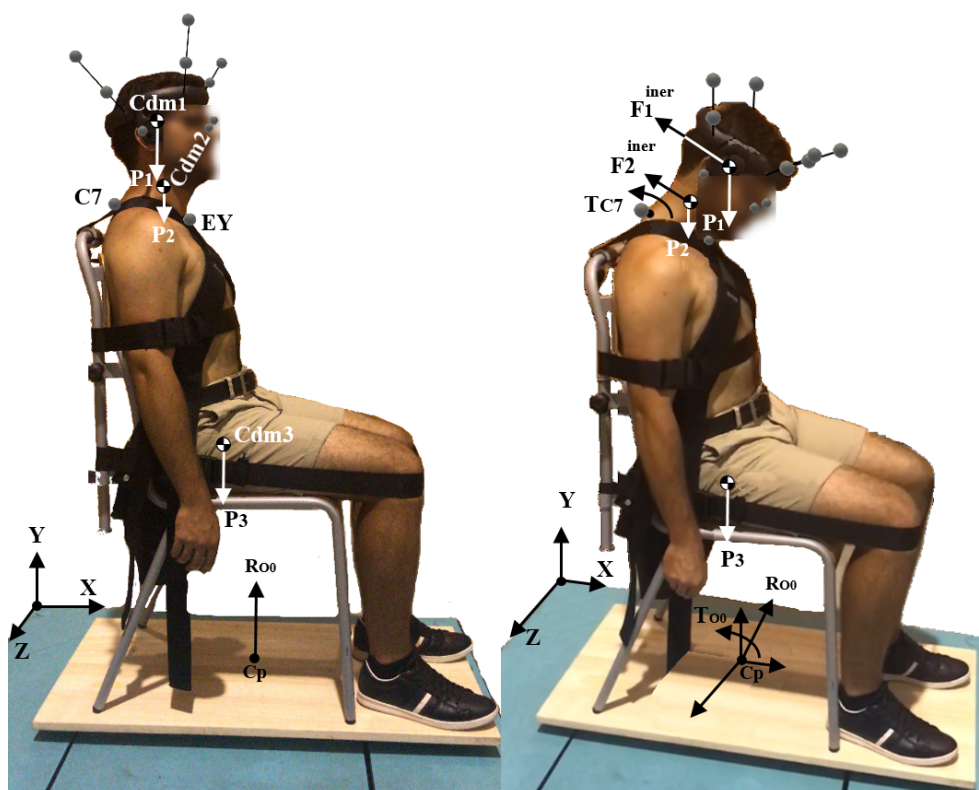


Figura 4.7: Diagrama de fuerzas en el cuerpo libre del movimiento de la cabeza: Izquierda: la posición erguida o neutra de la cabeza es la posición inicial; Derecha: posición en flexión de la cabeza

Obsérvese que los pesos no cambian durante el movimiento. Por tanto, usando como referencia las fuerzas en una posición de referencia inicial, es posible calcular directamente las fuerzas de inercia. Ahora bien, para poder aplicar las ecuaciones

anteriores es necesario disponer de estimaciones de las masas asociadas a cada peso y de las posiciones del centro de masas de la cabeza y el cuello. Más adelante se explica cómo se han obtenido dichas estimaciones y como se personalizan a cada individuo en particular.

Cálculo de momentos

Para el cálculo de los momentos, se usa la ecuación (4.14), donde se asume que todos los momentos se calculan en el mismo punto.

$$\sum \vec{T}_i = \underbrace{\vec{T}_{1,2}^{iner}}_{\text{Momento dinámico de rotación}} - \underbrace{\vec{T}_{1,2}^{ext}}_{\text{Momento dinámico de traslación}} + \underbrace{\vec{T}_3^{ext}}_{\text{Momento estático gravitatorio}} - \underbrace{\vec{T}_{O0}}_{\text{Momento efectivo en el suelo}} - \underbrace{\vec{T}_{R_{pivote}}}_{\text{Momento efectivo en la articulación de la cabeza}} = 0 \quad (4.14)$$

Los términos de la ecuación son los siguientes:

- Término asociado a las acciones de inercia por rotación. Su expresión a nivel de C7 es:

$$\vec{T}_{1,2}^{iner} = \underbrace{I_{C7} \times \vec{\alpha}}_{\text{Rotación tangencial}} + \underbrace{\vec{\omega} \times (I_{C7} \times \vec{\omega})}_{\text{Rotación normal}} \quad (4.15)$$

- Momento asociado a las fuerzas inerciales de traslación y peso del conjunto cuello-cabeza:

$$\vec{T}_{1,2}^{ext} = \underbrace{m_{\text{cuello_cabeza}} \times \vec{r}_{Cdm_{eqv}} \times \ddot{\vec{r}}_{Cdm_{eqv}}}_{\text{Traslación de inercia}} - \underbrace{m_{\text{cuello_cabeza}} \times \vec{r}_{Cdm_{eqv}} \times \vec{g}}_{\text{Traslación gravitatoria}} \quad (4.16)$$

- Término asociado al peso del resto del cuerpo. Expresado en el centro de la plataforma es:

$$\vec{T}_3^{ext} = \underbrace{\vec{T}_{O0}^{est}}_{\text{Momento estático gravitatorio todo el sujeto}} - \underbrace{m_{\text{cuello_cabeza}} \cdot \vec{r}_{O_{oido}} \times \vec{g}}_{\text{Momento estático gravitatorio cuello cabeza}} \quad (4.17)$$

- Momento de reacción de la plataforma:

$$\vec{T}_{O0} = \vec{T}_{1,2}^{iner} - \vec{T}_{1,2}^{ext} + \vec{T}_3^{ext} - \vec{T}_{R_{pivote}} \quad (4.18)$$

- Momento efectivo en la articulación de la cabeza, es el momento para el pivote (C7) se determina por:

$$\vec{T}_{pivote} = \vec{T}_{1,2}^{ext} - \vec{T}_{1,2}^{iner} \quad (4.19)$$

Potencia mecánica

Además de las fuerzas y momentos en el modelo se ha calculado la potencia de las acciones ejercidas por las fuerzas de reacción del tronco sobre el sistema cuello-cabeza:

$$P_{\text{piv}} = \underbrace{\vec{R}_{C7} \cdot \dot{\vec{r}}}_{\text{Potencia de tracción}} + \underbrace{\vec{T} \cdot \vec{\omega}}_{\text{Potencia de rotación}} \quad (4.20)$$

Donde $\dot{\vec{r}}$ y \vec{T} corresponden a la velocidad y momento de un mismo punto (C7 o el origen del sistema anatómico, según convenga).

Estimación de las masas y posiciones de los centros de masas.

Para la aplicación de los modelos de dinámica inversa es necesario disponer de estimaciones individuales de los parámetros inerciales. Para ello se ha seguido un proceso basado en ecuaciones de regresión que proporcionan las masas, posiciones del Cdm y momentos de inercia a partir de la talla y el peso de cada individuo, como se muestra en la Figura 4.8. Estas ecuaciones se han obtenido por el autor de la tesis a partir de los datos individuales publicados en los trabajos que aparece reflejados en la bibliografía.

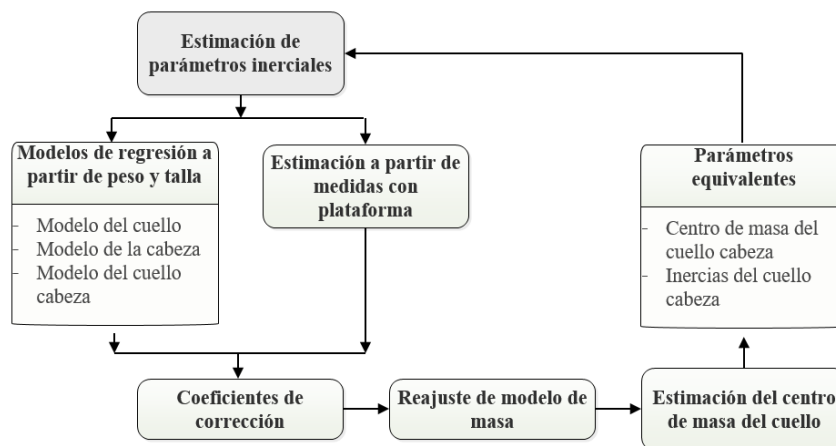


Figura 4.8: Esquema de estimación de los parámetros inerciales

Así, la Tabla 4.1 resume las ecuaciones calculadas para las masas de la cabeza, cuello y conjunto cuello-cabeza. En dicha Tabla aparecen los coeficientes de la regresión, el coeficiente de correlación múltiple de ajuste, el error estándar de las estimaciones y el número de sujetos empleados para la regresión, además de las fuentes de donde se han obtenido los datos individuales. Como puede observarse, hemos obtenido ecuaciones

para la cabeza y cuello de forma separada y para el conjunto. Es importante destacar que la mayoría de los estudios sólo consideran la masa de la cabeza, lo que puede introducir errores importantes en las fuerzas inerciales y en los ajustes del modelo.

Como puede verse en dicha tabla, el error estándar es del orden de 300 g para la cabeza y de más de 600 g para el conjunto cuello-cabeza. Se trata de errores importantes, dada la baja correlación entre las variables independientes y la dependiente. Por ello, estos valores se han corregido durante el desarrollo de las pruebas experimentales mediante un ajuste individual. Así, sobre el valor ajustado, se suma una corrección a cada sujeto, corrección que se obtiene optimizando la diferencia entre las fuerzas estimadas por el modelo dinámico y las proporcionadas por la plataforma (Ecuación 4.21).

$$m_{\text{cuello_cabeza}} = a \cdot \text{Talla} + b \cdot \text{Peso} + c + \text{error} \quad (4.21)$$

Tabla 4.1. Modelos de predicción de masa; $m = a \cdot \text{Talla} + b \cdot \text{Peso} + c$; CMC es el coeficiente de correlación múltiple del modelo de regresión, σ es el error estándar. Modelos realizados por el autor de tesis a partir de los datos publicados en las referencias de la última columna

Segmento	a (kg/cm)	b ()	c (kg)	CMC	Error σ (Kg)	Muestras	Referencias
Cabeza	-0.0023	0.0415	1.3884	0.820	0.336	40	Becker 1972; Chandler 1975; Albery 2003; Yoganandan 2009; Kang 2016
Cuello	0.0068	0.0144	-0.6167	0.661	0.224	17	Walker 1973; Fard 2004
Cuello cabeza	0.0137	0.0504	-0.2896	0.647	0.637	23	Dempster 1955; Becker 1972; Fard 2004

En cuanto al Cdm del cuello no ha sido posible plantear una regresión por no disponerse de datos publicados suficientes. Por ello, se ha seguido un modelo muy simple, asumiendo que el Cdm del cuello está en un punto intermedio entre C7 y el centro de la línea que une los canales auriculares, ambos puntos medidos experimentalmente en esta Tesis Doctoral. La posición promedio de ese punto se ha obtenido ajustando la posición óptima a partir de la optimización de las diferencias en las fuerzas medidas por la plataforma y por el modelo biomecánico. La ecuación obtenida es la siguiente:

$$\bar{r}_{\text{Cdm}_2} = 0.525(\bar{r}_{\text{O_oido}} + \bar{r}_{\text{OC7}}) \quad (4.22)$$

Las coordenadas del Cdm (centro de masas) de la cabeza se han obtenido por el mismo procedimiento. En la Tabla 4.2 se muestran los valores de las constantes del modelo de regresión.

Tabla 4.2. Modelos de predicción del centro de masa; $Cdm = a \cdot Talla + b \cdot Peso + c$. CMC es el coeficiente correlación múltiple del modelo de regresión. Modelos realizados por el autor de tesis a partir de los datos publicados en las referencias de la última columna

Segmento	a ()	b (cm/kg)	c (cm)	CMC	Error σ	Muestras	Referencias
Cdm_x Cabeza	-0.0140	0.0271	1.3384	0.448	0.642	46	Becker 1972; Walker 1973; Albery 2003; Yoganandan 2009
Cdm_z Cabeza	0.0088	-0.0397	4.1077	0.364	0.685	19	Becker 1972; Yoganandan 2009; Yun Seok 2016

La posición del Cdm del conjunto cuello cabeza se obtiene a partir de la ecuación (4.23)

$$\vec{r}_{Cdm_{eqv}} = \frac{(m_{cabeza} \cdot \vec{r}_{Cdm_1} + m_{cuello} \cdot \vec{r}_{Cdm_2})}{(m_{cabeza} + m_{cuello})} \quad (4.23)$$

Para las correcciones de las masas y posición del centro de masas de la cabeza, así como el del cuello, se han comparado las fuerzas que actúan a nivel de C7:

- Fuerza estimada a partir de la medida de la plataforma

$$\vec{R}_{C7} = \vec{R}_{O_0} + \vec{P}_3 \quad (4.24)$$

- Fuerza estimada a partir del modelo de dinámica inversa

$$\vec{R}_{C7} = \vec{F}^{iner} - \vec{P} \quad (4.25)$$

Donde \vec{R}_{O_0} es la fuerza registrada en la plataforma:

$$\vec{R}_{O_0} = m_{cuello_cabeza} \cdot \ddot{\vec{r}}_{Cdm_{eqv}} - m_{cuello_cabeza} \cdot \vec{g} - m_{resto\ cuerpo} \cdot \vec{g} \quad (4.26)$$

Para la estimación de los momentos de inercia de la cabeza se ha seguido un planteamiento similar al de las masas. Se ha partido de una recopilación de datos publicados a partir de los cuales se han obtenido estimaciones por regresión a partir de la talla y masa de los sujetos.

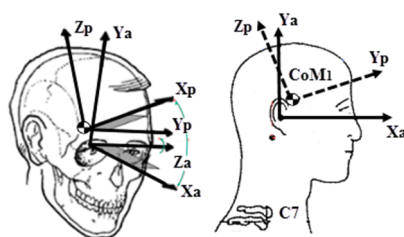


Figura 4.9: Rotación tensor de inercia ($Z_p X_p Y_p$) a ($X_a Y_a Z_a$)

Tabla 4.3. Modelos de predicción de momento de inercia cabeza; $I = a \cdot \text{Talla} + b \cdot \text{Peso} + c$. CMC es el coeficiente correlación múltiple del modelo de regresión. Modelos realizados por el autor de tesis a partir de los datos publicados en las referencias de la última columna

Segmento	a (kg.cm)	b (cm ²)	c (kg.cm ²)	CMC	Error σ (kg cm ²)	Muestras	Referencias
I_{xx} cabeza	-0.7049	3.2492	71.4030	0.727	35.477	55	Becker 1972; Chandler 1975; Wisman 1986; Albery 2003; Kang 2016; Yoganandan 2009
I_{xy} cabeza	0.2091	0.0434	-37.1347	0.287	6.317	27	Becker 1972; Beier 1980
I_{xz} cabeza	3.3423	-0.4430	-546.889	0.643	26.84	12	Becker 1972; Chandler 1975
I_{yy} cabeza	-0.6326	3.1793	103.8426	0.686	38.193	59	Beier 1980; Wisman 1986; Albery 2003; Fard 2004; Kang 2016
I_{yz} cabeza	0.9206	-0.1359	-153.116	0.560	9.155	12	Becker 1972; Chandler 1975
I_{zz} cabeza	-0.7890	2.8213	106.9704	0.811	28.035	26	Chandler 1975; Reynolds 1975; Albery 2003; Kang 2016

En la Tabla 4.3 se muestra, los resultados de los ajustes correspondientes a la cabeza, obtenidos a partir de las referencias que aparecen en la última columna. Los datos de cada estudio se han corregido para utilizar las mismas referencias anatómicas y el mismo sistema de ejes de coordenadas anatómicas. En nuestro caso, el sistema de referencia X_a , Y_a que se muestra en la Figura 4.9, y que corresponde con las recomendaciones de la ISB.

Al igual que en el caso de las masas y posiciones del centro de masas, los valores del momento de inercia se han ajustado añadiendo un error que se ha obtenido mediante un proceso de optimización de las diferencias entre el momento calculado a nivel de C7 mediante el modelo de dinámica inversa y medido directamente por la plataforma.

Esta corrección se ha realizado una vez efectuada la correspondiente a la de la masa y posición de los centros de masa, que se realiza exclusivamente a partir del equilibrio de fuerzas.

La Tabla 4.4, muestra los resultados de los ajustes obtenidos para el cuello.

Tabla 4.4. Modelos de predicción de momento de inercia cuello; $I = a \cdot \text{Talla} + b \cdot \text{Peso} + c$. CMC es el coeficiente correlación múltiple del modelo de regresión. Modelos realizados por el autor de tesis a partir de los datos publicados en las referencias de la última columna

Segmento	a (kg.cm)	b (cm ²)	c (kg.cm ²)	CMC	Error σ (kg cm ²)	Muestras	Referencias
I_{xx} cuello	-0.5530	0.1069	131.3951	0.483	5.477	5	Kang 2016
I_{yy} cuello	0.3022	0.8275	-83.1602	0.615	9.462	11	Fard 2004; Kang 2016
I_{zz} cuello	-0.9091	-0.1220	198.0692	0.754	4.741	5	Kang 2016

4.3. Fase experimental

En este apartado se describen los estudios experimentales realizados. El contenido de esta sección se esquematiza en la Figura 4.10. En primer lugar se comentarán los estudios realizados, indicando sus objetivos. A continuación, se describirán los criterios para la selección de muestras y los tamaños muestrales en cada estudio. Posteriormente se describen los gestos analizados en cada estudio y los protocolos experimentales, la instrumentación y dispositivos utilizados. El apartado terminará con la descripción de los protocolos de tratamiento de datos y las técnicas estadísticas usadas para analizarlos.



Figura 4.10: Descripción general del experimento

4.3.1. Estudios realizados

En esta tesis se han realizado cuatro estudios experimentales que se describen a continuación. Todos los experimentos se llevaron a cabo con voluntarios que firmaron el correspondiente consentimiento informado, siguiendo los principios de la Declaración

de Helsinki y de acuerdo a protocolos aprobados por el comité de ética de la Universidad de Valencia (H1450106985729).

4.3.1.1 *Fiabilidad de la técnica cinemática*

Este estudio se centró en **las técnicas cinemáticas** y su objetivo fue doble. Por una parte, se verificó la hipótesis de movimientos con un grado de libertad funcional, necesaria para asegurar la reproducibilidad de la medición de los ejes instantáneos de rotación y para definir patrones cinemáticos individuales (Page et al., 2011). Por otra, se establecieron los parámetros de fiabilidad de todas las variables cinemáticas, analizándose la reproducibilidad tanto entre sesiones como entre operadores. Para ello se utilizaron indicadores de fiabilidad adecuados al tipo de variables cinemáticas registradas: Coeficiente de Correlación Intraclase (ICC) para las variables numéricas y Coeficiente de Correlación Múltiple (CMC) para las variables funcionales, además de un error absoluto de las medidas (*SEM*) en todos los casos.

La hipótesis de movimientos con un grado de libertad funcional se realizó comparando la reproducibilidad de las variables funcionales entre ciclos de una misma sesión, ya que valores muy altos de reproducibilidad en las variables de posición, y en las trayectorias de los EIR implica que todas las variables pueden explicarse por una única variable de par (Page et al., 2008; Page et al., 2011).

4.3.1.2 *Validación dinámica*

En este caso, se realizaron experimentos para validar el **modelo de dinámica** inversa, así como analizar la fiabilidad de la medición de variables dinámicas obtenidas con dicho modelo. Para la validación, se compararon las fuerzas y momentos medidos directamente por la plataforma de fuerzas con las estimaciones obtenidas a partir del modelo de dinámica inversa, de acuerdo con los modelos y ecuaciones descritas en el capítulo anterior. En cuanto a la medida de la fiabilidad, se analizaron de forma similar a la usada en los modelos cinemáticos, tal como se describirá con más detalle en el apartado 3.4.6.

4.3.1.3 *Base sanos. Efecto de factores individuales*

El objetivo de este estudio fue definir una **Base de normalidad**, base de datos que representativa de la población de sujetos sanos. Esta base servirá, por una parte, como referencia para establecer las diferencias con los sujetos patológicos y, por otra, ha permitido analizar el efecto de determinados factores individuales (edad, sexo, talla, peso, longitud del cuello).

4.3.1.4 Base patológica. Comparación con sanos

En este estudio se registraron los patrones cinemáticos y dinámicos de un conjunto de pacientes con dolor de cuello, estableciendo así una **Base de patología**. Comparando esta base con los patrones sanos, se analizaron las principales diferencias asociadas a la existencia de alteraciones funcionales. De esta manera se establecieron las variables cinemáticas y dinámicas más afectadas por la existencia de dolor, lo que servirá en el futuro para el desarrollo de nuevas pruebas de valoración funcional.

4.3.2. Participantes en cada estudio. Tamaño muestral

A continuación, se describen los criterios de selección y tamaños muestrales en cada uno de los estudios realizados.

4.3.2.1 Muestra para el estudio de validación cinemática y fiabilidad

Para el tamaño muestral mínimo en la estimación de los coeficientes de correlación intraclase se han utilizado las tablas publicadas por Walter, Eliasziw y Donner, (1998). En estudio previos (Cáceres et al., 2016; Cáceres 2019), se han obtenido coeficientes de correlación intraclase (ICC) muy altos (ICC >0.9) tanto para las variables cinemáticas funcionales como para para los ejes instantáneos de rotación. Por tanto, para un estudio con tres replicaciones por sujeto, una muestra de 14 sujetos es suficiente.

En el estudio participaron 15 sujetos sanos voluntarios sanos (7 mujeres, 8 hombres; edades entre 18 y 56 años), reclutados en colaboración con las profesoras Inglés y Serra-Año del Departamento de Fisioterapia de la Universitat de València D. de Fisioterapia.

4.3.2.2 Muestra para el estudio de validación dinámica

En este caso, no se disponía de ninguna información previa sobre variables dinámicas sobre las que estimar los niveles de dispersión de las variables dinámicas, ni referencias acerca de los posibles valores de los ICC. Asumiendo que la correspondencia entre las estimaciones del modelo de dinámica inversa y las medidas directamente por la plataforma sean altas (ICC > 0.9) y para $n=2$, se obtienen muestras entre 15 y 45 sujetos, dependiendo del valor del ICC asumido para la hipótesis nula (entre 0.7 y 0.8). Por ello hemos considerado un valor intermedio, con una muestra de 30 sujetos.

Los sujetos de este estudio fueron los mismos que los que participaron en la definición de la base de sanos. Fueron reclutados por el autor de la tesis entre el personal de la UPV. El grupo estaba constituido por 14 mujeres y 16 hombres, con edades comprendidas entre, 18 y 54 años.

4.3.2.3 Muestra para la base de normalidad

Para determinar el tamaño muestral de la base de normalidad se usaron dos criterios complementarios:

- Describir las variables objeto de estudio con un margen de error predeterminado.
- Disponer de potencia suficiente para poder detectar, en su caso, el efecto de los factores considerados.

Para obtener un error aceptable en las estimaciones, se partió del estudio previo realizado por Baydal (2012). Teniendo en cuenta que el error de posicionamiento de la cabeza es del orden de 5°, se ha tomado ese valor como margen de error aceptable. Entonces el tamaño necesario para estimar la media con un error de 5°, en una población cuya desviación típica es del orden de 14° es:

$$N = \left(\frac{1.96 \times 14}{5} \right)^2 = 30 \text{ sujetos}$$

Para el análisis de los factores individuales, se usó la fórmula aproximada usada en Baydal (2012), correspondiente a una potencia del 80%:

$$N = \frac{Z_{\alpha/2}^2 \cdot \sigma^2}{e^2} \quad (4.27)$$

En este caso se han tomado como referencia la variable con mayor dispersión relativa (el rango de aceleración angular, en los estudios previos citados). Esto arrojó un tamaño muestral mínimo de 24 sujetos.

Por tanto, la base mínima para el estudio de la base de normalidad fue de 30 sujetos. Puesto que en el estudio de validación dinámica ya se midieron 30 sujetos, se usaron los mismos para definir la base de normalidad de variables dinámicas. En cuanto a la de variables cinemáticas, se unieron las 30 personas usadas en el estudio dinámico con las 15 que participaron en el estudio preliminar, obteniendo y una base total con 45 sujetos.

Los sujetos fueron reclutados por el autor de la tesis, atendiendo a los siguientes criterios de inclusión:

- Tener una edad comprendida entre los 18 a 68 años.
- No tener en el momento de la prueba ninguna alteración de columna cervical y/o dorsal o de miembros superiores.

Los criterios de exclusión fueron los siguientes:

- No cumplir con los criterios de inclusión.
- Referir o tener diagnosticado algún trastorno psiquiátrico y/o cognitivo que no le permitiera seguir las indicaciones para la realización del experimento.

4.3.2.4 Muestra para el estudio de patológicos

Para determinación del tamaño muestra de la base de personas con patología se atendió al criterio de conseguir una potencia de 0.8 para un nivel de significación de $\alpha=0.05$ en la comparación entre sanos y patológico. Considerando que el efecto es medio, $d=0.4$, el cálculo mediante el programa GPower (Universität Düsseldorf) proporciona un tamaño de $N=24$ sujetos patológicos.

Los participantes en el estudio de patológicos fueron voluntarios con dolor inespecífico de cuello (Hidalgo et al., 2017). Los criterios de inclusión fueron:

- i) Dolor percibido con una puntuación de 3 o más, en una escala analógica visual (De Boer et al., 2004).
- ii) Estado funcional del cuello que revela una discapacidad leve (cinco puntos o más en el índice de discapacidad del cuello NDI (MacDermnid et al., 2009).
- iii) Duración mínima de los síntomas de un mes.

Los criterios de exclusión fueron los siguientes:

- i) Enfermedad reumática inflamatoria.
- ii) Trastorno del oído interno.
- iii) Uso de fármacos antidepresivos opioides o sedantes.
- iv) Vértigo o mareos actuales.
- v) Pérdida visual.
- vi) Trastorno neurológico.
- vii) Cirugía de tronco o hombro en el último año.

Los voluntarios fueron reclutados por las profesoras Serra-Añó e Inglés, del D. de Fisioterapia de la Universitat de València.

4.3.3. Descripción de las pruebas. Movimientos analizados. Protocolo

Las pruebas realizadas en cada uno de los estudios consistieron en ejercicios de giro de la cabeza en planos anatómicos.

En el estudio de validación cinemática, cuyo objetivo era establecer la fiabilidad de las variables cinemáticas funcionales y los ejes instantáneos de rotación, se realizaron pruebas en los tres planos, para determinar las características de los movimientos de flexo-extensión, flexión lateral y rotación axial.

Una vez realizado este estudio se comprobó que el movimiento más reproducible era el de flexo-extensión, por lo que el resto de pruebas se realizaron exclusivamente para este movimiento.

En todas las pruebas se realizaron movimientos cíclicos continuos, en los cuales el sujeto describe varios ciclos seguidos del movimiento. Se ha elegido este tipo de pruebas ya que permite obtener patrones más armónicos y reproducibles que los movimientos usados habitualmente en los estudios de rango (Baydal et al., 2011; Cáceres, 2019; Venegas et al., 2020). Por otra parte, presenta un único grado de libertad funcional, lo que permite un promediado eficiente de las trayectorias de los ejes instantáneos de rotación (Page et al., 2008; Page et al., 2011).

En cada uno de los estudios se realizaron las siguientes repeticiones:

- Estudio de validación cinemática y fiabilidad. Cada sujeto realizó tres sesiones de medida, en dos días diferentes, separados en cada una de las cuales se procedió a una instrumentación independiente, tal como se describe más adelante. En la primera sesión se realizaron dos medidas con observadores diferentes. Estas pruebas se repitieron con un descanso de media hora entre sesión. De esta manera se obtuvieron datos para analizar la fiabilidad entre operadores (mismo día). Tanto el orden de los operadores como el de los movimientos (flexo-extensión, flexión lateral y rotación axial) fueron aleatorizados. En una tercera sesión, separada de la anterior al menos 8 días, uno de los dos operadores repitió las medidas, para analizar la fiabilidad entre sesiones (mismo operador). La selección del operador de esta sesión también fue aleatorizada, así como el orden de los movimientos. Durante estas pruebas sólo se registraron variables cinemáticas, pero no las fuerzas.
- En el estudio de validación dinámica se realizaron dos sesiones de medida para cada sujeto, realizadas por el mismo operador y separadas media hora. En cada caso solo se analizó el movimiento de flexo-extensión, registrándose tanto las variables cinemáticas como las fuerzas en las plataformas, con la finalidad de poder comparar las estimaciones del modelo con las medidas directamente con la plataforma.
- Las bases de normalidad de variables cinemáticas se configuraron a partir de los datos de las pruebas de validación cinemática (tomando los datos de la primera sesión de medida de cada sujeto, 15 sujetos en total) y los datos de la cinemática de la primera sesión de medida de las pruebas de validación dinámica (30 sujetos). En total, 45 sujetos.
- Las bases de normalidad de las variables dinámicas se obtuvieron a partir de las estimaciones del modelo para las medidas de la primera sesión de las pruebas de validación dinámica. En total, 30 sujetos.

- Finalmente, la prueba para la base de sujetos patológicos (bases de normalidad de variables cinemáticas y dinámicas) se realizaron en una única sesión de medida con un único operador, en las que los sujetos realizaron los movimientos en los tres planos, si bien en esta tesis sólo se han utilizado los movimientos de flexo-extensión.

En cada sesión de medida los voluntarios fueron informados del objetivo de las pruebas y firmaron el correspondiente consentimiento informado. Los voluntarios no percibieron ninguna gratificación ni compensación por su participación en el estudio, que fue totalmente desinteresada.

Una vez explicada la prueba, se procedió a rellenar un cuestionario con algunos datos específicos de control. En el caso de los sujetos patológicos se les administró el test de escala visual analógica para el dolor (EVA) y el test para el índice de discapacidad del cuello (NDI), para comprobar que se verificaban los criterios de inclusión.

Posteriormente se procedió a pesar y tallar al sujeto y la instrumentación que se describe en el apartado siguiente. El sujeto se sienta a continuación en una silla diseñada para analizar el movimiento del cuello, silla que fija el movimiento del tronco, brazos y piernas, de manera que sólo permite el movimiento del sistema cuello-cabeza, lo que asegura que los cambios en las acciones registradas corresponden en exclusiva al movimiento de la cabeza y cuello.

Se explica al sujeto el tipo de movimiento que debe hacer, indicándole que debe llegar hasta el mayor rango posible y realizarlo a una velocidad rápida, pero cómoda. Antes de iniciar los registros, se realizan unos movimientos de prueba, para que el sujeto se acostumbre a la instrumentación y realice los movimientos de manera armónica y fluida.

4.3.4. Instrumentación

Para el registro de las variables cinemáticas y dinámicas se han usado técnicas de análisis de movimientos humanos estándar, que incluye dos sistemas de medida, el primero registra los movimientos por medio de un equipo de videofotogrametría Kinescan/IBV que es la entrada para el análisis cinemático, mientras que el segundo es una plataforma de fuerzas que registra de forma sincronizada las fuerzas de reacción en el suelo. En este caso se ha usado una plataforma de fuerzas Dinascan/IBV con las modificaciones que se comentan más adelante.

El sistema de videofotogrametría usado es un equipo Kinescan/IBV v 5.5. (Cáceres, 2019) con 8 cámaras inteligentes que capturan las coordenadas de los marcadores en cada imagen, reconstruyendo su posición en 3D a partir de la vista de al menos tres cámaras a la vez. Este sistema sólo transmite información de los marcadores, pero no las imágenes completas, lo que permite utilizar un número grande de cámaras de forma simultánea y trabajar a frecuencias de muestreo muy elevadas.

En esta tesis se ha usado una frecuencia de muestreo de 200 fps, con la finalidad de obtener una buena resolución temporal y calcular con suficiente precisión las aceleraciones y posiciones de los ejes instantáneos de rotación.

El sistema registra las coordenadas de los marcadores con una precisión de 0.5 mm en el espacio de trabajo, aunque los errores en la medida de ángulos y posiciones del centroide del sistema de marcadores son menores, tal como se explica en Page et al. (2006). El error estimado en la medida de ángulos es inferior a 0.08° y el de la posición del centroide del cluster de marcadores es inferior a 0.15 mm.

Plataforma de fuerzas, es una placa rígida situada en el suelo, que incorpora transductores de fuerza y registra el punto de aplicación o centro de presión, la reacción de fuerzas del suelo durante el contacto y su momento respecto del centro de presiones.

La plataforma usada en esta tesis fue una Dinascan/IBV (Page et al., 2006b) a una frecuencia de 200 Hz, sincronizada con el sistema de videofotogrametría.

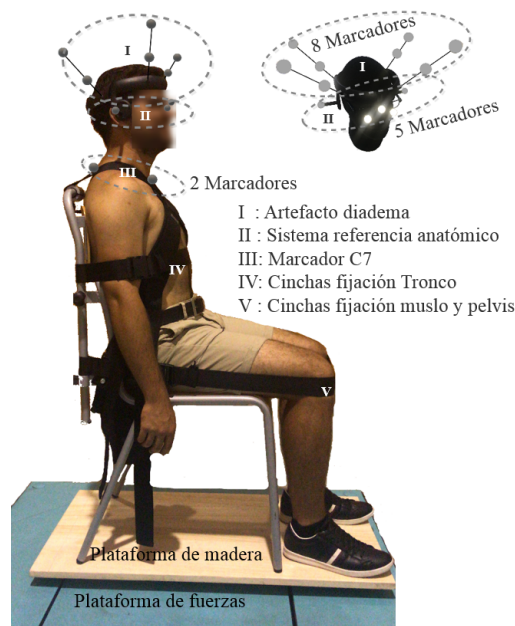


Figura 4.11: Montaje experimental para movimientos cervicales

Las plataformas usadas son el estándar en los estudios de marcha y equilibrio, con dimensiones suficientes para registrar la fuerza en una pisada, pero no para colocar una silla y registrar la fuerza de la silla y el apoyo de los dos pies. Por este motivo se diseñó y construyó una plataforma de madera adicional con una base del mismo tamaño que la plataforma, pero con una superficie más amplia donde se fijaban las cuatro patas de la

silla y quedaba sitio de sobra para que el sujeto apoyase los pies, tal como se muestra en la Figura 4.11. No se consideró la posibilidad de utilizar de forma simultánea dos plataformas (una para la silla y otra para los pies), porque esto aumentaba los errores experimentales de forma innecesaria, además de hacer mucho más complejo los cálculos.

Se realizaron pruebas piloto de calibración para establecer la precisión de las medidas. Los errores en la medida de fuerzas verticales fueron de 0.05 N en la medida de fuerzas verticales y de 0.15 N en las fuerzas horizontales. No obstante, estos errores corresponden a medidas brutas y se reducen al menos en un factor de 5 al utilizar registros suavizado mediante B-splines.

Instrumentación del sujeto. En la Figura 4.11 se muestra el montaje y preparación del sujeto para el registro de fuerzas y movimiento de la cabeza.

El sujeto se sienta en una silla fija a la base de madera ajustada mediante unos bulones a la plataforma de fuerza, de manera que su posición es fija. La silla, especialmente diseñada para este tipo de estudios (Baydal, 2013) es una silla escolar modificada con un respaldo de altura regulable. Dispone de un sistema de cinchas que permite fijar la posición del tronco, brazos y piernas, asegurando que sólo se mueve el cuello y la cabeza.

El sujeto se sienta en la silla y se fija su posición con las cinchas. El movimiento se registra con un sistema de 8 marcadores técnicos situados en unas varillas fijas a una diadema ligera que se coloca y se ajusta a su cabeza.

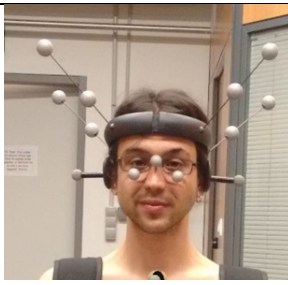
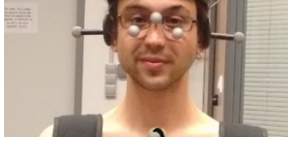
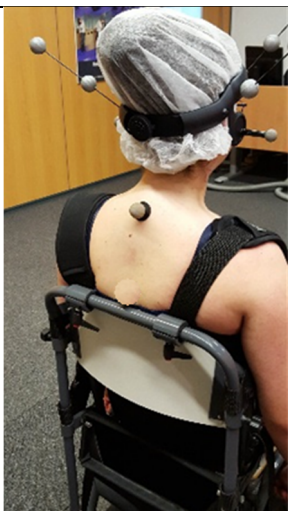
Además de los marcadores de la cabeza, en la región III se localiza la pronunciación de la vértebra C7 y la escotadura yugular del esternón. El marcador en C7 se toma como referencia para calcular momentos de las fuerzas, mientras que el del esternón como punto de control para asegurar que no se produce movimiento del tronco durante las pruebas.

Además, en la posición inicial de referencia, se colocan unas gafas con un sistema de marcadores anatómicos que permiten definir un sistema de referencia anatómico, definido de la siguiente forma:

- Dos marcadores a la altura de los tragus derechos e izquierdo, que determinan la posición del eje Z (flexo-extensión según las recomendaciones ISB).
- Dos marcadores a la altura de los suborbitales. Junto con las anteriores definen el plano anatómico $Y=0$ en la posición de referencia.
- Un marcador en el hueso nasal, para definir la posición del plano sagital.

El Sistema de marcadores anatómicos sólo se coloca al principio de la sesión de medida, cuando se toma la posición de referencia. Al comenzar las sesiones de medida, se retira para no molestar al sujeto ni alterar su movimiento. En la Tabla 4.5 aparece un resumen de los marcadores utilizados.

Tabla 4.5. Instrumentación de marcadores

Marcador	Localización	Imagen (Venegas, 2020)
Diadema con marcadores técnicos	El casco contiene 4 varillas, cada una de las cuales tiene dos marcadores reflectantes. Se ubica un marcador con imán en cada trago auricular.	
Sistema de referencia anatómico	Las gafas contienen 3 marcadores, uno central y uno en el marco inferior de las gafas.	
C7 EJ	C7: Se palpa en el sujeto apófisis espinosa más prominente de la columna cervical y apófisis espinosa inferior. Se pide al sujeto flexión de cuello y se observa si, durante la extensión, la apófisis prominente se desplaza hacia anterior comparada con la apófisis inferior. Conviene marcar con un rotulador las espinosas para las mediciones post tratamiento. EJ: Se coloca un marcador en la curvatura de la escotadura yugular. Se pide al sujeto flexión de cuello y se observa que no se desplace el marcador.	

4.3.5. Procesado de datos

La Figura 4.12 muestra el esquema seguido para el procesado de datos, que ha permitido transformar las magnitudes registradas por los sistemas de medición en las variables objeto del análisis estadístico. El proceso es el mismo para las variables cinemáticas y dinámicas por lo que se explicará de forma conjunta.

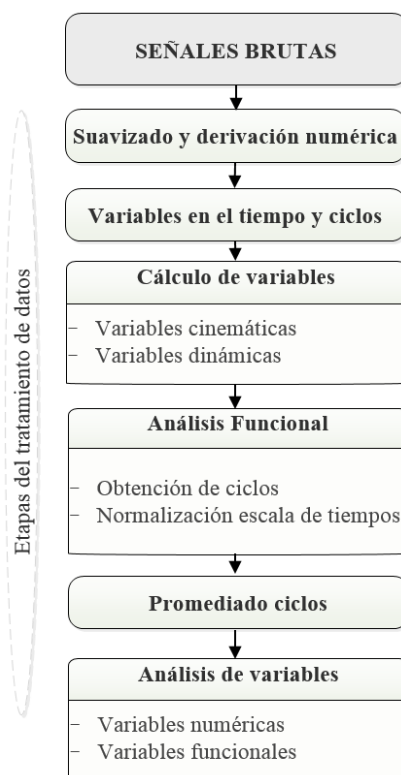


Figura 4.12: Tratamiento de datos

El proceso comienza con el registro de las magnitudes cinemáticas (coordenadas de los marcadores en cada instante de tiempo) y las fuerzas registradas por la plataforma. Los pasos a seguir son los que se describen a continuación.

4.3.5.1 Suavizado y derivación numérica

El primer paso consiste en suavizar numéricamente y calcular las derivadas necesarias (velocidades y aceleraciones en el caso de los marcadores). Este proceso tiene dos finalidades. Por una parte, reducir los errores accidentales inevitables en la medida

experimental y, por otra, proporcionar estimaciones precisas de las velocidades y aceleraciones, necesarias tanto para calcular las variables cinemáticas como las estimaciones del modelo dinámico. Para el suavizado inicial de los datos brutos se han usado bases de B-splines de orden 5. El procedimiento seguido es el descrito en el libro de Ramsay y Silverman (2005).

Como resultado de este proceso se obtienen las variables temporales y sus derivadas, en su caso, correspondientes a todos los ciclos de movimiento.

4.3.5.2 Cálculo de magnitudes de interés

Una vez obtenidos los registros suavizados se aplican los modelos descritos en el apartado 4.2., para el cálculo de las magnitudes de interés:

Variables cinemáticas (expresadas en el sistema de referencia anatómico en la posición de referencia:

- Ángulos girados respecto a la posición de referencia (como vectores de Rodrigues y en la secuencia de Euler ZXY). Velocidad y aceleración angulares.
- Posición del origen de referencia del sistema anatómico. Velocidad y aceleración.
- Posición del EIR. A partir de las coordenadas de la intersección del eje con el plano anatómico del movimiento.

Variables dinámicas. Se expresan en el sistema de referencia anatómico, y los momentos respecto de C7:

- Fuerza ejercida por el tronco sobre el cuello a nivel de C7.
- Momento ejercido respecto de C7.
- Potencia de las acciones ejercidas sobre la cabeza.

Estas variables se calculan, en el dominio del tiempo, para toda la duración del movimiento.

4.3.5.3 Ciclos de movimiento. Normalización de la escala temporal

Las variables anteriores se dividen en ciclos completos de movimiento (flexión-extensión-flexión, por ejemplo) o en medios ciclos. Para ello se parte del ángulo principal como variable de control y de su primera derivada. Los ciclos empiezan en el valor más pequeño de las variables angular (máxima flexión) y terminan en la misma posición. El criterio de corte utilizado está basado en los puntos de velocidad angular nula y mínimo valor del ángulo (Cáceres, 2019). Los medios ciclos se obtienen igualmente para analizar por separado la trayectoria del EIR según el sentido del movimiento.

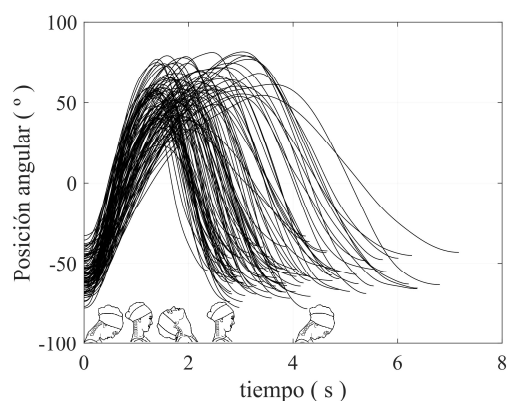


Figura 4.13: Curvas de la posición angular en el tiempo

En la Figura 4.13 aparece curvas de posición angular, cuando se han separado en ciclos. Como puede verse en dicha figura, hay diferencias bastante grandes en la duración de los mismos, lo que hace imposible en análisis funcional de los resultados. Por este motivo es necesario realizar una fase de normalización de la escala de tiempos. Siguiendo el criterio más extendido en el ámbito de la Biomecánica, dicha normalización se ha realizado mediante un reescalado lineal, expresando todos los ciclos en función de una escala que va del 0% al 100% de la duración del ciclo. La Figura 4.14 muestra cómo quedan las curvas de la Figura 4.13 tras aplicarles este proceso de normalización (López-Pérez et al., 2019).

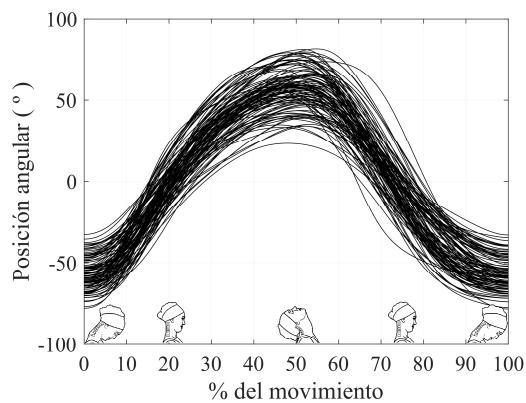


Figura 4.14: Curvas de la posición angular escalada

4.3.5.4 Promediado de ciclos

Una vez segmentados los movimientos en ciclos o medios ciclos y efectuada la normalización de la escala de tiempos en un porcentaje de la duración del ciclo, se dispone de un conjunto de repeticiones de cada movimiento dentro de cada sesión. El número de repeticiones ha sido $n=7$. Para obtener una única función de cada variable funcional, se ha realizado un promediado de las 5 curvas más parecidas entre sí, desechando las dos curvas más separadas entre sí de cada sesión. De esta manera, se obtiene un movimiento promedio para cada sesión que resulta mucho más robusto que las medidas individuales.

4.3.5.5 Cálculo de los EIR

Todas las variables calculadas en el apartado 4.3.5.2 se obtienen como variables funcionales correspondientes al ciclo promedio. Sin embargo, en el caso de los ejes instantáneos de rotación hay que tener en cuenta criterios adicionales al promediado para que su cálculo sea suficientemente preciso.

En efecto, el EIR asociado a una determinada medida se refiere al EIR del movimiento promedio. No obstante, en los extremos de la carrera las velocidades angulares se anulan o toman valores muy pequeños, lo que introduce indeterminaciones en la posición del EIR (Figura 4.15). Por tanto, es necesario fijar un umbral mínimo para evitar errores muy grandes para valores pequeños de la velocidad angular. Este umbral se fijó en 0.5 rad/s.

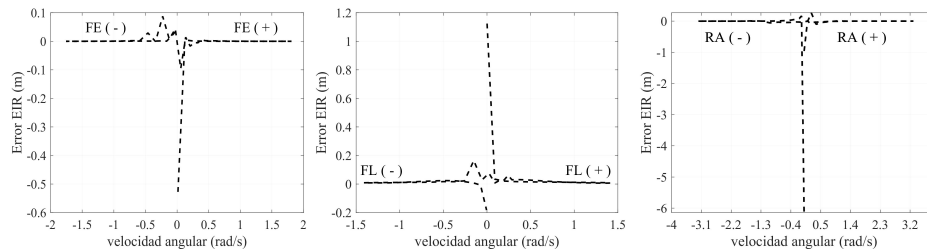


Figura 4.15: Errores en el EIR a una velocidad mínima, para los movimientos de FE: Flexo extensión, FL: Flexión Lateral, RA: Rotación axial

Este criterio sólo se ha aplicado a los EIR, ya que es la única característica del movimiento que depende de $1/\omega$.

4.3.5.6 Variables funcionales y variables numéricas

Todas las variables calculadas en el apartado 4.3.5.2 se obtienen como variables funcionales correspondientes al ciclo promedio. En principio, en esta tesis se pretendía realizar una descripción de la cinemática del cuello desde un enfoque funcional. Ahora

bien, dado que en la literatura no se dispone de información publicada con variables de este tipo, también se han calculado algunas variables numéricas para poder comparar nuestro estudio con los publicados.

A continuación, se definen las variables usadas en este estudio, separando las de carácter funcional de las numéricas.

- a) **Variables funcionales**, son las variables correspondientes a un ciclo promedio de medida en cada sesión, usando como escala el tiempo normalizado, expresado como porcentaje de la duración del ciclo (escala normalizado en porcentajes de 0 a 100%). Las variables medidas han sido las siguientes:
- **Posición angular** θ (t). Ángulo girado por la cabeza, expresado en grados, desde la posición de referencia. En cada movimiento, este ángulo corresponde al del eje asociado en la secuencia de Euler asignada por la ISB para la cabeza (esto es ZXY). En la Tesis se han medido los giros como vector de Rodrigues, que luego se han pasado a la secuencia Euler ZXY. No obstante, en la descripción de resultados sólo se ha considerado el ángulo principal asociado a cada eje de giro.
 - **Velocidad angular** ω (t). En la descripción cinemática se toma como velocidad angular la derivada respecto del tiempo del ángulo principal, dado que los movimientos analizados son prácticamente planos. se mide en $^{\circ}/s$. Además, se ha calculado el vector velocidad angular, ω , que es el que se usa en los cálculos dinámicos.
 - **Aceleración angular** α (t). En la descripción de cada movimiento, se ha tomado como aceleración angular, la derivada respecto al tiempo de la velocidad angular definida en el punto anterior (medida en $^{\circ}/s^2$). Además, en los cálculos dinámicos se usa el vector aceleración angular.
 - **Posición del EIR**. En cada movimiento analizado, la posición del EIR se define a partir del punto H, punto de corte del EIR con el plano asociado al movimiento que contiene al origen de coordenadas. Se calcula a partir de la ecuación (4.4), tomando las dos componentes del vector $\mathbf{OH}(t)$, asociadas al plano del movimiento. Se miden en cm y se expresan en el sistema de referencia anatómico en la posición de referencia. Puesto que el EIR no se calcula a lo largo de todo el ciclo (se eliminan los extremos, ver apartado anterior) el número de observaciones puede ser diferente en cada caso.
 - **Fuerza ejercida por el tronco sobre el cuello a nivel de C7**, $F(t)$. Es la fuerza que ejerce el resto del cuerpo sobre el cuello a nivel de C7. Se calcula a partir del

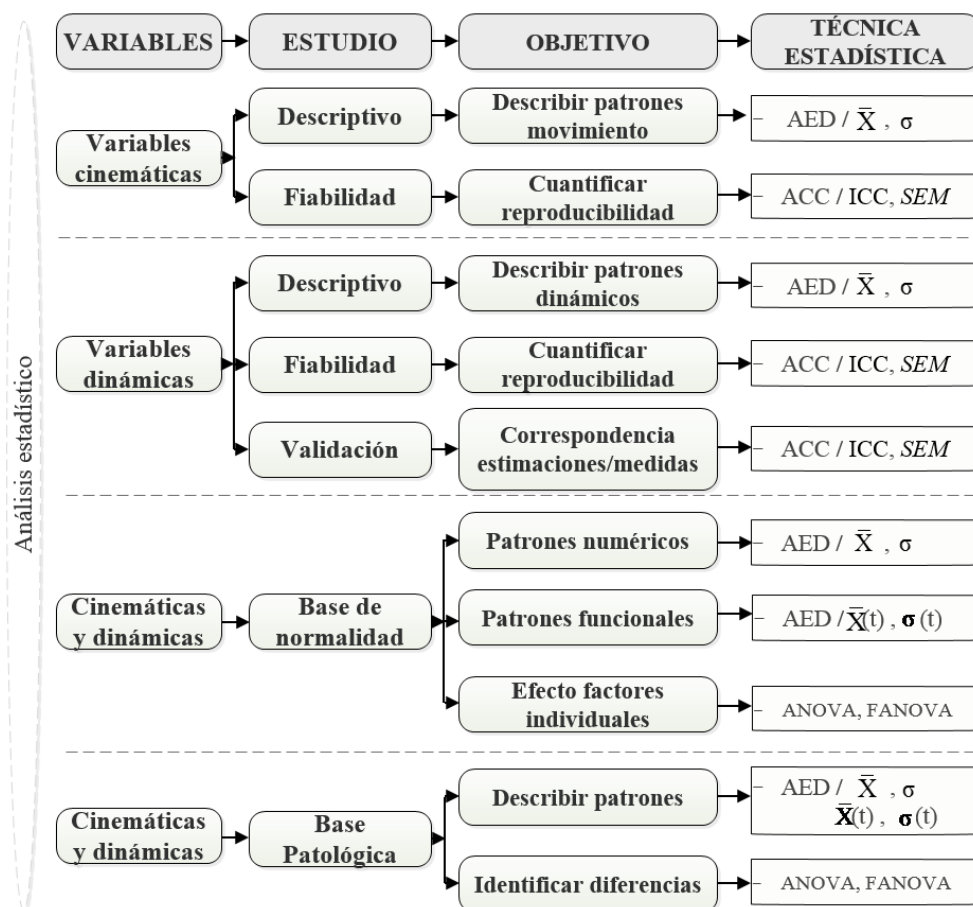
modelo de dinámica inversa a partir del movimiento registrado y de los parámetros inerciales estimados.

- **Momento resultante $M(t)$.** Es el momento resultante de las acciones que el resto del cuerpo ejerce sobre el cuello, calculado a nivel del marcador de C7.
 - **Potencia $P(t)$.** es la potencia de las acciones internas que el resto del cuerpo ejerce sobre el cuello. La potencia es positiva cuando se aporta energía a la cabeza y negativa cuando se frena.
- b) **Variables numéricas.** A partir de las variables funcionales descritas en el apartado anterior se han calculado las siguientes variables numéricas, que se usarán para comparar los resultados de nuestro trabajo con los de otros estudios publicados.
- **Ángulos máximo en cada sentido del movimiento (θ_{max}).** Se ha calculado el ángulo correspondiente a los extremos del ciclo medio de movimiento de cada sujeto y sesión de medida.
 - **Rango de movimiento (RoM).** Corresponde a la amplitud del ciclo medio de movimiento, $\theta(t)$, para cada sujeto y sesión.
 - **Velocidad máxima angular (ω_{max}).** Corresponde a la máxima velocidad angular en cada sentido de movimiento, de ciclo medio correspondiente a cada sesión de media en cada sujeto.
 - **Amplitud de la velocidad angular (DRoM).** Amplitud de la curva media $\omega(t)$ para cada sujeto y sesión de medida.
 - **Aceleración máxima angular (α_{max}).** Corresponde a la máxima aceleración angular en cada sentido de movimiento, de ciclo medio correspondiente a cada sesión de media en cada sujeto.
 - **Amplitud de la aceleración angular (D2RoM).** Es la amplitud de la curva media $\alpha(t)$ para cada sujeto y sesión de medida.
 - **Armonía.** Valor absoluto del coeficiente de correlación entre la aceleración angular y el ángulo girado. Toma valores entre 0 y 1 y está relacionado con la suavidad y espontaneidad del movimiento. Una valoración baja en esta variable es indicativa de control alterado o de no suavidad y control voluntario sobre el movimiento realizado. Los bajos niveles de armonía se han asociado a movimientos poco naturales, posiblemente producido por efecto al miedo al dolor o por un comportamiento poco sincero del sujeto (Baydal 2011).

- **Fuerza máxima y mínima** ($F_{\text{máx}}$, $F_{\text{mín}}$). Corresponden a los valores máximo y mínimo de la curva media $\mathbf{F}(t)$ en cada una de las dos componentes asociadas al plano del movimiento (F_x y F_y en el movimiento de flexo-extensión).
- **Amplitud de la Fuerza.** (Fuerza Rango). Corresponde a la diferencia entre los valores máximos y mínimos de las fuerzas, en cada componente.
- **Momentos máximo y mínimo.** ($M_{\text{máx}}$, $M_{\text{mín}}$). Valores máximo y mínimo del momento resultante correspondiente al ciclo medio $M(t)$, calculado a nivel de C7. se usa la componente perpendicular al plano del movimiento (componente Z en el movimiento de flexo-extensión).
- **Amplitud del momento** (Momento Rango). Diferencia entre los momentos máximos y mínimo.
- **Potencia mínima y máxima** ($P_{\text{mín}}$ y $P_{\text{máx}}$). Valores máximo y mínimo de la potencia $P(t)$.
- **Amplitud de la potencia** (Potencia Rango). Diferencia entre los valores máximo y mínimo.
- **Potencia media** (P_{med}). Potencia media en cada semiciclo del movimiento (flexión y extensión). Durante la extensión es positiva porque hay que aportar energía para acelerar la cabeza y vencer su peso. Durante la flexión es negativa, porque el peso actúa a favor del movimiento y el sujeto frena. La suma de ambas es positiva, porque el movimiento no es conservativo.

4.3.6. Análisis estadístico

En la Figura 4.16 se muestra un esquema del proceso seguido para el análisis de datos, que se realizó en cada uno de los cuatro estudios (fiabilidad de variables cinemáticas, fiabilidad y validez del modelo dinámico, base de normalidad y base de patología y comparación con sanos), y para los dos tipos de variables (numéricas y funcionales). A continuación se describen las características más relevantes del planteamiento seguido.



AED: Análisis exploratorio de datos; ACC: Análisis de correlaciones cruzadas; ANOVA: Análisis de la varianza; FANOVA: Análisis funcional de la varianza; \bar{X} : Media; σ : Desviación estándar; ICC: Coeficiente de correlación intraclase; SEM: Error estándar de la media; $\bar{X}(t)$: Variables en el tiempo

Figura 4.16: Análisis estadístico

4.3.6.1 Estudio de fiabilidad de las variables cinemáticas

Los parámetros de fiabilidad usados fueron diferentes para las variables numéricas y las funcionales. En ambos casos se utilizaron medidas de fiabilidad absoluta y relativa.

En el caso de las **variables cinemáticas numéricas** se calcularon los siguientes coeficientes:

- **Coefficiente de correlación intraclase (ICC)**. La estimación del ICC se ha realizado como se describe en Weir (2005), usando el modelo (2,1). Se han calculado coeficientes para la reproducibilidad entre operadores (misma sesión, distinto operador) y para la reproducibilidad entre sesiones (mismo operador, diferentes sesiones).
- **Error estándar de la medida (SEM)**. Se ha calculado como el error medio cuadrático del ANOVA usado para calcular el ICC, tal como se propone en Weir (2005):

$$SEM = \sqrt{MS_{\text{error}}} \quad (4.28)$$

Además, se ha realizado un análisis descriptivo con las medias y desviaciones típicas de las variables analizadas en este estudio. En todos los casos se han separado los movimientos según su sentido, para comprobar si hay asimetrías en el caso de los movimientos de flexión lateral y rotación axial y describir las diferencias entre la flexión y la extensión en el de flexo-extensión.

En cuanto a las **variables funcionales**, también se ha obtenido un coeficiente relativo y un error absoluto:

- Como medida relativa de fiabilidad se ha utilizado el **coeficiente de correlación múltiple ajustado**, CMC. Este coeficiente se calcula para cada sujeto, usando el mismo procedimiento descrito en Weir (2005), pero usando cada punto de la curva temporal como una observación ya que se trata de cuantificar las diferencias relativas entre funciones asociadas al factor observador y sesión (Garofalo et al., 2009; Cáceres et al., 2016). De esta manera se obtiene una distribución de CMC que se describen a partir de la mediana y el rango intercuartílico, dada la no normalidad de la distribución de este coeficiente (Venegas et al., 2020).
- Como medida absoluta se utiliza el **SEM** descrito anteriormente, pero que, en el caso de variables funcionales se calcula a partir de los ANOVAs usados para los CMC, obteniendo un **SEM** para cada sujeto y condición (Venegas, 2020). La distribución de tales errores se describe a partir de la mediana y su rango intercuartílico.

Al igual que en el caso de las variables cinemáticas numéricas se han descrito por separado los semiciclos de cada movimiento según su sentido.

4.3.6.2 *Análisis de fiabilidad y validez de las variables dinámicas*

En este estudio se ha comprobado la reproducibilidad de las estimaciones y la validez de las estimaciones del modelo propuesto.

El estudio de fiabilidad se ha realizado para obtener índices de reproducibilidad entre pruebas, de la misma forma que la descrita en el apartado anterior:

- ICC y *SEM* para las variables numéricas,
- CMC y *SEM* para las variables funcionales. En este caso se calcula un valor para cada sujeto y luego se describe la distribución mediante las medianas y el rango intercuartílico.

En cuanto al estudio de validez, se han comparado las estimaciones de las fuerzas y momentos a nivel de C7 ejercidas por el resto del cuerpo sobre el cuello: calculadas por el modelo a partir del movimiento, por una parte, y medidas directamente a partir de los registros de la plataforma.

En este caso se han usado los siguientes parámetros de concordancia:

- Variables numéricas: se ha calculado el ICC y el *SEM* de forma similar a la comentada para la fiabilidad, pero en este caso el modelo incluye los dos tipos de estimaciones como factores fijos (en el caso de la fiabilidad los factores operador o sesión son factores aleatorios).
- Variables funcionales. Se ha calculado igual que en la fiabilidad, con la salvedad de que se usan los métodos de estimación como factores fijos. Se obtiene una distribución de CMC y *SEM* que se describen a partir de la mediana y rango intercuartílico.

4.3.6.3 *Base de normalidad*

Los resultados se describen agrupando las variables según su naturaleza, cinemática o dinámica. Dentro de cada grupo se describen primero las variables numéricas y luego las funcionales. Las bases de normalidad y de patología se han elaborado exclusivamente para el movimiento de flexo-extensión, ya que este es el que presenta mejor reproducibilidad en todas las variables y para el que se ha realizado el modelo dinámico.

El tratamiento estadístico ha consistido en los análisis que se describen a continuación.

Análisis descriptivo de los participantes

Se ha descrito la base de sujetos participantes mediante las medias y desviaciones típicas.

En esta descripción se han incluido las características personales (edad, talla, peso, longitud C7-O), así como los parámetros inerciales estimados a partir de las curvas de regresión anteriormente descritas. La descripción se ha segmentado por hombres y mujeres, analizándose las diferencias en el resto de variables independientes en función del sexo.

En cuanto a los parámetros inerciales de los participantes, también se han analizados las diferencias en función de la edad, talla, peso y longitud del cuello, caracterizada como la distancia C7-O. Para ello se realizó un modelo ANOVA usando como covariables las variables citadas.

Análisis descriptivo de las variables. Efecto de las variables independientes

El análisis descriptivo de las variables numéricas se realizó mediante los valores medios y las desviaciones típicas, separando los movimientos en los dos sentidos, para cada uno de los planos.

Además, para cada variable numérica se realizó un ANOVA para identificar efectos de las variables individuales sobre las cinemáticas, usando el sexo como factor fijo y la edad, talla, peso y distancia C7O como covariables.

En cuanto a las variables cinemáticas funcionales, se han descrito las curvas asociadas a las variables cinemáticas y dinámicas en dos dominios:

- Por una parte, como curvas $f(t)$ usando el tiempo normalizado de 0-100 del ciclo del movimiento.
- Como diagramas en el espacio de fases, representando las gráficas velocidad(posición) y aceleración(posición), Fuerza(posición), Momento (posición) y Potencia(posición), lo que permite visualizar de forma conjunta las amplitudes y comprobar el carácter más o menos armónico del movimiento cíclico, así como la naturaleza elástica y/o gravitatoria de las variables dinámicas.

En la descripción se ha tomado la primera sesión de medida para todos los sujetos del grupo de sanos participante (GS). Para cada variable se ha representado la curva media y las correspondientes a la media más y menos una desviación típica.

Una vez descritas las distribuciones de las variables funcionales se realizó un ANOVA funcional para determinar las diferencias asociadas al sexo, edad, talla, peso y longitud del cuello. En el modelo se tomó el sexo como factor fijo y el resto de variables como covariables.

4.3.6.4 Base de Patológicos. Comparación con sanos

El análisis de la base de sujetos patológicos (GP) se ha realizado siguiendo un esquema similar al descrito para la base de sanos (GS).

En primer lugar, se realizó un análisis de las características individuales de los participantes, indicando la media y desviación típica de las características personales y parámetros inerciales utilizados, segmentado por el sexo.

A continuación, se realizó el análisis descriptivo de las variables cinemáticas y dinámicas, en este caso descritas exclusivamente a partir de las variables numéricas. Para no mostrar información redundante, la descripción de las variables funcionales aparece en la comparación GS-GP. Las descripciones de estas variables se realizaron segmentando el grupo entre hombres y mujeres y, al igual que en el caso del GS, separando los semiciclos según el sentido del movimiento.

Para la comparación entre GS y GP se realizaron ANOVAs para cada variable, tomando el sexo y el estado funcional (GS, GP) como factores fijos, y el resto de características individuales (edad, talla, peso, distancia C7-O) como covariables.

En el caso de las variables numéricas se calculó el efecto asociado a la patología y el nivel de significación asociado a la hipótesis nula de efecto nulo.

En el caso de las variables funcionales se realizó un ANOVA funcional, cuyos resultados se representan en las curvas en el espacio de fases (Variable vs posición angular), con la finalidad de facilitar la interpretación mecánica de los resultados, mucho más difíciles de ver en el dominio del tiempo (Variable vs tiempo normalizado). En cada gráfica se representan las posiciones angulares donde la diferencia asociada a la patología es significativa.

5. Resultados

A continuación, se describen los resultados más relevantes obtenidos en la fase experimental, siguiendo el mismo orden descrito en el Capítulo 4 Material y Métodos. Como se ha comentado, los sistemas de referencia utilizados corresponden a los recomendados por la ISB (Wu et al., 2002; Wu et al., 2005), lo que determina el signo de las variables cinemáticas según el sentido del movimiento. En la Tabla 5.1 se resumen los criterios utilizados.

Tabla 5.1. Nomenclatura de movimientos y criterio de signos según el sentido del movimiento

Movimiento	Abreviación	Plano de movimiento	Eje de rotación	Criterio de signos de fase	
Flexo-Extensión	(FE)	Sagital	Z	(-)	Flexión
				(+)	Extensión
Flexión Lateral	(FE)	Coronal	X	(-)	Izquierda
				(+)	Derecha
Rotación Axial	(RA)	Transversal	Y	(-)	Derecha
				(+)	Izquierda

5.1. Fiabilidad y validez

5.1.1. Fiabilidad cinemática

En este apartado se presentan los resultados correspondientes a la tercera fase del plan de trabajo. En la Tabla 5.2 se muestran las características de los sujetos que participaron en el estudio.

Tabla 5.2. Características de los participantes en el estudio de fiabilidad cinemática

	HOMBRES (n=8)	MUJERES (n=7)	TODOS (n=15)
	\bar{X} (σ)	\bar{X} (σ)	\bar{X} (σ)
Edad (años)	39.1 (8.8)	34.7 (11.7)	37.1 (10.1)
Estatura (cm)	176.5 (10.2)	165.1 (3.3)	171.2 (9.5)
Peso (kg)	80.9 (15.2)	63.0 (7.9)	72.5 (15.1)

\bar{X} : Media; σ : Desviación estándar

5.1.1.1 Reproducibilidad entre ciclos

La Tabla 5.3, muestra los resultados correspondientes a la reproducibilidad de las variables funcionales de posición, velocidad y aceleración entre ciclos consecutivos de la misma sesión. Como se ha descrito anteriormente, este estudio se realizó sobre las variables funcionales, analizando la distribución de los CMC en las 45 sesiones medidas (15 sujetos \times 3 sesiones).

Tabla 5.3. Reproducibilidad entre ciclos (misma sesión) de las variables cinemáticas en los movimientos analizados. (n = 45)

Variable	Movimientos		
	FE	FL	RA
	\overline{CMC} (IQR) \overline{SEM} (IQR)	\overline{CMC} (IQR) \overline{SEM} (IQR)	\overline{CMC} (IQR) \overline{SEM} (IQR)
Posición angular (°)	0.995 (0.003) 3.81 (1.48)	0.997 (0.003) 2.19 (1.04)	0.995 (0.004) 5.57 (1.99)
Velocidad angular (%/s)	0.988 (0.008) 12.40 (3.72)	0.990 (0.006) 7.52 (2.38)	0.982 (0.010) 21.22 (7.10)
Aceleración angular (%/s²)	0.917 (0.048) 69.6 (36.1)	0.907 (0.057) 47.4 (29.1)	0.876 (0.093) 159.3 (89.4)

IQR: Rango intercuartílico; \overline{CMC} : Mediana del coeficiente de correlación múltiple; \overline{SEM} : Mediana del error estándar de la medida; FE: Flexo-Extensión; FL: Flexión Lateral; RA: Rotación Axial

Como puede observarse, la reproducibilidad de los ángulos es prácticamente perfecta con un coeficiente de correlación múltiple superior a 0.995 en todos los movimientos. El de las velocidades angulares es algo menor, pero superior a 0.98 en los movimientos en los tres planos. Lógicamente, el de aceleraciones es algo menor, siendo el más reproducible el movimiento de flexo-extensión y menos el de rotación axial.

En cuanto a los errores en las medidas, hay unos errores entre 2.2° para el movimiento de FL y 5.6° en el de RA.

Las trayectorias medias de los EIR en las pruebas de este estudio aparecen en la Figura 5.1. Como se observa, los movimientos de FL y RA presentan trayectorias de ida y vuelta simétricas, mientras que en el de FE hay diferencias entre la flexión y la extensión, como es previsible, dado el efecto de la gravedad y las diferencias en los músculos implicados en cada movimiento.

Se observa también, el movimiento del EIR con una trayectoria más reproducible es el de FE, donde el CMC mediano toma valores del orden de 0.9 o superiores en las dos coordenadas. El movimiento de FE presenta una trayectoria menos reproducible, especialmente en la coordenada con menos rango de recorrido (eje Y), si bien en el otro

eje (Z) es aceptable. El de RA tiene un comportamiento aceptable en ambas coordenadas, aunque claramente peor que el de FE.

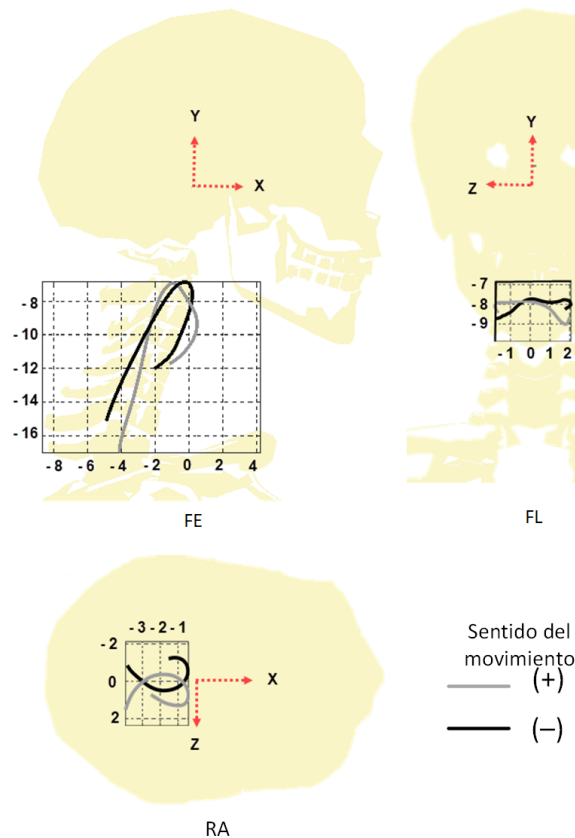


Figura 5.1: Trayectorias medias de los puntos de corte del Eje Instantáneo de Rotación con el plano del movimiento (escalas en cm). No se han hecho radiografías La representación del cuello y la cabeza se presenta como referencia aproximada de los tamaños y posiciones)

Los errores en la posición de los EIR son menores a 1.5 cm en el caso del movimiento de FE y menores a 1 cm en el movimiento de RA.

Los resultados asociados a las variables cinemáticas y a las posiciones del EIR indican que, al menos en el caso del movimiento de FE la reproducibilidad es excelente y que hay un patrón personal asociado a un único grado de libertad funcional.

En la Tabla 5.4 aparecen los resultados de la reproducibilidad en las trayectorias de los EIR. En cada caso se han considerado dos coordenadas: i) la correspondiente al eje de menor rango de recorrido (X en FE; Y en FL; Z en RA), que aparece en la tabla como

eje menor; ii) la correspondiente al eje de mayor rango de recorrido (eje Y en FE; eje Z en FL; eje X en RA).

Tabla 5.4. Reproducibilidad entre ciclos de la misma sesión de las trayectorias del EIR.
Todas las medidas absolutas están en centímetros

Variable	Sentido	Movimientos		
		FE	FL	RA
		\overline{CMC} (IQR) \overline{SEM} (IQR)	\overline{CMC} (IQR) \overline{SEM} (IQR)	\overline{CMC} (IQR) \overline{SEM} (IQR)
Eje menor	(-)	0.897 (0.092) 1.01 (0.33)	0.421 (0.372) 1.22 (0.61)	0.781 (0.182) 0.82 (0.31)
	(+)	0.918 (0.152) 0.73 (0.22)	0.634 (0.301) 1.21 (0.55)	0.681 (0.158) 0.83 (0.42)
Eje mayor	(-)	0.911 (0.072) 1.41 (0.62)	0.888 (0.097) 0.70 (0.39)	0.831 (0.118) 0.81 (0.27)
	(+)	0.924 (0.078) 1.40 (0.50)	0.889 (0.109) 0.63 (0.25)	0.853 (0.121) 0.79 (0.33)

IQR: Rango intercuartílico; \overline{CMC} : Mediana del coeficiente de correlación múltiple; \overline{SEM} : Mediana del error estándar de la medida; FE: Flexo-Extensión; FL: Flexión Lateral; RA: Rotación Axial; FE(menor,mayor) = (X,Y) ; FL(menor,mayor) = (Z,Y); RA(menor,mayor) = (X,Z)

5.1.1.2 Reproducibilidad entre sesiones y operadores

En la Tabla 5.5, se muestran los indicadores relativos (ICC) y absolutos (\overline{SEM}) de las variables cinemáticas numéricas. Para interpretar los valores del ICC seguiremos los criterios señalados en (Jaspers et al., 2011) que considera la siguiente escala: ICC > 0.80 fiabilidad muy alta; entre 0.60-0.79 alta, 0.40-0.59 moderada, y por debajo de 0.40 fiabilidad baja.

En términos generales, la reproducibilidad entre operadores es superior a la fiabilidad entre sesiones.

Con respecto al fiabilidad entre operadores, el movimiento de FE es el que presenta mejores valores de ICC en todas las variables cinemáticas, no sólo las de posición sino también en la velocidad y aceleración (ICC > 0.8). El movimiento de RA presenta valores muy altos para las variables de posición, pero sólo altos o moderados para las de velocidad y aceleración. El movimiento menos reproducible es el de FL. En cuanto a la armonía es muy reproducible sólo en el caso del movimiento de RA. En los movimientos de FE y FL sólo toma valores entre moderados y altos.

La fiabilidad entre sesiones tiene ICC menores, y sólo es muy alta en el caso de las variables de posición, en los tres movimientos. En cambio, las variables de velocidad y

aceleración sólo toman valores entre moderado y alto. La armonía también tiene valores de ICC inferiores a los correspondientes a la variación entre operadores.

En cuanto a los errores de la medida (*SEM*), los errores angulares están comprendidos entre unos 2.5° para los movimientos de FL y RA y más de 5° para el de FE. Los errores en las velocidades y aceleraciones son similares a los descritos en la variabilidad entre ciclos, lo que indicaría que la principal fuente de error es la variabilidad intrínseca de los sujetos.

Tabla 5.5. Descriptivo de indicadores relativos y absolutos de reproducibilidad IS: inter sesión y IO: inter observador en variables numéricas cinemáticas clásicas

Variable	Movimiento					
	FE		FL		RA	
	ICC	ICC	ICC	ICC	ICC	ICC
	<i>SEM</i>	<i>SEM</i>	<i>SEM</i>	<i>SEM</i>	<i>SEM</i>	<i>SEM</i>
	IO	IS	IO	IS	IO	IS
Posición angular máxima (°)	0.836 4.50	0.766 5.41	0.797 2.78	0.865 2.25	0.827 2.86	0.831 2.67
RoM (°)	0.882 5.50	0.850 6.21	0.832 4.18	0.900 3.15	0.930 3.82	0.862 5.31
Velocidad angular máxima (°/s)	0.839 14.98	0.518 25.79	0.564 12.53	0.589 12.26	0.793 25.00	0.542 33.41
Rango de velocidad (°/s)	0.807 30.02	0.515 45.88	0.665 21.02	0.662 21.80	0.809 46.38	0.578 66.30
Aceleración angular máxima (°/s ²)	0.867 62.08	0.497 118.72	0.653 56.83	0.458 66.22	0.806 153.6	0.713 164.9
Rango de aceleración (°/s ²)	0.851 120.3	0.509 208.8	0.681 110.2	0.590 118.9	0.777 290.8	0.650 346.7
Armonía	0.661 0.03	0.530 0.04	0.678 0.03	0.438 0.03	0.832 0.03	0.719 0.04

ICC: Coeficiente de correlación intraclase; *SEM*: Error estándar de la medida; FE: Flexo-Extensión; FL: Flexión Lateral; RA: Rotación Axial

Los resultados de reproducibilidad de las variables numéricas contrastan con los que se obtienen si se consideran las funcionales, cuyo resumen aparece en la Tabla 5.6. En este caso, los valores de referencia que se utilizarán son los propuestos en (Kadaba et al., 1989) de acuerdo con la siguiente escala: CMC>0.95 es excelente; entre 0.85-0.95, muy bueno; 0.75-0.85 bueno; 0.65-0.75, moderado; <0.65 indica fiabilidad pobre. Obsérvese que la escala usada para el CMC es más exigente que la del ICC, ya que el cálculo se realiza de manera diferente.

Como puede observarse, los valores del CMC mediano entre operadores son excelentes para las variables angulares de posición ($CMC > 0.994$) y de velocidad ($CMC > 0.993$) en los tres movimientos. Los valores para la aceleración son ligeramente inferiores, pero con valores muy altos ($CMC > 0.934$).

La fiabilidad ente sesiones es ligeramente inferior, aunque sigue siendo excelente en la posición y velocidad, y muy alto en la aceleración.

En cuanto a los errores de medida, los valores obtenidos son ligeramente inferiores a los descritos en el caso de la variabilidad entre ciclos (Tabla 5.3), si bien dentro del mismo orden. Téngase en cuenta que en aquel caso los errores correspondían a variaciones entre ciclos individuales, mientras que ahora son diferencias entre curvas medias de una sesión en sesiones diferentes.

Tabla 5.6. Descriptivo de indicadores relativos y absolutos de reproducibilidad IS: inter sesión y IO: inter observador en variables funcionales cinemáticas clásicas

Variable	Movimiento					
	FE		FL		RA	
	\overline{CMC} (IQR)	\overline{CMC} (IQR)	\overline{CMC} (IQR)	\overline{CMC} (IQR)	\overline{CMC} (IQR)	\overline{CMC} (IQR)
	\overline{SEM} (IQR)	\overline{SEM} (IQR)	\overline{SEM} (IQR)	\overline{SEM} (IQR)	\overline{SEM} (IQR)	\overline{SEM} (IQR)
	IO	IS	IO	IS	IO	IS
Posición angular (°)	0.996 (0.007) 3.04 (2.23)	0.994 (0.005) 2.79 (2.92)	0.996 (0.006) 2.19 (1.96)	0.994 (0.004) 2.67 (1.43)	0.997 (0.008) 3.60 (5.37)	0.994 (0.005) 5.22 (3.69)
Velocidad angular (°/s)	0.993 (0.009) 10.28 (6.07)	0.984 (0.022) 12.65 (11.6)	0.989 (0.009) 7.12 (3.35)	0.990 (0.014) 8.30 (6.82)	0.988 (0.023) 17.14 (18.5)	0.984 (0.017) 20.26 (13.4)
Aceleración angular (°/s ²)	0.953 (0.057) 51.91 (29.9)	0.932 (0.076) 66.48 (42.9)	0.934 (0.037) 38.9 (24.8)	0.938 (0.058) 39.1 (27.7)	0.940 (0.115) 106.0 (67.0)	0.922 (0.080) 114.9 (84.1)

IQR : Rango intercuartílico; \overline{CMC} : Mediana del coeficiente de correlación múltiple; \overline{SEM} : Mediana del error estándar de la medida; FE: Flexo-Extensión; FL: Flexión Lateral; RA: Rotación Axial

Para terminar con los resultados del análisis de fiabilidad de las variables cinemáticas, pasamos a describir los correspondientes al EIR. Al igual que en el caso anterior comenzaremos por una descripción basada en variables numéricas, que aparece en la Tabla 5.7. La trayectoria del EIR se ha descrito mediante la posición media y el rango de desplazamiento para cada una de las dos coordenadas del punto de corte con el plano del movimiento. Al tratarse de variables numéricas, se ha usado el ICC como medida

relativa de fiabilidad, y se aplicarán los criterios ya descritos como referencias de calidad de la reproducibilidad (Jaspers et al., 2011).

Con relación al movimiento de FE, la posición media de la EIR (coordinada Y) presenta valores altos para el ICC inter observador y valores moderadamente altos para el ICC inter sesiones. El rango de desplazamiento vertical de la EIR también presenta valores de ICC altos a moderadamente altos. Sin embargo, tanto la ubicación media de la coordenada X como su rango tienen valores de ICC de bajos a moderadamente altos. En cualquier caso, los errores absolutos son relativamente pequeños, menos de 1 cm para las posiciones medias y menos de 1.5 cm para el rango de desplazamiento.

Tabla 5.7. Fiabilidad inter observadores (IO) e inter sesiones (IS) de la localización y rango de desplazamiento del EIR. ICC es adimensional; SEM expresado en cm. Valores en negrita representan ICC muy altos (>0.80), los ICC en negrita y cursiva, son valores altos (0.60<ICC<0.80), entre 0.40-0.60 se consideran moderados y por debajo de 0.4 la fiabilidad es baja (subrayado en la tabla)

Variable	Sentido movim.	Movimiento					
		FE		FL		RA	
		ICC (SEM)	ICC (SEM)	ICC (SEM)	ICC (SEM)	ICC (SEM)	ICC (SEM)
		IO	IS	IO	IS	IO	IS
H_x posición mediana, <u>H_x</u>	(-)	0.760 (0.8)	0.688 (1.0)	-	-	0.687 (0.9)	0.840 (0.6)
	(+)	0.506 (0.8)	<u>0.393</u> (0.9)	-	-	0.646 (0.9)	0.795 (0.7)
H_y posición mediana, <u>H_y</u>	(-)	0.803 (0.7)	0.704 (0.9)	0.690 (0.8)	0.765 (0.8)	-	-
	(+)	0.889 (0.5)	0.845 (0.7)	0.815 (0.7)	0.687 (0.9)	-	-
H_z posición mediana, <u>H_z</u>	(-)	-	-	<u>0.271</u> (0.5)	0.422 (0.4)	0.426 (0.5)	<u>0.325</u> (0.7)
	(+)	-	-	<u>0.368</u> (0.5)	<u>0.349</u> (0.6)	0.480 (0.6)	0.463 (0.7)
H_x, rango	(-)	<u>0.215</u> (1.4)	0.537 (1.1)	-	-	0.744 (0.6)	0.599 (0.8)
	(+)	0.778 (1.0)	0.790 (1.1)	-	-	0.622 (0.7)	0.621 (0.7)
H_y, rango	(-)	0.764 (0.9)	0.746 (0.9)	<u>0.359</u> (1.1)	<u>0.517</u> (1.0)	-	-
	(+)	0.858 (1.0)	0.839 (1.2)	<u>0.192</u> (1.1)	<u>-0.169</u> (1.6)	-	-
H_z, rango	(-)	-	-	0.441 (1.3)	0.420 (0.9)	<u>0.149</u> (1.0)	<u>0.316</u> (0.9)
	(+)	-	-	0.719 (0.8)	0.573 (0.9)	<u>0.206</u> (1.2)	0.403 (1.1)

En lo que respecta al movimiento FL, la posición media de la EIR (coordenada Y) presenta valores de ICC inter observador de moderados a muy altos, mientras que el ICC entre sesiones es moderadamente alto. Por el contrario, la distancia media al plano sagital (coordenada Z) muestra valores bajos de ICC, como se esperaba en una variable muy cercana a cero en todos los sujetos, ya que el movimiento de FL es simétrico. Sin embargo, estos valores bajos de ICC parecen estar asociados con una baja variabilidad entre sujetos en lugar de grandes errores absolutos, ya que el *SEM* es del orden de 1 cm para la coordenada Y y 0.5 cm para la coordenada Z. Los rangos de desplazamiento del EIR durante el movimiento del FL presentan valores de ICC de pobres a moderados, con valores de *SEM* entre 0.8 y 1.4 cm.

En relación al movimiento de RA, la posición media anteroposterior del EIR (coordenada X) presenta valores de ICC moderadamente altos a altos, mientras que la posición medial-lateral (coordenada Z) muestra valores de ICC pobres a moderados, ya que la posición media de la EIR está casi centrado en el plano sagital y la variabilidad entre sujetos es pequeña. El rango de desplazamiento del EIR en el movimiento RA presenta valores de ICC moderadamente buenos para la coordenada X y valores pobres para la coordenada Z. Los valores de *SEM* son inferiores a 1 cm para las posiciones medias y 1.5 cm para el rango de desplazamiento.

En la Tabla 5.8 se muestran los resultados correspondientes a la reproducibilidad de las trayectorias del EIR, consideradas como curvas. En este caso se utiliza el CMC como medida relativa de fiabilidad y los criterios de bondad descritos en (Kadaba et al., 1989).

El CMC mediano de la trayectoria del EIR en el movimiento FE es excelente para la coordenada Y y entre bueno y excelente para la coordenada X, tanto para la fiabilidad inter operador como inter sesión. Los errores absolutos son mayores en la coordenada Y (mediana *SEM* entre 0.3 y 0.5 cm) que en la coordenada X (mediana *SEM* entre 0.2 y 0.3 cm).

La fiabilidad inter operador del movimiento de FL presenta valores CMC muy buenos para el desplazamiento horizontal (coordenada Z) y moderados para el desplazamiento vertical (coordenada Y). La fiabilidad inter sesión, sin embargo es algo menor. En cualquier caso, el *SEM* es bastante pequeño con una mediana de menos de 0.5 cm en ambas coordenadas.

Finalmente, las trayectorias del EIR en el movimiento de RA presentan buena fiabilidad para la coordenada X (desplazamiento anteroposterior del EIR) y una fiabilidad moderada en el caso del desplazamiento medial-lateral. El *SEM* es menor de 0.5 cm en todos los casos.

Tabla 5.8. Fiabilidad inter observador (IO) e inter sesión (IS) de la trayectoria del EIR (coordenadas de intersección con el plano de movimiento). El CMC no tiene dimensiones; el SEM se expresa en cm. Los valores de CMC de 0.95 y superiores representan una fiabilidad excelente (la tabla en negrita y subrayada), 0.85-0.95 muy buena (en negrita en la tabla), 0.75-0.85 buena (cursiva en negrita en la tabla), 0.65-0.75 moderada y por debajo de 0.65 indica una fiabilidad deficiente (no se describe en la tabla)

Var.	Sentido	Movimiento					
		FE		FL		RA	
		CMC	CMC	CMC	CMC	CMC	CMC
		(IQR)	(IQR)	(IQR)	(IQR)	(IQR)	(IQR)
SEM		SEM		SEM			
(IQR)		(IQR)		(IQR)			
		IO	IS	IO	IS	IO	IS
Hx(p)	(-)	0.901	0.868	-	-	0.867	0.853
		(0.08)	(0.228)			(0.243)	(0.097)
	<i>0.42</i>	<i>0.41</i>			<i>0.36</i>	<i>0.29</i>	
	(0.22)	(0.23)			(0.19)	(0.13)	
(+))		0.909	0.930	-	-	0.892	0.851
		(0.198)	(0.423)			(0.505)	(0.370)
	<i>0.35</i>	<i>0.36</i>			<i>0.20</i>	<i>0.29</i>	
	(0.17)	(0.16)			(0.08)	(0.22)	
Hv(p)	(-)	0.946	0.924	<u>0.627</u>	<u>0.402</u>	-	-
		(0.071)	(0.117)	(0.303)	(0.395)		
	<i>0.68</i>	<i>0.54</i>	<i>0.48</i>	<i>0.49</i>			
	(0.40)	(0.39)	(0.26)	(0.41)			
(+))		0.944	0.961	0.729	0.733	-	-
		(0.057)	(0.069)	(0.292)	(0.345)		
	<i>0.58</i>	<i>0.68</i>	<i>0.41</i>	<i>0.55</i>			
	(0.59)	(0.39)	(0.34)	(0.32)			
Hz(p)	(-)	-	-	0.904	0.954	0.799	<u>0.636</u>
				(0.131)	(0.087)	(0.216)	(0.440)
			<i>0.30</i>	<i>0.25</i>	<i>0.25</i>	<i>0.35</i>	
	(0.28)	(0.19)	(0.22)	(0.29)			
(+))		-	-	0.888	0.935	0.789	0.723
				(0.260)	(0.074)	(0.313)	(0.348)
			<i>0.21</i>	<i>0.24</i>	<i>0.22</i>	<i>0.29</i>	
	(0.11)	(0.08)	(0.14)	(0.24)			

IQR: Rango intercuartílico; CMC: Mediana del coeficiente de correlación múltiple; SEM: Mediana del error estándar de la medida; FE: Flexo-Extensión; FL: Flexión Lateral; RA: Rotación Axial

En resumen, el análisis de reproducibilidad de las trayectorias consideradas como funciones demuestra que la fiabilidad del movimiento de FE es entre muy buena y excelente, la del movimiento de RA entre buena y muy buena, y la del movimiento de FL entre moderada y muy buena. La fiabilidad es mayor en las coordenadas con mayor rango de recorrido, aunque los errores absolutos también son más grandes en dichas direcciones. En términos generales, la fiabilidad entre operadores es superior a la entre

sesiones, lo que indicaría que la principal fuente de variabilidad está asociada al comportamiento espontáneo de los sujetos.

Al igual que sucedía con las variables cinemáticas, las variables funcionales son mucho más reproducibles que las variables numéricas que resumen su valor central y rango de variación. En el caso del EIR la diferencia es muy notable, con valores absolutos y relativos mucho mejores en el análisis funcional que en las medias y rangos. Hay que señalar que la posición del EIR es muy sensible al tipo de filtrado y a los umbrales de velocidad angular que se fijen. En efecto, para velocidades angulares bajas o un suavizado insuficiente de las curvas de movimiento, el EIR parece seguir un comportamiento errático, especialmente en los extremos. Esto puede afectar a las variables numéricas, pero no tanto a las funcionales.

5.1.2. Validez del modelo dinámico

La validez del modelo se contrastó comparando las medidas directas de fuerzas y momentos, calculadas a nivel del centro o del sistema de referencia anatómico, con las estimadas por el modelo de dinámica inversa.

Se trabajó con las variables funcionales. Como índice de concordancia se utilizó calculando el CMC y el SEM por el procedimiento descrito en el caso de la fiabilidad de las variables cinemáticas. En este caso se consideraron dos réplicas como factores fijos, correspondientes a las estimaciones y medidas directas, respectivamente. En los cálculos se usaron las medidas de las dos sesiones de la base de pruebas dinámicas, con 30 sujetos, en total $30 \times 2 = 60$ observaciones.

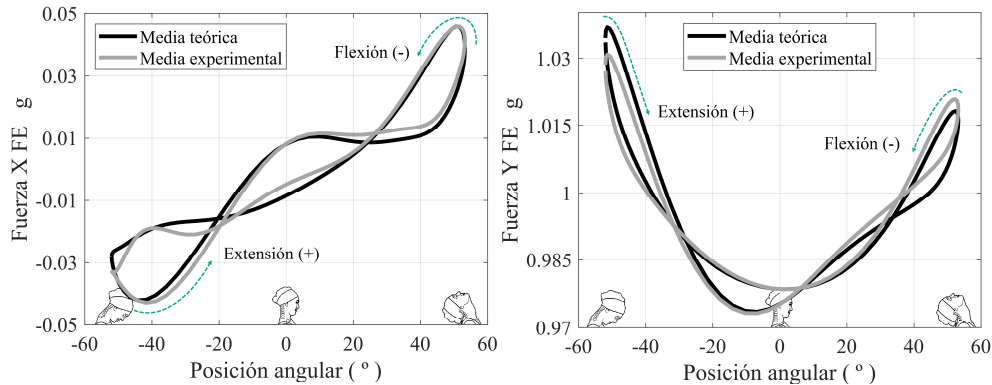


Figura 5.2: Fuerzas normalizadas por el peso de la cabeza en el movimiento de flexo-extensión medidas y estimadas por el modelo

La Figura 5.2, muestra los diagramas de las componentes en X e Y de las fuerzas ejercidas sobre el cuello, expresadas como un porcentaje del peso de la cabeza y representadas en función del ángulo de extensión-flexión. Se ha elegido esta normalización en este apartado para poder interpretar el tamaño de los efectos inerciales frente al gravitatorio en cada una de las dos componentes.

Como puede observarse, la componente en X guarda una relación aproximadamente lineal con el ángulo, lo que indica su carácter esencialmente inercial, asociada a la aceleración tangencial del movimiento, que es nula en el centro de la carrera y máxima en los extremos. Los valores medios son muy pequeños, menos del 5% del peso de la cabeza.

La componente en Y, por el contrario, depende básicamente de la acción gravitatoria, que cambia ligeramente por efecto de las fuerzas de inercia, básicamente la asociada a la aceleración normal en la zona de la posición neutra (máxima velocidad) y a la aceleración tangencial en los extremos de la carrera. No obstante, estos efectos son pequeños y no superan el 3% del peso de la cabeza.

En la gráfica se representan a la vez los valores promedio de las curvas correspondientes a las fuerzas estimadas por el modelo y las medidas directamente. Como puede observarse, la concordancia entre ambas estimaciones es bastante buena, como lo confirman los indicadores que se comentan más adelante.

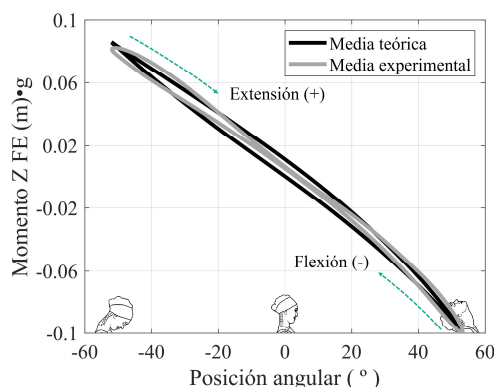


Figura 5.3: Momento Z normalizado de la articulación en el movimiento de flexo-extensión con respecto al eje auricular

En la Figura 5.3 se muestra en representación correspondiente al momento, calculado en el origen de coordenadas del sistema anatómico en la posición de referencia. El momento aplicado a la cabeza es prácticamente lineal con el ángulo, salvo una pequeña desviación al final de la extensión, lo que confirma el carácter armónico de la dinámica del movimiento analizado. La concordancia entre los momentos estimados y los calculados es también excelente.

Tabla 5.9. Descriptivo de indicadores relativos y absolutos de concordancia entre el modelo teórico y en las medidas experimentales de la fuerza y momento sobre el cuello

Variable	\overline{CMC} (IQR)	\overline{SEM} (IQR)
Fuerza X (% peso cabeza)	0.983 (0.027)	0.5 (0.2)
Fuerza Y (% peso cabeza)	0.976 (0.036)	0.4 (0.2)
Momento Z (%peso cabeza × m)	0.996 (0.005)	0.7 (0.3)

IQR : Rango intercuartílico; \overline{CMC} : Mediana del coeficiente de correlación múltiple; \overline{SEM} : Mediana del error estándar de la medida en %

La Tabla 5.9 muestra los índices de concordancia calculados para las componentes de la fuerza y el momento de flexo-extensión. El coeficiente de correlación múltiple tiene un valor mediano superior a 0.97 en los tres casos, y los errores son inferiores a un 1% del peso de la cabeza. Estos resultados corroboran la posibilidad de estimar las fuerzas y momentos ejercidos por el tronco sobre la cabeza a partir de la cinemática y de los parámetros inerciales.

5.1.3. Fiabilidad de las variables dinámicas

Además de comprobar la validez de las estimaciones realizadas con el modelo de dinámica inversa, es necesario comprobar que dichas estimaciones son reproducibles cuando se repiten los movimientos, bien entre ciclos de la misma sesión de medida, bien en sesiones diferentes. En los siguientes apartados aparecen los resultados del análisis de fiabilidad realizado.

5.1.3.1 Fiabilidad entre ciclos

En la Tabla 5.10 se muestran los indicadores absolutos y relativos de fiabilidad de las variables de fuerza y momento correspondientes al movimiento de flexo-extensión. Se han considerado como variables funcionales. En el estudio se han usado los datos de las 60 medidas de los sujetos del estudio de validación dinámica, separando los sentidos del movimiento. A partir de ahora todas las unidades se presentarán sin normalizar (N para las fuerzas y N·m para los momentos).

Tabla 5.10. Descriptivo de indicadores relativos y absolutos de reproducibilidad cíclica IP (intra prueba), en variables funcionales dinámicas del movimiento de flexo extensión. Las medidas absolutas de las fuerzas están en N y los momentos en N·m

Variable	Sentido	CMC (IQR)	SEM (IQR)
Fuerza X (N)	(-)	0.918 (0.053)	0.65 (0.44)
	(+)	0.917 (0.051)	0.59 (0.42)
Fuerza Y (N)	(-)	0.923 (0.060)	0.41 (0.29)
	(+)	0.954 (0.035)	0.34 (0.28)
Momento Z (N·m)	(-)	0.994 (0.005)	0.30 (0.14)
	(+)	0.995 (0.005)	0.28 (0.13)

IQR : Rango intercuartílico; CMC : Mediana del coeficiente de correlación múltiple; SEM : Mediana del error estándar de la media

Como puede observarse, el CMC presenta valores excelentes para el caso del momento (CMC >0.990) y entre muy bueno y excelente para la componente vertical de la fuerza (CMC >0.920). En el caso de la componente en X, la fiabilidad también es muy buena (CMC >0.917). En cuanto a los errores, el SEM más alto se presenta en la componente en X, siendo del orden de 0.65 N (del orden del 1% del peso del conjunto cuello-cabeza). La componente vertical tiene un valor menor.

Estos resultados justifican el uso de un promediado de los ciclos de un movimiento cíclico como representativo de un patrón dinámico reproducible.

Lógicamente, los errores del patrón promedio serán inferiores al que parece en la Tabla 5.10, que corresponden a las diferencias entre dos ciclos aislados de la misma sesión. Ésta es una de las ventajas de usar movimientos cíclicos que permiten, como se ha comprobado obtener patrones promedio.

5.1.3.2 Fiabilidad entre sesiones de las variables dinámicas

Además de la fiabilidad entre repeticiones dentro de la misma sesión, se analizó la fiabilidad entre sesiones, donde el mismo operador repitió las medidas. En este caso se han calculado los índices de fiabilidad de las variables numéricas (valores máximos y rangos) y también los de las correspondientes variables funcionales. De esta manera se pretende comparar la fiabilidad de ambos tipos de variables.

En la Tabla 5.11 se muestran los resultados correspondientes a las variables numéricas. Los indicadores relativos, ICC, de las variables dinámicas presentan niveles de fiabilidad de muy altos. Los ICC de extensión revelaron ser más fiables que la flexión. El ICC de la fuerza horizontal fueron muy altos ($0.833 < ICC < 0.851$), al igual que en el caso del rango ($ICC = 0.862$). La componente vertical de la fuerza presenta una fiabilidad aún más alta ($0.989 < ICC < 0.996$), mientras que la de su rango es también buena, aunque algo menor ($ICC = 0.814$). Por último el momento también un nivel muy alto de correlación de ($0.905 < ICC < 0.938$), al igual que su rango ($ICC = 0.887$).

Tabla 5.11. Descriptivo de indicadores relativos y absolutos de reproducibilidad entre sesiones de las variables dinámicas numéricas en el movimiento de flexo extensión. Las medidas absolutas de las fuerzas están en N y los momentos en N·m. La escala de valoración es la misma que en el estudio de fiabilidad de las variables cinemáticas: Muy alto: $ICC > 0.80$; Alto: $0.60 < ICC < 0.80$; Moderado: $0.40 < ICC < 0.60$; Bajo: $ICC < 0.40$

Variable	Sentido	ICC	SEM
Fuerza X máxima (N)	(-)	0.833	0.60
	(+)	0.851	0.72
Fuerza X rango (N)	(±)	0.862	1.17
Fuerza Y máxima (N)	(-)	0.989	0.59
	(+)	0.996	0.53
Fuerza Y rango (N)	(±)	0.814	1.03
Momento Z máximo (N·m)	(-)	0.905	0.62
	(+)	0.938	0.48
Momento Z rango (N·m)	(±)	0.887	0.89

ICC: Coeficiente de correlación intraclase; SEM: Error estándar de la medida

El error en las fuerzas es mayor en la estimación de fuerzas horizontales (< 0.7 N) que en las verticales (> 0.6 N), en cualquier caso, son valores bastante pequeños, teniendo en cuenta que corresponden a medidas tomadas en sesiones diferentes. Estos valores son del orden de un 1% del peso del cuello-cabeza.

En la Tabla 5.12 se muestran los resultados correspondientes al análisis de fiabilidad de las variables dinámicas funcionales $\mathbf{F}(t)$ y $\mathbf{M}(t)$. La flexo-extensión revela indicadores relativos de niveles buenos a excelentes en las fuerzas y en los momentos son excelentes. Las fuerzas horizontales (X) revelaron indicadores relativos buenos a muy buenos en la extensión ($CMC = 0.844$), menos que en la flexión ($CMC = 0.862$). Mientras que las fuerzas verticales (Y) revelaron indicadores relativos excelentes de $CMC = 0.998$ en la extensión, mayor que la flexión de $CMC = 0.997$. Los errores

máximos en las fuerzas son de 0.59 N, algo menores que los obtenidos en las variables numéricas.

Tabla 5.12. Descriptivo de indicadores relativos y absolutos de reproducibilidad IO (inter observador) en variables funcionales dinámicas en el movimiento de flexo extensión. Las medidas absolutas de las fuerzas están en N y los momentos en N·m. Los valores de CMC de 0.95 y superiores representan una fiabilidad excelente (la tabla en negrita y subrayada), 0.85-0.95 muy buena (en negrita en la tabla), 0.75-0.85 buena (cursiva en negrita en la tabla), 0.65-0.75 moderada y por debajo de 0.65 indica una fiabilidad deficiente (no se describe en la tabla)

Variable	Sentido	CMC (IQR)	SEM (IQR)
Fuerza X	(-)	0.862 (0.076)	<i>0.59 (0.19)</i>
	(+)	<i>0.844</i> (0.091)	<i>0.49 (0.19)</i>
Fuerza X	(±)	<i>0.843</i> (0.089)	<i>0.55 (0.19)</i>
Fuerza Y	(-)	0.997 (0.002)	<i>0.49 (0.17)</i>
	(+)	0.998 (0.002)	<i>0.45 (0.28)</i>
Fuerza Y	(±)	0.998 (0.002)	<i>0.48 (0.18)</i>
Momento Z	(-)	0.967 (0.019)	<i>0.51 (0.15)</i>
	(+)	0.961 (0.007)	<i>0.55 (0.07)</i>
Momento Z	(±)	0.962 (0.019)	<i>0.56 (0.10)</i>

IQR : Rango intercuartílico; \overline{CMC} : Mediana del coeficiente de correlación múltiple; \overline{SEM} : Mediana del error estándar de la medida

Estos resultados corroboran la hipótesis de partida de que es posible definir patrones dinámicos asociados al movimiento de la cabeza que pueden estimarse mediante un modelo de dinámica inversa y que tales patrones son reproducibles dentro de la misma sesión y entre sesiones de medida diferentes, lo que permite sumir un comportamiento individual reproducible que, posteriormente podremos asociar a un determinado estado funcional.

5.2. Base de sanos

En este apartado se presentan los resultados correspondientes al estudio con sujetos sanos. En primer lugar se describirán las características de los participantes. A continuación, se describen los patrones cinemáticos y dinámicos. En los patrones cinemáticos, hay una descripción de los movimientos en los tres planos, tanto en lo que se refiere a las variables numéricas como las trayectorias de los EIR. Esta descripción se ha hecho ya que éste es el primer estudio donde se han obtenido patrones de la trayectoria del EIR. Sin embargo, el estudio con variables cinemáticas funcionales y las diferencias asociadas a los factores personales, y posteriormente a la patología, se han usado los datos correspondientes al movimiento de flexo-extensión que es el utilizado en el estudio dinámico.

5.2.1. Descripción de los participantes

En la Tabla 5.13 aparecen las características de los participantes en la base de sujetos sanos, constituida por 24 hombres y 21 mujeres. Las edades estaban comprendidas entre 18 años y 62 años, si bien la edad media es relativamente joven (media 35.6 años).

Tabla 5.13. Descripción participantes en el grupo de sanos: 24 hombres (53.3%) y 21 Mujeres (46.7%)

Variable	Global		Hombres		Mujeres	
	\bar{X}	(σ)	\bar{X}	(σ)	\bar{X}	(σ)
Edad (años)	35.56	(8.90)	35.35	(7.58)	35.77	(10.29)
Peso (kg)	71.18	(13.69)	77.91	(12.16)	64.13	(11.66)
Talla (cm)	167.4	(7.43)	171.5	(7.79)	163.2	(3.89)
Masa c-c (kg)	5.55	(0.76)	5.95	(0.69)	5.14	(0.61)
Long C7-O (cm)	14.39	(1.41)	14.01	(1.13)	14.78	(1.58)
Cdmx cabeza (cm)	0.92	(0.31)	1.04	(0.27)	0.78	(0.29)
Cdmy cabeza (cm)	2.75	(0.50)	2.52	(0.44)	2.99	(0.44)
Cdmx cuello (cm)	1.04	(0.88)	1.16	(0.92)	0.91	(0.84)
Cdmy cuello (cm)	-4.20	(0.88)	-4.00	(0.81)	-4.41	(0.92)
Ixx (kg.cm ²)	250.6	(53.15)	276.2	(47.17)	223.7	(45.99)
Iyy (kg.cm ²)	231.1	(39.95)	248.6	(35.53)	212.8	(36.55)
Izz (kg.cm ²)	212.9	(29.52)	224.2	(26.65)	201.1	(28.22)

\bar{X} : Media; σ : Desviación estándar; Cdm: centro de masa respecto al oído; I: Inercia del cuello cabeza (c-c)

En la tabla aparecen los datos segmentados por sexo, con las diferencias lógicas en el tamaño global (talla y peso) y también en las masas y dimensiones de los segmentos corporales. Además de la talla y el peso se registró la longitud del cuello a partir de la distancia entre el marcador en C7 y el origen del sistema de referencia anatómico en la posición de referencia. Esta dimensión, que guarda una relación importante con la movilidad del cuello, es ligeramente mayor en el caso de las mujeres que en los hombres (14.9 cm frente a 14.0 cm).

En cuanto a los parámetros inerciales, en la tabla aparece la masa conjunta del sistema cuello-cabeza (5.95 kg de media para los hombres y 5.14 kg para las mujeres). La posición del centro de masas está ligeramente adelantada en el caso de los hombres, seguramente debido a que la cabeza es de mayor tamaño. En cambio, el centro de masas del cuello de las mujeres está un poco por debajo, debido a su mayor longitud (recuérdese que el origen de coordenadas está a la altura del canal auditivo).

5.2.2. Patrones cinemáticos

5.2.2.1 Descripción de los movimientos en los tres planos. Trayectorias de los EIR

En este apartado se presentan las características generales de los movimientos en los tres planos, así como las trayectorias de los EIR en dichos movimientos. Parte de estos resultados han sido publicados en Venegas et al. (2020). Los datos en los tres planos corresponden al estudio de fiabilidad, con n=15 sujetos.

La Tabla 5.14 muestra los resúmenes de las variables cinemáticas asociadas a los movimientos de FE, FL y RA. El movimiento de mayor rango es el de RA (151.8°), seguido del de FE (126.4°) y del FL (81.6°). El mismo orden se mantiene para las amplitudes de las velocidades y aceleraciones.

Tabla 5.14. Descriptivo de variables cinemáticas numéricas para cada movimiento

Variable	Fase	Movimiento					
		FE		FL		RA	
		\bar{X}	(σ)	\bar{X}	(σ)	\bar{X}	(σ)
Ángulo (°)	(-)	63.22	(8.49)	41.65	(5.44)	75.91	(6.48)
	(+)	63.16	(10.82)	40.04	(6.01)	75.87	(8.42)
RoM (°)		126.4	(15.82)	81.69	(10.21)	151.8	(13.96)
Vel. ang. (°/s)	(-)	132.6	(33.66)	86.02	(18.33)	203.1	(50.12)
	(+)	134.0	(38.08)	84.34	(18.51)	199.1	(51.79)
DRoM (°/s)		266.7	(70.19)	170.4	(36.27)	402.3	(100.1)
Acel. ang. (°/s ²)	(-)	321.4	(145.0)	266.6	(99.94)	687.0	(314.8)
	(+)	377.1	(168.3)	255.7	(91.68)	657.6	(287.0)
D2RoM (°/s ²)		698.5	(300.9)	522.3	(188.0)	1,344.7	(582.3)
Armonía	(±)	0.797	(0.056)	0.811	(0.048)	0.700	(0.072)

\bar{X} : Media; σ : Desviación estándar; FE: Flexo-Extensión; FL: Flexión Lateral; RA: Rotación Axial

Los movimientos de RA y FL son simétricos, con valores muy similares en los ángulos, velocidad y aceleración máxima en cada sentido del movimiento. En el de FE se aprecia cierta asimetría en los valores máximos de la aceleración, que es mayor en el movimiento de extensión.

En cuanto a la armonía, el más armónico es el de FL. El movimiento de RA tiene una armonía menor.

En la Tabla 5.15 se describe la ubicación media y rango de desplazamiento del EIR para cada movimiento y sentido del movimiento. En la Figura 5.4 se muestran las trayectorias medias.

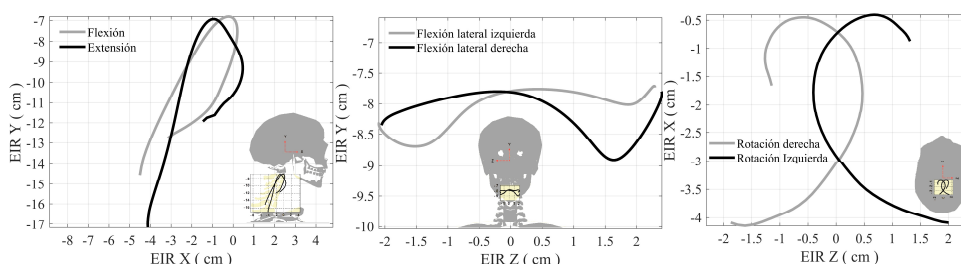


Figura 5.4: Trayectorias del EIR en cada movimiento principal

La posición media del EIR en el movimiento de FE está unos 10 cm por debajo del eje auditivo y ligeramente por detrás del plano coronal. El rango de desplazamiento del EIR a lo largo del eje vertical es muy grande, entre 9 y 11 cm de media, aproximadamente. El desplazamiento anteroposterior es mucho menor, entre 5 y 6 cm. Los movimientos de flexión y extensión son diferentes, siendo mayor el rango de recorrido del EIR en el de extensión.

Tabla 5.15. Descriptivo de la posición media y rango de desplazamiento del EIR para cada movimiento. Todas las medidas del EIR están en centímetros

Variable	Fase	Movimiento		
		FE		RA
		\bar{X} (σ)	\bar{X} (σ)	\bar{X} (σ)
EIR _x media	(-)	-1.39 (1.53)		-1.85 (1.42)
	(+)	-1.56 (1.13)		-1.78 (1.35)
EIR _y media	(-)	-9.75 (1.62)	-8.13 (1.42)	
	(+)	-10.55 (1.88)	-8.22 (1.45)	
EIR _z media	(-)		0.02 (0.63)	0.47 (0.85)
	(+)		0.21 (0.72)	-0.51 (0.77)
EIR _x rango	(-)	6.06 (1.96)		4.37 (1.25)
	(+)	5.33 (2.27)		4.48 (1.37)
EIR _y rango	(-)	8.88 (1.44)	3.63 (1.70)	
	(+)	11.01 (2.81)	4.15 (1.81)	
EIR _z rango	(-)		5.02 (1.69)	3.19 (1.58)
	(+)		5.15 (1.80)	3.38 (1.64)

\bar{X} : Media; σ : Desviación estándar; FE: Flexo-Extensión; FL: Flexión Lateral; RA: Rotación Axial

En el movimiento FL, la posición media del EIR se centra en el plano sagital, y está 8 cm por debajo del plano transversal de referencia. El EIR recorre una trayectoria con un rango medio de desplazamiento de 5 cm en el eje horizontal. Los movimientos de flexión lateral a izquierda y derecha tienen trayectorias del EIR bastante simétricas.

Finalmente, la posición del EIR durante el movimiento RA también se centra en el plano sagital, con una ligera posición hacia atrás con respecto al eje auricular (aproximadamente 0.5 cm). Durante el movimiento de RA, el EIR se mueve en direcciones posterior y media lateral. Las trayectorias del EIR de los movimientos izquierdo y derecho son simétricos.

5.2.2.2 Diferencias por sexo y otras características individuales en las variables cinemáticas numéricas

Además de la descripción de las variables cinemáticas y las trayectorias de los EIR, se analizaron las diferencias asociadas al sexo y a otras características individuales. Este análisis se limitó al caso del movimiento de FE, por ser el utilizado en el resto del análisis cinemático funcional y en la estimación de variables dinámicas. Los datos usados corresponden a la base de normalidad completa (n=45).

Tabla 5.16. Efecto del sexo en variables cinemáticas numéricas en el movimiento de FE, 45 sujetos sanos

Variable	Fase	Global		Hombres		Mujeres		p
		\bar{X}	(σ)	\bar{X}	(σ)	\bar{X}	(σ)	
RoM (°)		113.5	(18.09)	109.14	(17.62)	118.10	(17.82)	0.006
DRoM (°/s)		243.5	(69.29)	241.83	(80.79)	245.33	(56.70)	0.203
D2RoM (°/s ²)		653.1	(294.0)	700.45	(343.6)	603.68	(229.1)	0.956
Armonía	(±)	0.806	(0.065)	0.809	(0.055)	0.802	(0.075)	0.560

\bar{X} : Media; σ : Desviación estándar; p =p-valor

La Tabla 5.16 muestra la comparación de las variables cinemáticas entre hombres y mujeres. Como puede observarse sólo se aprecian diferencias significativas en el caso del rango de movimiento, que es mayor en las mujeres que en los hombres. En cambio, no hay diferencias ni en el caso de las velocidades angulares, aceleración o armonía.

En la Tabla 5.17 se muestra el tamaño del efecto de las características individuales sobre cada una de las variables cinemáticas. Sólo se han representado los efectos significativos. Para comparar los efectos se han representado en unidades de la variable cinemática (VR en la tabla) por desviación típica de la característica individual (es

decir, el coeficiente del ajuste multiplicado por (σ). Los efectos de las Tablas 5.16 y 5.17 corresponden al mismo ANOVA, con el sexo como factor fijo y el resto de variables como covariantes. Se ha separado la descripción de los resultados para facilitar su interpretación.

Tabla 5.17. Efecto de la edad, talla, peso y longitud de C70 en las variables cinemáticas del movimiento FE, 45 sujetos sanos. Sólo se representan los efectos significativos, en unidades de la variable cinemática (VR) por cada desviación típica de la característica individual

Variable	Fase	\bar{x}_m	Edad	Talla	Peso	C70
			(VR/ σ_{edad})	(VR/ σ_{talla})	(VR/ σ_{Peso})	(VR/ σ_{C70})
Ángulo máx. (°)	(-)	-56.40	ns	-4.54*	4*	3.06*
	(+)	57.30	ns	6.93*	ns	ns
RoM (°)		113.70	ns	11.47**	-8.87*	-6.46*
Velocidad angular máx. (°/s)	(-)	-120.48	ns	ns	ns	20.12***
	(+)	123.41	ns	ns	ns	-18.76**
D2RoM (°/s)		243.89	ns	ns	ns	-38.88***
Aceleración angular máx. (°/s ²)	(-)	-297.24	ns	ns	ns	75.34**
	(+)	355.97	ns	ns	ns	-75.92**
D2RoM (°/s ²)		653.21	ns	ns	ns	-151.27**
Armonía	(±)	0.805	-0.03**	ns	ns	0.02*

\bar{x}_m : Media; VR: Variable; ns: nivel de significación; * ns<0.05 ; ** ns< 0.01; *** ns< 0.001

Como puede observarse, hay una pequeña relación entre la talla y el rango de movimiento. El RoM aumenta ligeramente con la talla (unos 11°/ σ). También hay una débil relación con el peso, pero ésta en sentido contrario: a medida que aumenta el peso el RoM disminuye. No hay ninguna otra relación significativa del peso o la talla con las otras variables cinemáticas. Lo mismo sucede con la edad, que no ha mostrado relación ni con el RoM ni con la velocidad o aceleración.

Sin embargo, hay una relación clara entre la longitud del cuello y todas las variables cinemáticas: a medida que el cuello es más largo, los sujetos tienen menos rango, se mueven más despacio y con menor aceleración. Este es un resultado con implicaciones dinámicas muy interesantes, que se volverá a comentar más adelante y se discutirá en el capítulo siguiente. El efecto es pequeño en el rango, inferior al de la talla, pero muy acusado en la velocidad y en la aceleración angular.

En la Tabla 5.18 se muestra el mismo análisis de efecto del sexo, pero sobre la posición y rango de desplazamiento del EIR. En este caso, la posición se ha representado por los valores máximos de cada coordenada y su rango de variación. Respecto al sexo, solo hay diferencias significativas en las coordenadas en el eje Y. Así las mujeres tienen un

eje que empieza más arriba y tiene rango de desplazamiento algo mayor que los hombres, lo que se asocia con una mayor secuencialidad del movimiento de las vértebras (Page et al., 2011).

Tabla 5.18. Descriptivo de la posición y desplazamiento del EIR en el movimiento de FE, 45 sujetos sanos. Todas las medidas están en centímetros

Variable	Fase	Global		Hombres		Mujeres		p
		\bar{X}	(σ)	\bar{X}	(σ)	\bar{X}	(σ)	
EIR X máx.	(-)	0.39	(1.89)	0.44	(1.90)	0.34	(1.93)	0.322
	(+)	0.75	(1.62)	0.92	(1.70)	0.58	(1.55)	0.892
EIR Y máx.	(-)	-6.82	(1.79)	-7.43	(1.88)	-6.18	(1.47)	0.140
	(+)	-6.95	(1.71)	-7.78	(1.61)	-6.09	(1.38)	0.003
EIR X rango	(-)	5.20	(1.91)	4.83	(1.93)	5.59	(1.84)	0.005
	(+)	4.80	(1.74)	4.68	(1.79)	4.92	(1.71)	0.114
EIR Y rango	(-)	9.70	(2.86)	8.99	(2.96)	10.45	(2.62)	0.017
	(+)	7.74	(2.32)	7.20	(2.43)	8.30	(2.11)	0.016

\bar{X} : Media; σ : Desviación estándar; $p < 0.05$ existe diferencias significativas entre sexo

También se ha analizado el efecto del resto de características individuales sobre las variables numéricas de posición del EIR, sin que se haya detectado ningún efecto significativo, motivo por el cual se omite la tabla correspondiente. No han aparecido diferencias asociadas a la edad, talla, peso o longitud del cuello en las variables numéricas. Este resultado contrasta con los obtenidos para las variables funcionales, como se describen en el apartado siguiente.

5.2.2.3 Patrones cinemáticos funcionales

En este apartado se describen los patrones funcionales correspondientes a los sujetos de la base de normalidad.

La Figura 5.5, muestra las curvas correspondientes a los ángulos, velocidad angular y aceleración angular en función del tiempo normalizado, de 0-100%, del ciclo de movimiento. En gris aparecen las observaciones individuales, mientras que la línea continua negra es la curva promedio. Además, se han representado las curvas correspondientes a la media más una desviación típica (+) y media menos una desviación típica funcionales (-).

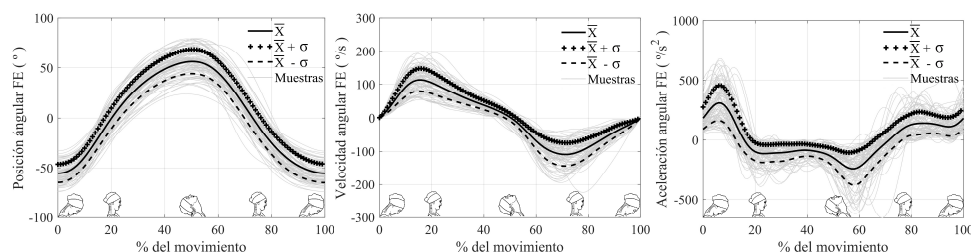


Figura 5.5: Patrones de normalidad de las variables angulares en el movimiento FE

Como puede observarse, la curva del desplazamiento angular tiene la apariencia de un movimiento oscilatorio. Sin embargo, no es completamente armónico, como se comprueba en las derivadas, que se alejan algo de la forma de una función armónica en el caso de las velocidades y mucho más en el de las aceleraciones.

Tomando como origen del movimiento el inicio del movimiento de extensión (máxima flexión de la cabeza), la máxima aceleración no aparece en ese punto de máxima elongación, sino que está retrasado. La aceleración decrece rápidamente hasta llegar a la posición neutra y luego se estabiliza en un valor ligeramente negativo durante casi todo el resto del movimiento de extensión. Es decir, aparece que el movimiento empieza con un impulso brusco y luego un frenado suave a partir de la posición neutra.

El pico de aceleración negativa (correspondiente a la máxima extensión, que es el ángulo positivo) tampoco está exactamente en oposición de fase con la elongación, sino ligeramente retrasado. Además, el mínimo, tiene menor amplitud que el máximo. Tras ese mínimo se produce un incremento rápido de la aceleración y luego una estabilización al final. De nuevo se repite el patrón de arranque brusco, algo después de la posición extrema y luego un frenado más suave.

Los movimientos de extensión y flexión no son simétricos. Como se aprecia en la Figura 5.5, la aceleración de frenado durante la extensión (a partir de la posición neutra) es menor, en valor absoluto, que la de frenado de flexión. Lógicamente, los picos guardan una relación opuesta y son más intensos en la flexión que en la extensión, ya que la media de la aceleración angular en todo el ciclo es nula.

En la Figura 5.6 se representan las medias de las tres variables funcionales superpuestas, con los correspondientes cambios de escala para ajustarlas en el mismo orden de amplitud. En dicha gráfica se aprecian las observaciones hechas anteriormente sobre la aceleración media.

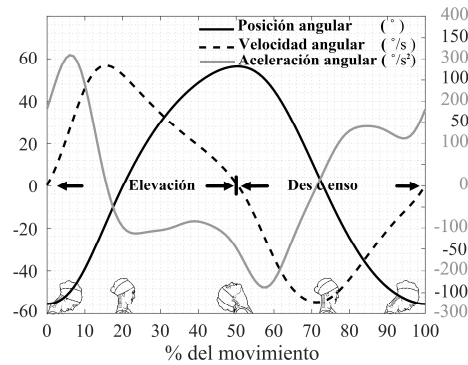


Figura 5.6: Características de las variables cinemáticas medias de FE. Escala de la posición angular a la izquierda y a la derecha escala de la velocidad y aceleración angular con sus colores de leyenda

La velocidad angular tampoco corresponde a un movimiento totalmente armónico. El pico de velocidad angular es ligeramente superior en el movimiento de extensión. Además, los máximos de velocidad angular no corresponden exactamente con la posición neutra, sino que están ligeramente adelantados.

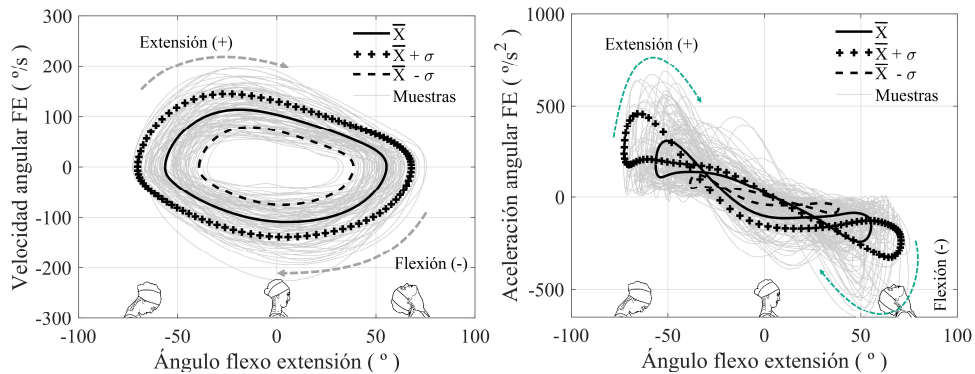


Figura 5.7: Patrones de normalidad cinemática en diagramas de fase con la posición angular, a la izquierda la velocidad angular y a la derecha la aceleración angular

En la Figura 5.7 se muestran los diagramas de fase velocidad-posición y aceleración posición, donde se ilustran perfectamente las diferencias entre el movimiento cíclico, pero voluntario, del cuello y un movimiento armónico. Así, en el caso de un movimiento armónico, la curva velocidad-aceleración debería ser una elipse cuyos ejes principales serían los ejes cartesianos. En este caso se parecían las asimetrías señaladas anteriormente. En este diagrama también se aprecian las diferencias en la dispersión de las dos variables, que es mucho mayor, en valor relativo en el caso de las velocidades que en el de los ángulos.

En cuanto al diagrama aceleración-posición, aunque existe una cierta correlación negativa entre ambas variables, ésta dista de ser una relación completamente lineal. Se aprecia perfectamente que los valores máximo y mínimo de las aceleraciones no coinciden con los extremos de las carreras, sino que van retrasados. También hay una clara asimetría entre los valores absolutos de las aceleraciones durante la aceleración y la desaceleración, siendo ésta de menor valor absoluto y relativamente estable durante esa fase en cada movimiento. En consecuencia, las trayectorias en el espacio de fases aceleración-posición son diferentes para el movimiento de flexión y de extensión.

En las Figuras 5.8 y 5.9 se muestran las trayectorias del EIR en los movimientos de extensión y flexión.

La Figura 5.8 muestra las curvas medias y todas las trayectorias obtenidas para los 45 sujetos. Como puede verse, la dispersión individual es muy grande, ya que la trayectoria del EIR depende de las características anatómicas y también del patrón del movimiento. Las dispersiones son mayores en el instante que el cuello cabeza se encuentra en la posición de máxima extensión o máxima flexión del cuello cabeza y disminuye mientras se conduce a la posición neutra.

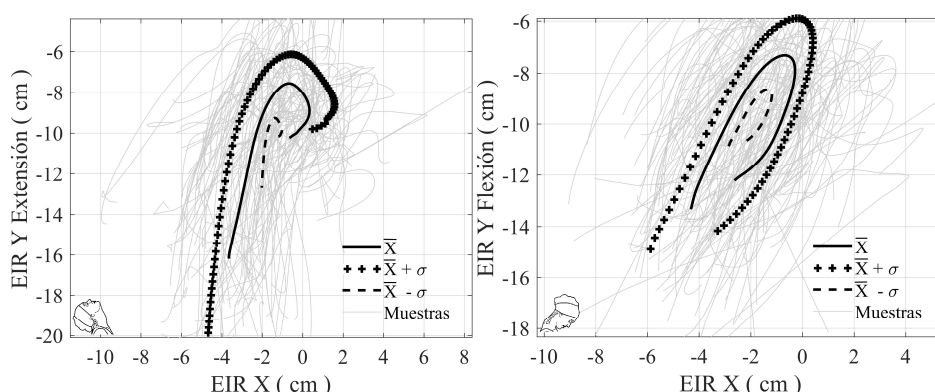


Figura 5.8: Patrones de normalidad del EIR, a la izquierda se describe el movimiento de extensión y a la derecha el movimiento de flexión

La comparación entre los movimientos de flexión y el de extensión se aprecia mejor en la Figura 5.9, donde se han representado las trayectorias promedio en una misma gráfica.

Si comenzamos por el movimiento de extensión (curva negra) el movimiento se inicia con un eje en una posición relativamente baja (unos 12 cm de media por debajo del eje auricular) y luego describe una curva ascendente, primero hacia delante y luego hacia atrás, hasta alcanzar su punto más alto, más o menos en la zona de la posición neutra.

A partir de ahí, el EIR desciende rápidamente al mismo tiempo que se retrasa ligeramente.

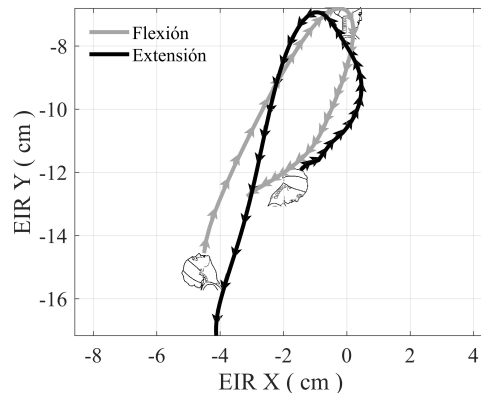


Figura 5.9: Características del EIR, medias de FE

Aunque las implicaciones cinemáticas de esta forma del EIR se discutirán con más detalle en el capítulo correspondiente, cabe señalar ahora que ese patrón corresponde con un movimiento secuencial de las vértebras del cuello. Como se propone en Page et al. (2011), la posición del EIR corresponde al centroide las velocidades angulares de las vértebras. Por tanto, posiciones más cercanas al origen del sistema anatómico (o sea más altas en la gráfica) indican una mayor contribución de las vértebras superiores, mientras que un descenso del EIR supone una contribución más grande de las vértebras inferiores.

La forma en *rho* (ρ) de la trayectoria del EIR indica que al comienzo del movimiento de extensión se activan primero las vértebras inferiores y, a medida que se produce el movimiento se van incorporando las superiores. A partir de la posición neutra, se invierte el proceso.

5.2.2.4 Efecto de los factores individuales sobre los patrones funcionales

En este apartado se analiza la influencia de los factores individuales: sexo y covariables centradas de edad, peso, talla y longitud C7O, obtenido a partir de un análisis de la covarianza funcional (FANCOVA), usando muestra GS con 45 observaciones de la primera sesión de medida. Aunque en el análisis se usaron como variables independientes las cinco antes citadas, sólo se representarán las diferencias en las variables significativas, que son el sexo, la edad y la longitud del cuello. Las diferencias en las otras variables son pequeñas.

En cada una de las gráficas, las curvas se representan de manera que el valor medio corresponde a la curva continua de trazo negro. Con signo (+) aparece la curva media marginal correspondiente a las mujeres, o bien a la estimación de la variable media más

una desviación típica de la covariable correspondiente. Con signo menos (-) aparece la media marginal de los hombres o la curva correspondiente a la media menos una desviación típica de la covariable considerada. Se ha tomado un nivel de significación $\alpha=0.05$. Para representarlo se usará un asterisco sobre el eje de abscisas para representar las zonas donde hay diferencias significativas para el factor considerado.

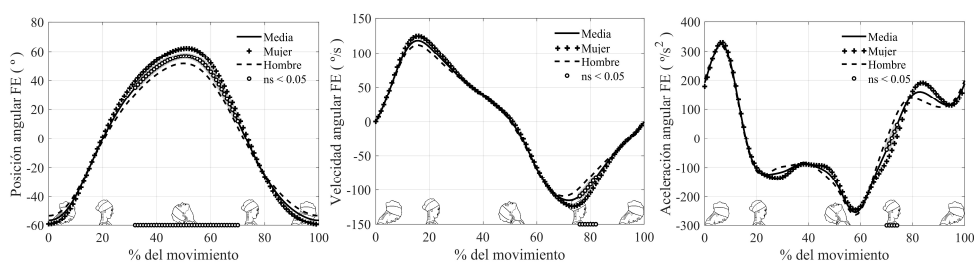


Figura 5.10: Efecto del sexo sobre las curvas de ángulo de flexo-extensión, velocidad angular y aceleración angular (de izquierda a derecha). La línea continua es la media funcional, mientras que la discontinua es la media marginal funcional de los hombres y la marcada con + es la media marginal funcional de mujeres

En la Figura 5.10 se muestra el efecto del sexo. Como puede observarse, hay diferencias significativas en casi todo el ciclo del movimiento para el ángulo de flexo-extensión, de manera que las mujeres tienen más movilidad. Estas diferencias son más reducidas en el caso de las velocidades, donde sólo hay diferencias en la máxima velocidad de flexión. En el caso de las aceleraciones sólo aparecen diferencias al final del semiciclo de flexión, en la zona de frenado al final de esta fase, donde las mujeres presentan un pico, mientras que los hombres mantienen una aceleración media más constante.

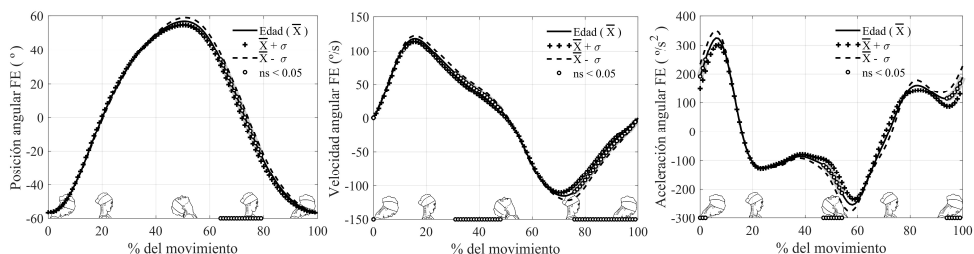


Figura 5.11: Efecto de la edad sobre las curvas de ángulo de flexo-extensión, velocidad angular y aceleración angular (de izquierda a derecha). La línea continua es la media funcional, mientras que la discontinua es la media menos el efecto de la edad por una desviación típica de la edad. La curva marcada con + corresponde a la media más el efecto de la covariable por una desviación típica de la edad

El efecto de la edad se muestra en la Figura 5.11. Como puede observarse, las diferencias en el rango de movimiento son pequeñas. El efecto de la edad es algo más apreciable en las velocidades, fundamentalmente al final del movimiento de extensión

y del de flexión, donde los más jóvenes mantienen velocidades más altas, en valor absoluto. El efecto en la aceleración va en el mismo sentido (una menor movilidad cuando aumenta la edad), si bien la zona de significación es bastante reducida.

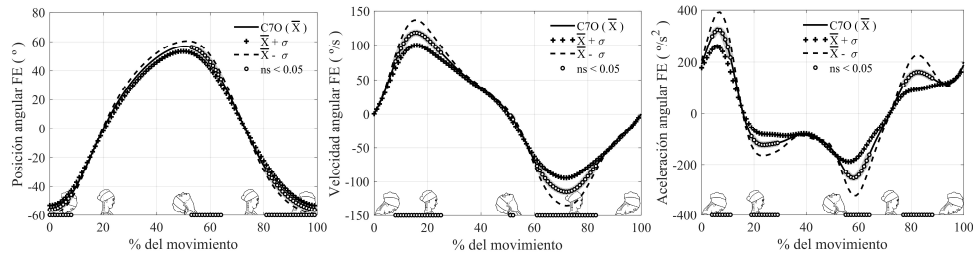


Figura 5.12: Efecto de la longitud del cuello C70, sobre las curvas de ángulo de flexo-extensión, velocidad angular y aceleración angular (de izquierda a derecha). La línea continua es la media funcional, mientras que la discontinua es la media menos el efecto de C70 por una desviación típica de dicha distancia. La curva marcada con + corresponde a la media más el efecto de la covariable por una desviación típica de C70.

Finalmente, en la Figura 5.12 se muestra el efecto de la longitud del cuello sobre las tres variables cinemáticas. En este caso el efecto es claro para las curvas de los ángulos, siendo todavía más notable en las velocidades y en las aceleraciones angulares.

Así, la curva de ángulos de flexo-extensión presenta diferencias significativas en las zonas de los extremos del movimiento, siendo menor el rango de flexo-extensión para los cuellos de mayor longitud. En el caso de las curvas de velocidad, el efecto es bastante más evidente, tanto en el tamaño como en la zona donde las diferencias son significativas. También se mantiene esa tendencia a una mayor velocidad angular en las personas con el cuello más corto, con un efecto bastante notable en el caso de los máximos. Estos resultados concuerdan con los obtenidos en el análisis de las variables numéricas, donde aparecía un aumento del rango de velocidad angular a medida que se reduce la distancia C70. Sin embargo, ni en las curvas de velocidad ni en las de ángulos se aprecia que la longitud de cuello afecte a todo el ciclo del movimiento, sino sólo a las zonas alrededor de los máximos.

En cambio, las diferencias en las curvas de aceleraciones no solo muestran diferencias más acusadas en esos puntos, sino en otras zonas, de manera que las diferencias según la longitud de cuello afectan a la forma de las curvas de aceleración angular. Así, las personas con un cuello más largo (media + 1 desviación típica) presentan un claro aplanamiento de la curva de aceleración, que presenta un perfil menos dinámico, con valores menores de los picos y un perfil casi plano en la parte central del ciclo de movimiento. Las diferencias con las personas de cuello más corto (media - 1 desviación típica) son de más del 30% en los puntos con máxima aceleración. Las diferencias en los picos de velocidad y aceleración son notablemente mayores que en el caso del ángulo, donde las diferencias son relativamente menores.

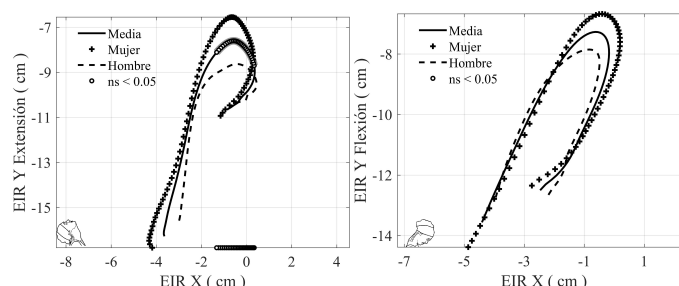


Figura 5.13: Diferencias por sexo en la trayectoria del EIR

En la Figura 5.13 se muestran las diferencias por sexo en las trayectorias del EIR. Las diferencias entre hombres y mujeres son coherentes con las otras características de las variables cinemáticas. Así en ambos movimientos, el rango de recorrido vertical es mayor en las mujeres que en los hombres, de manera que la posición del eje en lo postura neutra está más arriba, mientras que el extremo en el final de la extensión máxima está más abajo. Estas diferencias no se deben a un tamaño distinto del cuello, que está controlada como covariable en el FANOVA y que es, en cualquier caso, muy pequeña, sino a una mayor movilidad y a una mayor secuencialidad en el movimiento intervertebral.

No hay diferencias destacables en la edad y no en la longitud del cuello, por lo que no se han representado estos resultados.

5.2.3. Patrones dinámicos

5.2.3.1 Análisis descriptivo de las variables numéricas. Efecto de los factores individuales

La Tabla 5.19 muestra el análisis descriptivo de las variables numéricas estimadas mediante el modelo dinámico, para el movimiento de flexo extensión. Se presentan los resultados de la muestra completa (n=45) y segmentada por sexo. Todos los datos son acciones que el tronco ejerce sobre el cuello a nivel de C7.

En lo que respecta a los datos globales, las fuerzas horizontales son relativamente pequeñas, con un valor medio de unos 2.9 N en el extremo de la flexión y 3.62 N en el de extensión.

Las fuerzas verticales se deben, básicamente al peso de la cabeza, con un valor medio de 54.4 N, y con unas oscilaciones entre 52.2 y 57.1 N, debido a las fuerzas de inercia.

Los momentos que aparecen en la Tabla 5.19 están calculados respecto a C7, por lo que son momentos positivos, es decir, de extensión, para compensar el peso de la cabeza,

cuyo centro de aplicación está adelantado respecto a C7 en casi todo el recorrido del movimiento.

El momento máximo tiene un valor medio de 11.7 N·m, y corresponde al punto de máxima flexión, como se comentará más adelante, al describir los patrones funcionales. El momento medio es del orden de 6.2 N·m.

Finalmente, la potencia se ha calculado para cada semiciclo del movimiento, tanto en los valores máximos como en el valor medio de la flexión y extensión. Los valores extremos y medio son mayores en el movimiento de extensión, con un máximo de casi 19 W y un valor medio de 7.3 W. En el de flexión estos valores son negativos y de menor valor absoluto, -14.7 W para el extremo y -7.0 W para el valor medio. El signo positivo implica un trabajo activo para acelerar la cabeza, mientras que el negativo implica que durante la flexión se sigue ejerciendo un momento positivo para controlar el movimiento de la cabeza, que estaría favorecido por la gravedad.

Tabla 5.19. Valores máximos mínimos, medios y rangos de las variables dinámicas. Global y segmentadas por sexo (n= 45)

Variable	Fase	Global		Hombres		Mujeres	
		\bar{X} (σ)	\bar{X} (σ)	\bar{X} (σ)	\bar{X} (σ)	\bar{X} (σ)	\bar{X} (σ)
Fuerza X min. (N)	(-)	-2.92 (1.46)	-3.44 (1.61)	-2.38 (1.08)			
Fuerza X max. (N)	(+)	3.62 (1.82)	4.22 (1.95)	3.01 (1.48)			
Fuerza X rango (N)	(±)	6.55 (3.15)	7.66 (3.38)	5.39 (2.46)			
Fuerza Y min. (N)	(±)	52.15 (7.32)	55.65 (6.94)	48.50 (5.88)			
Fuerza Y máx. (N)	(-)	57.12 (7.96)	61.45 (6.92)	52.60 (6.37)			
Fuerza Y med. (N)	(±)	54.43 (7.50)	58.31 (6.81)	50.39 (5.97)			
Fuerza Y rango (N)	(±)	4.97 (2.61)	5.80 (3.01)	4.10 (1.80)			
Momento Z min. (N·m)	(±)	0.39 (1.98)	0.29 (2.06)	0.48 (1.94)			
Momento Z máx. (N·m)	(±)	11.70 (2.16)	12.55 (2.32)	10.82 (1.60)			
Momento Z med. (N·m)	(±)	6.21 (1.71)	6.60 (1.90)	5.79 (1.41)			
Momento Z rango (N·m)	(±)	11.32 (2.78)	12.25 (2.92)	10.34 (2.30)			
Potencia min. (W)	(-)	-14.67 (5.92)	-15.57 (7.05)	-13.73 (4.43)			
Potencia max. (W)	(+)	18.96 (6.79)	20.23 (7.99)	17.63 (5.11)			
Potencia med. (W)	(-)	-6.98 (2.42)	-7.39 (2.71)	-6.55 (2.05)			
	(+)	7.28 (2.40)	7.80 (2.68)	6.73 (1.99)			
Potencia rango (W)	(±)	33.63 (12.26)	35.80 (14.59)	31.36 (9.03)			

\bar{X} : Media; σ : Desviación estándar

En términos generales, los valores correspondientes a las variables dinámicas toman valores ligeramente inferiores en las mujeres que en los hombres, debido a la mayor masa de la cabeza de éstos. Sin embargo, las diferencias solo son significativas en el caso de las potencias.

En la Tabla 5.20 aparecen los efectos estimados en el FANOVA realizado usando el sexo como factor fijo y las variables individuales edad, talla, peso y longitud del cuello

como covariables. Los valores de los efectos corresponden a unidades de la variable por desviación típica de la covariable.

Como puede observarse, el efecto de la edad no es significativo en las variables dinámicas, salvo un efecto pequeño en el momento medio, que no lo sería si se aplicase la corrección de Bonferroni.

La talla tiene un efecto positivo sobre la fuerza vertical, algo menor sobre el momento y pequeño sobre la potencia. En estos casos el efecto es un aumento de los valores absolutos de dichas variables a medida que aumenta la talla. Esto puede estar asociado a su relación con el tamaño y la masa de la cabeza.

Lo mismo sucede en el caso del peso, con un efecto positivo y mayor sobre los valores absolutos de las fuerzas verticales, momento y potencia, dado su relación más directa con la masa de la cabeza.

Tabla 5.20. Efecto de la edad, talla, peso y longitud de C7 al eje auricular (C7O) en las variables numéricas de fuerza y momento de la flexo-extensión del cuello, 45 sujetos sanos. Resultados expresados en unidades de las variables por desviación típica de la covariable

Variable	Fase	\bar{X}_m	Edad (VR/ σ_{edad})	Talla (VR/ σ_{tall})	Peso (VR/ σ_{Peso})	C7O (VR/ σ_{C7O})
Fuerza X mín. (N)	(-)	-2.92	ns	ns	ns	0.46*
Fuerza X máx. (N)	(+)	3.62	ns	ns	0.89*	-0.81**
Fuerza X rango (N)	(±)	6.55	ns	ns	ns	-1.27**
Fuerza Y mín. (N)	(+)	52.15	ns	1.03***	6.5***	0.42*
Fuerza Y máx. (N)	(-)	57.12	ns	1.17***	7.02***	-0.8***
Fuerza Y med. (N)	(±)	54.43	ns	1.22***	6.66***	-0.17**
Fuerza Y rango (N)	(±)	4.97	ns	ns	ns	-1.23**
Momento Z mín. (N·m)	(±)	0.39	ns	ns	1.08*	ns
Momento Z máx. (N·m)	(±)	11.70	ns	0.65**	1.56***	ns
Momento Z med. (N·m)	(±)	6.21	-0.33*	ns	1.39***	ns
Momento Z ran. (N·m)	(±)	11.32	ns	1.4*	ns	ns
Potencia mín. (W)	(-)	-14.67	ns	-2.52*	-2.27*	2.19**
Potencia máx. (W)	(+)	18.96	ns	ns	ns	-2.51*
Potencia med. (W)	(-)	-6.98	ns	ns	-1.54***	0.74*
Potencia rango (W)	(+)	7.28	ns	ns	1.27**	ns
Potencia rango (W)	(±)	33.63	ns	ns	ns	-4.7**

\bar{X}_m : Media marginal; VR: Variable; ns: nivel de significancia * ns<0.05 ; ** ns< 0.01; *** ns< 0.001

Finalmente, la longitud del cuello tiene un efecto claro sobre las fuerzas y potencia, en consonancia con los efectos sobre las variables cinemáticas anteriormente descritas. Así, a medida que la longitud CO7 crece, se hacen más pequeños los valores extremos de la componente horizontal de la fuerza y su rango. También disminuye el valor

máximo de la fuerza vertical, su valor medio y su rango. El efecto se mantiene en el mismo sentido en el caso de la potencia. Por el contrario, no hay efecto apreciable sobre el momento.

Estos efectos claros sobre fuerzas y potencias, pero no en el momento, puede deberse a que las diferencias en las fuerzas y potencias tienen un origen inercial, por lo que un comportamiento menos dinámico (menores rango de aceleraciones y velocidades) conllevará menores fuerzas y potencias, como sucede con las personas que tienen el cuello más largo.

5.2.3.2 Patrones dinámicos funcionales. Efecto de las características individuales

En este apartado se presentan las curvas promedio y las bandas de normalidad que caracterizan la muestra de sujetos sanos y se analizan las diferencias asociadas a las características individuales.

En las Figuras 5.14 y 5.15 se muestran las bandas de normalidad de las fuerzas horizontales (X), fuerzas verticales (Y) y momentos (Z) respectivamente. En la Figura 5.14 se representan en función del tiempo normalizado, mientras que en la Figura 5.15 aparecen representadas en función del ángulo de flexo-extensión.

Como se observa en la Figura 5.14, la fuerza horizontal tiene un mínimo algo después del punto de máxima flexión y un máximo después de la máxima extensión. Su forma es parecida a la curva de aceleraciones, pero invertida. La media a lo largo del ciclo es nula. La dispersión entre sujetos es relativamente baja y oscila entre 0.61 N y 1.9 N a lo largo de todo el movimiento.

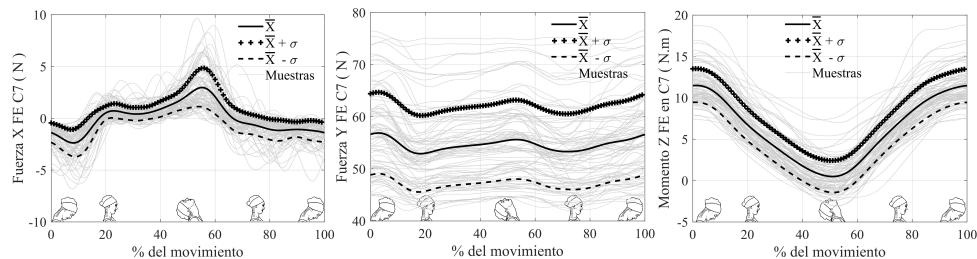


Figura 5.14: Patrones de las variables dinámicas en el movimiento FE. A la izquierda la fuerza horizontal X, en el centro la fuerza vertical Y, y en la derecha el momento en Z

La fuerza vertical tiene un patrón aparentemente más plano, como una señal de doble frecuencia, con dos máximos y dos mínimos, y con una media que no es nula, ya que aparece el peso de la cabeza como offset. En este caso la dispersión entre sujetos es mucho más grande ya que depende directamente del peso de la cabeza. Las desviaciones típicas son del orden de 8 N.

Finalmente, el momento tiene una forma más o menos armónica, con sus valores extremos en los extremos del movimiento. En este caso, la media del momento no es nula sino positiva. En efecto, en más de la mitad de los sujetos, el momento respecto a C7 es positivo en todo el ciclo de movimiento, debido al momento del peso de la cabeza respecto de C7, que es negativo en casi todo el recorrido para muchos sujetos. La dispersión es relativamente más pequeña, con valores comprendidos entre 1.8 y 2.2 N·m.

La representación de las variables dinámicas en función del ángulo ofrece una interpretación más clara de la dinámica del movimiento. Así, la fuerza horizontal tiene un patrón muy parecido al de la aceleración angular (con el signo cambiado, por el criterio asociado a la notación ISB). Es un patrón similar al de un movimiento armónico, con cierta relación lineal entre la fuerza y la posición, pero con los matices que ya se comentaron al describir el diagrama de fases aceleración-ángulo. Las carreras de flexión y extensión no son iguales y los máximos de fuerzas no están en los extremos de las carreras, sino ligeramente retrasados. Además, ambos movimientos arrancan con una fuerza inicial grande y de corta duración en la primera mitad de cada semiciclo, pero luego se produce otra de frenado más sostenida y de menor amplitud.

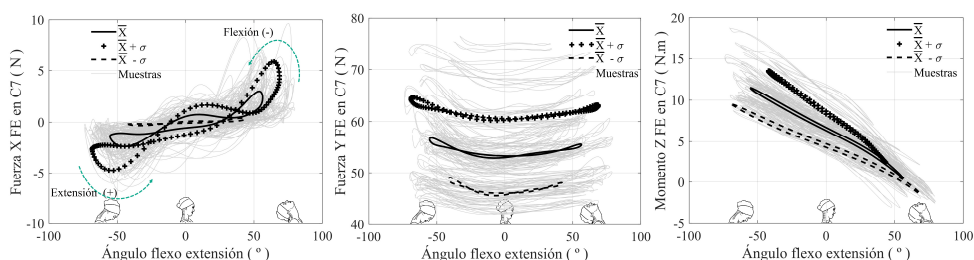


Figura 5.15: Patrones dinámicos en función de la posición angular, a la izquierda la fuerza X, en el centro la fuerza Y, y en la derecha el momento Z

En cuanto a las fuerzas verticales, la relación $F_Y(\text{ángulo})$ es parecida a la que se espera de un péndulo invertido con un movimiento oscilatorio. Sobre una fuerza constante, correspondiente al peso, se añade el efecto de las fuerzas inerciales. La fuerza inercial asociada a la aceleración normal del centro de masas es máxima en el centro de la carrera, donde la velocidad angular es máxima. Su efecto es disminuir la reacción del tronco, motivo por el cual la fuerza vertical toma su valor mínimo en esa posición. En cambio, en los extremos de las carreras la componente relevante es la asociada a la aceleración tangencial, cuyo efecto dependen de la geometría del cuello, pero que contribuye a aumentar la reacción. De ahí la forma similar a una parábola.

A la derecha de la Figura 5.15 aparece la representación Momento(ángulo). La relación entre el momento y el ángulo es prácticamente lineal en todo el recorrido, con un cambio en el extremo de la extensión. Como se ha comentado anteriormente, esta curva

no está centrada en el cero. La linealidad indicaría un comportamiento armónico en el momento, más armónico que en la aceleración angular y denota un patrón bastante suave y regular en el momento aplicado.

En los tres casos, el origen de la variación a lo largo de los ciclos se debe básicamente a las fuerzas inerciales, mientras que la fuerza vertical y el momento tienen un offset asociado al peso de la cabeza.

Finalmente, en la Figura 5.16 se muestra las curvas de la potencia de las fuerzas ejercidas por el tronco sobre el conjunto cuello-cabeza, tanto en el dominio del tiempo normalizado (izquierda) como en el de la posición (derecha). La potencia es nula en los extremos del movimiento. La potencia media no es nula, como sucedería en un movimiento armónico, sino ligeramente positiva. La acción muscular aporta más energía durante el movimiento de extensión (que se realiza contra la fuerza de la gravedad) del que se recupera durante la flexión.

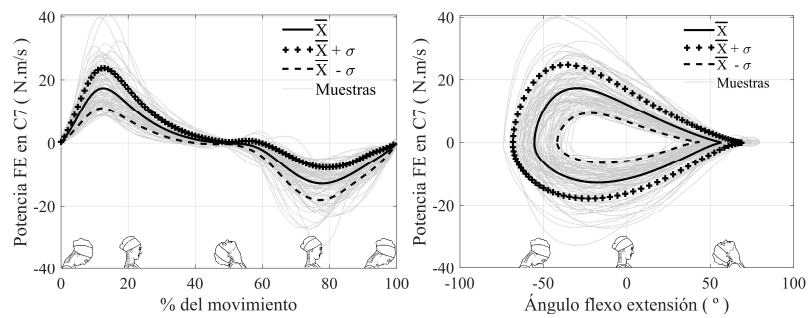


Figura 5.16: Patrones de normalidad de la potencia, a la izquierda la potencia distribuido en porcentaje de movimiento y a la derecha la potencia en diagrama de fase con la posición angular

Al igual que en el caso de los patrones cinemáticos funcionales, se ha realizado un FANOVA sobre los patrones dinámicos, usando el sexo como factor fijo y la edad, talla, peso y longitud del cuello como covariables. A continuación, se comentan los resultados significativos en las variables dinámicas.

En los diagramas que siguen, se representan las curvas medias y las medias marginales correspondientes a los factores, o bien a la media ± 1 desviación típica de la covariable objeto de estudio. Para los niveles de significación de la posición angular, se utilizará el símbolo “o” situado sobre el eje de abscisas en las zonas en las que resultan con diferencias significativas ($p > 0.05$); y en la variable el eje de las ordenadas con el símbolo “■”, se representarán las zonas donde son significativas las diferencias asociadas a la variable representada en dicho eje. Ambos símbolos se presentan también sobre la curva promedio.

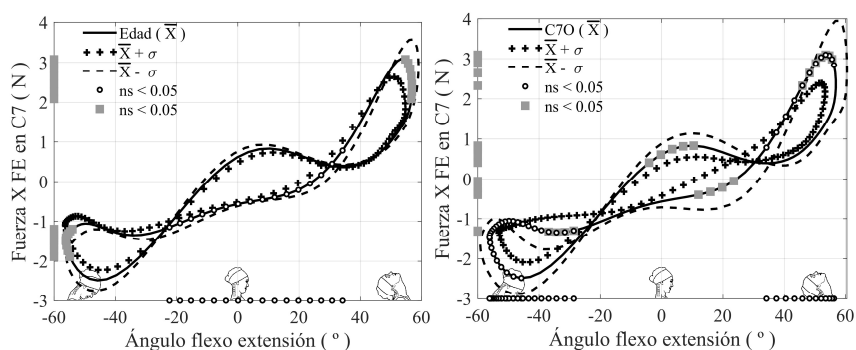


Figura 5.17: Diferencias en el patrón de fuerza horizontal, en función del ángulo, asociado a la edad (izquierda) y a la longitud del cuello (derecha)

Con relación a la componente horizontal de la fuerza, F_x , no se ha encontrado ninguna relación significativa con el sexo, talla o peso, pero sí con la edad y la longitud del cuello. En la Figura 5.17 se muestran las diferencias en los diagramas en función del ángulo de flexión. Así, en la gráfica de la izquierda se puede observar cómo una mayor edad va asociada a un comportamiento menos dinámico, con menor fuerza en los extremos y un menor rango de variación en la zona central del movimiento. Este comportamiento está en consonancia con la menor movilidad asociada a la edad.

Más acusado es el efecto de la longitud del cuello, donde se muestra que las personas con mayor longitud del cuello no sólo presentan menos rango y movilidad, sino también una disminución notable de la componente horizontal de la fuerza, tanto en los extremos como en el centro del movimiento, de manera que la variación de F_x tiene menos rango de variación a lo largo del ciclo.

Con relación a la componente vertical de la fuerza sobre el cuello, no se han encontrado diferencias en función del sexo, pero sí con la edad, peso, talla y longitud del cuello.

Como se muestra en la Figura 5.18, el efecto de la edad se manifiesta en un comportamiento menos dinámico a medida que aumenta la edad, con valores extremos inferiores, tanto al final de las carreras como en la posición neutra.

El efecto del peso y de la talla está relacionado claramente con el peso de la cabeza, ya que en ambos casos supone un desplazamiento del offset de las curvas que, como se ha explicado anteriormente, se asocia al peso de la cabeza. El efecto es mucho más acusado en el caso del peso, que tiene una correlación más alta con la masa de la cabeza (Figura 5.18, arriba-derecha) que en el de la talla (Figura 5.18, abajo-izquierda).

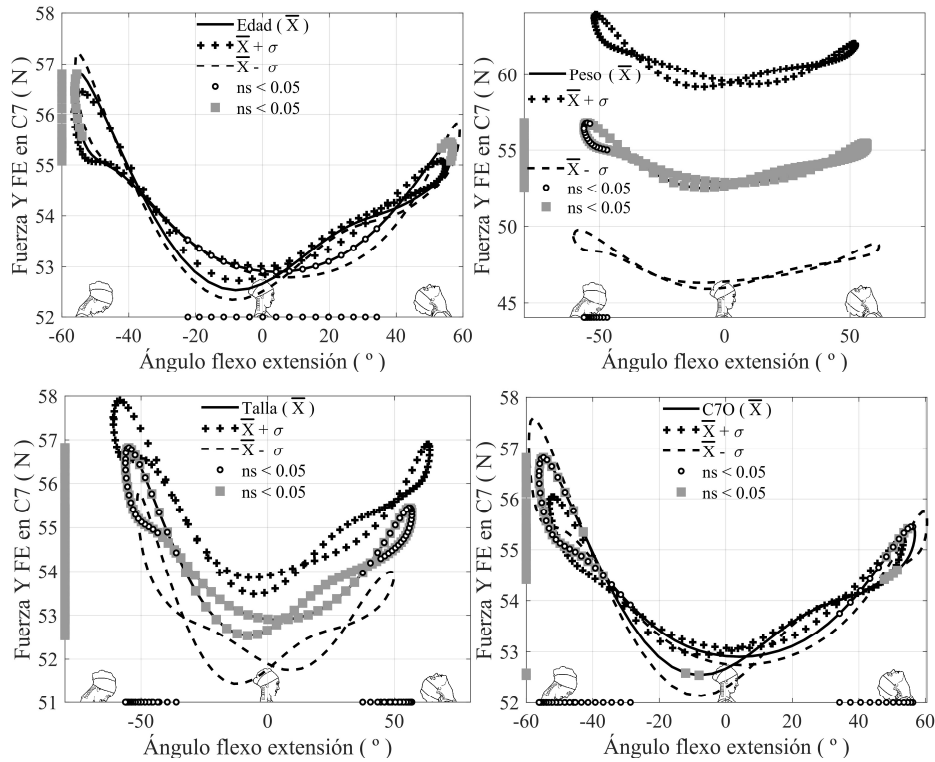


Figura 5.18: Diferencias en el patrón de la fuerza vertical, F_Y , en función del ángulo, asociado a la edad (arriba-izquierda), Peso (arriba-derecha), Talla (abajo-izquierda) y longitud del cuello (abajo-derecha)

Finalmente, el efecto de la longitud del cuello (Figura 5.18, abajo-derecha) se asocia a un comportamiento más dinámico al disminuir la longitud del cuello. Así, las personas con el cuello más corto tienen valores más altos de las fuerzas máximas y más bajos de las mínimas, de manera que el rango de F_Y a lo largo del ciclo aumenta.

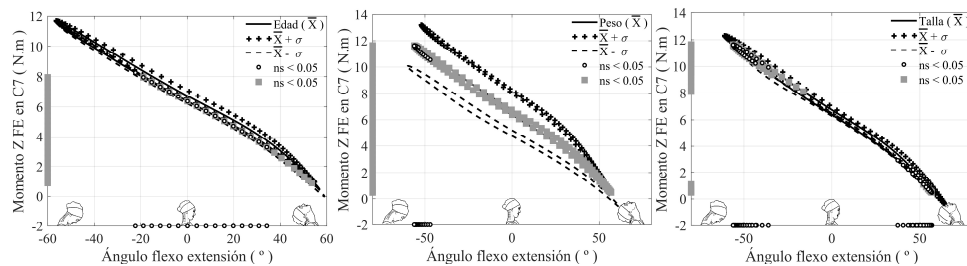


Figura 5.19: Diferencias en el momento de extensión asociado a la edad (izquierda), peso (centro) y talla (derecha)

Respecto al momento de extensión, no se han encontrado diferencias en función del sexo, ni tampoco en función de la longitud del cuello, pero sí en función de la edad, peso y talla, como se muestra en la Figura 5.19. El efecto de la edad es relativamente pequeño, y se traduce en una leve reducción del momento con la edad. El efecto del peso implica un aumento del momento a medida que aumenta el peso, en todo el rango de movimiento, siendo algo menor en el final de la carrera de extensión. El mismo efecto, pero con mucho menor intensidad se produce en el caso de la talla.

Para terminar, en la Figura 5.20 se muestran los efectos sobre la potencia del sexo, peso y longitud del cuello. No se han encontrado diferencias significativas asociadas a la talla o edad.

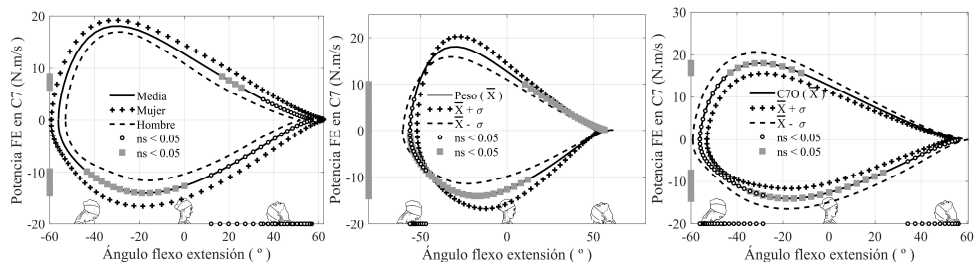


Figura 5.20: Diferencias en la potencia asociadas al sexo (izquierda), peso (centro) y longitud del cuello (derecha)

Con respecto al sexo, la potencia desarrollada por los hombres es claramente mayor que la de las mujeres en todo el ciclo de movimiento. Esto sea posiblemente debido a que la masa de la cabeza es mayor, ya que el mismo efecto aparece asociado a la masa corporal, muy relacionada con la masa de la cabeza. Finalmente, la longitud del cuello también tiene una relación directa con la potencia desarrollada. De la misma forma que en las variables cinemáticas y en las fuerzas, una menor longitud del cuello se asocia a una potencia más grande a lo largo de todo el ciclo del movimiento.

5.3. Base de patológicos. Diferencias con el patrón sano

En este apartado se describen los resultados del estudio con la base de sujetos patológicos. Se comenzará por describir las características individuales de este grupo. A continuación, se realizará un análisis descriptivo de los patrones cinemáticos y dinámicos, mediante las variables numéricas, para poder comparar posteriormente nuestros resultados con los de otros estudios, que habitualmente utilizan este tipo de variables. Los patrones funcionales cinemáticos y dinámicos se describen en el siguiente apartado, donde se comparan con los resultados descritos para la base de sujetos sanos.

5.3.1. Descripción de los participantes

En la Tabla 5.21 se muestran las características de los participantes en el estudio de patológicos (10 hombres, 18 mujeres).

Tabla 5.21. Descripción antropométrica de 10 hombres (35.7%) y 18 Mujeres (64.3%) enfermos

Variable	Global		Hombres		Mujeres	
	\bar{X}	(σ)	\bar{X}	(σ)	\bar{X}	(σ)
Edad (años)	34.89	(12.56)	33.30	(13.42)	35.78	(12.37)
Peso (kg)	71.57	(13.95)	83.63	(11.90)	64.88	(10.07)
Talla (cm)	168.4	(10.47)	178.8	(7.35)	162.6	(6.82)
Masa c-c (kg)	5.57	(0.80)	6.32	(0.57)	5.15	(0.57)
Long C7-O (cm)	14.95	(1.82)	16.08	(1.16)	14.33	(1.84)
Cdmx cabeza (cm)	0.91	(0.32)	1.09	(0.38)	0.81	(0.23)
Cdmy cabeza (cm)	2.74	(0.51)	2.36	(0.51)	2.96	(0.37)
Cdmx cuello (cm)	0.87	(0.98)	0.39	(0.94)	1.14	(0.92)
Cdmy cuello (cm)	-4.63	(0.68)	-4.85	(0.62)	-4.52	(0.70)
Ixx (kg.cm ²)	251.8	(54.05)	296.7	(48.93)	226.9	(39.13)
Iyy (kg.cm ²)	231.2	(40.95)	258.5	(45.24)	216.0	(29.92)
Izz (kg.cm ²)	212.3	(31.41)	227.1	(39.81)	204.0	(22.93)

\bar{X} : Media; σ : Desviación estándar; Cdm: centro de masa; I: Inercia del cuello cabeza

Si se compara con la Tabla 5.13 donde aparecían las características de la base de sanos, cabe destacar las siguientes diferencias:

- Los hombres de la base de patológicos son más jóvenes (media 33.3 años) que la de sanos (media 35.35). La razón es que en base de sanos se procuró disponer de personas con un rango de edad más amplio, mientras que en la de sujetos patológicos no se pudo seleccionar esta característica. No hay diferencias de edad en las mujeres.
- Los hombres del grupo con patología son más altos que el grupo de sanos (178.8 cm frente a 171.5 cm) y, consecuentemente, con un peso mayor (83.6 kg frente a 77.9 kg). No hay diferencias entre mujeres.

- Las diferencias de tamaño en los hombres afectan a la masa de la cabeza, longitud del cuello y momentos de inercia, que son mayores en el caso del grupo de patológicos (hombres). No hay diferencias destacables entre las mujeres de ambos grupos.

Estas diferencias se han controlado en las comparaciones de los patrones cinemáticos y dinámicos usando modelos multivariantes donde aparecerán las características de edad, talla, peso y longitud del cuello.

5.3.2. Patrones cinemáticos y dinámicos. Descripción de variables numéricas

La Tabla 5.22, muestra las medias y desviaciones típicas de las variables numéricas de la base de personas con patología, estratificada por edad y separando los movimientos de flexión (-) de los de extensión (+). En el apartado siguiente se determinarán las diferencias con la base de sanos, si bien son resultados concordantes con otros estudios previos: la patología se asocia a una menor movilidad que afecta a los rangos, velocidad y aceleración, pero no a la armonía del movimiento.

Tabla 5.22. Descripción de las variables cinemáticas numéricas en el grupo de patología (n= 28, 10 hombres, 18 mujeres)

Variable	Fase	Global		Hombres		Mujeres	
		\bar{X} (σ)		\bar{X} (σ)		\bar{X} (σ)	
Ángulo máx. (°)	(-)	-54.64	(10.02)	-52.59	(7.40)	-55.78	(11.26)
	(+)	50.31	(16.02)	49.98	(11.73)	50.49	(18.29)
RoM (°)		104.9	(23.36)	102.6	(13.08)	106.3	(27.77)
Velocidad angular máx. (°/s)	(-)	-85.75	(37.67)	-95.71	(33.36)	-80.22	(39.68)
	(+)	82.39	(36.04)	86.53	(30.25)	80.10	(39.54)
DRoM (°/s)		168.1	(72.62)	182.2	(61.61)	160.3	(78.64)
Aceleración angular máx. (°/s ²)	(-)	-172.4	(105.9)	-213.6	(109.4)	-149.6	(99.64)
	(+)	201.1	(130.5)	236.2	(116.5)	181.6	(136.9)
D2RoM (°/s ²)		373.5	(231.7)	449.7	(215.5)	331.2	(235.2)
Armonía	(±)	0.802	(0.057)	0.804	(0.058)	0.801	(0.058)

\bar{X} : Media; σ : Desviación estándar

Los datos correspondientes a la posición del EIR aparecen en la Tabla 5.23. En el apartado siguiente se describirán las diferencias con el patrón sano (descrito en la Tabla 5.18).

Tabla 5.23. Descriptivo de la posición del EIR en el movimiento de FE, 28 sujetos con patologías. Todas las medidas están en centímetros

Variable	Fase	Global		Hombres		Mujeres	
		\bar{X} (σ)	\bar{X} (σ)	\bar{X} (σ)	\bar{X} (σ)	\bar{X} (σ)	\bar{X} (σ)
EIR X máx.	(-)	-0.31	(1.47)	-0.75	(1.30)	-0.07	(1.54)
	(+)	-0.22	(1.42)	0.08	(0.95)	-0.38	(1.63)
EIR Y máx.	(-)	-5.72	(2.50)	-7.06	(1.56)	-4.97	(2.63)
	(+)	-5.89	(2.38)	-7.57	(1.61)	-4.95	(2.24)
EIR X rango	(-)	4.28	(1.53)	4.48	(1.44)	4.18	(1.61)
	(+)	4.20	(1.95)	4.45	(1.69)	4.07	(2.12)
EIR Y rango	(-)	5.94	(2.39)	5.76	(2.25)	6.04	(2.53)
	(+)	6.95	(3.04)	5.28	(2.86)	7.88	(2.79)

\bar{X} : Media; σ : Desviación estándar

Finalmente, en la Tabla 5.24 se muestran las medias y desviaciones típicas de las variables dinámicas correspondientes a la muestra de personas con patología. Las diferencias con el patrón sano (descrito en la Tabla 5.19), se comentan en el apartado siguiente.

Tabla 5.24. Valores máximos mínimos, medios y rangos de las variables dinámicas. Base de sujetos con patología. Global y segmentadas por sexo (n= 28)

Variable	Fase	Global		Hombres		Mujeres	
		\bar{X} (σ)	\bar{X} (σ)	\bar{X} (σ)	\bar{X} (σ)	\bar{X} (σ)	\bar{X} (σ)
Fuerza X min. (N)	(-)	-1.55	(1.10)	-2.15	(1.03)	-1.22	(1.02)
Fuerza X máx. (N)	(+)	1.75	(1.32)	2.18	(1.02)	1.51	(1.43)
Fuerza X rango (N)	(±)	3.30	(2.38)	4.33	(1.99)	2.72	(2.43)
Fuerza Y min. (N)	(±)	53.46	(7.54)	60.59	(5.68)	49.49	(5.15)
Fuerza Y máx. (N)	(±)	55.99	(8.22)	63.78	(5.28)	51.66	(6.08)
Fuerza Y med. (N)	(±)	54.57	(7.84)	61.98	(5.54)	50.45	(5.56)
Fuerza Y rango (N)	(±)	2.53	(1.82)	3.18	(1.59)	2.17	(1.88)
Momento Z min. (N·m)	(±)	1.46	(2.06)	1.59	(1.54)	1.39	(2.34)
Momento Z máx. (N·m)	(±)	10.84	(2.37)	12.73	(1.67)	9.79	(2.04)
Momento Z med. (N·m)	(-)	6.50	(1.35)	7.41	(1.37)	5.99	(1.08)
	(+)	5.82	(1.33)	6.76	(1.09)	5.30	(1.18)
Momento Z rango (N·m)	(±)	9.38	(3.52)	11.15	(2.34)	8.40	(3.73)
Potencia min. (W)	(-)	-10.29	(6.20)	-12.58	(5.46)	-9.02	(6.35)
Potencia máx. (W)	(+)	12.52	(7.07)	15.21	(6.02)	11.02	(7.32)
Potencia med. (W)	(-)	-5.17	(2.67)	-6.27	(2.08)	-4.56	(2.82)
	(+)	5.15	(2.52)	6.31	(2.05)	4.50	(2.57)
Potencia rango (W)	(±)	22.81	(13.1)	27.80	(11.07)	20.05	(13.6)

\bar{X} : Media; σ : Desviación estándar.

5.3.3. Comparaciones sanos-patológicos

En este apartado se comparan las diferencias entre los patrones cinemáticos y dinámicos del grupo sano y patológico. Dadas las diferencias entre las características individuales del grupo de sanos y patológicas anteriormente descritas, las comparaciones se realizarán a partir de los efectos calculados en un modelo lineal donde se usan la patología y el sexo como factores fijos y las variables individuales (edad, peso, talla y longitud del cuello como covariables).

5.3.3.1 Variables cinemáticas

La Tabla 5.25 muestra los resultados del efecto de la patología, expresado como a la diferencia de las medias marginales entre sanos y patológicos (S-P). Como puede observarse, la patología va asociada a una menor movilidad que se traduce en menores valores de casi todas las variables cinemáticas, excepto la armonía.

Así, la media marginal de los sanos es más alta para el máximo ángulo de extensión (4.4°) más alta y para el rango de movimiento (5.7° mayor). En cambio, no se han encontrado diferencias en el máximo ángulo de flexión.

Estas diferencias son mayores, y más significativas, en el caso de las velocidades angulares donde el grupo de sanos tiene valores extremos muchos más altos que el de patológicos. Así las diferencias de las medias son de casi 18 °/s en el movimiento de flexión y de 21.4 °/s en el de extensión, lo que supone un 20% respecto de la amplitud de la velocidad angular.

Tabla 5.25. Efecto de la patología en las variables numéricas cinemáticas de la extensión del cuello, 45 sujetos sanos y 28 sujetos enfermos

Variable	Fase	\bar{x}_m	Efecto Patología (S - E)
Ángulo máx. (°)	(-)	-54.79	ns
	(+)	53.39	4.39**
RoM (°)		108.17	5.67*
Velocidad angular máx. (°/s)	(-)	-103.68	-17.94***
	(+)	102.92	21.37***
DRoM (°/s)		206.60	39.31***
Aceleración angular (°/s ²)	(-)	-241.58	-57.35***
	(+)	290.12	77.69***
D2RoM (°/s ²)		531.69	135.04***
Armonía	(±)	0.809	ns

\bar{x}_m = media; (S-E) = diferencia ente medias sanos - enfermos; ns= efecto no significativo;

*= p<0.05 ; **= p< 0.01; *** = p< 0.001

El mismo patrón aparece en el caso de las aceleraciones angulares, con unas diferencias que superan el 23% del rango tanto en los valores máximos del movimiento de flexión ($57.4 \text{ }^\circ/\text{s}^2$), el de extensión ($77.7 \text{ }^\circ/\text{s}^2$) y el rango de aceleraciones ($135 \text{ }^\circ/\text{s}^2$).

En definitiva, la menor movilidad de las personas con patología afecta a los ángulos, velocidades y aceleraciones, con un efecto de valor relativo más grande en las aceleraciones y velocidades que en los ángulos, y afectando más claramente al movimiento de extensión que al de flexión.

Por el contrario, no han aparecido diferencias significativas en el caso de la armonía del movimiento, lo que indica que la patología afecta a la movilidad, pero no a la naturalidad y espontaneidad del movimiento.

Estas diferencias sobre las variables numéricas tienen su correspondencia en los patrones funcionales que se muestran en las Figuras 5.21, 5.22 y 5.23.

Así, la Figura 5.21 muestra las medias marginales del ángulo de flexo-extensión en función del tiempo normalizado. Las medias son muy parecidas en el punto de máxima flexión del cuello, pero a partir de ese punto, la curva de los sanos se desarrolla con mayor velocidad, lo que da lugar a que las curvas sean diferentes entre el 20% y el 70% del ciclo.

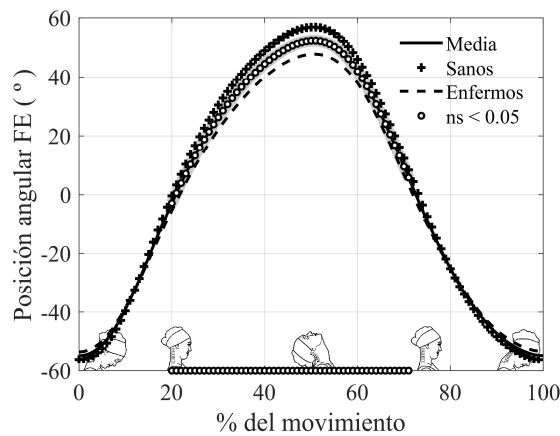


Figura 5.21: Diferencias entre el patrón sano y el patológico, para la curva ángulo(tiempo normalizado). Las curvas corresponden a la media de todos los sujetos y a las medias marginales de sanos y patológicos

En la Figura 5.21 se muestran las diferencias conjuntas de la posición y la velocidad angular mediante un diagrama en el espacio de fases velocidad(ángulo). En este caso, los niveles de significación de cada variable se muestran en el eje correspondiente.

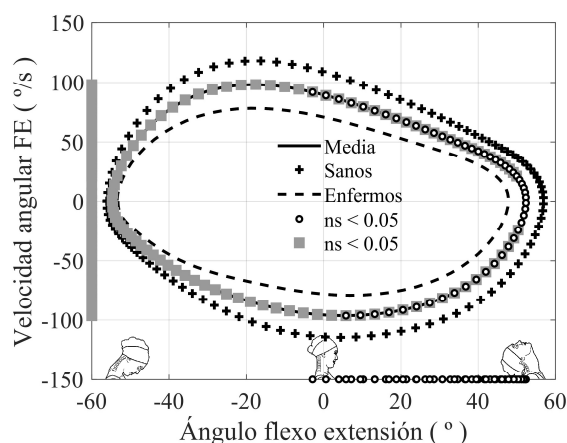


Figura 5.22: Diferencias entre el patrón sano y el patológico, para el diagrama velocidad angular(ángulo). Las curvas corresponden a la media de todos los sujetos y a las medias marginales de sanos y patológicos

Como puede observarse, las diferencias en las velocidades son relativamente más grandes que en los ángulos y afectan a todo el rango de la velocidad angular. Comparativamente, las diferencias en el ángulo son menores y concentradas en la zona de extensión. La curva velocidad-ángulo para las personas con patología queda dentro de las correspondientes a las personas sanas.

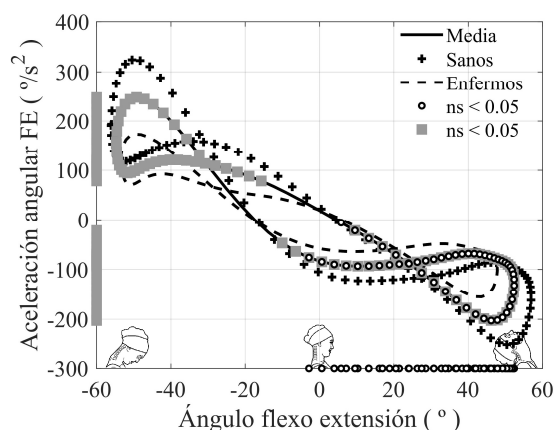


Figura 5.23: Diferencias entre el patrón sano y el patológico, para el diagrama aceleración angular(ángulo). Las curvas corresponden a la media de todos los sujetos y a las medias marginales de sanos y patológicos

La Figura 5.23 muestra el efecto conjunto en el diagrama aceleración(posición angular). Como puede observarse, las diferencias en las aceleraciones son claras en casi todo el

rango de movimiento, excepto en la parte alrededor de la posición neutra. Las personas con patología tienen aceleraciones de menor valor en los extremos del movimiento. Sin embargo, la forma de las curvas es muy parecida, con las características descritas anteriormente para el patrón sano. Los movimientos desde los extremos arrancan con un impulso con una aceleración que se incrementa bruscamente. En cambio, a partir de la posición neutra, el movimiento tiene una aceleración de frenado casi constante. El resultado es un movimiento relativamente armónico. Puesto que las formas de las curvas son parecidas en los dos grupos, sólo parecen cambiar las amplitudes, ambos grupos presentan niveles similares de armonía.

5.3.3.2 Efecto sobre la posición del EIR

Además de las variables cinemáticas de posición, velocidad y aceleración, relacionadas con la movilidad, se han analizado las diferencias en la posición y desplazamiento del EIR, aspecto relacionado con la coordinación motora y la secuencialidad del movimiento intervertebral. Los resultados se muestran en la Tabla 5.26, donde aparecen los resúmenes de las variables numéricas, y en las Figuras 5.24 y 5.25, donde se muestran las trayectorias y se realiza un análisis funcional. En todos los casos los efectos se representan a partir de las medias marginales de cada grupo, obtenidas en un ANOVA (clásico o funcional) donde se controla es sexo, la edad, peso, talla y longitud del cuello.

Con relación a las variables numéricas, las diferencias entre sanos y patológicos se manifiestan sobre todo en la coordenada Y, tanto en lo relacionado con la posición más alta del EIR, como en el rango de desplazamiento en esa dirección.

Tabla 5.26. Efecto de la patología en la posición del EIR del cuello, 45 sujetos sanos y 28 sujetos enfermos

Variable	Fase	\bar{x}_m	Efecto Patología (S - E)
EIR X máx.	(-)	0.02	ns
	(+)	0.37	0.47*
EIR Y máx.	(-)	-6.16	- 0.64**
	(+)	-6.33	- 0.54**
EIR X rango	(-)	4.56	0.61**
	(+)	4.46	0.44*
EIR Y rango	(-)	6.76	1.03***
	(+)	8.29	1.62***

\bar{x}_m = media; (S-E) = diferencia ente medias sanos - enfermos; ns= efecto no significativo;

*= p<0.05 ; **= p< 0.01; *** = p< 0.001

Así, la posición media de la cúspide de la trayectoria del EIR (con forma de ρ) de las personas sanas está por debajo de la correspondiente a las enfermas y su rango de

desplazamiento es claramente mayor. Esto significa que, en el movimiento del cuello de las personas sanas, la contribución de las vértebras inferiores es superior al movimiento patológico. Además, el patrón sano tiene un movimiento más secuencial. Este efecto se produce tanto en la fase de extensión como en la de flexión.

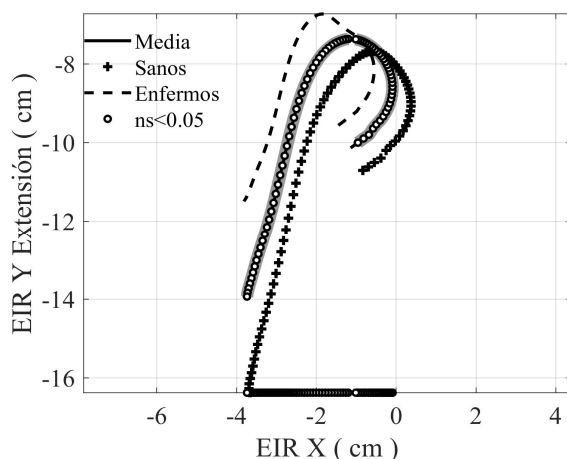


Figura 5.24: Diferencias entre las trayectorias medias del EIR de los grupos de sanos y patológicos. Movimiento de extensión (comienza en el extremo derecho de la ρ). Las curvas corresponden a la media de todos los sujetos y a las medias marginales de sanos y patológicos

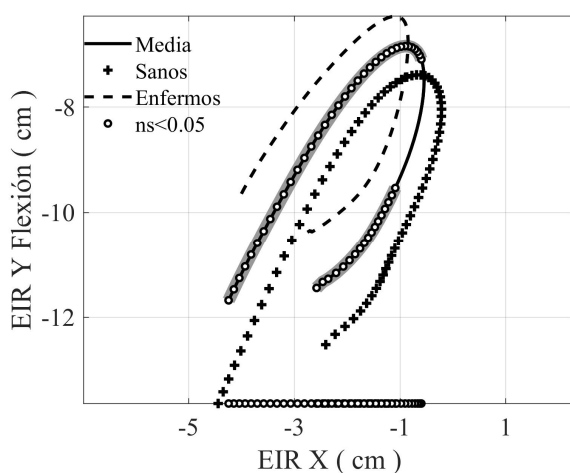


Figura 5.25: Diferencias entre las trayectorias medias del EIR de los grupos de sanos y patológicos. Movimiento de flexión (comienza en el extremo derecho de la ρ). Las curvas corresponden a la media de todos los sujetos y a las medias marginales de sanos y patológicos

El efecto de la patología sobre la componente X es menos acusado y se aprecia fundamentalmente en el recorrido horizontal del EIR.

Estos resultados se interpretan más fácilmente a partir del análisis funcional realizado directamente sobre las trayectorias. Así, la Figura 5.24 muestra la trayectoria correspondiente al movimiento de extensión, donde se aprecia como el patrón medio del grupo patológico está desplazado hacia arriba y posteriormente y presenta un rango de recorrido mucho menor. Las diferencias son significativas en todo el recorrido del eje.

La Figura 5.25 muestra el mismo diagrama, pero correspondiente al movimiento de flexión. Las diferencias son parecidas a las descritas anteriormente (desplazamiento superior y posterior de la trayectoria en el grupo patológico y menor rango), pero menos acusadas que en el movimiento de extensión.

5.3.3.3 Patrones dinámicos

Para terminar, se describen las diferencias en los patrones dinámicos, que se describen a partir de las variables numéricas de la Tabla 5.27 y en las Figuras 5.26, 5.27 y 5.28 para los patrones funcionales.

En la Tabla 5.27 se describen las diferencias entre Sanos y Enfermos (S-E). Como puede observarse, el grupo de sanos presenta un patrón más dinámico, con valores extremos de las fuerzas más altos y un mayor rango de variación. Las diferencias son bastante grandes en el caso de las fuerzas horizontales, con una diferencia del rango de 1.6 N (sobre 4.93 N de media), lo que supone un 32% del rango medio. Las diferencias son más acusadas en la extensión que en la flexión.

Las diferencias son menos acusadas en el caso del rango de las fuerzas verticales, tanto en valor absoluto como relativo. No obstante, significativas tanto en los valores extremos, medio y rango.

Las diferencias en el caso del momento son bastante reducidas en el caso de los valores extremos y de los rangos, en los que la diferencia entre sanos y patológicos apenas supera el 10% del valor medio. No hay diferencias significativas en los valores medios del momento en ninguno de los dos sentidos del movimiento.

En cambio, las diferencias en las potencias son también bastante notables. El grupo de sanos tiene unos valores de potencia máximos más elevados que el grupo de patológicos, con diferencias que superan, en promedio, el 20% de la media, siendo más marcadas en el movimiento de extensión que en de flexión. También hay diferencias en la potencia media en cada movimiento, con diferencias del orden del 20% de la media y en el rango de potencias.

En resumen, a partir de los resultados de la tabla se comprueba que las personas sanas se mueven con un patrón más dinámico, con fuerzas mayores y desarrollando más

potencia, a pesar de que las diferencias en los momentos no son demasiado acusadas. En las magnitudes que dependen del sentido del movimiento, el movimiento de extensión presenta diferencias más acusadas que el de flexión. De los cuatro grupos de variables, las diferencias relativas más acusadas corresponden a la componente horizontal de la fuerza, seguida de la potencia.

Tabla 5.27. Efecto de la patología sobre las variables dinámicas numéricas, 45 sujetos sanos y 28 sujetos enfermos. Resultados de la $\bar{x}_m \pm$ coeficientes

Variable	Fase	\bar{x}_m	Efecto Patología (S - E)
Fuerza X mín. (N)	(-)	-2.25	-0.67***
Fuerza X máx. (N)	(+)	2.68	0.93***
Fuerza X rango (N)	(±)	4.93	1.6***
Fuerza Y mín. (N)	(±)	52.76	-0.47**
Fuerza Y máx. (N)	(±)	56.53	0.7***
Fuerza Y med. (N)	(±)	54.45	0.1**
Fuerza Y rango (N)	(±)	3.77	1.17***
Momento Z mín. (N·m)	(±)	0.96	-0.58*
Momento Z máx. (N·m)	(±)	11.21	0.57***
Momento Z med. (N·m)	(-)	6.48	ns
	(+)	5.78	ns
Momento Z rango (N·m)	(±)	10.25	1.15***
Potencia mín. (W)	(-)	-12.18	-2.64***
Potencia máx. (W)	(+)	15.51	3.52***
Potencia med. (W)	(-)	-5.95	-1.1***
	(+)	6.13	1.2***
Potencia rango (W)	(±)	27.69	6.16***

\bar{x}_m = media; (S-E) = diferencia ente medias sanos - enfermos; ns= efecto no significativo;

*= p<0.05 ; **= p< 0.01; *** = p< 0.001

En la Figura 5.26 se muestran las diferencias en las componentes de la fuerza aplicada al cuello, en función del ángulo de flexión. Para la componente X (gráfica de la izquierda), la media del grupo de sanos tiene un patrón más dinámico que la de los sujetos patológicos, con máximos y mínimos más acusados, no solo en los extremos del movimiento, sino también en el máximo relativo que aparece en el centro del rango. Además, las diferencias en las carreras de flexión y extensión son más acusadas en los sanos, mientras que el grupo de enfermos presenta un patrón dinámico más regular y lineal.

El patrón de la componente vertical (F_Y , gráfica derecha) también refleja un mayor rango de fuerzas en los extremos y menor en el centro del movimiento para el patrón sano. Además, las diferencias entre las fuerzas en los dos sentidos del movimiento son

mayores en el grupo de sanos; el patológico presenta un movimiento más homogéneo, con menos rango de variación y trayectorias de ida y vuelta muy parecidas.

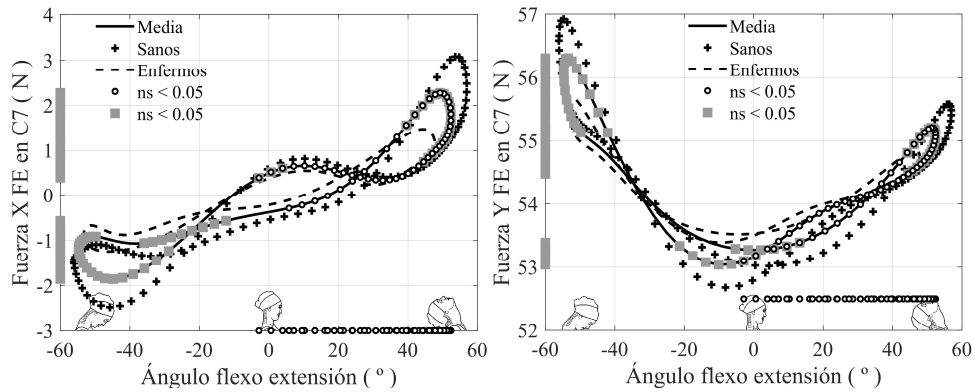


Figura 5.26: Diferencias en las componentes de la fuerza aplicada al cuello. Las curvas corresponden a la media de todos los sujetos y a las medias marginales de sanos y patológicos. (Izquierda: Fx; Derecha: Fy)

En la Figura 5.27 se muestra el momento extensor medio aplicado al cuello. Aunque hay diferencias entre los patrones sano y patológico, éstas son pequeñas y se limitan a los extremos del movimiento.

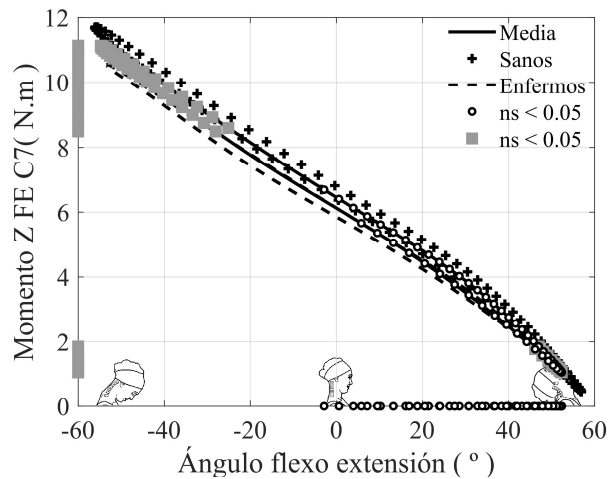


Figura 5.27: Diferencias en el momento extensor del cuello (a nivel de C7). Las curvas corresponden a la media de todos los sujetos y a las medias marginales de sanos y patológicos

Finalmente, la Figura 5.28 muestra los diagramas de potencia en función de la posición.

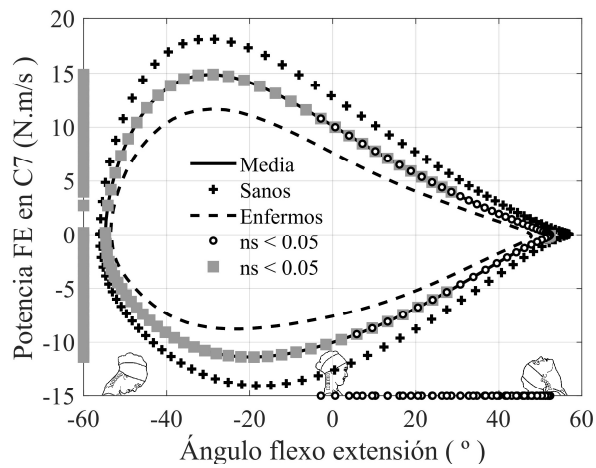


Figura 5.28: Diferencias en la curva de la potencia instantánea. Las curvas corresponden a la media de todos los sujetos y a las medias marginales de sanos y patológicos

Las diferencias funcionales entre los dos grupos son claras y afectan a prácticamente todo el ciclo de movimiento. La curva media de potencia instantánea del grupo de patológicos es inferior a la media de los sanos en todo el rango del movimiento que, al ser también menor, hace que el ciclo de potencia correspondiente al patrón patológico esté por dentro de los sanos.

6. Discusión

En este capítulo se interpretan los resultados obtenidos en la presente Tesis, se comparan con los de otros trabajos y se discute el interés y alcance de los hallazgos obtenidos.

Se ha organizado en cuatro apartados. En el primero se discute el planteamiento del propio trabajo, comparándolo con otros previos centrados en la cinemática y dinámica del cuello aplicados a la valoración biomecánica clínica, y evaluando las ventajas y limitaciones del trabajo realizado.

En el segundo apartado, se discute la validez y fiabilidad de las técnicas experimentales utilizadas. Éste es un aspecto crítico en las técnicas biomecánicas orientadas a las aplicaciones clínicas, donde la utilidad de la información obtenida está condicionada por las propiedades clinimétricas de las variables utilizadas.

En el tercer apartado se interpretan y discuten los resultados obtenidos en la base de personas sanas, es decir los patrones cinemáticos y dinámicos. Para ello se parte de la descripción de las variables cinemáticas numéricas clásicas, comparando los resultados obtenidos con los de otros trabajos previos. A continuación se interpretan los patrones funcionales y se describen los resultados asociados al movimiento del EIR. Posteriormente se describen los resultados de los patrones dinámicos.

Finalmente, en el último apartado se discuten los resultados correspondientes al estudio con pacientes, se analizan las diferencias con los patrones sanos y se discute la utilidad de las variables funcionales planteadas en esta Tesis en su aplicación a la valoración funcional.

6.1. Planteamiento del estudio

Como se ha comentado en la Introducción de esta memoria, el análisis cinemático y dinámico del movimiento del cuello es un tema muy relevante en el ámbito de la Biomecánica y, en especial, en el de la valoración biomecánica clínica. En efecto, la evaluación de la movilidad cervical es uno de los criterios más utilizados para evaluar la severidad de las lesiones de cuello asociadas a los accidentes de tráfico (Spitzer, 1995). Por otra parte, son muchos los modelos dinámicos usados para evaluar la carga estática asociada a tareas sedentarias o las fuerzas frente a impactos, revisados en el capítulo 2 de esta Tesis.

En el ámbito específico de las aplicaciones clínicas, la gran mayoría de trabajos publicados se centran en la medida de la movilidad mediante el rango del movimiento

(RoM). Ello es debido a la disminución del RoM asociada al dolor o a la existencia de patologías. Hay abundante información al respecto, incluyendo revisiones recientes (Snodgrass et al., 2014; Stenneberg et al., 2017). En la práctica clínica, el RoM se suele medir mediante pruebas pasivas o activas, pero de naturaleza estática, usando dispositivos simples y baratos que permiten hacer medidas de forma rápida.

Sin embargo, estas pruebas no ofrecen ninguna información sobre la cinemática del movimiento, por lo que no permiten analizar aspectos relacionados con la coordinación motora o control sensorimotor. Estos aspectos sí se han analizado mediante el registro y estudio de movimientos continuos, a través de variables como la velocidad angular, la aceleración angular, el jerk, la armonía del movimiento, etc. (Bahat et al., 2015; Baydal et al., 2011; Róijejon et al., 2010; Sjölander et al., 2008). En Michiels et al. (2013) y De Zoete et al. (2017) hay dos revisiones sistemáticas sobre este tipo de estudios.

El planteamiento de las medidas cinemáticas de nuestro estudio se encuadra en este segundo tipo de estudios, donde se analizan los movimientos continuos y voluntarios del cuello y se registran las variables de posición como funciones del tiempo. Sin embargo, en nuestro estudio se han introducido algunas modificaciones fundamentales que intentan superar algunas de las limitaciones de estudios previos. A continuación, se comentan estas modificaciones y se discuten las limitaciones o ventajas frente a dichos estudios.

1. **Movimientos en planos anatómicos.** Aunque la práctica totalidad de estudios sobre RoM estático se realizan sobre movimientos asociados a los tres planos anatómicos, el registro continuo permite analizar cualquier tipo de movimiento. Sin embargo, la mayoría de autores analizan el mismo tipo de movimientos usados para medir el RoM pasivo (FE, FL y RA), pero de forma voluntaria (Feipel et al., 1999; Sjölander et al., 2008; Baydal et al., 2011, Bahat et al., 2014). Sólo unos pocos autores han estudiado movimientos relacionados con actividades de la vida diaria, incluyendo el seguimiento de objetos en un entorno real o virtual (Grip et al., 2008; Bahat et al., 2015; Bahat et al., 2016).

Hay argumentos a favor y en contra de ambos tipos de planteamiento. La medida de movimientos espontáneos guiados por algún tipo de actividad puede ser más adecuado para evaluar alteraciones en la coordinación motora o el control sensorimotor. Sin embargo, estos estudios presentan limitaciones en cuanto a la fiabilidad de las medidas, lo que supone una importante desventaja en las aplicaciones a la valoración biomecánica clínica, donde la reproducibilidad de las medidas es una propiedad clinimétrica imprescindible (Lemeunier et al., 2017). Como es sabido, y se corrobora en los resultados de este estudio, en pruebas de movimiento voluntario, la principal fuente de variabilidad es la asociada a la variabilidad intrasujeto asociada a diferentes pruebas (Venegas et al., 2020). Por este motivo, las pruebas sobre movimientos predefinidos suelen ser más reproducibles que las que dejan libertad al sujeto para desarrollar diferentes estrategias de movimiento. Salvo que el objetivo sea precisamente ese, el estudiar la variabilidad

de respuesta ante un determinado estímulo, parece más adecuado utilizar movimientos más reproducibles.

La reproducibilidad es especialmente importante si, además, se quieren caracterizar variables muy susceptibles a los errores y a la variabilidad, como pueden ser las velocidades, aceleraciones o el eje instantáneo de rotación. En estos casos, el uso de medidas individuales sobre gestos poco reproducibles -debido a la variabilidad intrasujeto- es un inconveniente serio para su uso en aplicaciones clínicas.

Finalmente, el uso de movimientos en planos anatómicos presenta la ventaja de proporcionar información comparable con los estudios previos sobre RoM, muchos de los cuales han sido validados mediante escalas clínicas y que son, por otra parte, las técnicas más utilizadas en la práctica clínica.

No obstante, las técnicas experimentales desarrolladas son perfectamente aplicables a cualquier otro movimiento del cuello, si bien es posible que la fiabilidad en las estimaciones de las variables numéricas o funcionales se vea comprometida en este caso, no tanto por la precisión de las técnicas como por la variabilidad intrínseca de los movimientos humanos.

2. **Movimientos cíclicos.** Casi todos los estudios que analizan la movilidad mediante medidas continuas del movimiento en planos anatómicos realizan movimientos discontinuos. Es decir, simulan los movimientos manuales, donde se parte de la posición neutra, se alcanza el rango máximo, se detiene y luego se vuelve de nuevo a la posición de referencia, repitiendo de nuevo el movimiento en sentido contrario. Un movimiento de este tipo provoca un patrón de aceleraciones poco armónico, ya que obliga al sujeto a desarrollar movimientos de arranque y frenado en la posición neutra y en cada extremo del movimiento. Por otra parte, los ciclos empiezan y terminan en puntos en reposo, con velocidad y aceleraciones nulas, lo que hace bastante difícil determinar con precisión los extremos reales del movimiento y medir los tiempos de forma adecuada (Page et al., 2006b). Finalmente, el uso de movimientos discontinuos dificulta los procesos de suavizado y derivación numérica, que funcionan mal en los extremos de cada ciclo, lo que afecta a la estimación de estas variables y también a la posición del EIR (Woltring et al., 1985). Por estos motivos, en esta tesis se ha seguido el planteamiento propuesto en Baydal et al. (2011), donde se realizan repeticiones continuas y cíclicas del mismo movimiento. Este movimiento da lugar a patrones dinámicos similares al de un movimiento armónico, lo que permite cuantificar la espontaneidad del movimiento mediante un parámetro de armonía, lo que se ha mostrado como muy útil para la detección de comportamientos no colaboradores por parte del sujeto (Baydal et al., 2007; Baydal et al., 2011; Baydal, 2013). Por otra parte, el uso de movimientos cíclicos permite un suavizado mucho más eficiente de los registros del movimiento, un cálculo preciso, y más reproducible, de las aceleraciones o de la posición del EIR (Page et al., 2010 y 2011). De hecho, esta es una de las características que ha

permitido determinar, por primera vez, los axoides asociados al desplazamiento continuo del EIR, tal como se comenta en el punto 5 (Venegas et al., 2020).

3. **Consideración de los grados de libertad funcionales (gdlf).** La diferencia entre los grados de libertad cinemáticos y los funcionales fue introducida por Li hace 15 años (Li, 2006). Aunque su aplicación original se centró en el estudio de la coordinación motora en movimientos complejos con varios grados de libertad, su aplicación a la descripción de patrones de movimiento en la valoración biomecánica es de suma utilidad. En efecto, cuando se trabaja con patrones biomecánicos representados mediante variables funcionales (curvas de posición, velocidad, aceleración o fuerzas), se está admitiendo implícitamente que cada sujeto adopta un patrón individual, que es una función reproducible del tiempo normalizado (de 0 al 100% de la duración del ciclo). Si aplicamos este concepto a las diferentes variables de posición de una articulación compleja, es equivalente a decir que todas las variables dependen de forma unívoca del tiempo normalizado y, por tanto, que el sistema se comporta como si tuviese un solo grado de libertad. Esta idea es consustancial con la existencia de patrones individuales reproducibles y se puede justificar a partir del concepto de grado de libertad funcional, tal como lo definió Li. En una articulación compleja pueden existir múltiples grados de libertad cinemáticos, pero, de hecho, la coordinación motora hace que los movimientos no se produzcan con todos los grados de libertad, sino con muchos menos, de manera que hay relaciones funcionales entre variables que podrían ser independientes desde el punto de vista puramente mecánico pero que, realmente, no lo son. En el caso de los movimientos simples realizados en las pruebas de valoración, la mayoría de personas presentan un único grado de libertad funcional, de manera que se mueven siempre siguiendo un patrón individual definido, sobre el que sólo describen ligeras variaciones.

Este concepto ha sido comprobado previamente en el caso del cuello (Page et al., 2008, 2011) o el hombro (Page et al., 2010; Cáceres., 2019). Gracias a él se puede justificar que las variables funcionales sean tan reproducibles y permite obtener patrones individuales promedio, lo que ha permitido obtener, por primera vez, una representación continua del movimiento del EIR, como se comenta más adelante.

4. **Obtención de patrones cinemáticos y dinámicos mediante análisis de datos funcionales (FDA).** El análisis de movimientos humanos es consustancial al registro de funciones del tiempo. De hecho, el movimiento se describe a partir de la variación de las magnitudes cinemáticas en el dominio temporal. Sin embargo, muchos estudios sobre movimientos humanos no utilizan realmente la información completa del movimiento, sino que las variables cinemáticas (que son funciones del tiempo) se resumen en un conjunto limitado de valores numéricos singulares (máximos, mínimos, duraciones, etc.). Estos valores numéricos sólo ofrecen una descripción parcial de la cinemática y no permiten la obtención de las relaciones funcionales que definen la dinámica del movimiento.

El análisis de la información contenida en las funciones del tiempo sí puede ser realizado mediante el denominado Análisis de Datos Funcionales (FDA), técnica estadística desarrollado por Ramsay (2005), que permite extrapolar al dominio de las funciones las técnicas estadísticas tradicionales desarrolladas para variables numéricas. En Ullah y Finch (2013) hay una revisión completa sobre las aplicaciones del FDA en el campo de la Medicina. El FDA se viene aplicando en el campo de la investigación médica para identificar y analizar patrones o tendencias temporales (Sorensen et al., 2013). Así mismo, se ha utilizado en el análisis de movimientos humanos y en biomecánica articular (Harrison et al., 2007; Crane et al., 2011; Mechmeche et al., 2016; Warmenhoven et al., 2019). También empiezan a ser numerosas las aplicaciones en el ámbito de la valoración funcional, especialmente en el campo de la marcha humana (Donoghue et al., 2008; Belda-Lois et al., 2013), pero también en la valoración de otras funciones (Page et al., 2006; Epifanio et al., 2008; Cáceres, 2019; López-Pérez et al., 2019).

Como se discute en los trabajos anteriormente, el uso de técnicas funcionales presenta importantes ventajas frente a las variables numéricas usadas en los estudios más clásicos. En esta Tesis, además, se ha seguido el planteamiento propuesto por Cáceres (2019), en el que se utilizan diagramas en el espacio de fases para relacionar y representar los patrones de movimiento a partir de la variable principal (ángulo de FE), lo que proporciona una representación de los movimientos mucho más fácil de interpretar desde un punto de vista dinámico. Por otra parte, como se comenta al discutir los resultados, las variables funcionales son más reproducibles que las numéricas extraídas de ella y más sensibles a los cambios introducidos por el estado funcional, o asociadas a las características individuales.

5. **Medida de la trayectoria continua del EIR.** A pesar de su interés, la mayoría de trabajos anteriormente citados se centran exclusivamente en el estudio de las variables angulares, presentando una descripción parcial del movimiento en la que no se consideran los desplazamientos. De ahí el interés en utilizar otras variables del movimiento que puedan ofrecer una información completa sobre los seis grados de libertad del movimiento, como la descripción basada en los ejes instantáneos de rotación (Hipp et al., 1990). Esta idea fue planteada hace años por Woltring en un trabajo póstumo (Woltring et al., 1994) en el que propuso el uso de esta característica del movimiento para detectar alteraciones funcionales asociadas al latigazo cervical. En efecto, dada la sensibilidad del EIR a cambios del patrón de movimiento, el estudio de su desplazamiento puede ser un indicador de pequeñas alteraciones asociadas a cambios en los rangos de movilidad intervertebrales (Bogduk and Mercer, 2000, Baillargeon y Anderst, 2013, Anderst et al., 2015). Por el mismo motivo, se ha usado el EIR para analizar alteraciones funcionales. Grip (2007 y 2008) lo usó para ver diferencias entre sanos y patológicos durante el movimiento de reposicionamiento y en el estudio de movimientos rápidos, respectivamente, mientras que Elligson (2013) lo ha usado para detectar movimientos aberrantes. Por

otra parte, el EIR está directamente relacionado con la contribución de cada movimiento intervertebral al movimiento conjunto del cuello, lo que permite analizar cambios en la coordinación motora (Page et al., 2009 y 2011).

Como vemos, el uso del EIR para describir el movimiento del cuello no es una idea nueva, si bien los trabajos preliminares adolecen, en nuestra opinión, de algunas limitaciones que han impedido su aplicación en el ámbito clínico.

Así, salvo en el caso del citado trabajo de Anderst, donde se usan radiografías biplanares para analizar con detalle el movimiento intervertebral, todos los estudios previos con métodos no invasivos obtienen haces discontinuos de EIR, que luego se intentan caracterizar mediante variables numéricas para determinar la posición media o la dispersión asociada a su movimiento (Grip et al., 2008; Cescon et al., 2014; Barbero et al., 2017, Alsultan et al., 2019). Desde un punto de vista mecánico, es incorrecto asumir que el EIR se desplace de forma discontinua, ya que eso implicaría la aparición de grandes aceleraciones, asociadas al cambio brusco de radios de giro, con las correspondientes fuerzas impulsivas. Experimentalmente no se aprecia ninguna aceleración brusca, ni fuerzas de ese tipo, sino más bien una evolución continua y suave de las variables cinemáticas y dinámicas. En estas condiciones, la trayectoria del EIR debe describir un axoide suave y continuo.

Por tanto, cabe concluir que los resultados obtenidos en otros estudios previos, donde el EIR aparece como un haz de rectas que sigue una secuencia aparentemente aleatoria, se deben al uso de técnicas experimentales que no tienen suficiente precisión. En efecto, como se demuestra en Page et al. (2006), la posición del EIR es muy sensible a los errores experimentales, que son dramáticamente amplificadas en el proceso de cálculo del EIR. Aspectos como el número de marcadores, la precisión en la medida de las coordenadas 3D o, simplemente, la colocación de los marcadores, pueden provocar errores muy grandes a la hora de obtener la trayectoria del EIR. En muchos de los estudios anteriores se usan pocos marcadores (usualmente 3 ó 4), poco separados entre sí y alejados de la posición del EIR. En estas condiciones no es posible obtener una medida precisa del EIR ni siquiera con buenos equipos de videofotogrametría. En este trabajo se ha utilizado una técnica experimental muy cuidadosa, que han controlado todos estos factores para obtener la precisión deseada. Por otra parte, el uso de movimientos cíclicos en planos anatómicos definidos implica movimientos con un grado de libertad funcional, lo que ha permitido obtener un promediado funcional entre ciclos de la misma sesión, proporcionando así resultados mucho más robustos que los de otros estudios previos.

De hecho, éste es el primer trabajo donde se han conseguido definir los axoides de los EIR como superficies regladas continuas y donde se ha analizado su fiabilidad con vistas a las aplicaciones clínicas (Venegas et al., 2020).

En efecto, para que una magnitud biomecánica tenga utilidad en las aplicaciones a la valoración funcional, es necesario que, además de poder determinarse experimentalmente, ésta sea reproducible entre operadores y entre sesiones de

medida diferentes. Este es también el primer estudio en el que se ha determinado la fiabilidad de la medida de las trayectorias del EIR, constatando la viabilidad de su uso en aplicaciones a la valoración biomecánica.

Para terminar, en esta tesis se aporta también una interpretación cinemática de la forma y posición del axoide asociado al EIR, que constituye una “imagen cinemática” del movimiento coordinado de las vértebras cervicales. Así, como se demuestra en (Page et al., 2009 y 2011), el EIR es el eje central del sistema de velocidades angulares asociado a cada movimiento intervertebral. Por tanto, está más cerca de los espacios intervertebrales con mayor aportación al movimiento instantáneo conjunto, de manera que su posición y evolución nos indica cómo se va activando el movimiento intervertebral. Volveremos sobre esta cuestión al discutir los resultados de esta parte del estudio.

6. **Estimación de variables dinámicas.** El uso de variables dinámicas asociadas al desarrollo de movimientos humanos está muy extendido en el estudio de actividades que involucran a los miembros inferiores. Hay revisiones sistemáticas asociadas a actividades como la marcha humana (Tate y Milner, 2010), la carrera (Czerniecki, 1988), o el gesto de sentarse y levantarse (Faria et al., 2010), por citar algunos ejemplos. Ello es debido a la posibilidad de medir directamente las fuerzas de reacción del suelo mediante las plataformas de fuerzas, lo que permite una estimación muy robusta de dichas fuerzas y su aplicación a la estimación de momentos a nivel articular. También sirve de entrada para estimar las fuerzas internas mediante modelos músculo esqueléticos (MME), con las limitaciones que discutiremos más adelante.

Por el contrario, la medida directa de fuerzas o momentos en otras articulaciones (el cuello y el hombro, por ejemplo) está mucho menos extendida, y se suele centrar en la medición de la fuerza isométrica mediante dispositivos específicos (Strimpakos y Oldham, 2001; Hrysomallis, 2016; Struyf et al., 2014, Bokae et al., 2016). Las estimaciones a partir de modelos articulares suelen limitarse a las aplicaciones en ergonomía, con modelos estáticos, siendo escasos los estudios sobre dinámica del movimiento, desarrollados fundamentalmente en el campo del deporte (Le Flao et al., 2018). La razón es que la medida directa de la fuerza o el momento netos ejercido sobre el cuello no es posible, siendo necesario utilizar un modelo de dinámica inversa.

Sin embargo, y dado que la existencia de patologías y/o dolor implica cambios importantes en la cinemática del movimiento cervical, dichos cambios deben ir asociados a modificaciones en los patrones de las fuerzas que los producen. Por ese motivo nos hemos planteado en esta Tesis analizar los patrones dinámicos del movimiento, aspecto prácticamente ausente en la literatura sobre valoración biomecánica de la función cervical. Para ello, se ha desarrollado un modelo de dinámica inversa que utiliza como entrada el movimiento de la cabeza y los parámetros inerciales estimados mediante regresión de características

antropométricas, para obtener una estimación razonablemente precisa de las fuerzas y momentos ejercidos por el tronco sobre el cuello a nivel de C7.

No hemos intentado hacer un análisis más profundo a nivel de acciones musculares, mediante un modelo músculoesquelético (MME) más completo, dadas las importantes problemas de base que estos modelos plantean para ser aplicados en las evaluaciones individuales necesarias para las aplicaciones clínicas. Actualmente hay disponibles modelos MME de cuello muy completos, cuyas aplicaciones se revisan en Sun et al. (2020). Habitualmente se centran en aplicaciones relacionadas con el estudio de impactos (Silvestros y Cazzola, 2017; Silvestros et al., 2019; Mortensen et al., 2019 y 2020), movimiento de la cabeza frente a grandes aceleraciones (Spratford y Newman, 2019) o la carga muscular estática asociada a actividades laborales (Linares y Zambrano, 2013; Vaz et al., 201, Ansari et al., 2020). Las aplicaciones en el ámbito clínico son muchos más escasas y se suelen orientar a aplicaciones para simular el efecto de tratamientos quirúrgicos (Eulzer et al., 2020) o para simular fuerzas en ejercicios isométricos como los que se describen en los trabajos anteriormente citados. No hemos encontrado trabajos en los que se estimen esfuerzos asociados a pruebas cinemáticas de valoración funcional.

En nuestra opinión hay varias razones fundamentales que limitan las aplicaciones de los MME de cuello en el ámbito de la valoración biomecánica clínica del cuello. La primera es de naturaleza práctica. Las valoraciones clínicas son de carácter individual y, por tanto, necesitan modelos específicos y personalizables a cada sujeto objeto de valoración. Esto implica no sólo conocer los parámetros inerciales del cuello y la cabeza, sino también disponer de una información sobre características anatómicas de las vértebras, punto de inserción de los músculos y propiedades mecánicas de elementos pasivos que son imposibles de determinar in vivo. Por otra parte, los métodos de valoración funcional se aplican normalmente a personas con patología, muchas de las cuales presentan alteraciones no sólo funcionales, sino también estructurales. Esto hace muy difícil incluso aplicar métodos de re-escalado a partir de estudios realizados in-vitro. Es decir, no parece lógico usar propiedades y características promedio obtenidas de personas sanas, para modelar el comportamiento específico de una persona que se caracteriza, precisamente, por no parecerse a la media. Finalmente, hay una cuestión fundamental que desaconseja, en nuestra opinión, el uso de los MME en la toma de decisiones con implicaciones clínicas. Se trata de la falta de validez de estos modelos. Los MME no sólo se basan en simplificaciones que utilizan información difícil de obtener, cuya validez en cada caso particular sea discutible; además, sus resultados son imposibles de verificar empíricamente, al menos en el caso de las aplicaciones in vivo sobre pacientes. Aunque se han publicado diferentes trabajos que intentan justificar la validez de los MME mediante verificaciones indirectas que analizan la coherencia, o con evidencias parciales, como la correlación con la actividad muscular (Lund et al., 2012; Hicks et al., 2015; Wibawa et al., 2016; Durandau 2017), lo cierto es que es

imposible comparar las acciones internas estimadas por un MME con las fuerzas reales que están actuando (Hatze, 2002). Si desde el punto de vista exclusivamente científico, es muy discutible que se acepten resultados obtenidos con técnicas sin posibilidad de contrastación empírica, desde el punto de vista ético parece inaceptable que se tomen decisiones que afectan a la salud de una persona a partir de información cuya validez no puede establecerse.

Por estos motivos, nos hemos inclinado por limitar nuestro estudio a las variables dinámicas a las que proporciona un modelo articular cuyas estimaciones son bastante robustas y, como se discute en el siguiente apartado, son susceptibles de verificación por un método alternativo.

El estudio realizado ha permitido establecer la fiabilidad de las técnicas cinemáticas basadas en variables funcionales y en la trayectoria del EIR, y la validez de la estimación de las fuerzas y momentos netos aplicados. Además se ha comprobado que estas variables son sensibles a los cambios funcionales asociados a la patología, lo que puede ofrecer información de utilidad en el desarrollo de nuevos sistemas de valoración biomecánica clínica. No obstante, en su desarrollo hemos tenido que asumir algunas limitaciones que deberán ser mejoradas en trabajos posteriores, como se comentará más adelante. Las **principales limitaciones** son las siguientes:

1. La medida precisa y reproducible del EIR exige la aplicación rigurosa de la técnica de análisis cinemático descrita en esta Memoria, y utilizar un sistema de videofotogrametría de alta precisión. No es posible, desde un punto de vista estrictamente físico, obtener medidas del eje con sistemas que no midan las coordenadas de marcadores con precisiones del orden de algunas décimas de mm (Page et al., 2006). Esto descarta sistemas de bajo coste como los sensores inerciales. No obstante, se trata del mismo equipamiento que se usa en cualquier laboratorio de biomecánica para otras aplicaciones como la marcha humana.
2. Del mismo modo, la aplicación del modelo dinámico implica una estimación adecuada de los parámetros inerciales del sistema cuello-cabeza. Para eso hay dos posibilidades. La primera es utilizar el equipo completo de análisis biomecánico (Videofotogrametría + plataforma de fuerzas), tal como se ha hecho en este estudio para validar el modelo dinámico. En estas condiciones puede partirse de una estimación inicial de dichos parámetros, mediante ecuaciones de regresión como las que se proponen aquí, que luego se ajustan a cada individuo mediante una calibración individual. Lógicamente, esto complica la aplicación clínica. La segunda opción es usar únicamente la estimación de las masas y momentos de inercia y aplicar en el modelo dinámico, pero esto necesitaría mejorar las estimaciones de dichos parámetros mediante medidas de características más asociadas a la cabeza, como los perímetros craneales, perímetro y longitud del cuello, etc. Esto exigiría realizar estudios

antropométricos específicos, una de las líneas de trabajo futuro que se plantean más adelante.

3. Las fuerzas medidas corresponden a la fuerza neta ejercida por el tronco sobre el cuello a nivel de C7. Lógicamente, las fuerzas internas de músculos y ligamentos son mayores, debido al brazo de palanca reducido de los músculos frente al de las fuerzas gravitatoria y de inercia, aplicadas en el centro de masas de la cabeza. Además, hay que tener en cuenta la contracción de los músculos antagonistas, necesaria para el control motor. No obstante, como se ha comprobado en algunos estudios, hay una relación monótona creciente entre los momentos de par y las fuerzas internas, mediante ciertos coeficientes de acción muscular (Farhat et al., 2018). Esto significa que las acciones netas están muy correlacionadas con las fuerzas individuales de los músculos y pueden servir como indicadores sensibles a cambios en las mismas. En cualquier caso, los resultados de la Tesis demuestran que dichas acciones netas presentan claras diferencias asociadas a la patología y son medibles de una forma válida, a diferencia de las fuerzas internas que sólo se podrían estimar mediante modelos de validez desconocida.
4. La muestra utilizada para caracterizar el grupo de sanos tiene un rango de edades más reducido que la de otros estudios (por ejemplo el de Baydal et al., 2011, donde se usa un protocolo de medida parecido). En efecto, en esta Tesis no hay sujetos de más de 65 años, lo que hace que la edad media sea relativamente baja y, posiblemente, enmascare el efecto del envejecimiento que no es uniforme en todo el rango de edades, sino que se manifiesta, sobre todo a partir de los 50 años (Baydal-Bertomeu, 2013).
5. Hay algunas diferencias entre los grupos de personas sanas y el de patología en características como la edad o la talla y el peso. Estas diferencias son fruto de la imposibilidad práctica de elegir a pacientes que cubran todas las combinaciones de características deseables. No obstante, estos sesgos se han controlado mediante la aplicación de modelos multivariantes donde se incluyen las características individuales como covariables.

6.2. Validez y fiabilidad de las técnicas experimentales

6.2.1. Validez y fiabilidad de las técnicas cinemáticas. Grados de libertad funcional

La validez de las técnicas cinemáticas ha sido establecida en trabajos previos realizados por el equipo de investigación en el que se ha desarrollado esta Tesis doctoral. Así en Page et al. (2006) se cuantifican los errores en la medida de ángulos y posición del EIR en el análisis de movimientos mediante videofotogrametría. Como se comprueba en Page

et al. (2009c), con la técnica utilizada, los errores en la medición de ángulos son inferiores a 0.3° , mientras que los de la posición de los axoides son inferiores a 3 mm (media 1.5 mm, desviación típica 0.6 mm). Estos valores son despreciables frente a la variabilidad asociada a las diferencias de comportamiento de un sujeto entre pruebas o sesiones diferentes.

Dado que la validez de la técnica experimental ya estaba contrastada previamente, nuestro estudio se ha centrado en su fiabilidad, analizando las diferencias entre ciclos, operadores y sesiones.

El análisis de la reproducibilidad entre ciclos del mismo movimiento está asociado a la hipótesis de un grado de libertad funcional de los movimientos cíclicos. Se ha realizado de manera funcional y se han obtenido valores del CMC superiores a 0.995 en los movimientos en los tres planos, lo que confirma la hipótesis. Estos valores son mejores que los descritos en un estudio preliminar (Page et al., 2008). Por otra parte, la reproducibilidad entre ciclos no sólo afecta a las posiciones, sino también a las velocidades y aceleraciones, especialmente en el movimiento de FE, si bien los valores descienden al 0.980 para las velocidades y del orden de 0.90 para las aceleraciones. Este cambio se debe a que en las velocidades y aceleraciones influye no solo la geometría del movimiento sino también la rapidez con la que se produce.

En cuanto al análisis de fiabilidad entre operadores y entre sesiones, dicho análisis se ha realizado, por una parte, sobre las variables numéricas clásicas, para demostrar la mayor reproducibilidad de las variables asociadas a los gestos cíclicos. Por otra parte, hemos analizado la reproducibilidad de las variables funcionales que, al haber sido mucho menos utilizadas en la práctica clínica, tenían unas propiedades cinimétricas desconocidas. Finalmente, hemos analizado la reproducibilidad de la posición y desplazamiento de los ejes instantáneos de rotación. Esto es un aspecto también novedoso, al tratarse del primer estudio donde se consigue obtener una trayectoria continua de los axoides asociados al movimiento.

Respecto a las variables cinemáticas clásicas, la variable más estudiada es el RoM articular, sobre la que se han publicado numerosos trabajos acerca de su fiabilidad, incluyendo varias revisiones sistemáticas (Jordan, 2000; De Koning et al., 2008; Williams et al., 2010). Muchos más escasos son los trabajos donde se analiza la fiabilidad de otras variables cinemáticas angulares (Röijezon et al., 2010; Tsang et al., 2013; Michiels et al., 2013; Bahat et al., 2014).

En este trabajo hemos encontrado valores de reproducibilidad altos, especialmente para el RoM. Así, los valores de ICC entre operadores presentan valores superiores a 0.8 para los tres planos de movimiento. Estos datos están dentro del rango de valores obtenidos en pruebas activas. Son algo inferiores a los reportados por Michiels et al. (2013) superiores a los registrados por Assink et al. (2005) y similares a los obtenidos por Barbero et al. (2017), en pruebas con movimientos continuos. En cuanto al ICC entre

sesiones, los valores también son superiores a 0.8, similares a los obtenidos por Bahat et al. (2016). Los errores absolutos son superiores a 5° para el movimiento de FE y entre 3° y 5° en los movimientos en los otros dos planos. Estos valores son similares a los reportados en los trabajos anteriormente citados y suponen una importante limitación para el uso del RoM como variable de valoración funcional, ya que implica valores muy altos de la mínima diferencia detectable.

La fiabilidad de las velocidades máximas es menor que la del RoM. El ICC entre operadores alcanza valores moderadamente altos en los movimientos FE y RA, mientras que el ICC del movimiento FL es solo moderado. En cuanto a la fiabilidad entre sesiones, los ICC son moderados en los movimientos de los tres planos. Estos valores son similares a los obtenidos por Røijezon et al. (2010) y Bahat et al. (2016) y mucho más altos que los descritos por Michiels et al. (2013).

No hemos encontrado referencias con análisis de fiabilidad de las variables funcionales. Sin embargo, a partir de los resultados de nuestro estudio queda patente que la fiabilidad de estas variables es mejor que la de las variables numéricas extraídas de ellas. Así, el valor del CMC para la función ángulo es superior a 0.99 para los movimientos, tanto entre operadores como entre sesiones. La velocidad angular tiene CMC superiores a 0.98, y la aceleración angular superiores a 0.90. Además, hay una reducción drástica de los valores de los *SEM*. Estos resultados indican que el uso de variables funcionales ofrece estimaciones más fiables del estado funcional que las variables numéricas. Este hecho puede deberse, por una parte, a que una variable funcional incorpora mucha más información que un solo número sacado de dicha función. Además, normalmente, las variables numéricas utilizadas en las aplicaciones clínicas corresponden a valores máximos, que probablemente tengan una estimación menos robusta que el conjunto de la función (Ramsay y Silverman, 2005).

En cuanto a la fiabilidad en la posición y desplazamiento del EIR, el ICC de la posición media es diferente según el plano del movimiento y el eje de desplazamiento considerado. Los mayores valores del ICC se obtuvieron en las coordenadas con mayor rango de desplazamiento (coordenada Y en FE y FL; coordenada X en RA), con valores entre 0.687 y 0.889. Los errores estándar fueron menores de 1 cm en todos los casos. Sin embargo, la fiabilidad del rango de desplazamiento del EIR es mucho peor, con valores de ICC de pobre a moderado, excepto en el caso de la coordenada Y del movimiento de FE, donde se obtuvieron valores de moderadamente altos a muy altos. Estos resultados sugieren que las variables escalares (posición media o rango de desplazamiento) no son adecuadas para describir el movimiento del EIR del cuello, excepto en el caso del movimiento FE.

A diferencia de las variables escalares, la fiabilidad de las trayectorias del EIR, consideradas como variables funcionales, son buenas. Así, en el caso de FE, los valores de CMC fueron excelentes para la coordenada Y (vertical) y de buenos a excelentes para

la coordenada X. Los errores medios fueron pequeños, menos de 7 mm en la dirección longitudinal y 5 mm en la dirección anteroposterior.

Por otra parte, la fiabilidad de la trayectoria EIR en el movimiento FL fue excelente dentro de la misma sesión (IO) para el movimiento horizontal y algo menor entre diferentes sesiones (IS). Los valores de CMC para el desplazamiento vertical (coordenada Y) fueron más bajos, ya que el movimiento EIR fue bastante plano. En cualquier caso, el *SEM* también fue pequeño, menos de 5 mm en ambas coordenadas.

Finalmente, la trayectoria del EIR en el movimiento RA presentó valores de CMC similares a los del caso anterior, con valores más altos en la dirección X, donde el rango de desplazamiento es mayor. En este movimiento, el *SEM* mostró los valores más pequeños, menos de 5 mm en todos los casos.

No tenemos datos de otros estudios similares con los que comparar nuestros resultados. En efecto, hasta donde sabemos, este es el primer trabajo en el que se describe la trayectoria continua del movimiento del EIR del cuello y se analiza su fiabilidad. Sin embargo, sí ha habido otras aproximaciones al estudio del desplazamiento del EIR. Anderst et al. (2013 y 2015) propusieron una técnica basada en radiografías biplanares para describir las trayectorias del centro de rotación intervertebral durante el movimiento de FE analizando, además, la fiabilidad de dicha técnica (Baillargeon y Anderst, 2013). Por otra parte, Barbero et al. (2017) analizaron los desplazamientos del EIR del movimiento de la cabeza mediante un dispositivo electromagnético. Esta técnica se ha utilizado recientemente para analizar la variabilidad del movimiento del cuello en pacientes con dolor de cuello crónico (Alsultan et al., 2019). Sin embargo, los cambios en la posición del EIR obtenidos en estos trabajos no mostraron una trayectoria continua, sino que aparecieron como un haz de ejes discontinuo, probablemente debido a un control insuficiente de los errores experimentales. Por este motivo, sus resultados sobre fiabilidad no se refieren directamente a la posición del EIR, sino de otras variables derivadas de su dispersión, cuya validez es discutible ya que, como se ha comentado, la discontinuidad del movimiento del EIR carece de base física y solo puede obedecer a la amplificación de los errores experimentales.

En el estudio de Baillargeon et al. (2013) se obtienen una mejor precisión en la medida del desplazamiento del EIR del movimiento intervertebral, con valores de *SEM* entre 0.5 mm y 1 mm. No obstante, las técnicas de medida son completamente diferentes de las usadas en esta Tesis Doctoral. En efecto, en dicho trabajo se usaron radiografías biplanares y se aplicó al movimiento intervertebral. El EIR medido en este trabajo corresponde al movimiento coordinado de todas las vértebras, y su desplazamiento depende no solo de la posición del EIR en cada movimiento intervertebral sino también de la velocidad angular relativa de cada par de vértebras. Por tanto, es razonable que la variabilidad sea mucho mayor.

Cabe señalar que este estudio midió a las personas sanas que, como era de esperar, presentan menos dispersión que los pacientes con trastornos del cuello (Woltring et al., 1994). En cualquier caso, los resultados del estudio muestran que es posible medir el desplazamiento continuo del EIR con suficiente fiabilidad para evaluar cambios en la cinemática articular. Dada la relación entre esta trayectoria y la coordinación del movimiento intervertebral, se abren interesantes posibilidades para el análisis de las alteraciones motoras asociadas o trastornos cervicales.

6.2.2. Validez y fiabilidad del modelo dinámico

Como se ha discutido en el apartado anterior, el uso de modelos dinámicos del sistema cabeza cuello está poco extendido en el ámbito de las aplicaciones clínicas y se ha centrado, sobre todo, en aproximaciones basadas en modelos músculo-esqueléticos cuya validación es inviable. Por este motivo, en esta Tesis Doctoral se ha optado por un modelo esquelético que se limita a la estimación de las acciones (fuerzas y momentos) que pueden contrastarse de forma empírica.

Para ello se ha usado un montaje experimental parecido al desarrollado en Díaz et al. (2016), basado en restringir totalmente el movimiento del cuerpo, permitiendo únicamente el de la cabeza, de manera que las variaciones de fuerzas medidas experimental corresponden exclusivamente a los cambios en la posición del centro de masas y a las fuerzas de inercia. No obstante, en el trabajo citado se construyó un dispositivo específicamente destinado a este fin, con una silla fija a una columna anclada al suelo e instrumentada con una célula de carga de seis ejes. Un sistema de este tipo puede resultar útil en aplicaciones a la investigación, pero no podría ser usado en el ámbito clínico. Por este motivo se ha desarrollado un procedimiento alternativo que utiliza el equipamiento estándar en un laboratorio (plataforma de fuerzas y sistema de videofotogrametría), que se adapta con equipos de bajo coste (una silla y una base de madera) para poder hacer las medidas específicas del cuello.

La concordancia entre las estimaciones del modelo dinámico con las fuerzas y momentos medidos con la plataforma son excelentes, con valores de CMC del orden de 0.98 para las fuerzas y superiores a 0.995 para el momento. Los errores en la estimación de fuerzas son del orden del 0.5% del peso de la cabeza.

Estos resultados son mejores que los publicados por Díaz et al., con valores de CMC de alrededor de 0.9. Probablemente la diferencia radique en que en esta Tesis se ha usado una técnica cinemática más precisa que en trabajo citado, con estimaciones mejores de las aceleraciones instantáneas. Por otra parte, aquí se ha usado un movimiento cíclico, sobre el que se calcula un movimiento promedio, lo que sin duda contribuye a obtener medidas mucho más robustas que las correspondientes a valores instantáneos individuales.

En cuanto a la fiabilidad de las estimaciones de las variables dinámicas, se ha obtenido una excelente reproducibilidad entre ciclos, con valores del CMC superior a 0.91 para la componente horizontal de la fuerza, superiores a 0.92 para la componente vertical y superiores a 0.994 para el momento de flexo-extensión. Estos resultados confirman que la hipótesis de un único grado de libertad asociada a los movimientos cíclicos, que ya se ha comprobado en el caso de las variables cinemáticas, como se ha discutido anteriormente.

También hemos analizado los valores de fiabilidad entre sesiones distintas. Respecto a las variables numéricas (Fuerzas y momentos máximos y rangos), los ICC son excelentes para el momento y la fuerza vertical y algo menores, pero muy buenos, para la fuerza anteroposterior. Los errores esperables entre sesiones son del orden de 0.7 N valores muy aceptables, teniendo en cuenta que se trata de medidas realizadas en sesiones distintas.

Como sucedía en el caso de las variables cinemáticas, las variables funcionales presentan una reproducibilidad mejor que las numéricas extraídas de ellas, especialmente en las fuerzas verticales y el momento, con valores de CMC excelentes (superiores a 0.95) en estos casos.

No disponemos de estudios similares con los que comparar nuestros resultados, que confirman la posibilidad de usar estimaciones de las fuerzas y momentos articulares para definir patrones dinámicos individuales, con potencial uso en la valoración funcional

6.3. Base de sanos

La base de personas sanas analizada estuvo constituida por 24 hombres y 21 mujeres. Las características de edad corresponden a una población adulta relativamente joven, con un menor rango de edades que los considerados en otros estudios diseñados para determinar el efecto de la edad sobre la movilidad (Feipel, 1999; Baydal-Bertomeu, 2012). No obstante, la muestra seleccionada en este estudio puede ser representativa de la población laboral, al cubrir un rango de 18 a 62 años.

Por otra parte, y a diferencia de otros estudios, en éste se han controlado otras características morfológicas, además del peso y la talla, como son las características inerciales del conjunto cuello-cabeza y la longitud del cuello, medida como la longitud entre el marcador de C7 y el origen del sistema de referencia anatómico en la posición de reposo. Los parámetros inerciales son necesarios para implementar el modelo dinámico, pero también han tenido interés para controlar sus posibles efectos en la cinemática del movimiento. En cuanto a la longitud del cuello, es un parámetro que afecta claramente a la cinemática y dinámica del movimiento y que debería ser controlado en los métodos de valoración funcional del cuello, como se comentará más adelante.

6.3.1. Patrones cinemáticos

6.3.1.1 Variables cinemáticas numéricas

Los valores de RoM obtenidos en este estudio son algo mayores que los descritos en otros trabajos (Röijezon et al., 2010; Williams et al., 2010; Tsang et al., 2013) y muy similares a los obtenidos por Baydal (2011 y 2012) o por Barbero et al. (2017), donde se realizaron experimentos con protocolos muy parecidos al nuestro.

Sin embargo, existen importantes discrepancias en los valores de las velocidades y aceleraciones máximas. Las velocidades obtenidas en este estudio fueron superiores a las descritas en Bahat et al. (2016), algo inferiores a las de Baydal et al. (2011) y muy inferiores a las registradas en otros estudios (Röijezon et al., 2010; Michiels et al., 2014).

Las aparentes similitudes en los RoM y las importantes discrepancias en las velocidades y aceleraciones tienen implicaciones en el diseño de pruebas cinemáticas de valoración funcional y en el uso de los datos obtenidos con ellas. En efecto, la similitud de los valores de RoM sugiere que esta característica es más robusta frente a cambios en el protocolo de medida, aunque, por el mismo motivo, también puede ser menos sensible a los cambios en el estado funcional, como se comprobará más adelante.

En cambio, las variables de velocidad y aceleración máximas son muy sensibles al tipo de movimiento y al protocolo seguido. Así, la mayoría de estudios se han usado movimientos alternativos discontinuos, desde la posición neutra hasta cada extremo, con paradas en la posición neutra y en la extrema. En nuestro estudio se ha usado un movimiento alternativo continuo. Ya hemos discutido anteriormente el efecto que los distintos protocolos de movimientos producen en las velocidades y aceleraciones, que siguen funciones completamente distintas y, además, dan lugar a valores máximos ubicados en posiciones diferentes. Por tanto, carece de sentido comparar resultados procedentes de estudios donde no se hayan seguido exactamente el mismo protocolo de medida, siendo muy recomendable que se establezca algún tipo de estandarización de las pruebas para que la información procedente de los estudios sea generalizable.

También hay que señalar que la estimación de las aceleraciones exige un proceso de derivación numérica muy sensible al método matemático usado en el suavizado de los registros de posición (Page et al., 2006c). Así, pequeños cambios en el nivel de suavizado de la función de posición pueden originar alteraciones muy importantes en los picos de las aceleraciones y, en menor medida, también en las velocidades (Page et al., 2010). Esta puede ser la razón de las diferencias detectadas entre los resultados de nuestro estudio y los publicados con protocolos muy similares (Baydal-Bertomeu et al., 2011; Baydal- Bertomeu, 2012). En esta Tesis se ha utilizado el método de suavizado óptimo descrito en Page et al. (2010), que utiliza la función de velocidades como función objetivo, lo que asegura una buena estimación de la posición del EIR. La validez del método de suavizado está corroborada por los buenos resultados que aparecen en la

validación del modelo dinámico, no sólo en esta Tesis, sino en otros trabajos previos del mismo equipo donde se usó este mismo procedimiento de suavizado y derivación numérica en la estimación de patrones dinámicos (Díaz-Rodríguez et al., 2016). Evidentemente, errores en la estimación de las aceleraciones afectarían a las fuerzas de inercia y, por tanto, a la correspondencia entre las estimaciones del modelo y las medidas directas obtenidas con la plataforma. En la mayoría de estudios se usan criterios de suavizado basado en la suavidad de las curvas de posición, lo que lleva sistemáticamente a un suavizado insuficiente para velocidades y aceleraciones, con el correspondiente incremento de los valores extremos de dichas derivadas.

En definitiva, cabe concluir que el uso de variables cinemáticas de velocidad y aceleración en pruebas clínicas, debería ir acompañado de una estandarización en el tipo de movimiento a analizar y en los métodos numéricos de cálculo, orientados a una correcta estimación de tales variables. Aunque, como comentaremos más adelante, estas variables son mucho más sensibles a los cambios del estado funcional que las variables de rango, también lo son a cambios por el protocolo de medida o la técnica de medición. Por ello, el principal criterio para definir tales protocolos estandarizados no debería ser otros que la fiabilidad de las pruebas. En este sentido, el uso de movimientos cíclicos y continuos propuestos en esta Tesis presentan unos buenos valores de fiabilidad para las variables numéricas y también para las funcionales y ventajas en cuanto a la interpretación de dinámica del movimiento.

En cuanto a la armonía del movimiento, los resultados son muy parecidos a los obtenidos por Baydal-Bertomeu (2011), con valores medios del orden de 0.79. Esta variable cuantifica el carácter más o menos regular y mecánico del movimiento. Así, movimientos fluidos sin un control consciente presentarían elevados valores de la armonía, mientras que un movimiento controlado daría lugar a importantes oscilaciones de la aceleración y, por tanto, a bajos valores de este parámetro. En el caso del movimiento cíclico de la cabeza, hay un nivel de control más alto que en otras articulaciones, por ejemplo, el hombro, donde se obtienen armonías mucho más altas (Cáceres, 2019). La diferencia puede estar asociada al hecho de que el movimiento del cuello implica mover órganos sensoriales de vista y equilibrio. Por otra parte, el patrón de frenada de ambos movimientos en los extremos es diferente, probablemente para no forzar la articulación con una elevada aceleración en el extremo del rango de movimiento del cuello. Esta explicación está corroborada por los resultados de los patrones funcionales del movimiento, que describiremos más adelante.

Finalmente, en cuanto a las variables numéricas asociadas a la posición del EIR, es difícil una comparación con los trabajos previos (Barbero et al., 2017; Alsultan et al., 2019), ya que en ellos no se llega a obtener una representación continua del axoide del EIR, lo que cuestiona la validez de dichos estudios.

En el caso del movimiento FE, el EIR describe un movimiento de rango bastante amplio en la dirección longitudinal, lo que se ha asociado con un movimiento secuencial de las vértebras (Page et al., 2009; Page et al., 2011). En cuanto al movimiento del FL, el rango de desplazamiento vertical es mucho más pequeño, de manera que el EIR describe una curva más plana en una zona ubicada a unos 8 cm por debajo del origen del sistema de referencia anatómico y simétrico respecto al plano sagital. El hecho de que el EIR no se desvíe en la dirección vertical puede deberse al movimiento simultáneo de las vértebras; de lo contrario, la posición del EIR debería desplazarse mucho más. Finalmente, en el movimiento de RA, el EIR se desplaza fundamentalmente en la dirección antero-posterior siguiendo curvas simétricas para los movimientos en los dos sentidos. Dado que los movimientos de rotación implican un acoplamiento con el de FL, es más difícil interpretar este movimiento solo desde la intersección del eje con un plano específico. La zona de desplazamiento fue pequeña, del orden de 4 cm en dirección anteroposterior y 3 cm en dirección medial-lateral. Estos resultados son compatibles con los descritos en los trabajos antes mencionados, con las precauciones ya señaladas acerca de las diferencias en la forma de calcular la posición de los axoides.

6.3.1.2 Diferencias por sexo y otras características individuales en las variables cinemáticas numéricas

Además de la descripción de las variables cinemáticas y las trayectorias de los EIR, se analizaron las diferencias asociadas al sexo y a otras características individuales. Este estudio se centró en el movimiento de FE.

Respecto al efecto del sexo y la edad en las variables cinemáticas, hay abundante información sobre el RoM, recientemente revisada por Pan et al. (2018). Es un hecho generalmente aceptado que hay una pérdida de movilidad asociada a la edad, si bien esta pérdida no se produce uniformemente en todos los grupos de edad, ni avanza de la misma manera con el sexo. Así, hasta los 40 años más o menos, la movilidad cervical de las mujeres es superior a la de los hombres. Hasta esa edad (hasta los 50 en el caso de los hombres), las diferencias de movilidad por grupo de edad son muy pequeñas. Es a partir de los 50 en los hombres, y de los 40 en las mujeres, cuando se empiezan a producir reducciones en la movilidad asociadas al envejecimiento. Reducciones que avanzan de manera más acusada en las mujeres. Por ese motivo, a partir de los 50 años la movilidad cervical suele ser mayor en los hombres que en las mujeres. Evidentemente, estas conclusiones, extraídas de Pan, se refieren a unas tendencias generales, que deben ser matizadas en función de otros aspectos, como la historia laboral de las personas y otros factores.

Nuestros resultados son compatibles con estas conclusiones generales. Respecto a las variables numéricas, hemos encontrado un rango de movimiento significativamente mayor en las mujeres que en los hombres, aunque esas diferencias no han aparecido en las velocidades y aceleraciones.

Por el contrario, no hemos encontrado grandes diferencias asociadas a la edad. Estos resultados se deben a que la mayor parte de nuestra muestra se encontraba en el grupo de edad menor de 50 años, donde aún no se ha producido la reducción en la movilidad y las mujeres todavía tienen mayor movilidad que los hombres.

Un hallazgo muy interesante es el claro efecto de la longitud del cuello sobre la movilidad. En los resultados de las variables numéricas se aprecia una reducción significativa del rango articular, de las velocidades y aceleraciones a medida que el cuello es más largo. Este efecto es pequeño en el caso del RoM pero muy acusado en la velocidad y la aceleración.

Hay que señalar que la relación entre el tamaño y la rapidez de ejecución del movimiento se produce en otros movimientos, como el caso de la marcha humana donde, de hecho, hay que normalizar las variables cinemáticas respecto de la longitud de la pierna para obtener valores comparables en el caso de los niños (Kirtley, 2006; Ferrando et al., 2020).

Es posible que esta reducción tenga una relación con las fuerzas de inercia, que están asociadas a las velocidades y aceleraciones que, a su vez, dependen de la longitud del cuello y de los correspondientes valores angulares. La disminución de los valores máximos de velocidad y aceleración angular suponen una reducción de las fuerzas de inercia, que serían más grandes para el mismo rango y rapidez en el caso de cuellos más largos. Comentaremos con más detalle esta relación al discutir las variables cinemáticas funcionales y las dinámicas. En cualquier caso, es un resultado a tener en cuenta a la hora de diseñar sistemas de valoración funcional.

En cuanto a la posición y rango de desplazamiento del EIR, hay diferencias significativas en la posición más elevada del EIR y en su rango de desplazamiento (Tabla 5.18). Así, las mujeres tienen un eje que empieza más arriba y tiene rango de desplazamiento algo mayor que los hombres, lo que se asocia con una mayor secuencialidad del movimiento de las vértebras (Page et al., 2011). No han aparecido diferencias asociadas a la edad, talla, peso o longitud del cuello en las variables numéricas. Este resultado contrasta con los obtenidos para las variables funcionales, como se describen en el apartado siguiente

6.3.1.3 Patrones cinemáticos funcionales. Trayectoria del EIR

Es difícil comparar los resultados de nuestro estudio con otros trabajos previos ya que, como se ha comentado, los trabajos publicados no han analizado los movimientos continuos y cíclicos. Los pocos estudios donde se reproducen movimientos se limitan a la medida de ángulos, que luego analizan a partir de variables numéricas extraídas de las curvas registradas, sin utilizar tampoco variables de velocidad y aceleración (Kim et al., 2013; Duc et al., 2014).

Un estudio previo similar al nuestro, realizado en el mismo equipo de investigación, es el de Baydal et al. (2011), donde también se analizan movimientos cíclicos y se registran las velocidades y aceleraciones angulares. Sin embargo, en dicho trabajo no se realiza un

análisis de datos funcionales, sino que las curvas registradas se reducen luego a variables numéricas, como los valores máximos, la reproducibilidad entre ciclos o la correlación entre la aceleración y posición. Todas estas variables ya han sido comentadas en el apartado anterior.

En esta Tesis se han obtenido los patrones funcionales de la posición angular, velocidad angular y aceleración angular. La descripción de las variables continuas permite identificar características del movimiento que no son apreciables a partir de las variables numéricas.

Así, el movimiento angular es un movimiento oscilatorio. Sin embargo, las curvas de velocidad y aceleración indican que se trata de un movimiento menos armónico de lo que podría parecer a partir de las curvas angulares. Así, las velocidades se apartan bastante de una función armónica y las aceleraciones presentan discrepancias todavía más grandes. Este carácter poco armónico del cuello contrasta con el de otras articulaciones, como el hombro, donde ya hemos comentado que se pueden conseguir movimientos más mecánicos y más similares a una oscilación armónica (Cáceres, 2019).

El uso de FDA también permite identificar otras características como los desfases entre los patrones temporales o asimetrías en los movimientos de flexión y extensión. Así, los sujetos sanos presentan un desfase entre la aceleración y la elongación, cuyos extremos no coinciden, sino que hay un retraso en la aceleración. El movimiento se produce, en cada semiciclo, con una aceleración brusca al principio de la carrera (con un pico retrasado respecto a extremo de la misma), estabilizándose en la mayor parte del resto de la carrera con un frenado suave (aceleración en sentido contrario) hasta el final de la carrera. El proceso se repite en sentido contrario. Es decir, en ambos sentidos, el movimiento implica un impulso inicial, seguido de un frenado más suave, de manera que se evitan grandes aceleraciones, y fuerzas, en los extremos del movimiento articular.

Los movimientos de flexión y extensión no son simétricos. El frenado de extensión es más suave y de mayor duración que el de flexión. Por el contrario, la aceleración de arranque de ambos movimientos lleva la tendencia contraria con una aceleración más grande al arrancar la extensión desde el punto de máxima flexión.

La falta de armonía y la asimetría de los movimientos de flexión y extensión se aprecian claramente a partir de los diagramas en el espacio de fases (Figura 5.7). Así el diagrama posición-velocidad presenta la forma típica de los movimientos cíclicos, pero con un bucle bastante alejado de una elipse. En cuanto al diagrama aceleración-posición, la relación entre ambas variables no es una recta, si bien hay una clara correlación negativa. También se aprecian claramente la asimetría señalada anteriormente.

En cuanto a la trayectoria del EIR, presenta el patrón en forma de letra ρ , donde el extremo de máxima extensión corresponde al punto más bajo, el punto más alto coincide con la posición neutra y el extremo opuesto es la máxima flexión.

Evidentemente, el movimiento cabeza-tronco es la composición de los movimientos relativos entre cada pareja de vértebras, desde T12 hasta el cráneo. Cada articulación intervertebral se mueve con un movimiento de rotación cuyo eje está en algún punto del disco intervertebral (Panjabi, 1979; Anderst et al., 2015). Por tanto, el EIR del movimiento completo coincide con el eje central del sistema de vectores deslizantes asociado a las velocidades angulares intervertebrales. En un movimiento plano, esto equivale al centroide del sistema de velocidades angulares entre vértebras consecutivas.

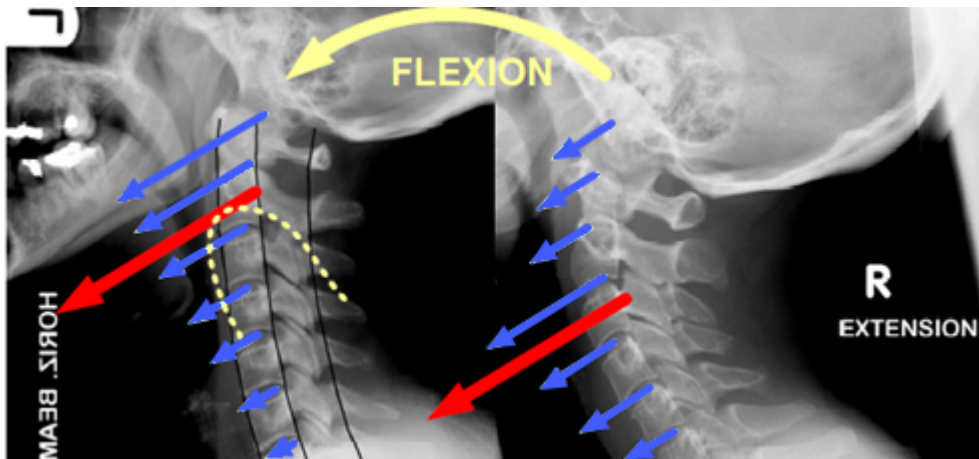


Figura 6.1: Interpretación del desplazamiento longitudinal del ISA en el movimiento de flexo-extensión. Las vértebras no se mueven todas a la vez durante el movimiento, sino de forma secuencial. La posición del EIR del movimiento completo es el eje central (equivalente a un centro de gravedad) del sistema de vectores deslizantes asociados a las velocidades angulares entre cada pareja de vértebras

La Figura 6.1 muestra un esquema de esta idea. En azul se muestra una distribución hipotética de vectores velocidad angular entre vértebras y en rojo el vector equivalente, suma de los anteriores y ubicado en el centro de gravedad de la distribución. Por tanto, cuando el EIR se encuentra en la parte más alta, eso significa que la contribución al movimiento de las vértebras superiores es mucho mayor que el de las inferiores. Un descenso en la posición del EIR implica un bloqueo de las vértebras superiores y una activación del movimiento de las inferiores (Page et al., 2011).

La forma de la trayectoria del EIR implica, en definitiva, un movimiento secuencial de las vértebras. Así, si partimos de la posición neutra, el EIR está en su punto más alto, unos 7 cm por debajo del canal auricular. En esa posición es donde se tiene una mayor movilidad del cuello, (más velocidad angular y menor desplazamiento del EIR por cada grado girado). La posición más elevada implica que contribuyen más las vértebras superiores al movimiento.

Si el movimiento es de extensión, el sistema funciona como si primero extendiesen más las vértebras superiores y luego fuesen arrastrando consecutivamente a las inferiores de manera que, en los extremos del rango, actúan sobre todo las inferiores. Al llegar al extremo de extensión se invierte el proceso, de manera que empiezan a flexionar primero las inferiores, arrastrando consecutivamente a las superiores, hasta volver a la posición neutra, donde de nuevo actúan sobre todo las superiores, que continúan flexionando hasta agotar el rango y arrastrar a las vértebras inferiores. El proceso es similar en los movimientos de flexión y extensión, si bien las trayectorias no son exactamente iguales. Esto era totalmente previsible, ya que las acciones musculares también son diferentes y es lógico que esto se traduzca en diferencias en los patrones cinemáticos.

Este comportamiento secuencial de las partes de articulaciones complejas ha sido observado previamente en otras articulaciones como el raquis lumbar (Page et al., 2009), o el hombro (Cáceres, 2019). En el caso del cuello, se apuntó como hipótesis en trabajos preliminares (Page et al., 2009c y 2011), pero en esta Tesis es la primera vez que se ha comprobado que es un patrón común tanto a las personas sanas como con patología.

Como se discute más adelante, la trayectoria del EIR es bastante sensible a cambios funcionales, por lo que puede ser un buen indicador de alteraciones en la coordinación del movimiento asociada a patologías.

6.3.1.4 Efecto de los factores individuales sobre los patrones funcionales

El análisis de las diferencias por sexo, edad y longitud del cuello en las variables cinemáticas funcionales corrobora las tendencias comentadas para las variables numéricas.

Así, las mujeres presentan una mayor amplitud de movimientos que los hombres, con diferencias significativas para casi todo el rango en la función angular. Sin embargo, esas diferencias apenas son apreciables en las velocidades y aceleraciones, salvo una diferencia en la máxima velocidad de flexión, mayor en las mujeres.

En cuanto al efecto de la edad, que no era apreciable en el caso de las variables numéricas, el análisis funcional sí permite detectar alguna diferencia. Aunque las diferencias son pequeñas en el caso de las funciones angulares, sí se aprecia una diferencia en las curvas de velocidad y de aceleración, donde el efecto de la edad implica un movimiento algo más lento y con menor aceleración al final de los movimientos de flexión y de extensión. No obstante, estas diferencias son reducidas, debido a que, probablemente, el efecto de la edad no sea uniforme en todos los rangos, sino que se aprecie a partir de los 50 años, segmento en el que hay pocos sujetos en nuestro estudio.

El efecto de la longitud del cuello en las variables funcionales es, en cambio muy claro. Afecta tanto al ángulo, en la zona de máxima flexión, como a la velocidad y la aceleración. Las personas con el cuello más largo presentan menor ángulo de flexión, se mueven a menor velocidad, con diferencias muy acusadas en los máximos de velocidad

y su patrón de aceleraciones es mucho más suave que el de las personas con el cuello más corto. Estas diferencias, que van aumentando a medida que se pasa de ángulo a velocidad y de velocidad a la aceleración, sugieren una explicación dinámica: las personas con el cuello más largo ajustan el movimiento para minimizar las fuerzas de inercia asociadas a la velocidad angular en el centro del movimiento y a la aceleración. La movilidad es la misma, pero una radio de giro más grande (cuello más largo) se compensa con una menor velocidad y aceleración angular.

Este hecho es relevante a la hora de definir sistemas de valoración funcional basados en variables cinemáticas, ya que sería conveniente normalizar las variables de acuerdo con esta longitud, tal como se hace, por otra parte, en otros estudios cinemáticos.

Respecto al eje Instantáneo de rotación, las curvas de sus trayectorias presentan diferencias entre hombres y mujeres coherentes con la mayor movilidad de éstas. Así, las mujeres tiene el punto más alto de la trayectoria por encima del de los hombres y el rango de desplazamiento del EIR es mayor.

No hemos encontrado referencias sobre variables cinemáticas funcionales en la literatura, por lo que no es posible comparar estos resultados con trabajos previos.

6.3.2. Patrones dinámicos

En este apartado se discuten los resultados correspondientes a las variables dinámicas, correspondientes a las fuerzas y momento a nivel de C7, así como la potencia desarrollada. Como se ha comentado al comienzo de este Capítulo, las acciones mecánicas corresponden a un movimiento libre, no a pruebas de esfuerzo isométrico, por lo que los valores alcanzados se deben a las fuerzas de inercia y gravitatorias, al no existir ninguna otra acción externa. Puesto que casi todos los valores de referencia que hemos encontrado se corresponden con pruebas isométricas, no disponemos de datos comparables, salvo en los escasos estudios en los que se han aplicado modelos músculo esqueléticos al estudio del movimiento del cuello, que se irán citando a medida que sea necesario.

A diferencia de la discusión de los patrones cinemáticos, donde se han separado las variables numéricas (sobre las que hay abundante información en la literatura) de las funcionales, en el caso de las variables dinámicas se discutirán de forma conjunta los resultados numéricos y funcionales.

6.3.2.1 Patrones dinámicos de la base de personas sanas

Los valores de fuerzas y momentos articulares toman valores relativamente bajos, con un rango de variación también pequeño, como corresponde a unas acciones asociadas, al peso de la cabeza y las fuerzas de inercia en un movimiento no muy rápido.

Así, la fuerza horizontal tiene un rango medio inferior a 10 N (unos 7.7 N para hombres y 5.4 N para mujeres) y corresponde, a las fuerzas de inercia. La fuerza vertical es más grande, con un valor promedio igual al peso de la cabeza, sobre el que se superpone el efecto inercial asociado a la aceleración normal del centro de masas de la cabeza. Este efecto produce un rango de variación menor que el de las fuerzas horizontales.

Los resultados corresponden con el modelo de péndulo invertido sobre un par de rodadura que se describe en Díaz et al. (2016), como se aprecia claramente en los patrones funcionales descritos en la Figura 5.15. Así, el patrón ángulo-fuerza en X presenta una forma aproximadamente lineal con valores extremos en los extremos del movimiento, lo que corresponde a los máximos de aceleración tangencial al del centro de masas de la cabeza. Las diferencias con el modelo lineal siguen un patrón muy parecido al patrón de aceleraciones descrito anteriormente. En cuanto al patrón de fuerza vertical, corresponde a la del modelo de péndulo invertido, donde aparece un mínimo de fuerza en la posición neutra (máxima velocidad angular y máxima aceleración normal del centro de masas de la cabeza) y un máximo en los extremos. El valor medio corresponde al peso de la cabeza.

El patrón del momento articular a nivel de C7 es claramente lineal respecto del ángulo de flexo-extensión, durante casi todo el rango, salvo el en el extremo de máxima extensión. El momento que actúa sobre la cabeza es positivo (extensor) en casi todo el rango del movimiento, ya que el momento del peso respecto de ese punto es flector. Este patrón es compatible con un momento asociado a la componente tangencial de la fuerza de inercia y gravitatoria. El momento máximo se produce en el punto de máxima flexión, con un valor promedio del orden de 12 N·m.

Finalmente, se ha medido también la potencia mecánica de las acciones aplicadas a nivel de C7. La potencia es positiva durante el semiciclo de extensión y negativa en el de flexión. La potencia positiva implica la aportación de energía muscular durante la extensión, mientras que la negativa sugiere que es la fuerza externa (peso), la que está aportando la energía, de manera que la acción muscular lo que hace es frenar el movimiento. En valores absolutos, la potencia aportada durante la extensión es mayor que la negativa de la flexión, lo que supone un aporte neto de energía al movimiento, como es lógico.

Las acciones registradas en este estudio corresponden a movimientos libres sin aplicación de carga externa. Por ello, las fuerzas tangenciales obtenidas son mucho menores que las publicadas en otros trabajos donde se han realizado en pruebas estáticas de esfuerzo isométrico (Staudte y Dühr, 1994; Valkeinen et al., 2002; Suryanarayana y Kumar, 2005). En estos casos lo que se mide es la capacidad de realizar esfuerzos máximos, por lo que se obtienen valores mucho mayores y más asociados a la posición que al movimiento. Nuestros valores son más parecidos a los obtenidos en pruebas de fuerzas asociadas a las aceleraciones en choques (Tierney et al., 2005; McIntosh et al., 2007;

Krašna et al., 2020), si bien las acciones obtenidas en este estudio son menores, al ser también menores las aceleraciones de la cabeza.

En este trabajo se ha usado un modelo esquelético que analiza las acciones netas aplicadas al conjunto cuello-cabeza, pero no las acciones internas. Debido a la acción de los músculos antagonistas y al reducido brazo de palanca de los músculos extensores, es previsible que fuerzas internas (fuerzas de compresión y tangenciales en los discos intervertebrales) sean muy superiores a las acciones globales estimadas en este trabajo. Sin embargo, como se ha comentado al comienzo de esta discusión, hay dudas razonables sobre la posibilidad de validar las estimaciones de acciones internas, lo que pone en cuestión su utilidad clínica.

En cualquier caso, nuestros resultados son coherentes con las estimaciones realizadas en estudios donde se han analizado movimientos similares y se han aplicado modelos músculo esqueléticos. En particular, cabe destacar el trabajo de Anderst et al. (2013c), donde se han estimado mediante un modelo músculo esquelético las fuerzas de compresión y el momento. Aunque los valores de dichas estimaciones son superiores a las obtenidas en este trabajo, la forma de las curvas fuerza o momento vs ángulo son muy parecidas a los patrones obtenidos aquí. Esta coincidencia sugiere una relación de proporcionalidad entre las acciones globales y las correspondientes acciones internas, cuyas constantes de proporcionalidad son dependientes del sujeto y de la posición. Esta idea ha sido planteada en otros modelos, como la rodilla, siempre que se trate de movimientos lentos (Farhat et al., 2018). De ser cierta esta hipótesis, la medida de las acciones externas (que sí son verificables empíricamente) podría servir como indicador de las internas (no verificables) lo que permitiría el uso de variables dinámicas en las valoraciones funcionales. De hecho, los resultados de la comparación de los patrones dinámicos de personas sanas o con patología así lo confirman, como se discutirá más adelante.

En cuanto al efecto de las características individuales sobre los patrones dinámicos, cabe destacar que no han aparecido diferencias significativas en función del sexo, salvo en el caso del patrón de potencias, donde los hombres presentan valores más alto. Esto sea posiblemente debido a que la masa de la cabeza es mayor, ya que el mismo efecto aparece asociado a la masa corporal, muy relacionada con la masa de la cabeza.

La edad afecta a las componentes horizontal y vertical de la fuerza y el momento. En términos generales, a medida que aumenta la edad se produce un comportamiento menos dinámico, lo que se traduce en menores fuerzas y momentos. Sin embargo, el efecto observado es pequeño, posiblemente debido a que en el estudio no han participado personas de edad muy avanzada.

El efecto de la talla y el peso están relacionados con la masa de la cabeza y se asocia a un aumento de las acciones en los sujetos más grandes. Por ello es necesario normalizar las medidas dinámicas para su uso como indicadores del estado funcional. La

normalización asociada al peso podría hacerse a partir de la masa estimada de la cabeza, que ya incluye ambos factores en su estimación. Sin embargo, la normalización asociada al tamaño debería hacerse a partir de la longitud del cuello, que aparece como una magnitud muy relacionada con los patrones dinámicos.

En efecto, la longitud del cuello, medida como la distancia entre C7 y el origen del sistema de referencia anatómico en la posición neutra, tiene un efecto notable en los patrones de fuerzas y la potencia, aunque no en el momento. Así, las personas con el cuello más largo se mueven más despacio, lo que se traduce en menos fuerza y menos potencia. Por el contrario el momento no parece estar relacionado con la longitud del cuello. Estos resultados preliminares deberán ser complementados con otros estudios, pero sugieren la necesidad de normalizar las variables biomecánicas teniendo en cuenta la longitud del cuello, tal como se hace con la longitud del miembro inferior en los estudios de marcha infantil, por ejemplo. Por otra parte, el hecho de que las personas con el cuello más corto se muevan de forma más rápida y con más fuerza sugiere la existencia de algún mecanismo de control a partir de variables dinámicas en el que deberemos profundizar en estudios futuros.

6.4. Base de patológicos. Diferencias con el patrón sano

En este apartado se discuten los resultados del estudio con la base de sujetos patológicos, comentando las diferencias entre los patrones cinemáticos y dinámicos

Antes de comenzar con dicha discusión, es importante comentar algunas diferencias entre las características individuales de los participantes en las dos bases de datos, por el efecto que pudiesen tener en los resultados obtenidos.

Así, las personas que forman el grupo con patología son algo más jóvenes que las del grupo de sanos, debido a que no se pudo controlar la edad en aquel grupo. Esto puede tener algún efecto en la talla de los participantes (especialmente en los varones) y, consecuentemente, en el tamaño de la cabeza y en sus características inerciales. No obstante, estas diferencias se han controlado en las comparaciones de los patrones cinemáticos y dinámicos usando modelos multivariantes donde aparecerán las características de edad, talla, peso y longitud del cuello.

A continuación, se discuten los resultados de la comparación entre los patrones de sanos y personas con patología. Para simplificar esta discusión, se dividirá en dos partes, patrones cinemáticos y dinámicos, comentándose en cada una de ellas tanto las variables numéricas como las funcionales.

6.4.1. Patrones cinemáticos

Los resultados de las variables cinemáticas numéricas muestran una menor movilidad de las personas con patología frente a las sanas. Así, la patología está asociada a un menor

ángulo máximo de extensión, menos rango de movimiento, menor velocidad angular y menor aceleración angular. Por el contrario, no han aparecido diferencias significativas en la armonía del movimiento.

La pérdida de movilidad asociada a las patologías de cuello es un hecho contrastado por numerosos trabajos previos. Así, la reducción del rango de movimiento (RoM) es uno de los parámetros que se utiliza habitualmente para evaluar las pérdidas funcionales del cuello, tema sobre el que se han publicado algunas revisiones sistemáticas (Jordan, 2000; De Koning et al., 2008; Michiels et al., 2013; Snodgrass et al., 2014; Stenneberg et al., 2018). Sin embargo, hay que ser prudente en el uso clínico del RoM debido a su reducida fiabilidad, que determina que la mínima diferencia detectable sea superior a 5° (Fletcher y Bandy, 2008; Snodgrass et al., 2014). En nuestro estudio ese es el valor medio de las diferencias entre los grupos sanos y de patología. Aunque en otros estudios con pacientes de latigazo cervical y niveles más altos de alteraciones funcionales las reducciones del RoM son más grandes (Baydal et al., 2011), los resultados de nuestro estudio sugieren que el RoM puede ser útil en la valoración de pacientes con síntomas más severos; sin embargo, puede que presente problemas de fiabilidad para evaluar a pacientes con limitaciones leves o, incluso para valorar su evolución en el tiempo (De Rosario et al., 2018).

Por estos motivos otras variables cinemáticas, como las velocidades y aceleraciones se han mostrado como más útiles en la valoración funcional del cuello, debido no sólo a su mayor poder discriminante, sino también a tener en cuenta aspectos relacionados con el control sensorimotor (Bahat et al., 2015). Los resultados obtenidos en esta Tesis Doctoral son coherentes con los de numerosos trabajos previos, en los que también se ha observado una disminución de las velocidades y aceleraciones en las personas con alguna patología, cuando realizar ejercicios de movimiento continuo (Sjölander et al., 2008; Röijezon et al., 2010; Baydal et al., 2011; Tsang et al., 2013). En todos los casos y para las diferentes patologías analizadas, las diferencias detectadas en las velocidades y aceleraciones de los pacientes frente a los controles son más consistentes que las asociadas al RoM.

La comparación directa de nuestros resultados con los de otros estudios es difícil, ya que los movimientos analizados son diferentes. En nuestro caso, se ha seguido un movimiento continuo y cíclico similar al descrito en Baydal et al. (2011), mientras que en los otros estudios se suelen realizar movimientos con parada en los extremos del rango, lo que supone diferencias en el propio patrón temporal que hace imposible cualquier comparación numérica. Si nos centramos en el estudio de Baydal, las diferencias entre sanos y patológicos son algo mayores que las obtenidas en nuestro trabajo. Esto se debe a que las bases de patológicos estaban constituidas por pacientes de patologías diferentes y a la mayor severidad de los pacientes en dicho estudio. En efecto, en el trabajo de Baydal se seleccionaron pacientes con latigazo cervical, correspondientes al grado II y III de la Escala de Quebec, con una pérdida promedio de RoM cuatro veces mayor que la obtenida aquí.

Sin embargo, nuestros resultados difieren de los de otros estudios en lo relativo a las magnitudes que evalúan la suavidad o espontaneidad del movimiento. Estos parámetros han sido medidos previamente mediante el jerk y otras variables asociadas a las derivadas (Sjölander et al., 2008; Tsang et al., 2016; Lemmers et al., 2018). En este trabajo se ha usado la armonía del movimiento como indicador de la espontaneidad del movimiento (Baydal et al., 2011). Según nuestros resultados, no hay diferencias significativas entre sanos y enfermos en lo que se refiere a la armonía, resultado coherente con el obtenido por Baydal en una muestra de pacientes con síntomas de mayor severidad. Por el contrario, Sjölander et al. (2008) sí apunta a la posibilidad de utilizar el jerk como indicador de alteración funcional o dolor. Ya hemos comentado anteriormente los problemas de validez del jerk, que implican el cálculo numérico de una derivada tercera y son extraordinariamente sensibles al ruido y al proceso de derivación que se utilice (Siegmond et al., 2009). De hecho, en estudios más recientes no se han encontrado diferencias significativas entre enfermos y controles a partir del jerk (Lemmers et al., 2018).

La aparición de alteraciones en la suavidad del movimiento asociadas a la patología es un tema de cierta relevancia en la definición de protocolos de valoración funcional basados en pruebas cinemáticas. En efecto, dado que la severidad de las alteraciones va asociada a una disminución en la movilidad (que afecta al rango y la rapidez del movimiento), es evidente que los resultados de una prueba dependerán de la colaboración del paciente, que debe hacer el movimiento de la mejor forma posible. Cualquier persona malintencionada podría simular un patrón de limitaciones muy severas simplemente controlando el rango y velocidad con la que ejecuta las pruebas (Baydal et al., 2011). Sin embargo, este control voluntario implica una alteración importante de las aceleraciones y derivadas de orden superior, por lo que la armonía puede ser un buen indicador de dicho control. Como se comprobó en el trabajo de Baydal ya citado, y se ha vuelto a constatar en éste, la armonía no parece verse afectada en los sujetos patológicos (que se mueven menos y más despacio, pero con la misma suavidad), lo que abre la posibilidad de identificar de manera objetiva a las personas que intentan simular limitaciones funcionales que no tienen.

Otra aportación del estudio cinemático realizado en esta tesis es el uso de variables funcionales para representar los patrones de movimiento, lo que permite analizar con mayor detalle las diferencias entre patrones sanos y patológicos. Aunque en la literatura hay bastantes referencias al análisis de la cinemática del cuello en movimientos continuos, el tratamiento de la información obtenida se realiza a partir de variables numéricas extraídas de las funcionales. Hasta donde hemos encontrado, los únicos trabajos que han utilizado técnicas de análisis de datos funcionales (FDA) en el estudio de patrones cinemáticos para valoración funcional del cuello han sido publicados por el grupo de investigación en el que se ha desarrollado esta tesis doctoral (Page et al., 2018; López et al., 2019; Venegas et al., 2020).

Como se ha comprobado en esta tesis doctoral, el uso de patrones funcionales permite una mejor descripción de las diferencias entre personas sanas y con patología y es más sensible a las diferencias que las variables numéricas clásicas basadas en amplitudes, especialmente en el caso de las velocidades y aceleraciones angulares.

En el caso de los patrones ángulo-tiempo normalizado, la aportación del planteamiento basado en FDA no es especialmente relevante, dado que el aspecto general de la curva es el de una función armónica, donde las diferencias aparecen fundamentalmente en los extremos. No obstante, incluso en una curva tan simple, el FDA muestra que las diferencias entre patrones sanos y patológicos no se producen por igual en ambos extremos de la carrera, sino que afecta especialmente al valor de máxima extensión del cuello. Ello es debido a que las alteraciones en el patrón de ángulos no aparecen durante todo el rango de movimiento, sino fundamentalmente en la mitad del movimiento que se produce entre la posición neutra y la máxima extensión, en ambos sentidos (Figura 5.21).

La información contenida en las curvas de velocidad y aceleración es mucho más detallada y también más sensible a las alteraciones funcionales, como ya se ha comentado en el caso de las variables numéricas. Para interpretarlas hemos utilizado diagramas en el espacio de fases, donde se sustituye la base de tiempos normalizada por el ángulo, lo que permite analizar a la vez los patrones velocidad-posición y aceleración-posición. Este tipo de representación fue propuesto anteriormente por Baydal et al. (2011), si bien en dicho trabajo no se realizó un tratamiento estadístico basado en FDA, sino en técnicas estadísticas clásicas.

En lo referente al diagrama velocidad-posición, aparece una curva cerrada como corresponde a un movimiento cíclico. La curva promedio del grupo con patología presenta claras diferencias en las velocidades que afectan a todo el rango de movimiento. Estas diferencias, junto con la reducción en el rango de movimiento, fundamentalmente en la extensión, determinan que la curva velocidad-posición patológica quede dentro de la correspondiente a las personas sanas. En el trabajo citado por Baydal, se sugiere el uso del área encerrada por dicha curva, como indicador global de las pérdidas en rango y velocidad. Sin embargo, como hemos discutido a lo largo de esta sección, el FDA permite un análisis más fino, al detectar en qué zonas del movimiento son las que presentan alteraciones en el patrón de movimiento.

En cuanto a las curvas aceleración-posición, las diferencias observadas entre personas sanas muestran una pérdida de rango de aceleración bastante notable. Como se ha comentado, en el caso de un movimiento armónico sería un patrón lineal con pendiente negativa. En el caso del cuello se mantiene esa pendiente, pero la relación es claramente no lineal, como corresponde a valores de armonía relativamente bajos. El efecto de la patología va asociado a una menor pendiente de la relación, asociada a menores valores de las aceleraciones en los extremos. Sin embargo, no se producen modificaciones en la forma de las curvas, lo que corrobora que la armonía es una variable que no parece estar

asociada a las pérdidas funcionales. Estos resultados coinciden con los obtenidos por Baydal para pacientes de latigazo cervical, cuya base de datos fue realizada posteriormente usando FDA (Page et al., 2018).

Además de las variables cinemáticas de posición, velocidad y aceleración, relacionadas con la movilidad, se han analizado las diferencias en la posición y desplazamiento del EIR, aspecto relacionado con la coordinación motora y la secuencialidad del movimiento intervertebral.

La comparación entre personas sanas y con patología muestra una reducción en la movilidad y cambios en la coordinación de los movimientos vertebrales que puede apreciarse en el tamaño y ubicación de la curva en forma de ρ de la trayectoria del EIR. Así, las personas sanas tienen una trayectoria notablemente más larga y cuya cúspide está ubicada más abajo del origen del sistema anatómico. Desde un punto de vista cinemático, este resultado implica que las personas con patología tienen una menor movilidad en general y que, además, la pérdida de movilidad afecte más a la parte inferior del cuello. Por otra parte, la longitud reducida de la trayectoria podría asociarse a un movimiento menos secuencial. Las diferencias son muy claras en lo que respecta a las variables numéricas y aparecen en todo el rango de movimiento en los correspondientes patrones funcionales.

El uso de la trayectoria del EIR como indicador del estado funcional fue propuesto inicialmente por Woltring et al. (1994) en un artículo póstumo en el que presentó unos resultados preliminares sobre un único sujeto analizado de manera cualitativa. Como se ha comentado anteriormente, la medición de la trayectoria del EIR es muy sensible a los errores sistemáticos y accidentales (Page et al., 2006), por lo que los intentos para aplicar esta idea a la práctica clínica han sido escasos y con resultados de validez discutible.

El equipo de Grip y colaboradores utilizó el EIR como indicador del estado funcional en pacientes de latigazo cervical, si bien en su trabajo no usa la trayectoria del EIR sino su dirección lo que, desde un punto de vista mecánico, es equivalente a analizar la variabilidad en la dirección de la velocidad angular (Grip et al., 2007). En un trabajo posterior calcula la posición del eje finito de rotación, parámetro que no tiene significado físico, sino geométrico, por lo que no guarda relación directa con la cinemática articular (Grip et al., 2008). El nivel de dispersión y, posiblemente, los errores experimentales determinan que en dichos trabajos no se obtuviese ningún resultado cuantitativo sobre las diferencias en sujetos sanos y patológicos, en lo referente a la trayectoria del EIR.

Ellingson et al. (2013) utilizaron un dispositivo mecánico para medir la cinemática del cuello durante el movimiento de circunducción, analizando, de forma cualitativa, las diferencias en las orientaciones y posiciones de los EIR obtenidos en controles y pacientes de latigazo cervical. En dicho trabajo no se valida la técnica usada, que presenta, en nuestra opinión, dudas bastante serias en cuanto a la posibilidad de medir de

forma precisa la posición del EIR. Por otra parte, no se hace ninguna interpretación de las diferencias observadas, que se describen de forma cualitativa.

Mucho más interesantes son los trabajos del equipo de Anderst (Anderst et al., 2013; Baillargeon y Anderst, 2013), donde utiliza radiografías biplanares para poner a punto una interesante técnica que permite analizar la posición del EIR del movimiento intervertebral y la que aplica al estudio de las diferencias entre sujetos sanos y pacientes que ha sido sometidos a una artodesis. Aunque se trata de una técnica precisa y validada, su complejidad la deja fuera de la práctica clínica habitual. Por otra parte, en los estudios citados se limitan a analizar el desplazamiento anteroposterior del EIR en cada pareja de vértebras, pero no analizan el movimiento conjunto ni la coordinación motora. Sin embargo, en nuestra opinión es la técnica más depurada para la medición de la cinemática articular del cuello.

Finalmente, hay que destacar los trabajos realizados por Cescon y Barbero (Cescon et al., 2014; Barbero et al., 2017; Alsultan et al., 2019). En estos trabajos se plantea analizar el desplazamiento del EIR asociado a los movimientos del cuello, con un esquema similar al nuestro. Sin embargo, los ejes obtenidos en estos trabajos no aparecen como axoides continuos, sino como haces discontinuos de ejes. Este hecho, que es incompatible con un movimiento suave y coordinado del cuello, se debe a problemas de precisión en la técnica de medida, que no es suficientemente fina para obtener trayectorias continuas, como las que se presentan en esta tesis. Debido a ello, el análisis de las diferencias entre patrones sanos y patológicos no se centra en los axoides sino en la morfología de las áreas en las que se concentran los ejes de rotación. En particular, se centran en la dispersión de los EIR alrededor de un eje promedio. Sus resultados son compatibles con los nuestros en el sentido en que la patología se traduce en un recorrido menor del EIR a lo largo del eje Y. Sin embargo, en estos trabajos este recorrido se plantea en términos de dispersión, que no tienen ninguna interpretación cinemática. En esta tesis se comprueba que la longitud y trayectoria del axoide se debe a diferencias en el rango y coordinación de los movimientos intervertebrales, y que es esto lo que cambia al producirse alteraciones funcionales.

En definitiva, nuestro trabajo es el primero en el que se consigue una medición válida y fiable de los axoides asociados al EIR del cuello con métodos no invasivos, y se aplica a la valoración funcional del cuello.

6.4.2. Patrones dinámicos

Finalmente, discutiremos los resultados de las diferencias entre los patrones dinámicos correspondientes al grupo de sanos y de personas con patología. Al no haber encontrado trabajos en los que se analicen las variables dinámicas en movimientos similares, no tenemos valores de referencia con los que comparar los nuestros.

Hay que resaltar que casi todas las variables dinámicas muestran diferencias significativas entre personas sanas y con patología, excepto en el caso del momento medio. El cambio en dichas variables asociada a la patología es compatible con los señalados en el caso de la cinemática: una disminución de los valores extremos de las fuerzas, momento y potencia, y un perfil menos dinámico. Esto se debe tanto al menor rango (que afecta a la componente gravitatoria de las acciones) y a un movimiento más lento, que afectaría a las componentes inerciales.

Con respecto a las variables numéricas, las diferencias son más acusadas en la fuerza horizontal que en la vertical. Esto es posiblemente debido a que las diferencias en la rapidez, asociadas a la fuerza horizontal, son más importantes que las de rango, que son las que determinan las gravitatorias. Las diferencias son muy acusadas en el caso de la potencia, posiblemente porque en esta variable incluye el efecto conjunto de los cambios en fuerzas y velocidades. Las diferencias en las fuerzas horizontales llegan a ser de un tercio del rango, lo que sugiere que esta variable podría ser un buen indicador del estado funcional dinámico. En cambio, las diferencias en los momentos, aunque significativas, son de poca entidad, lo que pone en duda su utilidad como indicador del estado funcional de un paciente.

Como sucede en el caso de las variables cinemáticas, la descripción funcional de las dinámicas aporta mucha más información que los valores extremos o promedio. Así, las diferencias en las fuerzas y la potencia son significativas en todo el rango del movimiento. Esto sugiere el interés de definir índices funcionales para analizar el nivel de alteración, como ya se ha hecho en otros movimientos, como la marcha humana, donde se vienen realizando análisis funcionales desde hace años (Duhamel et al., 2006; Papagiannis et al., 2018; Dannenmaier et al., 2020).

A la vista de las diferencias encontradas, son los perfiles de fuerzas horizontales y los de potencia los que parecen ofrecer una mayor capacidad de discriminación. En el caso de las fuerzas, las diferencias más importantes aparecen en la mitad del ciclo de movimiento correspondiente a la extensión. En cuanto al ciclo de potencia, la curva cerrada de los pacientes está por dentro de la media de las personas sanas, lo que también puede dar lugar a indicadores válidos de estado funcional dinámico del cuello.

Todavía queda mucho trabajo por hacer para adaptar este tipo de estudios a la práctica clínica. En particular, será necesario analizar las diferencias en distintas patologías y, sobre todo, establecer la relación entre las variables biomecánicas y las escalas clínicas que se usan en la práctica.

En cualquier caso, nuestros resultados muestran que la aplicación de un modelo dinámico inverso simple puede proporcionar unas estimaciones válidas de variables dinámicas que guardan una relación clara con las alteraciones funcionales asociadas a patologías no muy severas, como las analizadas en esta tesis doctoral.

7. Conclusiones. Líneas futuras.

7.1. Conclusiones

A continuación, se describen las conclusiones extraídas de esta tesis doctoral:

1. En esta tesis se analiza por primera vez la cinemática y dinámica del cuello mediante ejercicios con movimientos continuos y cíclicos, describiendo el movimiento y las acciones mecánicas mediante variables funcionales, en vez de utilizar variables numéricas extraídas de los registros continuos. Aunque este planteamiento ya ha sido utilizado en otras articulaciones y movimientos (marcha humana y hombro), es la primera vez que se plantea en el ámbito de la valoración funcional del cuello.
2. Las variables cinemáticas funcionales registradas, ángulos, velocidades y aceleraciones, son más reproducibles que los valores de amplitud habitualmente utilizadas en la valoración funcional del cuello o que las obtenidas en movimientos discontinuos, como en las pruebas de rangos. Este resultado confirma las hipótesis señaladas en el capítulo 3: los movimientos cíclicos del cuello tienen un único grado de libertad funcional y son más reproducibles que los movimientos discontinuos usados en las pruebas de rangos.
3. Se ha obtenido una base de registros funcionales de personas sanas, analizándose las diferencias según las características individuales. Se hallaron que las mujeres presentan curvas angulares con más amplitud que los hombres, pero las diferencias son pequeñas en las velocidades y aceleraciones. A diferencia de otros estudios, no hemos encontrado diferencias relevantes por edad. Esto se justifica porque en nuestro estudio no se han analizado a sujetos de edad muy avanzada, sino jóvenes y maduros, donde las pérdidas de funcionalidad son menos evidentes. En cambio, el efecto de la longitud del cuello es muy evidente y debería ser controlado en los estudios de valoración funcional. Las personas con el cuello más corto tienden a realizar movimientos de más amplitud y, sobre todo de mayor velocidad y aceleración.
4. Las variables cinemáticas de velocidad y aceleración presentan diferencias más acusadas entre el grupo de sanos y el de patológicos que las variables de rangos, usadas en la práctica clínica. Además, las variables funcionales presentan

diferencias en todo el rango del movimiento, siendo mayores las diferencias en el movimiento de extensión.

5. La armonía del movimiento no parece estar afectada por la patología, por lo que puede ser usada como indicador de comportamientos anómalos como la exageración o la simulación.
6. Este es el primer trabajo donde se han obtenido patrones continuos del desplazamiento del eje instantáneo de rotación del movimiento del cuello, lo que permite una descripción completa de su cinemática y ofrece información sobre la coordinación del movimiento de las diferentes vértebras. Se ha demostrado que, con una técnica adecuada, es posible definir un patrón individual y reproducible del axoide asociado al movimiento de flexo extensión.
7. En las personas sanas la forma típica de la trayectoria del EIR es una curva en forma de ρ , cuyo punto más alto y longitud están relacionados con la movilidad y la secuencialidad del movimiento. A medida que la cúspide está más arriba, indica una mayor movilidad de las vértebras superiores, y viceversa. Una mayor longitud se explica por un movimiento más secuencial de las vértebras. Hay diferencias de los patrones entre mujeres y hombres: las mujeres presentan más movilidad y mayor secuencialidad en el movimiento del EIR.
8. Las diferencias en la trayectoria del EIR entre personas sanas y con patología es muy clara, el grupo de enfermos presentan una trayectoria mucho más corta y desplazada hacia arriba, lo que se asocia a una menor movilidad, con mayor aportación de las vértebras superiores. La diferencia es más apreciable en el movimiento de extensión.
9. Se ha puesto a punto un modelo de dinámica inversa capaz de estimar las fuerzas, momento y potencia, a partir de características inerciales genéricas y un reajuste posterior. Se ha validado el modelo mostrando que con equipamiento estándar de un laboratorio se pueden realizar estimaciones precisas de las acciones articulares.
10. El análisis de la influencia de las características personales sobre los patrones dinámicos muestra diferencias por sexo y asociadas al tamaño de los sujetos. Además, se aprecia el efecto de la longitud del cuello, que afecta sobre todo a la fuerza tangencial. Las personas con el cuello más largo presentan un patrón menos dinámico, con fuerzas más reducidas y menor potencia, aunque este factor no parece afectar al momento. Estos factores deben controlarse en la aplicación de las variables dinámicas a la valoración funcional.
11. Las diferencias entre personas sanas y con patología son muy claras en las fuerzas y en la potencia asociada al movimiento, y menos en el caso del momento articular. Las personas sanas presentan un patrón mucho más dinámico

con diferencias superiores al 30% del rango, siendo más acusadas en la extensión. El patrón de potencia es también un indicador muy claro de las diferencias entre el patrón sano y el patológico.

12. En definitiva, con un diseño experimental adecuado, es posible registrar las variables cinemáticas y dinámicas con suficiente fiabilidad para las aplicaciones clínicas. Además las variables cinemáticas funcionales, del EIR y las variables de fuerzas y potencias presentan diferencias muy claras entre personas sanas y personas con patologías poco severas, como las analizadas en esta tesis doctoral. Por ello pueden constituir elementos de valoración funcional más adecuados que los valores numéricos basados en pruebas de rangos.

7.2. Líneas futuras

A continuación, se proponen algunas líneas futuras de investigación para continuar con las aplicaciones de los modelos desarrollados:

1. Realizar estudios evolutivos en pacientes con diferentes patologías y, en concreto, de latigazo cervical.
2. Relacionar las variables funcionales analizadas con las puntuaciones de escalas clínicas, en un rango amplio de niveles de severidad.
3. Utilizar el modelo de calibración de las características inerciales para obtener ecuaciones de regresión entre parámetros geométrico de la cabeza y los parámetros inerciales, obteniendo así estimaciones más precisas sin necesidad de calibrar a cada sujeto.
4. Analizar el efecto de la carga sobre la cinemática de la cabeza, en particular sobre las alteraciones que produce en la coordinación y, por tanto, en la trayectoria del EIR. Analizar si esos cambios son diferentes en personas sanas o con patología.
5. Aplicar el modelo dinámico a movimientos cíclicos, pero con carga externa, que posiblemente serán más sensibles a los cambios funcionales que las cargas asociadas simplemente al peso e inercia de la cabeza.

Bibliografía

- Abe, T., Yokozama, T., Takamatsu, J., Enomoto, Y., and Okada, H. (2010). Determination of body segment inertia parameters using 3D human body scanner and 3D CAD software. In *ISBS-Conference Proceedings Archive*.
- Acar, M., and Bewsher, S. R. (2016). Design concepts for an integrated whiplash mitigating head restraint and seat. *International journal of crashworthiness*, 21(1), 79-88.
- Ahn, H. S. (2005). A virtual model of the human cervical spine for physics-based simulation and applications. Thesis Dissertation. University of Tennessee Health Science Center. UTHSC Digital Commons
- Alamdari, A., and Krovi, V. N. (2017). A review of computational musculoskeletal analysis of human lower extremities. *Human Modelling for Bio-Inspired Robotics*, 37-73.
- Albery, C. B., and Whitestone, J. J. (2003). Comparison of cadaveric human head mass properties: mechanical measurement vs. calculation from medical imaging. In *Proc of the 31st International Workshop Injury Biomechanics Research* (Vol. 157, pp. 157-72).
- Alizadeh, M., Knapik, G. G., Mageswaran, P., Mendel, E., Bourekas, E., and Marras, W. S. (2020). Biomechanical musculoskeletal models of the cervical spine: a systematic literature review. *Clinical Biomechanics*, 71, 115-124.
- Alsultan, F., Cescon, C., De Nunzio, A. M., Barbero, M., Heneghan, N. R., Rushton, A., and Falla, D. (2019). Variability of the helical axis during active cervical movements in people with chronic neck pain. *Clinical Biomechanics*, 62, 50-57.
- Amanda, H. A. H., Athuraliya, S., Bandara, G. A. M. T., Dohanayaka, S. R., Muthumala, A. T. D. S., and Jayasekara, A. G. B. P. (2015, April). Interactive robotic head for neck exercises. In *2015 Moratuwa Engineering Research Conference (MERCon)* (pp. 165-170). IEEE.
- Amevo, B., Aprill, C., and Bogduk, N. (1992). Abnormal instantaneous axes of rotation in patients with neck pain. *Spine*, 17(7), 748-756.
- Amevo, B., Macintosh, J. E., Worth, D., and Bogduk, N. (1991). Instantaneous axes of rotation of the typical cervical motion segments: I. an empirical study of technical errors. *Clinical Biomechanics*, 6(1), 31-37.
- Anderst, W. J., Lee, J. Y., Donaldson III, W. F., and Kang, J. D. (2013). Six-degrees-of-freedom cervical spine range of motion during dynamic flexion-extension after single-level anterior arthrodesis: comparison with asymptomatic control

- subjects. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 95(6), 497.
- Anderst, W., Baillargeon, E., Donaldson, W., Lee, J., and Kang, J. (2013b). Motion path of the instant center of rotation in the cervical spine during in vivo dynamic flexion-extension: implications for artificial disc design and evaluation of motion quality following arthrodesis. *Spine*, 38(10), E594.
- Anderst, W. J., Donaldson, W. F., Lee, J. Y., and Kang, J. D. (2013c). Subject-specific inverse dynamics of the head and cervical spine during in vivo dynamic flexion-extension. *Journal of biomechanical engineering*, 135(6).
- Anderst, W. J., Donaldson, W. F., Lee, J. Y., and Kang, J. D. (2015). Three-dimensional intervertebral kinematics in the healthy young adult cervical spine during dynamic functional loading. *Journal of biomechanics*, 48(7), 1286-1293.
- Ansari, F., Kondamudi, S. S., and Mistry, A. B. (2020). Analysis of Forward Head Posture. In *Advances in Bioengineering* (pp. 223-229). Springer, Singapore.
- Antonaci, F., Ghirmai, S., Bono, G., and Nappi, G. (2000). Current methods for cervical spine movement evaluation: a review. *Clinical and experimental rheumatology*, 18(2; SUPP/19), S-45.
- Armstrong, H. G. (1988). Anthropometry and mass distribution for human analogues. Military male aviators, 1. . Air Force Aerospace Medical Research Lab Wright-Patterson AFB OH.
- Assink, N., Bergman, G. J., Knoester, B., Winters, J. C., Dijkstra, P. U., and Postema, K. (2005). Interobserver reliability of neck-mobility measurement by means of the flock-of-birds electromagnetic tracking system. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, 28(6), 408-413.
- Audette, I., Dumas, J. P., Côté, J. N., and De Serres, S. J. (2010). Validity and between-day reliability of the cervical range of motion (CROM) device. *Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 40(5), 318-323.
- Bahat, H. S., Weiss, P. L. T., Sprecher, E., Krasovsky, A., and Laufer, Y. (2014). Do neck kinematics correlate with pain intensity, neck disability or with fear of motion?. *Manual therapy*, 19(3), 252-258.
- Bahat, H. S., Chen, X., Reznik, D., Kodesh, E., and Treleaven, J. (2015). Interactive cervical motion kinematics: sensitivity, specificity and clinically significant values for identifying kinematic impairments in patients with chronic neck pain. *Manual therapy*, 20(2), 295-302.
- Bahat, H. S., Sprecher, E., Sela, I., and Treleaven, J. (2016). Neck motion kinematics: an inter-tester reliability study using an interactive neck VR assessment in asymptomatic individuals. *European Spine Journal*, 25(7), 2139-2148.
- Baillargeon, E., and Anderst, W. J. (2013). Sensitivity, reliability and accuracy of the instant

- center of rotation calculation in the cervical spine during in vivo dynamic flexion-extension. *Journal of biomechanics*, 46(4), 670-676.
- Barbero, M., Falla, D., Clijsen, R., Ghirlanda, F., Schneebeli, A., Ernst, M. J., and Cescon, C. (2017). Can parameters of the helical axis be measured reliably during active cervical movements?. *Musculoskeletal Science and Practice*, 27, 150-154.
- Baydal-Bertomeu, J., García-Mas, M., Poveda, R., Belda, J., Garrido-Jaén, D., Vivas, M. J., ... and López, J. (2007). Determination of simulation patterns of cervical pain from kinematical parameters of movement. In *Challenges for Assistive Technology, AAATE 07* (pp. 429-433). IOS Press, Amsterdam.
- Baydal-Bertomeu, J. M., Page, Á. F., Belda-Lois, J. M., Garrido-Jaén, D., and Prat, J. M. (2011). Neck motion patterns in whiplash-associated disorders: quantifying variability and spontaneity of movement. *Clinical biomechanics*, 26(1), 29-34.
- Baydal Bertomeu, J. M. (2013). Cinemática del raquis cervical. Definición de patrones de movimiento para la valoración funcional en el síndrome del latigazo cervical (Tesis Doctoral, Universitat Politècnica de València).
- Becker, E. B. (1972). Measurement of mass distribution parameters of anatomical segments. *SAE Transactions*, 2818-2833.
- Beeman, S. M., Kemper, A. R., and Duma, S. M. (2016). Neck forces and moments of human volunteers and post mortem human surrogates in low-speed frontal sled tests. *Traffic injury prevention*, 17(sup1), 141-149.
- Beier, G., Schuck, M., Schuller, E., and Spann, W. (1979). *Determination of physical data of the head. I. Center of gravity and moments of inertia of human heads*. Munich Univ (Germany Fr) Inst Fuer Rechtsmedizin.
- Beira, R., Lopes, M., Praça, M., Santos-Victor, J., Bernardino, A., Metta, G., ... and Saltarén, R. (2006, May). Design of the robot-cub (ICUB) head. In *Proceedings 2006 IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2006. ICRA 2006*. (pp. 94-100). IEEE.
- Bogduk, N., and Mercer, S. (2000). Biomechanics of the cervical spine. I: Normal kinematics. *Clinical biomechanics*, 15(9), 633-648.
- Bokaee, F., Rezasoltani, A., Manshadi, F. D., Naimi, S. S., Baghban, A. A., and Azimi, H. (2016). Comparison of isometric force of the craniocervical flexor and extensor muscles between women with and without forward head posture. *CRANIO®*, 34(5), 286-290.
- Brolin, K., Hedenstierna, S., Halldin, P., Bass, C., and Alem, N. (2008). The importance of muscle tension on the outcome of impacts with a major vertical component. *International journal of crashworthiness*, 13(5), 487-498.
- Broos, J., and Meijer, R. (2016, September). Simulation Method for Whiplash Injury

- Prediction Using an Active Human Model. In *Proceedings of the IRCOBI Conference—International Research Council on the Biomechanics of Injury, Malaga, Spain* (pp. 14-16).
- Caceres, M., Serra, P., Lopez, J., and Page, A. (2016). Reliability of the Shoulder Instantaneous Helical Axis measurement during the scaption movement. *Gait and Posture*, *49*, 268.
- Cáceres, M. L. C. (2019). Aplicación de la cinemática articular a la valoración funcional del hombro (Tesis Doctoral, Universitat Politècnica de València).
- Cagnie, B., Cools, A., De Loose, V., Cambier, D., and Danneels, L. (2007). Reliability and normative database of the Zebris cervical range-of-motion system in healthy controls with preliminary validation in a group of patients with neck pain. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, *30*(6), 450-455.
- Cagnie, B., Cools, A., De Loose, V., Cambier, D., and Danneels, L. (2007b). Differences in isometric neck muscle strength between healthy controls and women with chronic neck pain: the use of a reliable measurement. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, *88*(11), 1441-1445.
- Cai, X. Y., Sang, D., Yuchi, C. X., Cui, W., Zhang, C., Du, C. F., and Liu, B. (2020). Using finite element analysis to determine effects of the motion loading method on facet joint forces after cervical disc degeneration. *Computers in biology and medicine*, *116*, 103519.
- Cazzola, D., Holsgrove, T. P., Preatoni, E., Gill, H. S., and Trewartha, G. (2017). Cervical spine injuries: a whole-body musculoskeletal model for the analysis of spinal loading. *PLoS One*, *12*(1), e0169329.
- Cescon, C., Cattrysse, E., and Barbero, M. (2014). Methodological analysis of finite helical axis behavior in cervical kinematics. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *24*(5), 628-635.
- Chandler, R. F., Clauser, C. E., McConville, J. T., Reynolds, H. M., and Young, J. W. (1975). *Investigation of inertial properties of the human body*. Air Force Aerospace Medical Research Lab Wright-Patterson AFB OH.
- Chen, S. C., Hsieh, H. J., Lu, T. W., and Tseng, C. H. (2011). A method for estimating subject-specific body segment inertial parameters in human movement analysis. *Gait and posture*, *33*(4), 695-700.
- Chen, X., O'Leary, S., and Johnston, V. (2018). Modifiable individual and work-related factors associated with neck pain in 740 office workers: a cross-sectional study. *Brazilian journal of physical therapy*, *22*(4), 318-327.
- Cheng, C. K., Chen, H. H., Chen, C. S., Lee, C. L., and Chen, C. Y. (2000). Segment inertial properties of Chinese adults determined from magnetic resonance imaging. *Clinical biomechanics*, *15*(8), 559-566.

- Choi, H. Y. E. O. N. K. I., and Vanderby Jr, R. (2000). Muscle forces and spinal loads at C4/5 level during isometric voluntary efforts. *Medicine and science in sports and exercise*, 32(4), 830-838.
- Clauser, C. E., McConville, J. T., and Young, J. W. (1969). *Weight, volume, and center of mass of segments of the human body*. Antioch Coll Yellow Springs OH.
- Colicchia, G., Zollman, D., Wiesner, H., and Sen, A. I. (2008). Kinematics of a head-neck model simulating whiplash. *The Physics Teacher*, 46(2), 88-91.
- Crane, E., Childers, D., Gerstner, G., and Rothman, E. (2011). Functional data analysis for biomechanics. *Theoretical biomechanics*, 77-92.
- Czerniecki, J. M. (1988). Foot and ankle biomechanics in walking and running. A review. *American journal of physical medicine and rehabilitation*, 67(6), 246-252.
- Damavandi, M., Farahpour, N., and Allard, P. (2009). Determination of body segment masses and centers of mass using a force plate method in individuals of different morphology. *Medical engineering & physics*, 31(9), 1187-1194.
- Damavandi, M., Stylianides, G., Farahpour, N., and Allard, P. (2010). Head and trunk segment moments of inertia estimation using angular momentum technique: Validity and sensitivity analysis. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 58(5), 1278-1285.
- Dannenmaier, J., Kaltenbach, C., Kölle, T., and Krischak, G. (2020). Application of functional data analysis to explore movements: walking, running and jumping-A systematic review. *Gait and posture*, 77, 182-189.
- De Boer, A. G., van Lanschot, J. J., Stalmeier, P. F., van Sandick, J. W., Hulscher, J. B., de Haes, J. C., and Sprangers, M. A. (2004). Is a single-item visual analogue scale as valid, reliable and responsive as multi-item scales in measuring quality of life?. *Quality of Life Research*, 13(2), 311-320.
- De Jager, M., Sauren, A. A. H. J., Thunnissen, J., and Wismans, J. S. H. M. (1996). A global and a detailed mathematical model for head-neck dynamics. *SAE transactions*, 1899-1911.
- De Koning, C. H., van den Heuvel, S. P., Staal, J. B., Smits-Engelsman, B. C., and Hendriks, E. J. (2008). Clinimetric evaluation of active range of motion measures in patients with non-specific neck pain: a systematic review. *European Spine Journal*, 17(7), 905-921.
- De Leva, P. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of biomechanics*, 29(9), 1223-1230.
- De Rosario, H., Vivas, M. J., Sinovas, M. I., and Page, Á. (2018). Relationship between neck motion and self-reported pain in patients with whiplash associated disorders during the acute phase. *Musculoskeletal Science and Practice*, 38, 23-29.

- De Zoete, R. M., Osmotherly, P. G., Rivett, D. A., Farrell, S. F., and Snodgrass, S. J. (2017). Sensorimotor control in individuals with idiopathic neck pain and healthy individuals: a systematic review and meta-analysis. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 98(6), 1257-1271.
- Dempster, W. T. (1955). *Space requirements of the seated operator, geometrical, kinematic, and mechanical aspects of the body with special reference to the limbs*. Michigan State Univ East Lansing.
- Dempster, W. T., and Gaughran, G. R. (1967). Properties of body segments based on size and weight. *American journal of anatomy*, 120(1), 33-54.
- DeWeese, R. L., Moorcroft, D., and Philippens, M. M. G. M. (2017). *Assessment of Head and Neck Injury Potential During Aircraft Longitudinal Impacts* (No. DOT/FAA/AM-17/9). United States. Office of Aerospace Medicine.
- Díaz-Rodríguez, M., Valera, A., Page, A., Besa, A., and Mata, V. (2016). Dynamic parameter identification of subject-specific body segment parameters using robotics formalism: Case study head complex. *Journal of biomechanical engineering*, 138(5), 051009.
- Donoghue, O. A., Harrison, A. J., Coffey, N., and Hayes, K. (2008). Functional data analysis of running kinematics in chronic Achilles tendon injury. *Medicine and science in sports and exercise*, 40(7), 1323-1335.
- Duc, C., Salvia, P., Lubansu, A., Feipel, V., and Aminian, K. (2014). A wearable inertial system to assess the cervical spine mobility: Comparison with an optoelectronic-based motion capture evaluation. *Medical engineering and physics*, 36(1), 49-56.
- Duhamel, A., Devos, P., Bourriez, J. L., Preda, C., Defebvre, L., and Beuscart, R. (2006). Functional data analysis for gait curves study in Parkinson's disease. *Studies in health technology and informatics*, 124, 569-574.
- Dumas, R., Cheze, L., and Verriest, J. P. (2007). Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters. *Journal of biomechanics*, 40(3), 543-553.
- Durandau, G., Farina, D., and Sartori, M. (2017). Robust real-time musculoskeletal modeling driven by electromyograms. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 65(3), 556-564.
- Dvir, Z., Gal-Eshel, N., Shamir, B., Pevzner, E., Peretz, C., and Knoller, N. (2004). Simulated pain and cervical motion in patients with chronic disorders of the cervical spine. *Pain Research and Management*, 9(3), 131-136.
- Ehrig, R. M., Taylor, W. R., Duda, G. N., and Heller, M. O. (2007). A survey of formal methods for determining functional joint axes. *Journal of biomechanics*, 40(10), 2150-2157.
- Ellingson, A. M., Yelisetti, V., Schulz, C. A., Bronfort, G., Downing, J., Keefe, D. F., and Nuckley, D. J. (2013). Instantaneous helical axis methodology to identify aberrant

- neck motion. *Clinical Biomechanics*, 28(7), 731-735.
- Epifanio, I., Ávila, C., Page, Á., and Atienza, C. (2008). Analysis of multiple waveforms by means of functional principal component analysis: normal versus pathological patterns in sit-to-stand movement. *Medical and biological engineering and computing*, 46(6), 551-561.
- Ernst, M. J., Crawford, R. J., Schelldorfer, S., Rausch-Osthoff, A. K., Barbero, M., Kool, J., and Bauer, C. M. (2015). Extension and flexion in the upper cervical spine in neck pain patients. *Manual therapy*, 20(4), 547-552.
- Eulzer, P., Bauer, S., Kilian, F., and Lawonn, K. (2020). Visualization of Human Spine Biomechanics for Spinal Surgery. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*.
- Falla, D., Farina, D., Dahl, M. K., and Graven-Nielsen, T. (2007). Muscle pain induces task-dependent changes in cervical agonist/antagonist activity. *Journal of Applied Physiology*, 102(2), 601-609.
- Fard, M. A., Ishihara, T., and Inooka, H. (2004). Identification of the head-neck complex in response to trunk horizontal vibration. *Biological cybernetics*, 90(6), 418-426.
- Farhat, N., Page, Á., Mata, V., Valera, Á., Díaz-Rodríguez, M., and Vallés, M. (2018). Biomechanical model of the lower limb based on relevant actions for the control of knee-rehabilitation parallel robots. In *5th Joint International Conference on Multibody System Dynamics June* (pp. 24-28).
- Faria, C. D. C. D. M., Saliba, V. A., and Teixeira-Salmela, L. F. (2010). Musculoskeletal biomechanics in sit-to-stand and stand-to-sit activities with stroke subjects: a systematic review. *Fisioterapia em movimento*, 23(1), 35-52.
- Feipel, V., Rondelet, B., Le Pallec, J. P., and Rooze, M. (1999). Normal global motion of the cervical spine: an electrogoniometric study. *Clinical Biomechanics*, 14(7), 462-470.
- Feipel, V., Rondelet, B., LePallec, J. P., DeWitte, O., and Rooze, M. (1999b). The use of disharmonic motion curves in problems of the cervical spine. *International orthopaedics*, 23(4), 205-209.
- Ferrando, A., Salom, M., Page, A., Perez-Girbes, A., Atienza, C., Minguez, M. F., and Prat, J. (2020). Talipes Equinovarus Treatment in Infants Treated by the Ponseti Method Compared With Posterior-Only Release: A Mid-Childhood Comparison of Results. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, 59(5), 919-926.
- Fletcher, J. P., and Bandy, W. D. (2008). Intrarater reliability of CROM measurement of cervical spine active range of motion in persons with and without neck pain. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 38(10), 640-645.
- Fregly, B. J., Besier, T. F., Lloyd, D. G., Delp, S. L., Banks, S. A., Pandy, M. G., and D'lima, D. D. (2012). Grand challenge competition to predict in vivo knee loads. *Journal of*

- orthopaedic research*, 30(4), 503-513.
- Garofalo, P., Cutti, A. G., Filippi, M. V., Cavazza, S., Ferrari, A., Cappello, A., and Davalli, A. (2009). Inter-operator reliability and prediction bands of a novel protocol to measure the coordinated movements of shoulder-girdle and humerus in clinical settings. *Medical and biological engineering and computing*, 47(5), 475-486.
- Grip, H., Sundelin, G., Gerdle, B., and Karlsson, J. S. (2007). Variations in the axis of motion during head repositioning—a comparison of subjects with whiplash-associated disorders or non-specific neck pain and healthy controls. *Clinical Biomechanics*, 22(8), 865-873.
- Grip, H., Sundelin, G., Gerdle, B., and Karlsson, J. S. (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. *Journal of biomechanics*, 41(13), 2799-2805.
- Hanavan Jr, E. P. (1964). *A mathematical model of the human body*. Air Force Aerospace Medical Research Lab Wright-Patterson AFB OH.
- Hansen, C., Venture, G., Rezzoug, N., Gorce, P., and Isableu, B. (2014). An individual and dynamic body segment inertial parameter validation method using ground reaction forces. *Journal of biomechanics*, 47(7), 1577-1581.
- Harrison, A. J., Ryan, W., and Hayes, K. (2007). Functional data analysis of joint coordination in the development of vertical jump performance. *Sports Biomechanics*, 6(2), 199-214.
- Hatze, H. (2002). The fundamental problem of myoskeletal inverse dynamics and its implications. *Journal of biomechanics*, 35(1), 109-115.
- Hicks, J. L., Uchida, T. K., Seth, A., Rajagopal, A., and Delp, S. L. (2015). Is my model good enough? Best practices for verification and validation of musculoskeletal models and simulations of movement. *Journal of biomechanical engineering*, 137(2).
- Hidalgo, B., Hall, T., Bossert, J., Dugeny, A., Cagnie, B., and Pitance, L. (2017). The efficacy of manual therapy and exercise for treating non-specific neck pain: A systematic review. *Journal of back and musculoskeletal rehabilitation*, 30(6), 1149-1169.
- Hidayatullah, J. F., Pramadihanto, D., Dewanto, R. S., and Khalilullah, A. S. (2016, September). Kinematic analysis of 7 DoF head humanoid FLoW: V-REP simulation. In *2016 International Electronics Symposium (IES)* (pp. 13-18). IEEE.
- Hipp, J., Edgerton, B., An, K., and Woltring, H. (1990). Estimation of the trajectory of the instantaneous centre of rotation in planar biokinematics. *Journal of biomechanics*, 23(12), 1273-1274.
- Hodgson, V. R., Mason, M. W., and Thomas, L. M. (1972). *Head model for impact* (No. 720969). SAE Technical Paper.

- Horsman, M. K., Koopman, H. F., van der Helm, F. C., Prosé, L. P., and Veeger, H. E. J. (2007). Morphological muscle and joint parameters for musculoskeletal modelling of the lower extremity. *Clinical biomechanics*, 22(2), 239-247.
- Howell, E. R. (2011). The association between neck pain, the Neck Disability Index and cervical ranges of motion: a narrative review. *The Journal of the Canadian Chiropractic Association*, 55(3), 211.
- Hrysomallis, C. (2016). Neck muscular strength, training, performance and sport injury risk: a review. *Sports Medicine*, 46(8), 1111-1124.
- Hudes, K. (2011). The Tampa Scale of Kinesiophobia and neck pain, disability and range of motion: a narrative review of the literature. *The Journal of the Canadian Chiropractic Association*, 55(3), 222.
- Jaffrey, M. A. (2008). *Estimating centre of mass trajectory and subject-specific body segment parameters using optimisation approaches* (Doctoral dissertation, Victoria University).
- Jaspers, E., Feys, H., Bruyninckx, H., Harlaar, J., Molenaers, G., and Desloovere, K. (2011). Upper limb kinematics: development and reliability of a clinical protocol for children. *Gait and posture*, 33(2), 279-285.
- Jiang, L., Gao, B., and Zhao, J. (2015, December). Kinematic and static analysis of a cable-driven parallel robot with a flexible link spine. In *2015 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO)* (pp. 31-36). IEEE.
- Jordan, K. (2000). Assessment of published reliability studies for cervical spine range-of-motion measurement tools. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, 23(3), 180-195.
- Jull, G. A. (2000). Deep cervical flexor muscle dysfunction in whiplash. *Journal of musculoskeletal pain*, 8(1-2), 143-154.
- Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H. K., Wootten, M. E., Gainey, J., Gorton, G., and Cochran, G. V. B. (1989). Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *Journal of orthopaedic research*, 7(6), 849-860.
- Kang, Y. S., Stammen, J., Moorhouse, K., Herriott, R., and Bolte, J. (2016). PMHS lower neck load calculation using inverse dynamics with cervical spine kinematics and neck mass properties. *International Research Council on Biomechanics of Injury*.
- Kasliwal, M. K., Witiw, C. D., and Traynelis, V. C. (2016). Neck range of motion following cervical spinal fusion: A comparison of patient-centered and objective assessments. *Clinical neurology and neurosurgery*, 151, 1-5.
- Kim, H., Shin, S. H., Kim, J. K., Park, Y. J., Oh, H. S., and Park, Y. B. (2013). Cervical coupling motion characteristics in healthy people using a wireless inertial measurement unit. *Evidence-Based Complementary and Alternative*

Medicine, Article ID 570428.

- Kirtley, C. (2006). *Clinical gait analysis: theory and practice*: Elsevier Health Sciences. *Philadelphia*.
- Koerhuis, C. L., Winters, J. C., Van der Helm, F. C. T., and Hof, A. L. (2003). Neck mobility measurement by means of the 'Flock of Birds' electromagnetic tracking system. *Clinical Biomechanics*, 18(1), 14-18.
- Krašna, S., and Đorđević, S. (2020). Estimating the Effects of Awareness on Neck-Muscle Loading in Frontal Impacts with EMG and MC Sensors. *Sensors*, 20(14), 3942.
- Kristyanto, B., Nugraha, B. B., Pamosoaji, A. K., and Nugroho, K. A. (2015). Head and neck movement: simulation and kinematics analysis. *Procedia Manufacturing*, 4, 359-372.
- Kruidhof, J., and Pandy, M. G. (2006). Effect of muscle wrapping on model estimates of neck muscle strength. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 9(6), 343-352.
- Le Flao, E., Brughelli, M., Hume, P. A., and King, D. (2018). Assessing head/neck dynamic response to head perturbation: a systematic review. *Sports Medicine*, 48(11), 2641-2658.
- Lcardini, A., O'connor, J. J., Catani, F., and Giannini, S. (1999). Kinematics of the human ankle complex in passive flexion; a single degree of freedom system. *Journal of biomechanics*, 32(2), 111-118.
- Lcardini, A., Belvedere, C., Nardini, F., Sancisi, N., Conconi, M., and Parenti-Castelli, V. (2017). Kinematic models of lower limb joints for musculo-skeletal modelling and optimization in gait analysis. *Journal of biomechanics*, 62, 77-86.
- Lemeunier, N., da Silva-Oolup, S., Chow, N., Southerst, D., Carroll, L., Wong, J. J., ... and Côté, P. (2017). Reliability and validity of clinical tests to assess the anatomical integrity of the cervical spine in adults with neck pain and its associated disorders: Part 1—A systematic review from the Cervical Assessment and Diagnosis Research Evaluation (CADRE) Collaboration. *European Spine Journal*, 26(9), 2225-2241.
- Lemmers, G. P. G., Heijmans, M. W. M., Scafoglieri, A., Buyl, R., Staal, J. B., Schmitt, M. A., and Cattrysse, E. (2018). Three-dimensional kinematics of the cervical spine using an electromagnetic tracking device. Differences between healthy subjects and subjects with non-specific neck pain and the effect of age. *Clinical Biomechanics*, 54, 111-117.
- Li, Z. M. (2006). Functional degrees of freedom. *Motor control*, 10(4), 301-310.
- Linares, S. L., and Zambrano, L. A. (2013, April). Development of a methodology for studying the bending angle of head and neck. In *2013 Pan American Health Care Exchanges (PAHCE)* (pp. 1-6). IEEE.

- Lois, J. M. B., Broseta, M. J. V., del Horno, S. M., Sánchez-Sánchez, M. L., Matas, M., and Viosca, E. (2013). Functional data analysis for gait analysis after stroke. In *Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation* (pp. 775-779). Springer, Berlin, Heidelberg.
- López, N., Venegas, W., Serra, P., and Page Del Pozo, A. F. (2019, November). Comparación de la normalización lineal de la escala de tiempos con el registro funcional continuo en movimientos cíclicos del cuello. In *11º Simposio CEA de Bioingeniería* (pp. 14-25). Editorial Universitat Politècnica de València.
- LoPresti, E., Brienza, D. M., Angelo, J., Gilbertson, L., and Sakai, J. (2000, November). Neck range of motion and use of computer head controls. In *Proceedings of the fourth international ACM conference on Assistive technologies* (pp. 121-128).
- Lund, M. E., de Zee, M., Andersen, M. S., and Rasmussen, J. (2012). On validation of multibody musculoskeletal models. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 226(2), 82-94.
- Ma, Y., Kwon, J., Mao, Z., Lee, K., Li, L., and Chung, H. (2011). Segment inertial parameters of Korean adults estimated from three-dimensional body laser scan data. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 41(1), 19-29.
- MacDermid, J. C., Walton, D. M., Avery, S., Blanchard, A., Etruw, E., Mcalpine, C., and Goldsmith, C. H. (2009). Measurement properties of the neck disability index: a systematic review. *Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 39(5), 400-417.
- Malmström, E. M., Karlberg, M., Fransson, P. A., Melander, A., and Magnusson, M. (2006). Primary and coupled cervical movements: the effect of age, gender, and body mass index. A 3-dimensional movement analysis of a population without symptoms of neck disorders. *Spine*, 31(2), E44-E50.
- Martynkiewicz, J., Dragan, S. F., Płoceniak, K., Krawczyk, A., Kulej, M., and Dragan, S. Ł. (2011). Evaluation of dynamic formation of cervical spine column based on functional radiological studies in patients after cervical spine injury. *Acta of bioengineering and biomechanics*, 13(3), 105-109.
- McConville, J. T., Clauser, C. E., Churchill, T. D., Cuzzi, J., and Kaleps, I. (1980). *Anthropometric relationships of body and body segment moments of inertia*. Anthropology Research Project Inc Yellow Springs OH.
- McIntosh, A. S., Kallieris, D., and Frechede, B. (2007). Neck injury tolerance under inertial loads in side impacts. *Accident Analysis and Prevention*, 39(2), 326-333.
- Mechmeche, I., Mitiche, A., Ouakrim, Y., De Guise, J. A., and Mezghani, N. (2016, August). Data correction to determine a representative pattern of a set of 3D knee kinematic measurements. In *2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)* (pp. 884-887). IEEE.

- Michiels, S., De Hertogh, W., Truijen, S., November, D., Wuyts, F., and Van de Heyning, P. (2013). The assessment of cervical sensory motor control: a systematic review focusing on measuring methods and their clinimetric characteristics. *Gait and posture*, 38(1), 1-7.
- Miranda, I. F., Neto, E. S. W., Dhein, W., Brodt, G. A., and Loss, J. F. (2019). Individuals With Chronic Neck Pain Have Lower Neck Strength Than Healthy Controls: A Systematic Review With Meta-Analysis. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, 42(8), 608-622.
- Mortensen, J. D., Vasavada, A. N., and Merryweather, A. S. (2018). The inclusion of hyoid muscles improve moment generating capacity and dynamic simulations in musculoskeletal models of the head and neck. *PLoS one*, 13(6), e0199912.
- Mortensen, J., Trkov, M., and Merryweather, A. (2018). Exploring novel objective functions for simulating muscle coactivation in the neck. *Journal of biomechanics*, 71, 127-134.
- Mortensen, J. D., Homayounpour, M., and Merryweather, A. S. (2019, November). Subject-Specific Models of the Head and Neck for Reproducing Experimentally Obtained Head Impacts in OpenSim. In *ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition* (Vol. 59407, p. V003T04A042). American Society of Mechanical Engineers.
- Muller, M. (1993). The relationship between the rotation possibilities between femur and tibia and the lengths of the cruciate ligaments. *Journal of theoretical biology*, 161(2), 199-220.
- Netto, K. J., Burnett, A. F., Green, J. P., and Rodrigues, J. P. (2008). Validation of an EMG-driven, graphically based isometric musculoskeletal model of the cervical spine. *Journal of biomechanical engineering*, 130(3).
- Nevins, D. D., Zheng, L., and Vasavada, A. N. (2014). Inter-individual variation in vertebral kinematics affects predictions of neck musculoskeletal models. *Journal of biomechanics*, 47(13), 3288-3294.
- Nicholson, K. J., Millhouse, P. W., Pflug, E., Woods, B., Schroeder, G. D., Anderson, D. G., ... and Radcliff, K. E. (2018). Cervical sagittal range of motion as a predictor of symptom severity in cervical spondylotic myelopathy. *Spine*, 43(13), 883-889.
- Oddsottir, G. L., Kristjansson, E., and Gislason, M. K. (2015). Sincerity of effort versus feigned movement control of the cervical spine in patients with whiplash-associated disorders and asymptomatic persons: a case-control study. *Physiotherapy theory and practice*, 31(6), 403-409.
- Oeur, R. A., and Hoshizaki, T. B. (2016, September). The effect of impact compliance, velocity, and location in predicting brain trauma for falls in sport. In *Proceedings of the IRCOBI 2016 Conference International Research Council on Biomechanics of*

- Injury, Malaga, Spain* (pp. 14-16).
- Ohberg, F., Grip, H., Wiklund, U., Sterner, Y., Karlsson, J. S., and Gerdle, B. (2003). Chronic whiplash associated disorders and neck movement measurements: an instantaneous helical axis approach. *IEEE transactions on information technology in biomedicine*, 7(4), 274-282.
- Okada, H. (1996). Segment Inertia Properties of Japanese Elderly. *Society of Biomechanisms Japan*, 13, 125-139.
- Ouerfelli, M., Kumar, V., and Harwin, W. S. (1999). Kinematic modeling of head-neck movements. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics-Part A: Systems and Humans*, 29(6), 604-615.
- Page, A., De Rosario, H., Mata, V., Hoyos, J. V., and Porcar, R. (2006). Effect of marker cluster design on the accuracy of human movement analysis using stereophotogrammetry. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 44(12), 1113-1119.
- Page, A., Ayala, G., Leon, M. T., Peydro, M. F., and Prat, J. M. (2006b). Normalizing temporal patterns to analyze sit-to-stand movements by using registration of functional data. *Journal of biomechanics*, 39(13), 2526-2534.
- Page, A., Candelas, P., and Belmar, F. (2006c). On the use of local fitting techniques for the analysis of physical dynamic systems. *European Journal of Physics*, 27(2), 273.
- Page, A., Candelas, P., Belmar, F., and De Rosario, H. (2007). Analysis of 3D rigid-body motion using photogrammetry: A simple model based on a mechanical analogy. *American Journal of Physics*, 75(1), 56-61.
- Page, A., Galvez, J. A., Baydal-Bertomeu, J. M., Mata, V., and Belda-Lois, J. M. (2008). Functional degrees of freedom of neck movements: linear models may overestimate variability. *Gait and Posture*, 28, 56.
- Page, A., de Rosario, H., Mata, V., Porcar, R., Solaz, J., and Such, M. J. (2009). Kinematics of the trunk in sitting posture: an analysis based on the instantaneous axis of rotation. *Ergonomics*, 52(6), 695-706.
- Page, Á., De Rosario, H., Mata, V., and Atienza, C. (2009b). Experimental analysis of rigid body motion. A vector method to determine finite and infinitesimal displacements from point coordinates. *Journal of Mechanical Design*, 131(3).
- Page, A., Galvez, J. A., de Rosario, H., Mata, V., and Such, M. J. (2009c). Representation of motion of human joints by means of rolling pairs. Application to neck motion. *Gait and Posture*, (30), S51-S52.
- Page, A., Galvez, J. A., de Rosario, H., Mata, V., and Prat, J. (2010). Optimal average path of the instantaneous helical axis in planar motions with one functional degree of freedom. *Journal of biomechanics*, 43(2), 375-378.

- Page, Á., De Rosario, H., Gálvez, J. A., and Mata, V. (2011). Representation of planar motion of complex joints by means of rolling pairs. Application to neck motion. *Journal of biomechanics*, 44(4), 747-750.
- Page, A., Passera, Herrero, C., Baydal, J.M. Vivas, M.J. (2018). Descripción de la cinemática cervical mediante análisis de datos funcionales: aplicación al estudio de la evolución de pacientes de latigazo cervical. *Memorias del I Congreso Internacional de Bioingeniería y Sistemas Inteligentes de Rehabilitación-CIBSIR 2017*, 379-390.
- Page, A. (2020). Fundamentos de Biomecánica. *Máster en Valoración Biomecánica Clínica*. Universitat Politècnica de València.
- Pan, F., Arshad, R., Zander, T., Reitmaier, S., Schroll, A., and Schmidt, H. (2018). The effect of age and sex on the cervical range of motion—A systematic review and meta-analysis. *Journal of biomechanics*, 75, 13-27.
- Panjabi, M. M., Brand Jr, R. A., and White III, A. A. (1976). Three-dimensional flexibility and stiffness properties of the human thoracic spine. *Journal of biomechanics*, 9(4), 185-192.
- Panjabi, M. M. (1979). Centers and angles of rotation of body joints: a study of errors and optimization. *Journal of biomechanics*, 12(12), 911-920.
- Papagiannis, G. I., Triantafyllou, A. I., Roumpelakis, I. M., Papagelopoulos, P. J., and Babis, G. C. (2018). Gait analysis methodology for the measurement of biomechanical parameters in total knee arthroplasties. A literature review. *Journal of orthopaedics*, 15(1), 181-185.
- Park, S. J., Kim, C. B., and Park, S. C. (1999). Anthropometric and Biomechanical Characteristics on. *Applied human science*, 18(3), 91-99.
- Park, S. B., Kim, S. Y., Hyeong, J. H., and Chung, K. R. (2014). A study on the development of image analysis instrument and estimation of mass, volume and center of gravity using CT image in Korean. *Journal of mechanical science and technology*, 28(3), 971-977.
- Pearsall, D. J., and Reid, G. (1994). The study of human body segment parameters in biomechanics. *Sports Medicine*, 18(2), 126-140.
- Plaga, J. A., Albery, C., Boehmer, M., Goodyear, C., and Thomas, G. (2005). *Design and development of anthropometrically correct head forms for joint strike fighter ejection seat testing*. Air Force Research lab Wright-Patterson AFB OH Human Effectiveness Directorate.
- Pourahmadi, M. R., Bagheri, R., Taghipour, M., Takamjani, I. E., Sarrafzadeh, J., and Mohseni-Bandpei, M. A. (2018). A new iPhone application for measuring active craniocervical range of motion in patients with non-specific neck pain: a reliability and validity study. *The Spine Journal*, 18(3), 447-457.

- Ramsay, J. O., and Silverman, B. W. (2005). *Functional data analysis*. Springer, New York.
- Reynolds, H. M., Clauser, C. E., McConville, J., Chandler, R., and Young, J. W. (1975). Mass distribution properties of the male cadaver. *SAE Transactions*, 1132-1150.
- Röijezon, U., Djupsjöbacka, M., Björklund, M., Häger-Ross, C., Grip, H., and Liebermann, D. G. (2010). Kinematics of fast cervical rotations in persons with chronic neck pain: a cross-sectional and reliability study. *BMC musculoskeletal disorders*, 11(1), 1-10.
- Rondoni, A., Rossetini, G., Ristori, D., Gallo, F., Strobe, M., Giaretta, F., ... and Testa, M. (2017). Intrarater and inter-rater reliability of active cervical range of motion in patients with nonspecific neck pain measured with technological and common use devices: a systematic review with meta-regression. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, 40(8), 597-608.
- Roos, P. E., Vasavada, A., Zheng, L., and Zhou, X. (2020). Neck musculoskeletal model generation through anthropometric scaling. *Plos one*, 15(1), e0219954.
- Rossi, M. M. (2012). *Body segment inertial parameters of elite swimmers: analysis using DXA and estimation of errors from indirect estimation methods*. University of Western Australia.
- Rudolfsson, T., Björklund, M., and Djupsjöbacka, M. (2012). Range of motion in the upper and lower cervical spine in people with chronic neck pain. *Manual therapy*, 17(1), 53-59.
- Rutledge, B., Bush, T. R., Vorro, J., Li, M., DeStefano, L., Gorbis, S., ... and Seffinger, M. (2013). Differences in human cervical spine kinematics for active and passive motions of symptomatic and asymptomatic subject groups. *Journal of applied biomechanics*, 29(5), 543-553.
- Scheenstra, A. (2005). *3D Facial Image Comparison using Landmarks* (Doctoral dissertation, MSc thesis Institute of Information and Computing Science, Utrecht University).
- Shan, G., and Bohn, C. (2003). Anthropometrical data and coefficients of regression related to gender and race. *Applied ergonomics*, 34(4), 327-337.
- Siegmund, G. P., Winkelstein, B. A., Ivancic, P. C., Svensson, M. Y., and Vasavada, A. (2009). The anatomy and biomechanics of acute and chronic whiplash injury. *Traffic injury prevention*, 10(2), 101-112.
- Silvestros, P., and Cazzola, D. (2017). Cervical spine injuries in rugby scrummaging: Is buckling the most likely injury mechanism. In *XVI International Symposium on Computer Simulation in Biomechanics*.
- Silvestros, P., Preatoni, E., Gill, H. S., Gheduzzi, S., Hernandez, B. A., Holsgrove, T. P., and Cazzola, D. (2019). Musculoskeletal modelling of the human cervical spine for the investigation of injury mechanisms during axial impacts. *PLoS one*, 14(5), e0216663.

- Sjölander, P., Michaelson, P., Jaric, S., and Djupsjöbacka, M. (2008). Sensorimotor disturbances in chronic neck pain—range of motion, peak velocity, smoothness of movement, and repositioning acuity. *Manual therapy, 13*(2), 122-131.
- Snijders, C. J., Van Dijke, G. H., and Roosch, E. R. (1991). A biomechanical model for the analysis of the cervical spine in static postures. *Journal of biomechanics, 24*(9), 783-792.
- Snodgrass, S. J., Cleland, J. A., Haskins, R., and Rivett, D. A. (2014). The clinical utility of cervical range of motion in diagnosis, prognosis, and evaluating the effects of manipulation: a systematic review. *Physiotherapy, 100*(4), 290-304.
- Sørensen, H., Goldsmith, J., and Sangalli, L. M. (2013). An introduction with medical applications to functional data analysis. *Statistics in medicine, 32*(30), 5222-5240.
- Spratford, W., and Newman, P. (2019). Neck forces in combat jet pilots—Application of opensim to calculate dynamic cervical spine loads in flight. In *Aerospace Medical Association AsMA: Annual Scientific Meeting 2019*.
- Staudte, H. W., and Dühr, N. (1994). Age- and sex-dependent force-related function of the cervical spine. *European Spine Journal, 3*(3), 155-161.
- Stelle, R., Zeigelboim, B. S., Lange, M. C., and Marques, J. M. (2013). Influence of manipulation at range of rotation of the cervical spine in chronic mechanical neck pain. *Rev Dor, 14*(4), 284-9.
- Stenneberg, M., Rood, M., de Bie, R. A., Schmitt, M., Cattrysse, E., and Scholten-Peeters, G. G. M. (2017). To which degree differs active cervical range of motion between patients with neck pain, whiplash and healthy controls? A systematic review and meta-analysis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*.
- Stenneberg, M. S., Busstra, H., Eskes, M., van Trijffel, E., Cattrysse, E., Scholten-Peeters, G. G., and de Bie, R. A. (2018). Concurrent validity and interrater reliability of a new smartphone application to assess 3D active cervical range of motion in patients with neck pain. *Musculoskeletal Science and Practice, 34*, 59-65.
- Sterling, M. (2014). Physiotherapy management of whiplash-associated disorders (WAD). *Journal of physiotherapy, 60*(1), 5-12.
- Straker, L., Burgess-Limerick, R., Pollock, C., Murray, K., Netto, K., Coleman, J., and Skoss, R. (2008). The impact of computer display height and desk design on 3D posture during information technology work by young adults. *Journal of electromyography and kinesiology, 18*(2), 336-349.
- Strimpakos, N., and Oldham, J. A. (2001). Objective measurements of neck function. A critical review of their validity and reliability. *Physical therapy reviews, 6*(1), 39-51.
- Struyf, F., Nijs, J., Mottram, S., Roussel, N. A., Cools, A. M., and Meeusen, R. (2014). Clinical assessment of the scapula: a review of the literature. *British journal of sports*

- medicine*, 48(11), 883-890.
- Styrke, J., Stålnacke, B. M., Bylund, P. O., Sojka, P., and Björnstig, U. (2012). A 10-year incidence of acute whiplash injuries after road traffic crashes in a defined population in northern Sweden. *PM&R*, 4(10), 739-747.
- Sun, M. S., Cai, X. Y., Liu, Q., Du, C. F., and Mo, Z. J. (2020). Application of Simulation Methods in Cervical Spine Dynamics. *Journal of Healthcare Engineering*, 2020.
- Suryanarayana, L., and Kumar, S. (2005). Quantification of isometric cervical strength at different ranges of flexion and extension. *Clinical Biomechanics*, 20(2), 138-144.
- Szeto, G. P., Straker, L., and Raine, S. (2002). A field comparison of neck and shoulder postures in symptomatic and asymptomatic office workers. *Applied ergonomics*, 33(1), 75-84.
- Tate, J. J., and Milner, C. E. (2010). Real-time kinematic, temporospatial, and kinetic biofeedback during gait retraining in patients: a systematic review. *Physical therapy*, 90(8), 1123-1134.
- Tierney, R. T., Sitler, M. R., Swanik, C. B., Swanik, K. A., Higgins, M. I. C. H. A. E. L., and Torg, J. (2005). Gender differences in head-neck segment dynamic stabilization during head acceleration. *Medicine and science in sports and exercise*, 37(2), 272-279.
- Tsang, S. M., Szeto, G. P., and Lee, R. Y. (2013). Movement coordination and differential kinematics of the cervical and thoracic spines in people with chronic neck pain. *Clinical Biomechanics*, 28(6), 610-617.
- Tsang, S. M., Szeto, G. P., and Lee, R. Y. (2016). Relationship between neck acceleration and muscle activation in people with chronic neck pain: implications for functional disability. *Clinical Biomechanics*, 35, 27-36.
- Ullah, S., and Finch, C. F. (2013). Applications of functional data analysis: A systematic review. *BMC medical research methodology*, 13(1), 1-12.
- Valkeinen, H., Ylinen, J., Mälkiä, E., Alen, M., and Häkkinen, K. (2002). Maximal force, force/time and activation/coactivation characteristics of the neck muscles in extension and flexion in healthy men and women at different ages. *European journal of applied physiology*, 88(3), 247-254.
- van Lopik, D. W., and Acar, M. (2007). Development of a multi-body computational model of human head and neck. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part K: Journal of Multi-body Dynamics*, 221(2), 175-197.
- Vasavada, A. N., Lasher, R. A., Meyer, T. E., and Lin, D. C. (2008). Defining and evaluating wrapping surfaces for MRI-derived spinal muscle paths. *Journal of Biomechanics*, 41(7), 1450-1457.
- Vasavada, A. N., Nevins, D. D., Monda, S. M., Hughes, E., and Lin, D. C. (2015).

- Gravitational demand on the neck musculature during tablet computer use. *Ergonomics*, 58(6), 990-1004.
- Vaz, R., Sousa, A., and Tavares, J. M. R. OpenSim and Dentistry: a study applied to the prevention of musculoskeletal disorders in the clinic.
- Venegas-Toro, W., Page Del Pozo, A. F., Zambrano, I., and Ruiz, C. (2018). Análisis del eje instantáneo de rotación del movimiento de flexo-extensión del cuello mediante video análisis: fiabilidad y análisis de errores. *3C Tecnología*, 7(1), 79-92.
- Venegas, W., Inglés, M., Page, Á., and Serra-Añó, P. (2020). Paths of the cervical instantaneous axis of rotation during active movements—patterns and reliability. *Medical and biological engineering and computing*, 1-11.
- Visser, L. C., Carloni, R., and Stramigioli, S. (2009, October). Vision based motion control for a humanoid head. In *2009 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems* (pp. 5469-5474). IEEE.
- Walter, S. D., Eliasziw, M., and Donner, A. (1998). Sample size and optimal designs for reliability studies. *Statistics in medicine*, 17(1), 101-110.
- Warmenhoven, J., Cobley, S., Draper, C., Harrison, A., Bargary, N., and Smith, R. (2019). Considerations for the use of functional principal components analysis in sports biomechanics: examples from on-water rowing. *Sports Biomechanics*, 18(3), 317-341.
- Weir, J. P. (2005). Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(1), 231-240.
- Werne, S. (1957). Studies in spontaneous atlas dislocation. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 28(sup23), 3-150.
- Wibawa, A. D., Verdonchot, N., Halbertsma, J. P. K., Burgerhof, J. G. M., Diercks, R. L., and Verkerke, G. J. (2016). Musculoskeletal modeling of human lower limb during normal walking, one-legged forward hopping and side jumping: Comparison of measured EMG and predicted muscle activity patterns. *Journal of biomechanics*, 49(15), 3660-3666.
- Williams, M. A., McCarthy, C. J., Chorti, A., Cooke, M. W., and Gates, S. (2010). A systematic review of reliability and validity studies of methods for measuring active and passive cervical range of motion. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, 33(2), 138-155.
- Willinger, R., Bourdet, N., Fischer, R., and Le Gall, F. (2005). Modal analysis of the human neck in vivo as a criterion for crash test dummy evaluation. *Journal of sound and vibration*, 287(3), 405-431.
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement*. John Wiley and

Sons.

- Winters, J. M. (1990). Hill-based muscle models: a systems engineering perspective. In *Multiple muscle systems* (pp. 69-93). Springer, New York, NY.
- Withnall, C., Shewchenko, N., Wiley, K. D., and Rogers, N. M. (2003). An improved dummy neck for the ISO 13232 Motorcycle anthropometric test dummy. In *Proceedings: International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles* (Vol. 2003, pp. 10-p). National Highway Traffic Safety Administration.
- Woltring, H. J., Huiskes, R., De Lange, A., and Veldpaus, F. E. (1985). Finite centroid and helical axis estimation from noisy landmark measurements in the study of human joint kinematics. *Journal of biomechanics*, 18(5), 379-389.
- Woltring, H. J., Long, K., Osterbauer, P. J., and Fuhr, A. W. (1994). Instantaneous helical axis estimation from 3-D video data in neck kinematics for whiplash diagnostics. *Journal of biomechanics*, 27(12), 1415-1432.
- Woltring, H. J. (1994b). 3-D attitude representation of human joints: a standardization proposal. *Journal of biomechanics*, 27(12), 1399-1414.
- Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., ... and Stokes, I. (2002). ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. *Journal of biomechanics*, 35(4), 543-548.
- Wu, G., Van der Helm, F. C., Veeger, H. D., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., ... and Buchholz, B. (2005). ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of biomechanics*, 38(5), 981-992.
- Yamazaki, K., Ono, K., and Kaneoka, K. (2000). *A simulation analysis of human cervical spine motion during low speed rear-end impacts* (No. 2000-01-0154). SAE Technical Paper.
- Yan, Y., Huang, J., Li, F., and Hu, L. (2018). Investigation of the effect of neck muscle active force on whiplash injury of the cervical spine. *Applied bionics and biomechanics*, 2018.
- Yoganandan, N., Kumaresan, S., Voo, L., and Pintar, F. A. (1997). Finite element model of the human lower cervical spine: parametric analysis of the C4-C6 unit.
- Yoganandan, N., Maiman, D. J., Guan, Y., and Pintar, F. (2009). Importance of physical properties of the human head on head-neck injury metrics. *Traffic injury prevention*, 10(5), 488-496.
- Yoganandan, N., Pintar, F. A., Maiman, D. J., Philippens, M., and Wismans, J. (2009). Neck forces and moments and head accelerations in side impact. *Traffic injury prevention*, 10(1), 51-57.

- Yokoi, T., Takahashi, A., Okada, H., Ohyama, K. B., and Muraoka, M. (1998). Is the selection of body segment inertia parameters critical to the results of kinematic and kinetic analysis of human movement?. *Anthropological Science*, 106(4), 371-383.
- Yoon, T. L., Kim, H. N., and Min, J. H. (2019). Validity and reliability of an inertial measurement unit-based 3-dimensional angular measurement of cervical range of motion. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, 42(1), 75-81.
- Youdas, J. W., Garrett, T. R., Suman, V. J., Bogard, C. L., Hallman, H. O., and Carey, J. R. (1992). Normal range of motion of the cervical spine: an initial goniometric study. *Physical therapy*, 72(11), 770-780.
- Young, J. W., Chandler, R. F., Snow, C. C., Robinette, K. M., Zehner, G. F., and Loftberg, M. S. (1983). *Anthropometric and mass distribution characteristics of the adult female* (No. FAA-AM-83-16). Civil Aerospace Medical Institute.
- Zanasi, R., Morselli, R., Visconti, A., and Cavanna, M. (2002). Head-neck model for the evaluation of passenger's comfort. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems* (Vol. 2, pp. 1403-1408). IEEE.
- Zatsiorsky, V. (1983). The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body. *Biomechanics*, 1152-1159.
- Zatsiorsky, V. M. (2002). *Kinetics of Human Motion*, Human Kinetics, Champaign.
- Zoppi, M., and Molfino, R. (2006, December). Humanoid stereo head with augmented mobility. In *2006 6th IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots* (pp. 468-473). IEEE.

Publicaciones y proyectos asociados a esta Tesis Doctoral

Proyectos de investigación

- Proyecto de investigación Junior PIJ-15-08, *Modelado biomecánico del cuello basado en la imagen cinemática de la función articular para su aplicación en tecnologías para la salud y el bienestar del ser humano*. Escuela Politécnica Nacional. Quito
- Proyecto de investigación PIMI-15-04, *Control adaptativo basado en inteligencia artificial aplicado a un sistema mecatrónico fundado en un robot paralelo para la diagnosis y rehabilitación*. Escuela Politécnica Nacional. Quito

Proyectos de titulación

- Moreno Maza, G. A. (2017). *Análisis del comportamiento del cuello en el efecto latigazo por medio de elementos finitos para obtener los puntos críticos de lesión por medio del análisis dinámico y de fuerzas generadas* (Bachelor's thesis, EPN. Quito, 2017).
- Escobar Guachambala, M. Á. (2017). *Modelo dinámico de los movimientos de flexo extensión cervical del cuello humano, basado en pares de rodadura* (Master's thesis, EPN. Quito, 2017).
- Ruiz Cruz, C. A. (2018). *Fiabilidad de la técnica de video-análisis en el análisis cinemático de la flexo-extensión del cuello* (Bachelor's thesis, EPN Quito, 2018.).
- Vicente, K., Venegas, W., Vásquez, C. L., & Zambrano, I. (2020). *Flexo-extension analysis of the neck using artificial vision*. (Master's thesis, EPN. Quito, 2020).

Publicaciones en revistas

- Venegas Toro, W., Page del Pozo, Á., Zambrano Orejuela, I. y Ruiz Cruz, C. (2018). *Análisis del eje instantáneo de rotación del movimiento de flexo-extensión del*

cuello mediante vídeo análisis: fiabilidad y análisis de errores. *3C Tecnología: glosas de innovación aplicadas a la PYME*, 7(1), 79-92.

- Venegas, W., Inglés, M., Page, Á., & Serra-Añó, P. (2020). Paths of the cervical instantaneous axis of rotation during active movements—patterns and reliability. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 58, 1147-1157.
- Vicente, K., Venegas, W., Vásquez, C. L., & Zambrano, I. (2020). Flexo-extension analysis of the neck using artificial vision. *arXiv preprint arXiv:2004.00694*.
- Vicente, K., Venegas, W., Vásquez, C. L., & Zambrano, I. (2020). Análisis de Flexo-extensión del Cuello Mediante el Uso de Visión Artificial. *Revista Politécnica*, 45(1), 7-16.
- Venegas, W., Inglés, M., Page, A., Serra-Añó, P. (2020). Effect of sex and neck length on cervical kinematics. A functional data analyses approach. *Gait and Posture* 81, 392-393.

Contribuciones en congresos

- Venegas, W, Page, A., Serra-Año, P., Zambrano, I. (2017). Fiabilidad de la medida del eje instantáneo de rotación en el movimiento de flexo extensión del cuello mediante video fotogrametría de precisión. *Primer Congreso de Bioingeniería y Sistemas Inteligentes de Rehabilitación*. CIBSIR 2017, Noviembre 28-30, 2017, Quito, Ecuador
- Ruiz C., Zambrano O., Venegas W., Soto R., et al. 2017. Fiabilidad de la técnica de video análisis en el análisis cinemático de la flexo extensión del cuello *Primer Congreso de Bioingeniería y Sistemas Inteligentes de Rehabilitación*. CIBSIR 2017, Noviembre 28-30, 2017, Quito, Ecuador.
- Aquino A., Pozo S., Zambrano O., Venegas W., 2017. Análisis Cinemático y Dinámico de un Robot Paralelo Según el Principio de Trabajos Virtuales para Rehabilitación. *Jornadas de Biomecánica Congreso de Bioingeniería y Sistemas Inteligentes de Rehabilitación*. CIBSIR 2017, Noviembre 28-30, 2017, Quito, Ecuador.
- W. Venegas, A. Page, P. Serra, I. Zambrano. (2018). Medida experimental del eje instantáneo de rotación del movimiento del cuello. Fiabilidad y validez. *XXII Congreso Nacional de Ingeniería Mecánica 2018*, Septiembre 12- 21, 2018, Madrid, España.
- Escobar, M., Venegas, W., Page, A., Zambrano, I. (2018). Modelo dinámico activo de cabeza cuello: magnitud de fuerzas y momentos suavizados. *Segundo Congreso de Bioingeniería y Sistemas Inteligentes de Rehabilitación*. CIBSIR 2018, Diciembre 03-05, 2018, Ibarra, Ecuador.
- López-Pérez, Noelia; Venegas, William; Serra-Añó, Pilar; Page, Álvaro (2019). Comparación de la normalización lineal de la escala de tiempos con el registro

funcional continuo en movimientos cíclicos del cuello. *11 Simposio CEA de Bioingeniería 2019*, Julio 18-19, 2019, Valencia, España.

- Venegas, W., Page, Á., & Serra-Añó, P., Inglés, M. (2020). Patterns of displacement of the Instantaneous Helical Axis of the neck. Relation with the sequential motion of vertebrae. *XIV Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica – CIBIM 2019*, 12-16
- Venegas, W., P., Inglés, M, Page, Á., & Serra-Añó., (2020). Effect of sex and neck length on cervical kinematics: A functional data analyses approach. *Annual Meeting of the European Society for Movement Analysis in Adults and Children (ESMAC 2020)*, p040

Publicaciones en revisión

- W. Venegas, S. Santos, A. Page, Marta Inglés. (2021). Descripción de la cinemática del cuello mediante Análisis de Datos Funcionales. Diferencias por sexo, edad y longitud del cuello. *XXIII Congreso Nacional de Ingeniería Mecánica 2021*, Octubre 21- 23, 2021, Jaén, España.