



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA

Programa de Doctorado en Tecnologías
para la Salud y el Bienestar

**Aplicación de la cinemática articular a la
valoración funcional del hombro**

Tesis doctoral

Autora: Magda Liliana Cáceres Cáceres

Director: Prof. Dr. Álvaro Page del Pozo

Agosto de 2019

Dedico esta tesis a mi esposo Alejandro, a mis preciosos hijos Daniel y Juan Diego, a mis padres y en especial a mis suegros, que aunque ya no están en la tierra, siguen presentes en nuestros corazones.

Agradecimientos

Quiero agradecer a Álvaro Page, mi director de tesis por su dedicación, por enseñarme la importancia de realizar un trabajo riguroso, metódico e innovador. También le agradezco por animarme a no perder la ilusión por investigar, a pesar de todas las adversidades.

A mis padres, que siempre se esforzaron para que tuviera la mejor educación posible y me respaldaron cuando decidí venir a España.

A mi querido esposo Alejandro por su amor incondicional y por creer en mí, ya que sin su apoyo este proyecto no sería una realidad.

A mis preciosos hijos Daniel y Juan Diego, que me han enseñado lo que es realmente importante en la vida.

Finalmente, a las personas que voluntariamente participaron como sujetos de ensayo en este estudio, al Instituto de Biomecánica de Valencia por cederme sus instalaciones para la realización de la experimentación y a mis antiguos compañeros del IBV que han intervenido de una u otra manera en el proyecto.

Resumen

El hombro es una articulación compleja en la que interaccionan múltiples estructuras, lo que permite la realización de movimientos de gran amplitud. Debido a esta característica, puede ser fácilmente alterada si alguno de los componentes falla. Las patologías del hombro son variadas, así como diversa es la sintomatología y el nivel de alteración funcional. El grado de afectación funcional puede ser valorado ya sea mediante escalas clínicas, o con pruebas biomecánicas basadas en el análisis cinemático, que añaden objetividad a los resultados. No obstante, los modelos cinemáticos disponibles en la actualidad no ofrecen una representación realista del movimiento articular, lo que supone una importante limitación a la hora de desarrollar sistemas de valoración funcional.

El objetivo principal de esta tesis fue describir el movimiento del hombro mediante técnicas cinemáticas avanzadas que incluyeran el uso de variables funcionales asociadas a la posición, velocidad y aceleración, así como la descripción de la trayectoria del eje instantáneo de rotación, con la finalidad de desarrollar un nuevo enfoque en las técnicas de valoración funcional del hombro.

La muestra de estudio estuvo compuesta por 41 sujetos sanos y 15 sujetos con patología de hombro. Se analizaron los movimientos de abducción en el plano frontal y escapular, sin peso y con una maza de 1kg. Se utilizó la escala EVA (Escala Visual Analógica), para determinar el nivel de dolor percibido y la escala DASH (Disabilities of the arm, shoulder and hand), para definir el grado funcional. Se realizó un análisis de variables numéricas, variables funcionales, reproducibilidad y armonía del movimiento y descripción de la trayectoria del eje instantáneo de rotación (EIR).

Como resultado, se ha demostrado la alta fiabilidad del procedimiento. Las diferencias encontradas entre los sujetos sanos y patológicos, solo eran evidentes a nivel de grupos, además la dispersión de la muestra era considerable. Los valores de reproducibilidad y armonía fueron similares para los dos grupos. En promedio,

los sujetos patológicos tenían menor ángulo, velocidad y aceleración, pérdida que se producía de forma continua a lo largo del ciclo, como se observa en el análisis de las funciones del movimiento. Se encontró que la escala DASH guardaba una relación con las variables cinemáticas funcionales, si bien, era moderada. Por otra parte, al aumentar el nivel de afectación, se observaba una clara disminución de la velocidad angular, y un cambio en el patrón de movimiento. Con respecto al efecto de la carga, no se encontraron diferencias claras en la población de estudio. Finalmente, la trayectoria del EIR describía una ruta de inicio por debajo del acromion, seguido de un desplazamiento vertical y medio-lateral, con un patrón que aunque era similar entre los grupos, se veía afectado de forma diferente por el dolor o el nivel de afectación funcional en la muestra de patológicos.

En conclusión, los resultados indican que las variables funcionales son más sensibles a los cambios que las variables numéricas clásicas basadas en rangos o valores máximos. Por otra parte, las diferencias encontradas entre los sujetos patológicos y los sanos, solo son claras a nivel de conjunto, pero no separan de forma nítida a los individuos de cada grupo, pudiendo ser solo evidentes en caso de afectaciones muy severas, pero no con niveles moderados o bajos. El estudio del EIR es novedoso y proporciona información acerca de la coordinación del movimiento, aspecto de especial relevancia dada la composición del complejo articular del hombro. Finalmente, de los resultados se extrae el interés del uso de medidas repetidas usando el sujeto como factor y utilizando las escalas de valoración funcional, ya que el uso solo de datos biomecánicos no parece ser suficiente.

Resum

El muscle és una articulació complexa en la qual interaccionen múltiples estructures, la qual cosa permet la realització de moviments de gran amplitud. A causa d'aquesta característica, pot ser fàcilment alterada si algun dels components falla. Les patologies del muscle són variades, així com diversa és la simptomatologia i el nivell d'alteració funcional. El grau d'afectació funcional pot ser valorat ja siga mitjançant escales clíniques, o amb proves biomecàniques basades en l'anàlisi cinemàtica, que afegien objectivitat als resultats. No obstant això, els models cinemàtics disponibles en l'actualitat no ofereixen una representació realista del moviment articular, la qual cosa suposa una important limitació a l'hora de desenvolupar sistemes de valoració funcional.

L'objectiu principal d'aquesta tesi va ser descriure el moviment del muscle mitjançant tècniques cinemàtiques avançades que inclogueren l'ús de variables funcionals associades a la posició, velocitat i acceleració, així com la descripció de la trajectòria de l'eix instantani de rotació, amb la finalitat de desenvolupar un nou enfocament en les tècniques de valoració funcional del muscle.

La mostra d'estudi va estar composta per 41 subjectes sans i 15 subjectes amb patologia de muscle. Es van analitzar els moviments d'abducció en el pla frontal i en el pla escapular, amb pes d'1 quilogram i sense pes. Es va utilitzar l'escala EVA (escala visual analògica), per a determinar el nivell de dolor percebut i l'escala DASH (Disabilities of the arm, shoulder and hand), per a definir el grau funcional. Es va realitzar una anàlisi de variables numèriques, variables funcionals, reproduïbilitat i harmonia del moviment i descripció de la trajectòria de l'eix instantani de rotació (EIR).

Com a resultat, s'ha demostrat l'alta fiabilitat del procediment. Les diferències oposades entre els subjectes sans i patològics, només eren evidents a nivell de grups, a més la dispersió de la mostra era considerable. Els valors de reproducibilitat i harmonia van ser similars per als dos grups. En mitjana, els subjectes patològics tenien menor angle, velocitat i acceleració, pèrdua que es produïa de forma contínua al llarg del cicle, com s'observa en l'anàlisi de les funcions del moviment. Es va trobar que l'escala DASH guardava una relació con les variables cinemàtiques funcionals, si bé, era moderada. D'altra banda, en augmentar el nivell d'afectació, s'observava una clara disminució de la velocitat angular, i un canvi en el patró de moviment. Respecte a l'efecte de la càrrega, no es van trobar diferències clares en la població d'estudi. Finalment, la trajectòria del EIR descrivia una ruta d'inici per davall de l'acromi, seguit d'un desplaçament vertical i mig-lateral, amb un patró que encara que era similar entre els grups, es veia afectat de forma diferent pel dolor o el nivell d'afectació funcional en la mostra de patològics.

En conclusió, els resultats indiquen que les variables funcionals són més sensibles als canvis que les variables numèriques clàssiques basades en rangs o valors màxims. D'altra banda, les diferències oposades entre els subjectes patològics i els sans, només són clares a nivell de conjunt, però no separen de forma nítida als individus de cada grup, podent ser només evidents en cas d'afectacions molt severes, però no amb nivells moderats o baixos. L'estudi del EIR és nou i proporciona informació sobre la coordinació del moviment, aspecte d'especial rellevància donada la composició del complex articular del muscle. Finalment, dels resultats s'extrau l'interés de l'ús de mesures repetides usant el subjecte com a factor i utilitzant les escales de valoració funcional, ja que l'ús sol de dades biomecànics no sembla ser suficient.

Summary

The shoulder complex is a structure of joints with the largest range of motion. Consequently, it is susceptible to injury. Shoulder pathologies involve different levels of functional impairment that can be assessed either by clinical scales or by objective methods such as kinematic analysis. However, currently available kinematic models do not offer a realistic representation of joint movement, which is an important limitation when developing functional assessment systems.

The main goal of current dissertation is to describe the movement of the shoulder, using advanced kinematic techniques that include the use of position, velocity and acceleration variables, as well as the use of the instantaneous helical axis, in order to develop new techniques of functional assessment.

This study included 41 healthy subjects and 15 subjects with shoulder pathology. Subjects performed humeral elevation in 2 planes (frontal and scapular) and 2 conditions (loaded and unloaded). The VAS (visual analog scale) was used to determine the level of perceived pain and the DASH scale (Disabilities of the arm, shoulder and hand) to define the functional impairment. An analysis of numerical variables, functional variables, reproducibility and harmony of the movement and description of the trajectory of the instantaneous helical axis (IHA) was carried out.

As a result, the high reliability of the procedure has been demonstrated. Significant differences were found between healthy and pathological subjects. However, it was only evident about groups, in addition the dispersion was considerable. Reproducibility and harmony values were similar for both.

The functional analysis showed that the pathological group had lower angle, velocity and acceleration throughout the entire cycle. It was found that the DASH scale had a moderate relation with the functional kinematic variables. On the other hand, when increasing the level of affectation, an obvious decrease of the angular velocity, and a change in the movement pattern was observed. Regarding the effect of loading, no clear differences were found in the study population. Finally, the IHA described a vertical and mid-lateral displacement, with an initial point below the acromion. The pattern was similar in both groups, however it was affected by the level of pain and functional impairment.

In conclusion, these findings suggest that functional variables are more sensitive to changes than classical numerical variables. On the other hand, differences between healthy and pathological subjects are only evident at group level. It seems that it is only evident in highly affected patients, not in those with a mild or intermediate impairment. Moreover, the study of the IHA is novel and provides relevant information about the shoulder joint coordination. Finally, we concluded that the use of repeated measurements using the subject as a factor along with the use of scales of functional assessment provides a better description of the movement since the exclusive use of biomechanical data, does not seem to be sufficient.

Índice general

Agradecimientos	ii
Resumen.....	iv
Resum	vi
Summary	viii
Índice general.....	x
Índice de tablas	xvi
Índice de figuras.....	xviii
Índice de abreviaturas	xxii
1.INTRODUCCIÓN	1
1.1. Origen de la tesis.....	1
1.2. Importancia de las lesiones de hombro en el contexto social.....	2
2.ESTADO DEL ARTE.....	5
2.1. El complejo articular del hombro.....	5
2.2. Movimientos del hombro	7
2.3. Patologías del hombro.....	9
2.3.1. Descripción y maniobras clínicas	9
2.3.2. Medios diagnósticos.....	13
2.4. Valoración de la funcionalidad del hombro	15
2.4.1. Valoración de la función del hombro en la práctica médica diaria .	15
2.4.2. Escalas de valoración funcional.....	17
2.4.3. Pruebas biomecánicas para valorar la función en las actividades de la vida diaria	20

2.4.4.	Pruebas biomecánicas para valorar la función mediante la medición de movimientos simples.....	24
2.4.5.	Cambios biomecánicos según la patología	27
2.5.	Modelos cinemáticos.....	30
2.5.1.	Evolución de los modelos cinemáticos. Medida de la función del complejo clavícula, escápula, húmero.....	30
2.5.2.	Limitaciones de los modelos articulares. Nuevos enfoques.....	33
3.	OBJETIVOS, HIPÓTESIS Y PLAN DE TRABAJO.....	39
3.1.	Objetivos	39
3.2.	Hipótesis de partida.....	40
3.3.	Plan de trabajo.....	42
4.	MATERIALES Y MÉTODOS	45
4.1.	Diseño experimental.....	45
4.1.1.	Muestra de estudio	45
4.1.2.	Muestreo y tamaño de la muestra de estudio	46
4.1.3.	Definición del gesto a analizar.....	49
4.1.4.	Equipo de medida	50
4.1.5.	Escalas de valoración clínica	54
4.1.6.	Material complementario	54
4.1.7.	Descripción del experimento	55
4.1.8.	Aleatorización de la prueba.....	61
4.1.9.	Frecuencia de muestreo.....	61
4.2.	Análisis cinemático	61
4.2.1.	Segmentos y movimientos analizados	61
4.2.2.	Sistema de referencia. Proceso de cálculo	62
4.2.3.	Cálculos cinemáticos	64
4.2.4.	Suavizado y derivación numérica.	65

4.2.5.	Obtención de ciclos de movimiento. Normalización de la escala temporal	67
4.2.6.	Promediado en el dominio temporal.	68
4.2.7.	Obtención de los EIR.	68
4.3.	Variables medidas.	70
4.3.1.	Variables numéricas.....	71
4.3.2.	Variables funcionales.....	72
4.3.3.	Ejes instantáneos de rotación	75
4.4.	Fiabilidad de la técnica.....	77
4.5.	Análisis de datos	79
4.5.1.	Análisis descriptivo de la muestra	80
4.5.2.	Análisis de las variables cinemáticas numéricas.....	80
4.5.3.	Análisis de variables cinemáticas funcionales	82
4.5.4.	Análisis de las trayectorias del EIR	85
5.	RESULTADOS	89
5.1.	Reproducibilidad de las medidas. Hipótesis de un grado de libertad funcional.....	89
5.2.	Análisis descriptivo de las muestras	91
5.2.1.	Análisis descriptivo de la muestra de sanos.....	91
5.2.2.	Muestra de sujetos patológicos	92
5.3.	Variables cinemáticas numéricas del movimiento humero-torácico.....	93
5.3.1.	Sujetos sanos.....	93
5.3.2.	Sujetos patológicos	99
5.4.	Variables cinemáticas funcionales	106
5.4.1.	Sujetos sanos.....	107
5.4.2.	Variables funcionales. Sujetos patológicos.....	120
5.5.	Eje instantáneo de rotación	137
5.5.1.	Sujetos sanos.....	138

5.5.2. Sujetos patológicos	144
6.DISCUSIÓN.....	157
6.1. Interés del trabajo de investigación.....	157
6.2. Descripción de los gestos analizados	158
6.3. Tipo de muestra.....	159
6.4. Fiabilidad de la técnica. Hipótesis de un grado de libertad funcional.....	160
6.5. Variables numéricas. Patrón sano	161
6.5.1. Análisis descriptivo.....	161
6.5.2. Efecto del lado y plano.....	162
6.5.3. Efecto de la carga.....	163
6.5.4. Efecto del género y la edad.....	164
6.6. Variables numéricas. Patrón patológico.....	166
6.6.1. Comparación del lado afecto con el lado sano.....	166
6.6.2. Comparación entre el patrón patológico y el patrón normal.....	166
6.6.3. Efecto del factor plano de movimiento y carga. Comparativo entre sujetos sanos y patológicos.	168
6.6.4. Relación con las escalas clínicas.....	170
6.7. Variables funcionales. Sujetos sanos	171
6.7.1. Armonía y reproducibilidad	171
6.7.2. Descriptivo de las funciones del movimiento.	174
6.7.3. Efecto del lado, plano del movimiento y carga.....	174
6.8. Variables funcionales. Sujetos patológicos.....	176
6.8.1. Análisis descriptivo.....	176
6.8.2. Diferencia entre el lado sano y el afecto.	177
6.8.3. Patrón patológico. Diferencias con el patrón sano.....	178
6.8.4. Relación con las escalas clínicas.....	180
6.9. Eje Instantáneo de rotación	183
6.9.1. Sujetos sanos	183

6.9.2. Sujetos patológicos	186
7. LIMITACIONES Y LÍNEAS FUTURAS.....	191
8. CONCLUSIONES.....	195
9. BIBLIOGRAFÍA.....	197
10. ANEXOS.....	229

Índice de tablas

Tabla 1. Ángulos de movimiento por articulación en la elevación.....	9
Tabla 2. Medios diagnósticos	15
Tabla 3. Escalas de valoración de la funcionalidad del hombro	18
Tabla 4. Resumen resultados estudios que valoran actividades de la vida diaria ..	23
Tabla 5. Cambios biomecánicos en las patologías de hombro.....	28
Tabla 6. Cronograma	44
Tabla 7. Características del equipo Kinescan/IBV	51
Tabla 8. Variables numéricas analizadas	72
Tabla 9. Variables funcionales.....	74
Tabla 10. Variables asociadas a los datos funcionales.....	77
Tabla 11. Hipótesis de 1 gdl funcional.	89
Tabla 12. Fiabilidad variables cinemáticas numéricas y posición media del EIR. .	90
Tabla 13. Fiabilidad variables cinemáticas funcionales y trayectoria del EIR.	91
Tabla 14. Características de la muestra de sujetos sanos	92
Tabla 15. Datos descriptivos de la muestra de patológicos	92
Tabla 16. Descripción del tipo de patología	93
Tabla 17. Descriptivo de las variables cinemáticas	94
Tabla 18. Efecto del factor lado.	95
Tabla 19. Efecto del factor plano.....	96
Tabla 20. Efecto de la carga en las variables numéricas.....	96
Tabla 21. Efecto del género.	97
Tabla 22. Efecto de la edad.....	98
Tabla 23. Efecto interacción edad-carga en la velocidad máxima de elevación.....	99
Tabla 24. Efecto interacción edad-carga en la velocidad máxima en el descenso..	99
Tabla 25. Descriptivo de las variables cinemáticas	100
Tabla 26. Diferencias según el lado en el que se ha realizado la prueba.	101
Tabla 27. Efecto del factor patología.	102
Tabla 28. Medias y desviaciones típicas en función del plano de elevación.	103
Tabla 29. Efecto del factor carga en los sujetos patológicos	104
Tabla 30. Efecto diferencial de la carga considerando el factor patología	105

Tabla 31. Relación de las variables cinemáticas con el DASH y EVA en reposo	106
Tabla 32. Reproducibilidad y armonía del movimiento.....	107
Tabla 33. Efecto de la carga en la reproducibilidad de las variables cinemáticas y en la armonía del movimiento.....	109
Tabla 34. Efecto de la edad en la reproducibilidad.....	109
Tabla 35. Sujetos patológicos. Reproducibilidad y armonía.....	121
Tabla 36. Diferencias en la repetibilidad y armonía según el lado en el que se ha realizado la prueba.	125
Tabla 37. Efecto patología vs sano	129
Tabla 38. Efecto interacción carga*patología.....	130
Tabla 39 . Correlación de Spearman entre las variables de reproducibilidad y armonía	133
Tabla 40. Medianas de los coeficientes de correlación múltiple de los modelos lineales funcionales entre las variables de reproducibilidad y armonía.....	134
Tabla 41. Análisis descriptivo de las variables numéricas. Base de sujetos sanos	139
Tabla 42. Efecto del plano del movimiento en las variables numéricas de la población sana.....	140
Tabla 43. Efecto de la carga en el movimiento de elevación.....	141
Tabla 44. Análisis descriptivo de las variables numéricas. Base de sujetos patológicos.	145
Tabla 45. Diferencias lado sano y lado afecto	147
Tabla 46. Efecto de la carga en el movimiento de elevación.....	150
Tabla 47. Efecto de la patología sobre las variables numéricas del EIR.	151

Índice de figuras

Figura 1. Fases del plan de trabajo.....	44
Figura 2. Conjunto de accesorios utilizados para la experimentación.....	53
Figura 3. Sujeto instrumentado.....	57
Figura 4. Posición inicial en el plano de la escápula.....	58
Figura 5. Sujeto instrumentado para la calibración.....	59
Figura 6. Sujeto realizando la prueba con peso.....	60
Figura 7. Representación punto de corte del EIR con el plano del movimiento....	75
Figura 8. Composición de giros y posición del EIR del movimiento húmero- torácico.....	76
Figura 9. Esquema del tratamiento de datos realizado.....	79
Figura 10. Distribución de las curvas del ángulo de elevación en los movimientos de elevación y descenso.....	110
Figura 11. Familia de curvas $D\beta(p)$ de elevación y descenso.....	110
Figura 12. Familia de curvas $D^2\beta(p)$ de elevación y descenso.....	111
Figura 13. Comparación entre las curvas de subida y bajada.....	112
Figura 14. Diagramas de fases Ángulo-Velocidad angular y ángulo-aceleración angular.....	113
Figura 15. Medias marginales estimadas del ángulo $\beta(p)$ de elevación y descenso, en función del lado analizado.....	114
Figura 16. Medias marginales estimadas de la velocidad angular $D\beta(p)$ de elevación y descenso, en función del plano del movimiento.....	115
Figura 17. Medias marginales estimadas del ángulo $\beta(p)$ de elevación y descenso, en función de la carga.....	116
Figura 18. Medias marginales estimadas de la velocidad angular, $D\beta(p)$, en la elevación y descenso, en función de la carga.....	117
Figura 19. Medias marginales estimadas de la aceleración angular, $D^2\beta(p)$, en la elevación y descenso, en función de la carga.....	118
Figura 20. Medias marginales estimadas del ángulo $\beta(p)$ de elevación y descenso, en función de la edad.....	119
Figura 21. Medias marginales estimadas de la velocidad angular, $D\beta(p)$, en la elevación y descenso, en función de la edad.....	119

Figura 22. Medias marginales estimadas de la aceleración angular, $D^2\beta(p)$, en la elevación y descenso, en función del grupo de edad..	120
Figura 23. Familia de curvas $\beta(p)$ de elevación y descenso, sujetos patológicos..	122
Figura 24. Familia de curvas $D\beta(p)$ de elevación y descenso. Patológicos.....	123
Figura 25. Familia de curvas $D^2\beta(p)$ de elevación y descenso de las pruebas con sujetos patológicos.....	123
Figura 26. Diagramas en el espacio de las pruebas con sujetos patológicos.	124
Figura 27. Medias marginales estimadas del ángulo $\beta(p)$ de elevación y descenso, según el lado de los sujetos patológicos.....	126
Figura 28. Medias marginales estimadas de la velocidad angular, $D\beta(p)$, en la elevación y descenso, en función de la edad.....	126
Figura 29. Medias marginales estimadas de la aceleración angular, $D^2\beta(p)$, en la elevación y descenso, según el lado de la prueba (sano o afecto).....	127
Figura 30. Diagramas en el espacio de fases de las medias marginales funcionales estimadas.....	128
Figura 31. Medias marginales estimadas de las variables cinemáticas funcionales en la elevación y descenso, de los sujetos sanos frente a los patológicos.....	131
Figura 32. Diagramas en el espacio de fases obtenidas sobre las medias marginales estimadas de las variables cinemáticas funcionales de los sujetos sanos frente a los patológicos.....	132
Figura 33. Medias marginales estimadas del ángulo $\beta(p)$ de elevación y descenso, en función del DASH.....	135
Figura 34. Medias marginales estimadas de la velocidad angular, $D\beta(p)$, en la elevación y descenso, en función del DASH.....	135
Figura 35. Medias marginales estimadas de la aceleración angular, $D^2\beta(p)$, en la elevación y descenso, en función del DASH.	136
Figura 36. Diagramas en el espacio de fases obtenidos con las medias marginales estimadas para diferentes niveles de DASH.	137
Figura 37. Trayectoria $Y(Z)$ del EIR. Unidades en cm, punto de referencia, acromion.	141
Figura 38. Coordenadas medias de la posición del EIR en función del ángulo de elevación. Solo movimiento de elevación.....	142
Figura 39. Efecto del plano del movimiento sobre la trayectoria del EIR.....	143
Figura 40. Medias marginales estimadas de las trayectorias sin carga y con carga	144
Figura 41. Trayectorias promedio del EIR. Base de sujetos con patología..	146

Figura 42. Evolución promedio de la posición medio lateral y vertical de los EIR. Base de sujetos con patología.	146
Figura 43. Efecto del lado en la evolución promedio de la posición medio lateral y vertical de los EIR. Base de sujetos con patología.	148
Figura 44. Efecto del lado en la evolución promedio de la trayectoria de los EIR de la base de sujetos con patología.	149
Figura 45. Medias marginales de las trayectorias del EIR en función del nivel de afectación.	152
Figura 46. Efecto de la puntuación DASH en la evolución promedio de las coordenadas de la trayectoria de los EIR. Base de sujetos con patología.	153
Figura 47. Efecto de la puntuación DASH en la evolución promedio de la trayectoria de los EIR de la base de sujetos con patología.	154
Figura 48. Efecto de la puntuación EVA en la evolución promedio de las coordenadas de la trayectoria de los EIR. Base de sujetos con patología. ...	154
Figura 49. Efecto de la puntuación EVA en la evolución promedio de la trayectoria de los EIR. Base de sujetos con patología.	155

Índice de abreviaturas

ABREVIATURA	SIGNIFICADO (SIGNIFICADO EN INGLÉS)
AVD	Actividades de la vida diaria
ABD	Abducción
DT	Desviación típica
DASH	Escala para la valoración funcional de miembros superiores (Disabilities of the arm, shoulder and hand scale)
ENCT	Encuesta nacional de condiciones de trabajo
EMG	Electromiografía
EIR	Eje instantáneo de rotación
EVA	Escala visual analógica
FDA	Análisis de datos funcionales (Functional data analysis)
GC	Grupo control
GP	Grupo patológico
INSSBT	Instituto Nacional de Seguridad, Salud y Bienestar en el Trabajo
IBV	Instituto de Biomecánica de Valencia
ISB	Sociedad Internacional de Biomecánica (International Society of Biomechanics)
ICC	Coefficiente de correlación intraclase (Intraclass correlation coefficient)
IMC	Índice de masa corporal
RMN	Resonancia magnética nuclear
SEM	Error estándar de medida (Standard error of measurement)
TAC	Tomografía axial computerizada

Capítulo 1

Introducción

1.1. Origen de la tesis

El hombro es una articulación compleja en la que interaccionan múltiples estructuras, lo que permite la realización de movimientos de gran amplitud. Debido a esta característica, puede ser fácilmente alterada si alguno de los componentes falla. La sintomatología asociada a las patologías de hombro puede ser muy limitante para quien la sufre e interfiere de forma significativa en la realización de las actividades de la vida diaria. El grado de afectación funcional puede ser valorado ya sea mediante escalas clínicas, o con pruebas biomecánicas basadas en el análisis cinemático, que añaden objetividad a los resultados.

El desarrollo de modelos mecánicos capaces de representar y evaluar cuantitativamente la función motora es un campo de investigación muy activo. No obstante, dada la complejidad del problema, los modelos disponibles no ofrecen una representación realista del movimiento articular, lo que supone una importante limitación a la hora de desarrollar sistemas de valoración funcional. De ahí, el interés en desarrollar modelos cinemáticos que superen estas limitaciones.

En particular, la mayoría de estudios sobre aplicaciones de la cinemática articular a la valoración funcional va dirigida fundamentalmente a la descripción de los

ángulos articulares y sus derivadas, sin considerar los desplazamientos y velocidades lineales. Esta representación ofrece una visión muy simplificada e incompleta de la naturaleza real del movimiento, ya que asume ejes o centros de rotación fijos e impide descubrir las relaciones existentes entre la función y la estructura corporal subyacente. Estas simplificaciones no solo afectan a la fiabilidad de los modelos, sino que limitan el tipo de conocimiento que se puede alcanzar acerca de los sistemas corporales.

El grupo de investigación dirigido por el Dr. Álvaro Page, viene realizando desde 2003 una intensa investigación en este campo. Uno de los resultados conseguidos es el desarrollo de un modelo que utiliza los ejes instantáneos de rotación de una articulación para definir un par superior que represente el movimiento articular real, en lugar de considerar modelos simplificados formados por pares inferiores. Para su aplicación en el ámbito de la valoración biomecánica, es necesario desarrollar estudios más amplios con sujetos, que permita disponer de patrones de normalidad y analizar las diferencias asociadas a la presencia de patología.

La presente tesis busca desarrollar un nuevo enfoque que mejore los sistemas de valoración funcional de hombro disponibles en la actualidad, mediante el uso de técnicas cinemáticas avanzadas.

1.2. Importancia de las lesiones de hombro en el contexto social.

El dolor de miembros superiores y cuello es el segundo problema musculoesquelético asociado al trabajo en la población europea, después del dolor de espalda (EUROSTAT, 2010).

En el Reino Unido la prevalencia anual de consultas médicas por omalgia, es del 2,36% y la incidencia de 1,47%, siendo los problemas de miembros superiores y cuello la causa del 42% de los trastornos musculoesqueléticos, lo que se traduce en 4,2 millones de días de baja (Linsell et al., 2006).

En los Países Bajos, existe una incidencia de 19,0 por 1000 personas/año, siendo mayor el número de mujeres que de hombres (Bot et al., 2005), con una prevalencia en la población general de hasta un 26% (Luime et al., 2004).

En España, según la Encuesta Nacional (ENCT) y Europea (EWCS) de Condiciones de Trabajo, la segunda causa de problemas de salud la constituía el dolor muscular de hombros, cuello y miembros superiores, después de los problemas de espalda (INSSBT, 2011; 2016).

En 2016 se registraron 17.488 accidentes por sobreesfuerzo cuya lesión estaba localizada en la zona del hombro, que corresponde a un 9,2% del total (INSSBT 2016b). En relación con las enfermedades profesionales, entre 2007 y 2012 se registraron 350.361 días de baja debidos a patología de hombro, principalmente relacionada con tendinitis del manguito de los rotadores (INSSBT, 2014). Las enfermedades laborales relacionadas con patologías del manguito rotador tienen una prevalencia de hasta un 18% en la población trabajadora, presentándose principalmente en sujetos entre los 40 y los 50 años (Rodríguez et al., 2011).

En Estados Unidos, las roturas del manguito de los rotadores afectan aproximadamente a un 40% de los individuos mayores de 60 años y se calcula que su coste económico está entre 3 y 5 mil millones de dólares al año (Baumer et al., 2017).

Algunas actividades laborales con mayor riesgo de sufrir alteraciones del hombro, son la silvicultura, el transporte aéreo, la atención en establecimientos residenciales, la fabricación de productos metálicos, el trabajo en industrias extractivas, la industria de la madera y de la alimentación (INSSBT, 2012). Ciertas condiciones del puesto de trabajo como la manipulación manual de cargas frecuente, la realización de fuerza, tareas repetitivas, exposición a vibración mano-brazo o trabajar sobre el nivel de los hombros, parecen incrementar la posibilidad de alteraciones en el hombro (Van Rijn et al., 2010). El riesgo se ve incrementado también por algunas condiciones ambientales en el trabajo, como el frío o calor excesivos o la humedad (Borstad et al., 2009).

Por otra parte, los traumatismos de hombro constituyen el 7% de las lesiones deportivas (Maffulli et al., 2011). Los movimientos repetidos de lanzamiento por encima del nivel de la cabeza frecuentemente desencadenan lesiones agudas, crónicas o cambios estructurales en el complejo articular del hombro. Estas alteraciones limitan la actividad del atleta, siendo especialmente relevantes cuando

se trata de deportistas de élite. En tenistas es frecuente la aparición de dolor, en su mayoría por pinzamiento, debido a la realización de movimientos en rangos extremos y principalmente sobre el nivel de la cabeza (Läderrmann et al, 2016).

De lo anterior se concluye que la omalgia es una de las principales causas de consulta médica después de los problemas de espalda. En España, es considerado por los trabajadores como la segunda causa de problemas de salud y constituye una de las principales zonas afectadas por accidentes por sobreesfuerzo y enfermedades profesionales, lo que conlleva una pérdida social y económica considerable.

Capítulo 2

Estado del arte

2.1. El complejo articular del hombro.

La articulación del hombro consta de diversos elementos que actuando de forma coordinada, permiten la realización de movimientos de gran amplitud. El complejo articular del hombro une el húmero, la clavícula, la escápula y el esternón mediante un conjunto de articulaciones, asociadas a un aparato capsuloligamentario encargado de la estabilidad estática y un grupo muscular que proporciona la estabilidad dinámica (Terry y Chopp, 2000).

Las cinco articulaciones que componen el complejo del hombro son: la glenohumeral, subdeltoidea, escapulotorácica, acromioclavicular y esternoclavicular.

La articulación glenohumeral es una enartrosis constituida por la cabeza del húmero, la cavidad glenoidea del omóplato y el rodete glenoideo. Las superficies articulares no son totalmente congruentes, ya que la dimensión de la cabeza humeral es mayor que la cavidad glenoidea, así que el porcentaje de contacto varía durante el movimiento, sin llegar a superar el 30% (McPherson et al., 1997). Esta particularidad, le confiere la posibilidad de moverse en rangos muy amplios y en todos los planos, pero conlleva también una mayor inestabilidad. El aparato capsuloligamentario compuesto por la cápsula, el labrum y los ligamentos glenohumerales superior, medio e inferior y coracohumeral (Lugo et al., 2008)

contribuyen a su estabilidad estática y los músculos del manguito rotador a su estabilidad dinámica.

La subdeltoidea no es estrictamente una articulación desde un enfoque anatómico, sin embargo, sí lo es desde el punto de vista mecánico y funcional, ya que está compuesta por dos superficies que se deslizan entre sí. Se constituye por el deslizamiento entre la cara profunda del músculo deltoides y el manguito de los rotadores, facilitado por la presencia de una bolsa serosa intermedia (Kapandji, 2006). Está unida mecánicamente a la articulación glenohumeral.

La articulación escapulotorácica, así como la subdeltoidea, es una “falsa articulación” constituida por dos planos de deslizamiento celuloso (Kapandji, 2006). Esta articulación fisiológica, solo se mueve gracias a la acción mecánica conjunta de las articulaciones acromioclavicular y esternoclavicular.

La articulación acromioclavicular es una artrodia muy inestable debido a la ausencia de congruencia de las partes, mal protegida por un aparato ligamentoso débil (ligamento acromioclavicular superior, ligamento conoide y ligamento trapecoide) y por tanto expuesta en exceso a luxaciones (Kapandji, 2006).

Finalmente, la esternoclavicular es una articulación denominada en “silla de montar”, que permite la elevación, retracción y rotación axial de la clavícula durante la elevación del brazo (Veeger y Van Der Helm, 2007). Su estabilidad estática deriva de una estructura que incluye el ligamento costoclavicular, el ligamento interclavicular y el esternoclavicular anterior (Morell y Thyagarajan, 2016).

Por otra parte, la interacción entre la escápula y el húmero es denominada “ritmo escapulohumeral”. La descripción clásica de Inman y Abbott (1944), hace referencia a una ratio de 2:1, sin embargo, estudios más recientes hablan de 2.3:1 en el movimiento de elevación y 2.7:1 en el movimiento de descenso (Braman et al., 2009). Cuando existe alguna patología, los cambios en esta ratio suelen ser uno de los indicadores más frecuentes.

La musculatura escapulotorácica está constituida por el trapecio, el romboides, el elevador de la escápula, el serrato anterior, el pectoral menor y el deltoides (Terry y Chopp, 2000).

Por otra parte, el manguito rotador está formado por el músculo supraespinoso en la parte superior, por el subescapular en la parte anterior y el redondo menor y el infraespinoso en la región posterior. Este grupo muscular es de especial relevancia gracias a su papel en la estabilidad articular tanto dinámica como estática (Culham y Peat, 1993).

En relación al movimiento de abducción, el músculo deltoides y el supraespinoso, son los motores principales. El deltoides se activa desde el inicio y su máxima acción se establece en torno a los 90°. El supraespinoso es útil y eficaz sobre todo al inicio de la abducción, su acción además de potencia y resistencia, es de coaptación articular, de hecho, en caso de parálisis del deltoides, el supraespinoso podría efectuar una abducción con la misma amplitud. El resto de los músculos del manguito rotador son también indispensables para la eficacia del deltoides (Kapandji, 2006).

Por otra parte, el trapecio juega un papel modesto en la abducción, aunque importante a la hora de llevar cargas pesadas, ya que impide la caída del brazo y la separación del omóplato con respecto al tórax (Kapandji, 2006).

Como se ha podido observar, la articulación del hombro tiene una estructura muy compleja, en la que deben actuar de forma coordinada cada uno de los elementos que la componen.

2.2. Movimientos del hombro

El hombro, articulación proximal del miembro superior, es la más móvil de todas las articulaciones del cuerpo humano. Esta característica permite que pueda moverse en los diferentes planos y ejes.

A nivel clínico, los movimientos se definen, según los planos anatómicos en los que se realiza.

La flexo-extensión hace referencia al movimiento en el plano sagital en torno al eje transversal. La flexión en un sujeto normal tiene un rango de 180°, mayor que la extensión, cuya amplitud no supera los 50°. Por otra parte, la flexo-extensión horizontal es realizada en torno al eje vertical y también puede alcanzar casi los 180°.

La abducción se realiza en el plano frontal en torno al eje anteroposterior, y su rango de movimiento es de 180°. Si es realizada en un ángulo de 30° por delante del plano frontal, se habla de un movimiento de abducción escapular.

La rotación interna y externa es realizada sobre el eje longitudinal, la rotación externa tiene una amplitud de 80°. La rotación interna puede llegar a los 110° si se realiza llevando el antebrazo por detrás del tronco.

Finalmente, la circunducción combina los movimientos de flexión, abducción, extensión y aducción de forma consecutiva cuando el miembro superior describe un cono con su vértice en la articulación glenohumeral.

Estos movimientos son indispensables para posicionar la mano en el espacio, de forma que sea posible la realización de las actividades cotidianas. El movimiento de abducción en el plano de la escápula es el que tiene una mayor participación en las actividades de la vida diaria (Poppen y Walker, 1976; Bagg y Forrest, 1988, Michiels y Grevenstein, 1995).

Al hablar de la elevación del miembro superior, se hace referencia a la flexión y a la abducción en los dos planos. Los movimientos de elevación son muy complejos y requieren una gran coordinación articular.

En la tabla 1 se describe los movimientos individuales que debe realizar la clavícula, la escápula y el húmero a nivel de las diferentes articulaciones.

En resumen, la articulación del hombro se mueve en diferentes planos y ejes. Estos movimientos son indispensables para la realización de las actividades de la vida diaria, principalmente la abducción en el plano de la escápula.

Finalmente, la elevación humerotorácica solo es posible gracias a la coordinación entre clavícula, escápula y húmero, lo que pone en evidencia la complejidad del conjunto articular del hombro.

ARTICULACIÓN	ÁNGULOS DE MOVIMIENTO
Articulación esternoclavicular	Retracción clavicular incrementada en 16° desde una posición inicial de 23° a una posición final de 39°.
	Retracción clavicular de 20° siendo mayor entre los 130° y los 150°, iniciando a los 25° de elevación en el plano de la escápula y de 50° en la flexión.
	Elevación clavicular aumentada en 6° desde los 11° iniciales hasta los 17° finales.
	Rotación axial posterior de 31° (desde la posición inicial de 0°).
Articulación acromioclavicular (movimiento de la escápula con respecto a la clavícula)	Rotación interna de la escápula: 8° desde la posición inicial de 57° a la final de 65°.
	Rotación superior: aumento de 11° desde los 5° iniciales a los 16° finales.
	Inclinación posterior: incremento promedio de 19° desde los -4° a los 15°
Articulación escapulotorácica (movimiento de la escápula con respecto al tórax)	Disminución de la rotación interna en una media de 2° desde la posición inicial de 37° a la final de 35°.
	Aumento de la rotación superior, 39° en promedio, desde los 11° a los 50° finales.
	Incremento de la inclinación posterior en 21° desde los -13° a los 8° finales.
Articulación glenohumeral	Aumento de la rotación externa de 10° a 51° (dependiendo del plano de elevación).

Tabla 1. Ángulos de movimiento por articulación en la elevación.
Basado en los datos obtenidos de los estudios de (McClure et al., 2001 y Ludewig et al., 2009)

2.3. Patologías del hombro

Dada la complejidad de la articulación del hombro, cualquier alteración en alguno de sus componentes derivará en la aparición de diversas patologías.

2.3.1. Descripción y maniobras clínicas

En este apartado, se realizará una definición de las principales patologías, con sus signos/síntomas y la descripción de las maniobras clínicas más comúnmente utilizadas como ayuda al diagnóstico.

2.3.1.1. Patologías del manguito rotador

La rotura total o parcial de los músculos del manguito de los rotadores es una patología muy común con una prevalencia de 22,1% en la población general

(Tempelhof, Rupp, y Seil, 1999; Minagawa et al., 2013), porcentaje que aumenta y puede llegar a un 50% en personas mayores (Yamamoto et al., 2010). Como principales factores de riesgo están, los traumatismos previos, la presencia de tendinopatías crónicas, edad avanzada y ser del sexo masculino (Milgrom et al., 1995, Yamamoto et al., 2010).

Los síntomas principales son el dolor, principalmente a la abducción y la flexión, la limitación del rango de movimiento y la reducción en la fuerza muscular. No obstante, se estima que la mitad de los pacientes con roturas parciales son asintomáticos y por ende compatible con una funcionalidad normal, lo que dificulta muchas veces el diagnóstico y el consiguiente tratamiento (Tempelhof et al., 1999; Yamamoto et al., 2010; Minagawa et al., 2013; Miura et al., 2017).

La rotura del músculo supraespinoso puede estar acompañada de una funcionalidad normal, debido a que los otros músculos, principalmente el subescapular, asumen su papel en el mantenimiento de la estabilidad articular y la generación de fuerza (Gausden et al., 2017).

La tendinitis del manguito de los rotadores se caracteriza por dolor y debilidad en el hombro, principalmente a la elevación con rotación externa, su sintomatología suele ser progresiva, asociada al movimiento o a una sobrecarga (Pettersson, et al., 2017). Su aparición parece ser debida a múltiples factores, tanto intrínsecos (sobreuso, antecedentes traumáticos) como extrínsecos (exposición a actividades por encima del nivel del hombro) o una combinación de los mismos (Svendsen et al., 2004; Lewis, 2009; Seitz et al., 2011).

En la práctica clínica, existen algunas maniobras exploratorias dirigidas a inspeccionar estructuras concretas. La *maniobra de Jobe (empty can test)* permite explorar el tendón del supraespinoso, “*la maniobra de Patte*” el tendón del infraespinoso y el “*signo de Napoleón*” y la “*maniobra de Gerber o lift-off test*” para el subescapular (Fernández et al., 2010).

2.3.1.2. Síndrome subacromial (síndrome de impactación o impingement)

El Síndrome de compresión subacromial es una abrasión mecánica de los tendones del manguito rotador a raíz de un estrechamiento del espacio que hay entre este y el acromion.

En la población trabajadora se ha indicado una prevalencia del 6-10% en los grupos ocupacionales con alta exposición de carga física en los miembros superiores relacionado con trabajos por encima del nivel del hombro, movimientos repetitivos y fuerzas (Dalbøge et al., 2014).

Su principal manifestación clínica es la cervicobraquialgia con dolor en el hombro que aumenta con la abducción y rotación externa pudiendo acompañarse de radiculopatía C5-C6.

Su sintomatología generalmente es insidiosa, el dolor típicamente se localiza en la cara anterolateral del acromion y frecuentemente se irradia a la parte mediolateral del húmero.

Los pacientes usualmente se quejan de dolor nocturno, que aumenta al dormir sobre el lado afectada o con el brazo sobre la cabeza (Koester et al., 2005). Como ayuda al diagnóstico se usa la maniobra del arco doloroso (Fernández et al., 2010).

2.3.1.3. Tendinitis calcificante.

El término tendinitis calcificante indica la presencia de depósitos de calcio en los tendones del manguito de los rotadores, el sitio de afectación más común es cerca a la inserción del tendón del supraespinoso, se estima una prevalencia de 2% del 20% de los hombros asintomáticos y 6,8% de los pacientes con omalgia (Bannuru et al., 2014), afecta principalmente a pacientes entre los 30 y los 60 años, siendo las mujeres las más afectadas (Lorbach y Seil, 2016).

En general, es un proceso autolimitado en el que las calcificaciones tienden a reabsorberse y desaparecer tras un episodio de reagudización y dolor intenso.

Su presentación clínica es variable, pudiendo ser asintomática en la primera fase, no obstante, en la fase de reabsorción el paciente presenta sintomatología severa que puede ir de 3 semanas a 6 meses (ElShewy, 2016).

2.3.1.4. Bursitis subacromial o deltoidea.

La bursa subacromial-subdeltoidea cumple una función fisiológica en el hombro, proteger el manguito de los rotadores mediante la disipación de la fricción, logrando así un movimiento libre entre este, el acromion y el deltoides.

La bursitis Subacromial es la inflamación de dicha bursa ("bolsa"), generalmente asociada al síndrome subacromial (impingment o pinzamiento) y a la tendinitis del manguito de los rotadores. Su incidencia y prevalencia es elevada en hombros asintomáticos (Awerbuch, 2008).

Algunos hallazgos recientes indican que la bursitis subacromial-subdeltoidea tiene una alta prevalencia, ya que se encuentra asociada frecuentemente a dolor de hombro, independiente del tipo de patología (Draghi et.al., 2015).

2.3.1.5. Tendinitis y rotura de la cabeza larga del bíceps.

Los cambios patológicos de la cabeza larga del tendón del bíceps se presentan de diversas formas usualmente unido a alteraciones en el manguito de los rotadores, estos cambios pueden constituir una fuente de dolor importante (Murthi et.al., 2000; Wu et al., 2014). La tendinitis bicipital generalmente se asocia a la tendinitis del manguito de los rotadores, a la inestabilidad glenohumeral o al síndrome subacromial (Murthi et al., 2000). El dolor se localiza en la cara anterior del hombro, provocado al flexionar el codo, coger pesos o supinar antebrazo contra resistencia. El tendón largo del bíceps es muy propenso a roturas por su condición anatómica. Entre las maniobras exploratorias usadas en la práctica clínica, tenemos la "Maniobra de Yergason", la "maniobra de Speed" (*palm-up test*) y "el signo de Popeye" que es indicativo de rotura (Fernández et al., 2010).

2.3.1.6. Capsulitis adhesiva (hombro congelado o capsulitis retráctil).

El hombro congelado, es una condición caracterizada por la aparición de dolor en el hombro con la consecuente restricción del movimiento en todas las direcciones.

Puede ser primario, si es idiopático o secundario asociado a condiciones previas (Rundquist et al., 2003). Se ha encontrado una incidencia de hombro congelado secundaria a artroscopias simples, de un 5%, siendo los factores de riesgo, edad entre 46 y 60 años y tener antecedentes de hombro congelado contralateral (Evans et.al., 2015). Los pacientes además del dolor y limitación característica del rango de movilidad, presentan debilidad muscular ocasionada por el desuso.

2.3.1.7. Inestabilidad del hombro.

El hombro es la articulación que se luxa con más frecuencia debido a su amplia movilidad y menor estabilidad. Los síntomas son dolor de alta intensidad al momento de producirse la lesión, que va disminuyendo a medida que se sujeta la articulación en una posición que no genere tensión. Se observan cambios en la morfología del hombro y en caso de existir lesión nerviosa asociada aparecen hormigueos y pérdida de fuerza. Una hiperlaxitud congénita, imbalance muscular, otras alteraciones estructurales tales como la hipoplasia labral o la talla de la glenoide e incluso microtraumas repetitivos, puede llevar a una luxación o subluxación recurrente (Longo et al., 2015).

Entre las maniobras de exploración de la inestabilidad glenohumeral anterior se encuentran la “*prueba de aprensión (crank test)*”, el “*test de Fulco*”, “*maniobra del cajón anterior*”, “*test del surco de Neer*” y la “*maniobra de recolocación de Jobe*” y para la inestabilidad posterior están la “*prueba de inestabilidad posterior*”, “*el cajón posterior de Rodineau y Rockwood*” y la “*maniobra de Jerk*” (Fernández et al., 2010).

2.3.2. Medios diagnósticos

Como se ha descrito en el apartado anterior, las patologías de hombro presentan una variedad de signos y síntomas en muchos casos similares, con lo cual no siempre es posible llegar a un diagnóstico basado solamente en el examen clínico.

La tabla 2 resume las principales pruebas diagnósticas utilizadas, asociadas a la patología específica (BurBanK et al., 2008, Tamai, Akutsu, y Yano, 2014; Dubrow et al., 2014; Roy et al., 2015; ElShewy, 2016).

<i>PATOLOGÍAS</i>	<i>MEDIOS DIAGNÓSTICOS</i>
Tendinopatía/rotura manguito de los rotadores Tendinitis calcificante Bursitis subacromial o deltoidea. Síndrome de pinzamiento	Radiografías. La proyección anteroposterior es útil para medir el espacio subacromial (lo normal es de 7 a 14 mm), descartar calcificaciones, grandes roturas (ascenso de la cabeza), esclerosis del troquíter, osteofitos acromiales, artrosis de la acromio-clavicular y osteofitos, fracturas del troquíter, artrosis de la glenohumeral, etc. La proyección lateral, para ver el tipo de acromion, ascenso o luxación de la cabeza humeral y la proyección axial, para descartar inestabilidades, fracturas de troquíter, lesiones osteocondrales, etc. Ecografía. Es recomendable para la caracterización de las diferentes patologías del manguito (Roy et al., 2015). Artrografía. Se utiliza para ver roturas, poco utilizada Resonancia magnética. Es la técnica de imagen más importante en el estudio de la patología del manguito. Permite evaluar presencia de bursitis, tendinitis, tendinosis (estados degenerativos crónicos sin componente inflamatorio agudo), roturas parciales y cuantificar su tamaño, roturas completas y la distancia de separación, existencia de retracción, existencia de atrofia muscular y localización de los depósitos de calcio. La RMN Tiene gran importancia para el estudio post-quirúrgico, cuando los pacientes tienen síntomas recurrentes. Tomografía axial computarizada. Permite una mejor localización de los depósitos de calcio (ElShewy, 2016).
Tendinitis bicipital Rotura del tendón largo del bíceps	Radiografías. Generalmente no son útiles si es una tendinitis bicipital aislada. Resonancia magnética. Un estudio de este tipo puede mostrar todo el recorrido del tendón, sin embargo es costosa y se recomienda solo para casos en que se sospeche rotura del manguito rotador o del labrum. Por otra parte, no parece ser totalmente fiable para roturas parciales (Dubrow et al., 2014) Ecografía. Permite evaluar tejidos blandos como el tendón del bíceps y otras estructuras relacionadas con el manguito de los rotadores.
Capsulitis adhesiva (hombro congelado o capsulitis retráctil)	Artrografía, Artro-Resonancia magnética. Mostrará una disminución significativa del volumen articular. Radiografía. La radiografía usualmente es normal. Resonancia Magnética. Se puede observar un engrosamiento de la cápsula articular particularmente en la zona axilar (Tamai, Akutsu, yYano, 2014).
Artrosis acromioclavicular	Radiografía. En una artrosis de hombro mostrará un estrechamiento del espacio articular, cambios en el hueso y la formación de osteofitos.
Luxación/subluxación de hombro	Radiografía. El estudio radiológico es imprescindible para diagnosticar la luxación y descartar lesiones óseas asociadas. Los otros medios diagnósticos se suelen utilizar una vez reducida la luxación para confirmar o descartar lesiones asociadas. Resonancia magnética. Para valorar en general partes blandas articulares y óseas. Artro-Resonancia magnética. En caso de sospecha de lesión capsular o de partes blandas que no se objetive correctamente con la Resonancia magnética. Tomografía axial computarizada (TAC). Indicado para valorar estructuras óseas como fracturas de troquíter y de la glenoides, que pasen desapercibidas en un estudio radiológico. Electromiografía. Cuando se sospecha una posible lesión nerviosa.

Tabla 2. Medios diagnósticos más utilizados en las patologías más frecuentes de hombro

En conclusión, las patologías que afectan el complejo articular del hombro, son variadas, así como sus signos y síntomas, lo que dificulta muchas veces su diagnóstico. Cuando las pruebas manuales y el examen físico no son suficientes, se utilizan pruebas de imagen que complementen la información. Los medios diagnósticos permiten conocer el daño generado en la estructura en particular, pero no da un indicativo del tipo de afectación funcional, así, se puede encontrar casos con pruebas diagnósticas normales con una evidente alteración para la realización de la actividades cotidianas, cobrando de esta forma, gran importancia las pruebas de valoración funcional.

2.4. Valoración de la funcionalidad del hombro

Una alteración estructural en el complejo articular del hombro, puede afectar la funcionalidad de los miembros superiores, no obstante, en algunos casos dichos cambios no pueden ser explicados por una alteración orgánica evidente, en este punto, las pruebas de valoración funcional cobran importancia. Así, es necesario conocer las herramientas de que dispone el clínico para determinar el grado de limitación de un paciente. Estos instrumentos varían según su complejidad, objetividad, fiabilidad y utilidad.

2.4.1. Valoración de la función del hombro en la práctica médica diaria

En la práctica médica habitual, se valora la movilidad, fuerza y funcionalidad, mediante maniobras, test funcionales y uso de herramientas básicas de medida, aspecto que será comentado brevemente a continuación.

- Valoración del hombro mediante maniobras y test funcionales.

Una exploración física del hombro es relevante especialmente en patologías de partes blandas ya que si se realiza de forma correcta puede evitar la realización de pruebas costosas e incómodas (Fernández et.al., 2010). Si el clínico aún tiene dudas sobre el origen del dolor, prescribe pruebas de imagen como medio de ayuda al diagnóstico. Por otra parte, los test funcionales permiten obtener información acerca de la calidad del movimiento, el nivel de contracción muscular, la imposibilidad para realizar algún gesto, la aparición de dolor, entre otros, lo cual

puede ser un indicador general del nivel de afectación. No obstante, su éxito dependerá de la experiencia de quien lo aplica.

- Valoración del rango de movimiento articular y la fuerza muscular.

Dentro del examen físico para diagnosticar la patología de hombro y el nivel de afectación funcional, se incluye la medida del rango de movimiento articular tanto pasivo como activo y los test de fuerza muscular contraresistencia. Los movimientos usualmente analizados son la abducción y la rotación externa.

En la valoración del rango de movimiento, el instrumento más utilizado en la práctica clínica habitual es el goniómetro manual. Esta herramienta, permite medir el ángulo de movimiento en estático, para lo cual el evaluador debe posicionarlo en la articulación a valorar, sobre un punto definido a criterio propio, en este caso es el usuario quien debe estimar el centro de rotación articular y definir el plano de movimiento (Finley, Jelinek, y Misamore, 2015). Estos dos aspectos son factores críticos que determinan una baja repetibilidad de esta herramienta en comparación con otros instrumentos electrónicos (van de Pol, van Trijffel, y Lucas, 2010; 2015). Los goniómetros electrónicos permiten mayor fiabilidad en las medidas, pero su uso es más frecuente en el ámbito de la investigación que en la práctica clínica (Herrero et al., 2011).

Por otra parte, la medición de la fuerza muscular isométrica es realizada ya sea manualmente o mediante el uso de un dinamómetro. Los dinamómetros pueden ser manuales o electrónicos, algunos incluso miden tanto la fuerza como la posición (Cadogan et al., 2011). Su uso está más extendido que otros sistemas como la dinamometría isocinética (Jiménez, Díaz, y Montes, 2005), dada su portabilidad y facilidad en el registro.

Tanto la medida del ángulo como de la fuerza muscular se realizan en un movimiento en concreto y en una posición estática. Por este motivo así, la información que se obtiene, aun cuando puede ser valiosa para determinar el origen de la patología, no proporciona ningún indicador que permita conocer el nivel de afectación funcional del paciente. Además, su fiabilidad dependerá del protocolo utilizado y de la pericia del valorador.

2.4.2. Escalas de valoración funcional

Las escalas de valoración funcional son instrumentos que permiten obtener una estimación de la capacidad del sujeto para la realización de actividades cotidianas. Se basan en la aplicación de cuestionarios en los que se pregunta al paciente sobre la dificultad para la ejecución de diversas tareas representativas, preguntas que variarán según el tipo de escala aplicada. De esta forma, el clínico obtiene una puntuación indicativa del nivel de afectación funcional, que permitirá realizar un seguimiento de la evolución de la patología y en su caso tomar decisiones acerca del tratamiento.

Para la valoración funcional del hombro, existen gran cantidad de escalas (Constant y Murley, 1987; Beaton y Richards, 1996; Bot et al., 2004, 2005). Algunas valoran la funcionalidad con la descripción de una serie de actividades de la vida diaria que implican el uso de toda la extremidad superior, tales como la escala DASH (Disabilities of the Arm, Shoulder, and Hand Scale), la UEFS (Upper Extremity Function Scale) o la UEFL (Upper extremity Functional Limitation Scale). También se han desarrollado otros cuestionarios más específicos tales como el SIQ (Shoulder Instability Questionnaire) o el WOSI (Western Ontario Shoulder Instability Index) para la inestabilidad del hombro, el RC-QOL (Rotator Cuff Quality of Life Measure) para la ruptura del manguito de los rotadores y el WOOS (Western Ontario Osteoarthritis of the Shoulder index) para la osteoartritis.

En la Tabla 3 se realiza una descripción de algunas características particulares de interés en las escalas más utilizadas para la valoración funcional del hombro. Como se puede ver, existen gran cantidad de escalas tanto generales como específicas para diferentes patologías, que permiten hacer un seguimiento de la evolución del paciente con más o menos precisión, evaluando la capacidad para la realización de las actividades cotidianas comunes que involucran el miembro superior, algunas incluyen aspectos tales como la medida de la fuerza con dinamometría o del arco de movimiento con goniometría lo que le atribuye algo de objetividad a costa de aumentar el tiempo de aplicación.

ESCALA	FUERZA DOLOR ARCO DE MOVILIDAD	ACTIVIDADES DE LA VIDA DIARIA	CARACTERÍSTICAS
Disability of the Arm, Shoulder, and Hand Scale (DASH),	Aborda el aspecto relacionado con la debilidad muscular. El dolor lo valora de forma general y al realizar una actividad específica.	Preguntas acerca de actividades sencillas que involucran todo el miembro superior.	Puntuación que permite hacer un seguimiento evolutivo. Proporciona una valoración general de la funcionalidad mediante la evaluación de actividades frecuentes que incluyen los miembros superiores. Sus preguntas son fáciles de entender e interpretar. El tiempo de aplicación es relativamente corto. Es una de las escalas más utilizadas a nivel mundial.
El Shoulder Pain and Disability Index (SPADI)	Dolor mediante 5 preguntas (valoración de 0 a 10).	Se evalúa en el apartado discapacidad, que incluye 8 preguntas que se consideran representativas.	Corta y fácil de aplicar, permite obtener una puntuación y así realizar un seguimiento
El American Shoulder and Elbow Surgeons Standardised Shoulder Assessment Form (ASES)	Valora la presencia o no de dolor (escala 0-10), consumo de analgésicos. Pregunta por rangos de movilidad.	Se da una valoración según el nivel de discapacidad para cada una de las actividades, que va de 0 (incapacidad total) hasta 3 (capaz) diferenciando entre los dos miembros superiores.	Incluye otros aspectos que pueden ser de interés como: Sensación de inestabilidad Signos que el médico puede observar en el examen clínico tales como: atrofia, deformidad, pinzamiento etc.
Escala de Constant	Fuerza en el movimiento de abducción Dolor entre cuatro niveles. Pregunta por arcos de movilidad	Evalúa en conjunto las actividades laborales y de ocio y la posición de la mano en el plano de trabajo	Valora los dos hombros, incluye una parte objetiva que es la valoración de la fuerza con un dinamómetro y de la movilidad con un goniómetro. Puntuación que permite realizar un seguimiento.

Tabla 3. Escalas de valoración de la funcionalidad del hombro (Constant, et al., 1987; Richards et al., 1994; Gummesson et al., 2003; Angst et al., 2005; Jester et al., 2005; Hervás et al., 2006; Raven et al., 2008; Bilberg et al., 2012; Alsanawi et al., 2015)

La escala DASH destaca como aquella con mejores propiedades clinimétricas (Bot et al., 2004) y requiere un tiempo de aplicación relativamente corto. Además, ha sido traducida a multitud de idiomas, entre ellos el español, y sus preguntas son fáciles de entender e interpretar. Finalmente, su contenido está validado y su efecto techo y suelo es aceptable (Beaton et al., 2001; Hervás et al., 2006).

Resumiendo, el clínico tiene en sus manos diferentes pruebas y maniobras que contribuyen al diagnóstico de la patología y a evaluar el nivel de afectación funcional del paciente. No obstante, estas pruebas presentan algunos problemas que merece la pena discutir. En primer lugar, su éxito depende de la pericia del valorador, aspecto que afecta a la fiabilidad de las pruebas. En el caso de las escalas de valoración funcional, no se puede olvidar que se basan en opiniones e información, a veces subjetiva, proporcionada por el propio paciente, lo que puede introducir sesgos.

Para solventar los problemas de fiabilidad y objetividad de que adolecen otras pruebas o test funcionales, es necesaria la utilización de métodos más precisos para mejorar la repetibilidad de las medidas con herramientas tales como las técnicas de imagen (radiografías, resonancia magnética, fluoroscopia entre otros) y el análisis en 3D mediante fotogrametría o el uso de dispositivos electromagnéticos (Hill et al., 2007).

Las técnicas de imagen son útiles para el estudio de la repercusión de las lesiones en el complejo articular del hombro, algunos estudios las utilizan para la valoración biomecánica de los movimientos articulares, no obstante en su mayoría incluyen radiación ionizantes y las que son más seguras como la resonancia magnética son muy costosas.

Por otra parte la fotogrametría, considerada la técnica de referencia para el análisis de los movimientos humanos (de los Reyes-Guzmán et al., 2014), destaca por ser un procedimiento no invasivo, de gran precisión que permite la toma de datos de manera sencilla, cuya instrumentación no interfiere en la realización del movimiento y no se encuentra influido por la presencia de campos electromagnéticos.

De esta forma, se ve que existen diferentes herramientas que pueden ser utilizadas para mejorar la objetividad en los resultados. Entre ellas, la valoración de la funcionalidad asociada a las actividades de la vida diaria.

2.4.3. Pruebas biomecánicas para valorar la función en las actividades de la vida diaria

Las Actividades de la vida diaria se definen como “*las tareas más elementales de la persona que le permiten desenvolverse con un mínimo de autonomía e independencia*” (Ley de dependencia Española, 39/2006). Diseñar un experimento para valorar AVD no es sencillo, ya que es necesario escoger un gesto que defina mejor la funcionalidad del segmento. Los miembros inferiores se valoran mediante la marcha o el gesto de subir/bajar escaleras (Garcés Pérez, 2016), mientras que la columna lumbar se analiza con gestos como levantar un peso o sentarse/levantarse de una silla (Sánchez-Zuriaga, 2011).

Al hacer referencias a los miembros superiores el abanico de gestos se amplía, ya que hay multitud de AVD asociadas, tales como comer, peinarse, lavarse, alcanzar objetos a diversas alturas y en diferentes posiciones, etc. Además de existir una amplia variedad de AVD para evaluar el hombro, también hay que considerar la variabilidad intrínseca (Sheikhzadeh et al., 2008; van Andel et al., 2008; Aizawa et al., 2010). Así, en personas sanas existe una variabilidad inter sujeto considerable, ya que todos realizan las mismas actividades, pero no necesariamente de la misma forma. En sujetos patológicos, además de la variabilidad normal, se añade, la forma en que la patología afecta a la realización de las actividades o los mecanismos de compensación utilizados. Por otra parte, valorar la funcionalidad mediante la realización de actividades de la vida diaria implica la evaluación no solo del complejo articular del hombro, sino también de otros segmentos, como el codo y la mano, y considerar otros aspectos ajenos a dichas articulaciones, como las relacionadas con la coordinación y el control motor. Doorenbosch, Harlaar, y Veeger, (2003) y Pearl et al. (1992), plantean una propuesta para describir las diferentes posiciones del hombro mediante la visualización en una gráfica en forma de globo, tomando los movimientos del hombro en relación al tronco. El planteamiento es interesante debido a la facilidad en la interpretación de los datos. No obstante, el método no elimina la variabilidad inter-sujeto al realizar las diferentes actividades.

En relación a las variables cinemáticas que se obtienen como resultado de estos estudios, las más utilizadas son los rangos de movilidad articular mínimos, necesarios para la realización de las actividades básicas (Magermans et al., 2005,

Van Andel et al., 2008; Namdari et al., 2012; Gates et.al., 2016). Algunos estudios presentan sus resultados como rangos humerotorácicos (Namdari et al., 2012; Gates et.al., 2016), de forma que es fácilmente interpretable por el personal médico, ya que se asemeja a la forma como se mide el movimiento en la consulta médica. Aun cuando el rango de movilidad es importante, también lo es la descripción de las características del movimiento tales como la velocidad, la eficacia, la eficiencia, la precisión y la regularidad, así como la coordinación y la estrategia de control del gesto (de los Reyes-Guzmán et al., 2014).

En relación a las variables dinámicas, algunos estudios incluyen la medida de la función muscular mediante el uso de la electromiografía (Lin et al., 2005). El estudio de la actividad muscular pueden proporcionar información interesante en relación a las estrategias de rehabilitación en las diferentes patologías del hombro (Struyf et al., 2014). La mayor parte de los trabajos se centran en el estudio de la función muscular del manguito de los rotadores, dada su importancia en el mantenimiento de la estabilidad articular y dinámica del hombro (Spall et.al., 2016, de Oliveira et.al., 2017).

En la Tabla 4 se resumen los resultados de los estudios más relevantes relacionados con la valoración de la funcionalidad del hombro mediante actividades de la vida diaria.

En resumen, la valoración del hombro mediante la realización de actividades de la vida diaria no es simple, ya que no se trata de pruebas específicas. En una misma actividad se pueden ver involucradas diferentes articulaciones, por lo que es difícil determinar qué tipo de tarea sería adecuada para una patología en particular. Otros aspectos a tener en cuenta son las diferencias en los enfoques y la variabilidad inter-sujeto, que llega a ser considerable.

Finalmente, la mayor parte de los artículos relacionados con la valoración de actividades de la vida diaria proporcionan información acerca de los rangos de movilidad mínimos necesarios para realizar las tareas, cuya información muchas veces se reduce para que sea fácilmente interpretada. Esto limita la validez de las pruebas ya que las convierte en inespecíficas al no guardar demasiada relación con las alteraciones estructurales sobre las que no aporta ninguna información.

REFERENCIA	SUJETOS	ACTIVIDADES DE LA VIDA DIARIA REALIZADAS Y RESULTADOS
Magermans et al.,(2005)	Sanos	Peinarse: los sujetos usaron al menos 73° de elevación glenohumeral con una gran rotación externa y una flexión de codo mínima de 112° Cuidado perineal: es la única actividad que requiere retroflexión (extensión) de húmero mínima de 21° y una rotación interna de 71° Comer con una cuchara: requería sobre todo flexión de codo de mínimo 117° Alcanzar: requirió una elevación glenohumeral de 111°, una rotación superior de la escápula mínima de 26° y finalmente una pronación de 103° Lavarse la axila: es necesaria una elevación de 83° fue usado y una flexión de codo de 104° Levantar el peso: el aspecto más importante fue el peso y no el movimiento.
Van Andel et al., (2008)	Sanos	En todas las actividades valoradas, se encontró que la flexión de codo debía ser al menos de 85°, la posición de la muñeca más favorable fue la neutra. La elevación del húmero entre 70° y 100°. En el movimiento de llevar la mano al hombro contralateral así como el de peinarse y llevar la mano hasta tocar la parte inferior de la espalda, la variación de la rotación del húmero es mayor al empezar el movimiento. Posiblemente esta variación esté dada por el efecto “gimbal lock” ya que el movimiento se inicia en posición anatómica.
Lin et al., (2006)	Patológicos y sanos	Se usó el cuestionario FLEX-SF, las actividades fueron escogidas de las 33 que lo componen. Las actividades funcionales se caracterizaron por una menor inclinación posterior, menor rotación superior y mayor elevación de la escápula (la elevación definida como el desplazamiento vertical del sensor de la escápula durante la realización de las tareas) en los sujetos con alteraciones del hombro. Se encontraron diferencias significativas entre la puntuación dada antes de desarrollar las tareas y después. Los participantes puntuaron peor su capacidad después de haber realizado las tareas.
Lin et al., (2005)	Patológicos y sanos	En este estudio se vio disminuida la rotación superior de la escápula en 5,4° en los sujetos patológicos, cuando los sujetos colocaban un objeto a nivel del hombro con una elevación humeral promedio de 65°. Los pacientes tuvieron un ángulo de inclinación posterior menor (6,8° a lo largo de la realización de las tareas). También una gran elevación de la escápula (como estrategia de compensación) en los sujetos patológicos cuando usaron sus brazos para colocar un objeto sobre la altura de la cabeza. EMG. Encontraron una actividad muscular incrementada en el trapecio de los sujetos patológicos, que corresponde a la elevación escapular que refleja el papel del trapecio superior para compensar el rango de movimiento limitado. La actividad del serrato anterior se vio disminuida acorde con la disminución de la inclinación posterior.
Namdari et al., (2012)	Sanos	Se desarrollaron actividades como colocar un bote en una estantería, meterse la camisa con la mano en la parte posterior, lavarse la parte posterior del hombro contralateral, peinarse, actividades por encima de la cabeza entre otras. Las tareas funcionales fueron realizadas usando rangos de movimiento menores a los máximos (entre un 57% y un 76%). Requiritieron 120° de flexión, 45° de extensión, 130° de abducción, 115° de aducción (aducción por delante del tronco), 60° de rotación externa con el hombro abducido a 90° y de rotación interna 112,2°.

Sheikhzadeh et al., (2008)	Sanos	Las actividades realizadas fueron cepillarse los dientes, lavarse la cara, peinarse, tocarse la mejilla, la frente, la parte superior de la cabeza. El rango de movimiento máximo de la escapula fue de 51° alrededor del eje vertical (protracción/retracción o también llamadas rotación interna y externa); 46° alrededor del eje posterior (rotación lateral / medial o también llamadas rotación superior e inferior) y 27° alrededor del eje mediolateral (tilt o inclinación anteroposterior). El máximo plano de elevación humerotorácica fue observado al tocarse el hombro contralateral (111°, DT=8°) y el mínimo al tocarse la cara o la mejilla 47° (DT=11°). El ángulo máximo de elevación fue observado al tocarse la parte de atrás del cuello y la mínima al tocarse la mejilla -38° (DT=4°). Tocarse la parte posterior de la cabeza requirió la mayor rotación externa humerotorácica.
Lin et al., (2005)	Sanos	Tareas de mayor a menor complejidad, por encima del hombro, a nivel del codo y deslizar una caja y coger un salero. Se encontró menos rotación superior escapular y más protracción durante la realización de las tareas en comparación con otros estudios anteriores. Apoya los hallazgos encontrados de la importancia de la rotación superior y la inclinación posterior al realizar tareas sobre el nivel de la cabeza. Se sugiere que puede aumentar la posibilidad de un pinzamiento subacromial durante la realización de tareas sobre el nivel de la cabeza. Se describe una alta variabilidad en la rotación humeral.
Aizawa et al., (2010)	Sanos	Los sujetos requerían realizar una gran rotación interna mientras se tocaban la espalda, y una gran rotación externa mientras se tocaban la oreja del mismo lado. Peinarse y colocarse un collar requirieron una gran elevación anterior en la posición de flexión horizontal. Para tocarse la zona perineal y la espalda fue necesaria una gran elevación posterior desde la posición de extensión horizontal, y una gran rotación interna. Peinarse y colocarse el collar requerían una gran rotación externa.
Vidt et al., (2016)	Patológicos	Alcances funcionales con un peso de 0,91 kg simulando una tarea de coger un objeto en una estantería, empuje de un peso de 2,72 kg, lavarse las axilas, cuidado perineal y peinarse. Los sujetos patológicos usaban una mayor rotación interna para completar las actividades, siendo posiblemente una estrategia adaptativa para evitar el dolor, influida además por una descompensación muscular en la que deltoides y pectoral suplen a la musculatura del manguito lesionada.

Tabla 4. Resumen resultados estudios que valoran actividades de la vida diaria

2.4.4. Pruebas biomecánicas para valorar la función mediante la medición de movimientos simples.

Como se ha visto, la valoración de las actividades de la vida diaria es compleja, debido a la combinación de movimientos y a las dificultades provenientes de la amplia variabilidad inter-sujeto. Por ello, es conveniente evaluar movimientos más sencillos que se asemejen a los utilizados en la práctica clínica habitual, obteniendo de esta forma medidas más repetibles.

Para la valoración del complejo articular del hombro, los movimientos más utilizados son: la elevación en el plano de la escápula, en el plano frontal, en el plano sagital y las rotaciones en diferentes ángulos de elevación.

2.4.4.1. Medida de la función de la escápula

En los últimos años se ha observado un interés creciente en el estudio de la función de la escápula, particularmente dirigido a los cambios en el ritmo escapulo humeral como indicativo de patología.

La cinemática escapular es medida mediante técnicas invasivas y no-invasivas. Las técnicas invasivas proporcionan un indicador fiable de casi todos los movimientos a nivel escapular (a excepción de las rotaciones). No obstante, estos experimentos comportan una serie de dificultades a la hora de realizarlos tales como: la anestesia, colocación de agujas intraóseas, posible aparición de dolor que puede cambiar el patrón fisiológico de movimiento entre otros (Karduna, 2001; McClure et al., 2001; Bourne et al., 2007; Ludewig et al., 2009), que la alejan de la práctica clínica habitual. De esta forma, las técnicas no invasivas cobran mayor interés dada su menor complejidad experimental (Ebaugh et al. 2005; Van Andel et al. 2009; Koishi et al., 2011; Chu et al., 2012). Sin embargo, su uso para la medida de la función escapular es cuestionable, dado que los errores que pueden producirse son considerables, del orden de los 8 grados (McClure et al., 2001), debido en parte a los artefactos causados por la masa muscular y el tejido subcutáneo (Van Andel et al., 2009). Estos errores son especialmente importantes en ángulos de elevación humeral superiores a los 120° (McClure et al. 2001; Van Andel et al., 2009; Ludewig y Braman, 2011; Chu et al., 2012).

Los movimientos analizados usualmente son: de abducción en el plano de la escápula, abducción en el plano frontal, flexión, y rotación interna y externa con el brazo en abducción de 90° (McClure et al., 2001; Karduna, 2001; Ebaugh et al., 2005; Ludewig et al., 2009; Chu et al., 2012).

Algunos autores, analizan además condiciones variables tales como la diferencia entre la realización del movimiento activo y pasivo (Ebaugh et al., 2005) y con carga o sin carga (Forte et al., 2009). La cinemática de la escápula ha suscitado un interés reciente dada su potencial relación con las patologías de hombro (Struyf et al., 2011), aunque aún no parece factible hablar de una relación causal entre la alteración escapular y una patología específica (Keshavarz et al., 2017).

Por otra parte, además del análisis cinemático, algunos autores incluyen en sus experimentos la valoración de la función muscular mediante electromiografía, buscando información complementaria, principalmente dirigida a la mejora de los tratamientos de rehabilitación (Tucker et al., 2010; Huang et al., 2013; Phadke y Ludewig, 2013; Huang et al., 2015) .

Finalmente, en la actualidad se están desarrollando algunos modelos por ordenador para el análisis escapulotorácico a nivel cinemático y dinámico basados en la coordinación interna del complejo articular (Seth et al., 2016), los autores indican sus posibles aplicaciones, no obstante, su aplicación real aún está alejada de la práctica clínica habitual. En conclusión, los datos más precisos con relación a los ángulos de movimiento escapulares se han obtenido de estudios con técnicas invasivas, aunque existe aún controversia en relación a las rotaciones. Las técnicas invasivas, aun siendo más exactas, llevan consigo una serie de dificultades a la hora de la toma de datos. Por otra parte, las técnicas no invasivas, cuyo proceso es más sencillo comportan una serie de problemas debido a la presencia de artefactos producidos por los tejidos blandos adyacentes, lo que hace que el error sea considerable, principalmente en ángulos de elevación humeral superiores a 120°.

2.4.4.2. Medida de la función de la clavícula

El interés por la exploración de la función de la clavícula de forma individual es menos común en la bibliografía disponible, comparado con el estudio de la escápula.

La clavícula es el hueso que conecta el tórax con el miembro superior y está íntimamente relacionado con la escápula a través de la articulación acromioclavicular, de ahí su interés en patologías tan frecuentes como el síndrome subacromial, de hecho, en algunos trabajos se estudia la cinemática de la clavícula en busca de cambios que involucren a la escápula, como los relacionados con fracturas que no han consolidado de forma adecuada (Su et al., 2016).

Al igual que sucedía con la escápula, los datos más fiables acerca del movimiento de la clavícula durante la elevación del brazo vienen dados por estudios con medios invasivos (Ludewig et al., 2009), lo que conlleva una mayor complejidad y, por tanto, un uso reducido. También se ha realizado estudios con técnicas no invasivas tales como la fluoroscopia (Matsuki et al., 2014), o con sensores electromagnéticos (Ludewig et al., 2004), resonancia magnética (Sahara et al., 2007b) para el estudio de luxaciones acromioclaviculares entre otros. Como sucede en el caso de la escápula, la validez de los métodos no invasivos es bastante dudosa, debido a los errores producidos por el movimiento de los tejidos blandos (Matsuki et al., 2014).

2.4.4.3. Medida de la función de la articulación glenohumeral

El movimiento de la articulación glenohumeral (GH), se describe como el movimiento del húmero relativo a la escápula. De forma general está compuesto por 3 rotaciones y 3 translaciones (Hill et al., 2007). Las translaciones de la cabeza del húmero no son observables a simple vista, solo en caso de luxaciones o subluxaciones, en condiciones normales son mínimas del orden de 1-5 mm (An et al., 1991; Kelkar et al., 2001; Sahara et al., 2007; Hill et al., 2008; Nishinaka et al. 2008).

En relación a las rotaciones, existe una nomenclatura variada, lo que hace difícil la comunicación entre el clínico y el especialista en biomecánica. La definición en términos de flexión/extensión, abducción/aducción y rotación axial (referida a la rotación interna/externa) parecen ser los más apropiados (Hill et al., 2008).

Las rotaciones humerales son fácilmente observables en los movimientos humero-torácicos, no obstante, su limitación puede deberse a alteraciones en diversas estructuras del complejo articular del hombro, no solo de la articulación GH. La rotación externa suscita un gran interés clínico, dada su afectación en las diferentes patologías de hombro (Stokdijk et al., 2003; Inui et al. 2009; Ludewig et al., 2009).

Por otra parte, el estudio de la articulación glenohumeral implica determinar el movimiento relativo del húmero con respecto a la escápula, lo que lleva implícito un problema de validez debido a las dificultades en la medida de la escápula que ya han sido discutidas previamente.

En conclusión, la glenohumeral es la más móvil de las articulaciones del cuerpo y su movimiento se define en tres rotaciones y tres traslaciones. La rotación externa humeral parece tener gran interés clínico. Es importante recordar que la valoración de la articulación glenohumeral por separado de las otras articulaciones que conforman el hombro, proporciona solo información limitada de su funcionamiento, así, que si se quiere tener una imagen más real es necesario conocer cómo actúa cada una de las partes que conforman el complejo articular.

2.4.5. Cambios biomecánicos según la patología

Las patologías de hombro son variadas, y cada una de ellas afecta de forma diferente al funcionamiento del complejo articular.

Puesto que esta tesis se centra en las técnicas biomecánicas de valoración funcional, es conveniente analizar la relación existente entre las alteraciones estructurales y su efecto sobre la función del hombro. Para ello se ha incluido una breve revisión (Tabla 5) en la cual se describen los principales resultados a nivel biomecánico, en diversos estudios con población patológica.

Los estudios existentes al respecto no son concluyentes, debido a las diferentes metodologías utilizadas, así como los diversos movimientos evaluados e incluso la descripción cinemática que se realiza y las porciones del arco de movimiento valoradas, con lo cual es difícil comparar los resultados entre sí.

PATOLOGÍA	CAMBIOS BIOMECÁNICOS
<p>Patología del manguito de los rotadores:</p> <ul style="list-style-type: none"> -Tendinitis -Rotura -Síndrome subacromial (impingment o pinzamiento) 	<p>Cambios a nivel escapular : el hallazgo más reportado es la disminución del ángulo de rotación de la escápula (Ludewig y Cook, 2000, Endo et al., 2004; Lin et al., 2005; Ludewig y Reynolds, 2009(Seitz et al., 2011), F. Struyf et al., 2011) es el hallazgo más frecuente. Otros autores indican una disminución de la inclinación posterior (Lukasiewicz et al., 1999; Ludewig y Cook, 2000; Endo et al., 2004; Lin et al., 2005; ; (F. Struyf et al., 2011). La rotación interna no parece estar afectada (Lukasiewicz et al., 1999; Endo et al., 2004; Lin et al., 2005; McClure et al., 2006; Ludewig y Reynolds, 2009).</p> <p>Cambios a nivel clavicular: aumento de la elevación clavicular en relación al tórax (Ludewig y Braman, 2011)</p> <p>Cambios a nivel Glenohumeral: disminución de los rangos normales de rotación externa glenohumeral (Kijima et al., 2015), aumentando de esta forma el riesgo de pinzamiento (Stokdijk et al., 2003) y mayor rotación interna al realizar las AVD (Vidt et al., 2016)).</p> <p>Cambios en el rango de elevación: algunos autores reportar menor rango de movimiento en pacientes con rotura masiva que aquellos con síndrome subacromial o con lesión aislada del supraespinoso (Kolk et al., 2017).</p> <p>Cambios en el ritmo escapulo humeral (Robert-Lachaine et al. 2016)</p> <p>Desplazamiento de la cabeza humeral: en sujetos con pinzamiento se ha encontrado que la cabeza humeral se encuentra más desplazada hacia superior o anterior. Este fenómeno hace que se disminuya el espacio subacromial y con esto se incrementa el riesgo de pinzamiento (Ludewig y Braman, 2011).</p>
Hombro congelado (capsulitis adhesiva)	<p>Cambios a nivel escapular: aumento de la rotación superior, pudiendo ser un movimiento compensatorio para maximizar el rango de movimiento en presencia de una movilidad GH reducida (Ludewig y Reynolds, 2009).</p> <p>Rango de movimiento: déficit en todos los movimientos (Rundquist et al., 2003; Jing-lan Yang et al., 2008)</p>
Fractura de clavícula	<p>Cambios a nivel escapular: disminución de la inclinación posterior de la escápula y aumento de la rotación superior (Hillen et al., 2012)</p> <p>Cambios en el rango de movimiento: disminución del rango de movimiento como secuela (Patel et al., 2012)</p>
Ictus	Disminución de la elevación humeral y del ritmo escapulo humeral del miembro parético (Rundquist et al., 2012)
Inestabilidad glenohumeral	<p>Cambios a nivel escapular: rotación superior disminuida y rotación interna aumentada (F. Struyf et al., 2011).</p> <p>Cambios en el ritmo escapulo humeral (Ludewig y Reynolds, 2009).</p>

Tabla 5. Cambios biomecánicos en las patologías de hombro

Es de destacar, que gran parte de los resultados hacen referencia a cambios asociados al movimiento de la escápula o de la clavícula, que como se ha descrito en el apartado anterior, no es muy fiable si proviene de estudios con medios no invasivos. No obstante, independiente de este resultado, lo que sí queda patente, es la presencia de cambios producto de la patología y que pueden ser medidos mediante técnicas biomecánicas. Esta revisión permitirá realizar más adelante comparaciones entre los resultados experimentales de esta tesis y estudios similares.

También hay que señalar dos limitaciones metodológicas importantes de los estudios analizados. La primera se refiere a los modelos cinemáticos utilizados, que generalmente simplifican la descripción del complejo articular limitándola a la descripción de ángulos. La segunda se refiere al tipo de información que se maneja, que se suele limitar a los valores máximos de dichos ángulos, ignorando el movimiento continuo y las relaciones funcionales entre las variables que definen el estado de movimiento.

En efecto, los modelos cinemáticos utilizados en la práctica clínica se suelen limitar a la descripción de variables angulares, sin considerar los desplazamientos lineales. Muy pocos estudios abordan la descripción de velocidades o aceleraciones, o las relaciones dinámicas entre posiciones y sus derivadas (García-Alsina et al., 2005, López-Pascual, Page, y Serra-Añó (2017a). Sin embargo, sí se han realizado aproximaciones para una descripción mecánica del complejo articular del hombro que podrían aportar información muy valiosa para evaluar la funcionalidad del movimiento.

Por otra parte, la mayoría de estudios publicados se centran en la descripción del movimiento mediante rangos de variables angulares, lo que supone una limitación importante a la hora de describir las relaciones entre variables cinemáticas asociadas a la coordinación motora.

Es evidente que el movimiento humano es continuo en el tiempo, y solo puede describirse de forma completa a través de las funciones temporales que indican el estado de movimiento de las articulaciones. Sin embargo, tanto las técnicas clásicas de exploración como las de tratamiento de datos prestan más atención a lo que sucede en el extremo del rango del movimiento que a lo que pasa mientras la articulación se mueve.

En el apartado siguiente se comentará con más detalle estos aspectos.

2.5. Modelos cinemáticos

2.5.1. Evolución de los modelos cinemáticos. Medida de la función del complejo clavícula, escápula, húmero.

La articulación del hombro es muy compleja dada su estructura. Su adecuada funcionalidad dependerá del estado de cada uno de sus componentes y la coordinación entre ellos. Para comprender la evolución en el estudio de la cinemática del hombro, se hablará de los modelos utilizados, haciendo énfasis en los más importantes y su relevancia a nivel clínico.

Yang (2010) en su revisión, hace una recopilación general de las principales contribuciones en relación a los modelos mecánicos del complejo articular del hombro. Uno de los trabajos pioneros fue el de Dempster (1965), que basado en un mecanismo de barras explicaba el movimiento relativo de la clavícula, escápula y húmero. Basados en este concepto Engin y Chen, (1986) y Engin y Tümer (1989), diseñaron un modelo de conos para la optimización y modelización matemática. Más adelante fue mejorado por Maurel y Thalmann (2000) y Lenarcic y Umek (1994), cambiándolo por uno simplificado, compuesto por dos articulaciones: una para la esternoclavicular y la otra para la glenohumeral y la acromioclavicular. Högfors (1987;1991), plantea un conjunto de sistemas coordinados para la descripción de los movimientos del complejo del hombro; en este caso, todos los huesos fueron considerados como cuerpos rígidos. Van der Helm (1994), formula un modelo utilizando un método dinámico de elementos finitos; los huesos fueron modelados como segmentos rígidos conectados por bisagras y la articulación escapulo torácica fue modelada como una estructura triangular en contacto con otra de forma elipsoidea. Lindsay (2001) introdujo un modelo musculoesquelético en el que las articulaciones esternoclavicular y acromioclavicular eran modeladas como tres articulaciones ortogonales en bisagra y la glenohumeral como una articulación esférica.

Finalmente, Lenarcic y Stanisc (2003) propusieron un mecanismo que trataba de describir el movimiento del hombro mediante la relación de la cintura escapular y la articulación glenohumeral.

Como puede observarse, los modelos mecánicos son muy variados y han ido evolucionando a través de los años. Más interesantes para los objetivos de esta tesis, son las aportaciones desde el punto de vista de las aplicaciones clínicas específicas, que se comentan a continuación.

Un primer grupo son los formados por barras y articulaciones, generalmente pares inferiores que son utilizados principalmente para describir la cinemática articular y para desarrollar modelos antropométricos funcionales en aplicaciones ergonómicas. Un ejemplo de su aplicación clínica es la implementación de un modelo para investigar el posicionamiento anómalo de los componentes de un implante de hombro convencional como causa de pinzamiento (Favre et al., 2008). Los de este tipo, van desde los más simples que extraen la información del movimiento del hombro mediante la representación de la articulación glenohumeral como una rótula (Favre et al., 2008), hasta otro tipo que simula una articulación en bisagra de tres segmentos con un eje de rotación definido (Klopkar et al., 2007).

Por otra parte, están los modelos dinámicos que buscan simular la acción muscular y las fuerzas de reacción articular para abordar algunos problemas clínicos tales como la estabilidad articular, las transferencias musculares o los procesos de rehabilitación. La estimación de la fuerza de carga muscular es crítica para predecir cuando los tendones se pueden romper o para el desarrollo de estrategias de seguridad para reconstruirlos y optimizar el proceso de rehabilitación una vez se ha diagnosticado la ruptura. También es necesario entender como el Sistema Nervioso Central controla el sistema musculoesquelético al realizar una tarea. Usualmente van acompañados de Electromiografía (EMG); no obstante, debido a los problemas de fiabilidad en los registros de EMG (asociados a las dificultades técnicas inherentes a la toma de datos y el procesamiento de la señal), se han desarrollado algoritmos que predicen las fuerzas musculares, p ej., el denominado “Algorithm For Shoulder Force Estimation” (ASFEE), el cual implementa una nueva estrategia de reclutamiento muscular cuyos resultados son más reales en comparación con las medidas con EMG (Favre et al., 2009).

Todos los modelos de estimación de fuerzas están limitados por su escasa capacidad de individualización, debido a la variabilidad de la anatomía y el control neuromuscular, lo que restringe su aplicabilidad. A pesar de sus limitaciones, puede ser aplicado exitosamente para investigar problemas médicos tales como las fuerzas musculares en las prótesis (Quental et al., 2012), y las transferencias tendinosas (Magermans et al. 2004a; Magermans et al., 2004b) entre otros.

Los modelos deformables simulan las alteraciones que sufren los tejidos. Se han usado en el ámbito clínico principalmente para conocer la deformación del hueso en el caso de una prótesis de hombro. Medir y describir las propiedades de los materiales propios de los tejidos biológicos no es sencillo y en muchas ocasiones es necesario implementar propiedades materiales idealizadas. Dentro de ellos, están los realizados mediante elementos finitos (Van der Helm, 1994; Büchler et al., 2002), que en muchos casos, quedan como teóricos ya que no se realiza experimentación con personas, por tanto, pueden definirse como una representación de la realidad no la realidad en si misma (Murphy y Prendergast, 2005; Terrier et al., 2005).

Recientemente se está trabajando en otro tipo, creados para fines robóticos o virtuales, que requieren de una representación de las estructuras del complejo articular del hombro cuyo resultado final sea semejante a la realidad, no siendo necesario que sea una réplica exacta del mismo (Maurel y Thalmann, 2000). Este tipo de modelos no presentan actualmente ningún interés para la valoración funcional por lo que no serán descritos en esta tesis

En definitiva, en la actualidad existe una amplia variedad de modelos mecánicos para representar el conjunto articular del hombro, con finalidades y complejidad variables. Sin embargo, como se deduce de los artículos revisados, la mayoría ganan en detalle a costa de una complejidad que les aleja de las necesidades de la práctica clínica. En el caso de los modelos meramente geométricos, su validez depende de la personalización de los parámetros dimensionales a cada sujeto, ya que la valoración funcional es, por su propia naturaleza, individual. De ahí, que los correspondientes a grupos promedio no aportan información valiosa en la práctica clínica. Además de esta necesidad de personalización, casi todos los modelos cinemáticos se basan en la simplificación de usar pares inferiores para representar cada articulación del sistema, lo que los aleja de la realidad.

Por otra parte, los modelos que intentan caracterizar dinámicamente el hombro, presentan la limitación asociada a la indeterminación de las acciones internas, ya que el sistema de músculos, ligamentos y tendones es un sistema dinámicamente sobredeterminado, por lo que es imposible conocer la participación de cada elemento en el reparto de fuerzas.

Estas tres limitaciones (necesidad de personalizar los parámetros, uso de modelos cinemáticos más realistas y la sobredeterminación de las acciones articulares) son comunes a todos los modelos dinámicos del cuerpo humano y fueron explicadas por Hatze hace más de una década (Hatze, 2002). De ahí la necesidad de modificar algunos de los planteamientos metodológicos hacia descripciones alternativas del complejo articular del hombro.

Por tanto, es necesario avanzar en la representación geométrica del movimiento. En el apartado siguiente se comentarán los avances y limitaciones en este campo a partir de otros conceptos cinemáticos avanzados y el uso de los ejes de rotación (finito o infinitesimal) para describir aspectos clave del movimiento articular a partir de información empírica y sin necesidad de asumir simplificaciones.

2.5.2. Limitaciones de los modelos articulares. Nuevos enfoques.

Como se deduce de los estudios anteriores, se han desarrollado bastantes esfuerzos para analizar la biomecánica del hombro como herramienta de valoración funcional. En la práctica, la gran mayoría de trabajos publicados se centran en el estudio de la cinemática de las diferentes articulaciones que componen el complejo. A pesar de la valiosa información que pueden ofrecer estos trabajos, su aplicación en el ámbito clínico presenta algunas limitaciones tanto desde el punto de vista experimental como conceptual.

Desde el punto de vista experimental, la caracterización cinemática del complejo del hombro es un problema que dista bastante de estar resuelto. La medida de los movimientos de la clavícula o la escápula no puede hacerse con precisión, salvo que se usen medios invasivos (pines intracorticales, intensificadores de imagen). De ahí que muchos de los resultados sean de validez discutible (McClure et al., 2001), dado que el movimiento de la articulación glenohumeral debe determinarse por el movimiento relativo del húmero respecto a la escápula.

Por tanto, los errores en la medición del movimiento escapular pueden alterar bastante los resultados.

Por otra parte, el análisis de la cinemática del hombro mediante medios no invasivos está afectado por errores sistemáticos asociados a los artefactos, que constituyen la principal fuente de error en el análisis de movimientos (Leardini, Chiari y Croce, 2005). Los artefactos implican un movimiento relativo de los marcadores (o de cualquier otro dispositivo de medida fijado a la piel) que se superpone al movimiento articular (de Rosario et al., 2012). Los errores pueden afectar notablemente a los ángulos articulares (De Rosario et al., 2012) y a la posición de los centros articulares (de Rosario et al., 2013) o a la de los ejes de rotación (Page et al., 2006; de Rosario, Page, y Besa, 2017). Aunque se han desarrollado diferentes métodos para intentar controlar o paliar este tipo de errores (de Rosario et al., 2014), todavía no se dispone de métodos no invasivos que permitan un análisis preciso de la cinemática articular del hombro.

Además de los problemas experimentales, la mayoría de los trabajos sobre cinemática del hombro aplicada a la valoración funcional presentan algunas limitaciones metodológicas que pueden afectar a la validez y fiabilidad de los estudios.

Por una parte, la descripción de giros en tres dimensiones es un problema matemático complejo, cuyos resultados dependen del tipo de notación utilizada. Así, en el ámbito de la Biomecánica es frecuente utilizar los ángulos de Euler para representar giros en el espacio, por su pretendida relación con variables de interés clínico. Sin embargo, existen múltiples secuencias para representar el mismo movimiento, con valores que no son comparables en absoluto. Por ese motivo, la Sociedad Internacional de Biomecánica ha desarrollado una labor de normalización, proponiendo secuencias específicas para la descripción de la cinemática articular del hombro (Wu et al., 2005). Por otra parte, esta notación es muy sensible a los errores cerca de los puntos singulares, motivo por el cual se han planteado alternativas diferentes (Senk y Cheze, 2006; Phadke, 2011). Las diferencias entre distintas notaciones son muy grandes y la transformación entre dichas notaciones es fuertemente no lineal, por lo que los resultados obtenidos con notaciones diferentes no se pueden comparar (de Rosario et al., 2012b).

La autora de la presente tesis es coautora de un artículo publicado en el *Journal of Biomechanics* (López-Pascual, Cáceres, de Rosario y Page, 2016), en el que se describen las diferencias encontradas con el uso de las secuencias $YX'Y''$ y $XZ'Y'$, siendo esta última la más fiable tanto para la representación del ángulo principal de elevación como para los secundarios.

Por otra parte, los giros en 3D no se componen como vectores, por lo que la composición de dos giros no corresponde en absoluto a la suma de los ángulos asociados a las dos componente (Page et al., 2009). Este hecho tiene dos consecuencias importantes sobre los resultados de los estudios, ya que afectan a la elección de la posición de referencia, al efecto de los artefactos y otros errores.

En efecto, para describir una posición angular dada es necesario especificar con relación a qué posición de referencia se ha producido el movimiento. Si se modifica dicha posición, cambian completamente los ángulos medidos. Además, el cambio de resultados medidos desde una posición de referencia a otra no puede hacerse mediante una simple suma de ángulos, salvo que el eje de rotación sea fijo. Por ejemplo, en el movimiento de elevación del brazo en un plano dado, si se cambia el plano, los nuevos ángulos serán distintos y no se pueden calcular como la suma de los anteriores más el giro asociado al cambio de plano. El efecto de este cambio no solo depende del tipo de notación elegida, sino del propio movimiento. De ahí la necesidad de utilizar siempre la misma referencia y notación, para poder obtener resultados comparables.

Además, la no linealidad de la composición de giros determina que la propagación de errores (artefactos y otros errores sistemáticos o accidentales) dependa del movimiento y de la notación elegida. Pequeños movimientos relativos de los marcadores respecto al hueso pueden dar lugar a grandes errores angulares, dependiendo del movimiento analizado, de la posición de referencia y de la notación elegida. Este hecho ha sido descrito por de Rosario et al., (2012b) donde se propone el uso de la notación basada en vectores de Rodríguez, por ser más lineal y menos sensible a los errores que las basadas en los ángulos de Euler.

Otra limitación de los modelos es la descripción de las variables articulares de forma independiente, sin tener en cuenta la coordinación motora que establece

relaciones funcionales entre las variables del movimiento (Stergiou, 2004). De esta forma, en el estudio de la cinemática articular es conveniente diferenciar entre los grados de libertad cinemáticos y los grados de libertad funcionales (Li, 2006). Los primeros corresponden a las posibilidades físicas de movimiento (6 gdl para un sólido, 3 gdl para una rótula, 1 gdl para un par de revolución, por ejemplo), sin embargo, debido a la coordinación motora, cada sujeto ejecuta un movimiento de una manera dada, de manera que existen relaciones funcionales entre las variables asociadas a dichos gdl. Estas relaciones implican que los grados de libertad efectivos son menos, es decir, que el movimiento real se puede expresar mediante menos variables que las puramente mecánicas. A este número mínimo de variables necesario para describir el movimiento real de un sujeto se le denomina grado de libertad funcional. Este concepto ha sido aplicado en diferentes articulaciones como la mano (Li y Tang, 2007), el cuello (Page et al., 2008), la rodilla (Ribeiro et al., 2012) o el hombro (Page et al., 2010) y es muy interesante en el desarrollo de métodos de valoración funcional, ya que permite analizar diferentes estrategias de movimiento en lugar de limitarse a la mera descripción geométrica de rangos o posiciones extremas.

Finalmente, la gran mayoría de trabajos publicados describen el movimiento exclusivamente a partir de los ángulos articulares, sin considerar los desplazamientos asociados al movimiento de un sólido. Desde el punto de vista cinemático, esto implica asumir que las articulaciones son pares de revolución o rótulas con uno o tres grados de libertad correspondientes a giros (Petuskey et al., 2007). Si bien en algún caso podría ser una representación aproximada de la realidad (por ejemplo, en la articulación esternoclavicular o la glenohumeral), no lo es en absoluto al describir el movimiento del omóplato o cuando se estudian movimientos compuestos como el movimiento del brazo respecto de tórax. En estos casos los modelos basados en la descripción de los giros constituyen una simplificación del movimiento real que ofrece una descripción bastante incompleta de la cinemática.

En definitiva, la representación del movimiento mediante posiciones definidas como ángulos no solo es compleja, sino que puede ofrecer una visión muy simplificada e incompleta de la naturaleza real del movimiento. De hecho, lo que se define como "análisis cinemático" en muchos estudios sobre biomecánica clínica es

solo una parte del movimiento, la descripción de posiciones consecutivas medidas a partir de ángulos sin considerar las relaciones funcionales entre variables, el movimiento de los ejes de rotación ni la propia dinámica del movimiento, que debe incluir las variables de posición y su derivadas (Ramsay y Silverman, 2005).

En los últimos años se ha ido trabajando en esta línea en el marco del denominado análisis de datos funcionales (Functional Data Analysis, FDA), una rama de la estadística que trabaja con funciones en vez de con números (Ramsay y Dalzell, 1991). El FDA ofrece enormes posibilidades en las aplicaciones a la biomecánica, donde muchas de las variables registradas son precisamente funciones del tiempo. De ahí que ofrezca una visión alternativa y mucho más fecunda que los métodos clásicos de análisis cinemáticos, donde las informaciones continuas del movimiento se reducen a números como rangos, valores máximos o mínimos o duraciones de eventos. El FDA ofrece generalizaciones de las técnicas clásicas (análisis descriptivos, ANOVA y modelos lineales, análisis de componentes principales, técnicas de clasificación) adaptadas a los datos funcionales, lo que permite trabajar con toda la información asociada al movimiento. En Sorensen et al. (2012) y Ullah y Finch (2013) pueden encontrarse dos revisiones que ofrecen una panorámica general de las aplicaciones clínicas del FDA.

Las aplicaciones del FDA al estudio de la cinemática del hombro no son muy numerosas, si bien se han desarrollado algunos trabajos para la descripción de ángulos y analizar la variabilidad (López-Pascual et al, 2016), o para analizar los cambios en los patrones de movimientos del hombro asociados a la patología (López-Pascual et al., 2017a y 2017b).

En resumen, las simplificaciones que se han descrito, no solo afectan la validez de los modelos, sino que limitan el tipo de conocimiento que se puede alcanzar acerca de las estructuras corporales. Así, al considerar pares inferiores, la representación de la cinemática se limita a la descripción de ángulos y sus derivadas. A partir de esta información se elaboran los criterios de valoración funcional sin describir el movimiento de forma completa, lo que impide descubrir las relaciones existentes entre la función y la estructura corporal subyacente. Por ello, en la actualidad hay una separación total entre las técnicas de valoración funcional y las técnicas de

diagnóstico basadas en imágenes médicas. De ahí el interés de disponer de sistemas de análisis que ofrezcan una información más completa del movimiento articular.

En este aspecto, el grupo de investigación dirigido por el Dr. Álvaro Page, viene realizando desde hace 15 años una intensa investigación, desarrollando un modelo que utiliza los ejes instantáneos de rotación de una articulación para definir un par superior que represente el movimiento articular real, siguiendo la estrategia planteada por primera vez por Woltring, (1994) que consiste en describir la articulación de una manera funcional tal como se mueve en realidad, prescindiendo de cualquier modelado previo con pares inferiores, empleando en su lugar un enfoque vectorial.

No obstante, para su aplicación en el ámbito de la valoración funcional es necesario estudios más amplios con sujetos sanos que permitan disponer de patrones de normalidad y analizar las diferencias asociadas a la presencia de patología. En este marco se desarrolla la presente investigación.

Capítulo 3

Objetivos, hipótesis y plan de trabajo

3.1. Objetivos

El objetivo general de la presente tesis es describir el movimiento del hombro mediante técnicas cinemáticas avanzadas que incluyen el uso de variables funcionales asociadas a la posición, velocidad y aceleración así como mediante la utilización del eje instantáneo de rotación, con la finalidad de desarrollar un nuevo enfoque en las técnicas de valoración funcional del hombro.

Para cumplir el objetivo general se proponen los siguientes objetivos específicos:

1. Realizar una revisión bibliográfica del estado del arte.
2. Desarrollar una técnica experimental del análisis cinemático de la articulación del hombro que permita la medida precisa de variables cinemáticas continuas (ángulos, desplazamientos, velocidades y ejes instantáneos de rotación) asociadas a movimientos de interés clínico.
3. Comprobar la validez y reproducibilidad de la técnica experimental.

4. 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).
5. Realizar una prueba piloto con un grupo de pacientes con patología de hombro, para definir patrones patológicos y las diferencias asociadas a los cambios en el estado funcional medidos con escalas clínicas.
6. Describir las diferencias entre los patrones de personas sanas y con patología y analizar la posibilidad de usar los patrones cinemáticos en las técnicas biomecánicas de valoración funcional.

3.2. Hipótesis de partida

Las hipótesis de partida que justifican la viabilidad de los objetivos propuestos son las siguientes:

1. Los análisis basados en rangos articulares o relaciones entre ángulos no ofrecen información completa de la cinemática articular por varios motivos. En primer lugar, no tienen en cuenta la dinámica del movimiento, es decir, las relaciones entre las variables y sus derivadas, aspecto fundamental para analizar la coordinación en una articulación tan compleja como es el hombro. Además, los métodos basados exclusivamente en ángulos no tienen en cuenta los grados de libertad asociados a los desplazamientos. Finalmente, los resultados dependen de la convención de ángulos seguida y de las posiciones de referencia, por lo que tampoco ofrecen información unívoca ni suficientemente repetible.
2. El uso de los ejes instantáneos de rotación complementa la información angular, al proporcionar información real sobre el movimiento que considera los seis grados de libertad. Esta información tiene significado físico, independientemente de la convención de ángulos seguida o de la posición que se tome como referencia. Por ello, ofrece una información más consistente que la de los sistemas convencionales.
3. El uso de movimientos cíclicos en las pruebas de valoración funcional permite obtener patrones de movimiento más repetibles y verifican la condición de un único grado de libertad funcional.

4. Por otra parte, bajo el supuesto de movimientos repetibles con un grado de libertad funcional, es posible asociar patrones unívocos del EIR a cada movimiento de un sujeto, lo que permite una representación geométrica del movimiento. A partir de esta representación se puede obtener información sobre las estructuras anatómicas involucradas.
5. Mediante la utilización de variables cinemáticas como velocidades, aceleraciones, armonía y los ejes instantáneos de rotación, es posible definir patrones funcionales del movimiento que permitan el desarrollo de nuevos sistemas de valoración funcional y sirvan como nexo de unión entre la función y los cambios en las estructuras corporales.

Los antecedentes que justifican la validez a priori de dichas hipótesis, que serán contrastadas a lo largo de la Tesis son los siguientes:

1. En la revisión bibliográfica se han constatado las limitaciones de los actuales sistemas de representación de la cinemática articular mediante giros. Además de no considerar el movimiento global de los segmentos, ya que se eliminan 3 de los 6 grados de libertad de cada segmento, se parte de información estimada mediante mediciones muy poco precisas del movimiento de la clavícula y escápula.
2. Además, el uso de ángulos de Euler presenta no pocos problemas para comparar estudios. Como se ha constatado en varios estudios recientes, la convención recomendada por la ISB para el hombro es especialmente sensible a los errores accidentales y a los artefactos por movimiento de tejidos blandos. La autora de esta tesis es coautora de un trabajo donde se demuestra que la reproducibilidad de los ángulos de Euler es mucho peor que la de otras representaciones vectoriales.
3. Por otra parte, el grupo de investigación en el que se ha desarrollado la tesis ha publicado varios trabajos en los que se muestran las ventajas de usar los Ejes instantáneos de rotación (EIR) como elementos básicos para representar el estado de movimiento de una articulación. Se han puesto a punto técnicas avanzadas de análisis cinemático que permiten determinar dichos ejes con suficiente precisión.

4. El axoide asociado al EIR es una característica geométrica que representa la cinemática del movimiento y que, además, guarda relación directa con el movimiento de las estructuras corporales y con la coordinación entre las distintas articulaciones que constituyen el complejo del hombro. En publicaciones previas con pruebas preliminares sobre el cuello, zona lumbar y el propio hombro, se ha constatado la posibilidad de analizar la coordinación en el movimiento de estructuras a partir de un análisis del desplazamiento del EIR.
5. Finalmente, el equipo de investigación dispone de experiencia en la aplicación de técnicas de análisis de datos funcionales para la definición de patrones a partir de variables funcionales, como las asociadas al análisis de movimientos en el ámbito de la biomecánica.

3.3. Plan de trabajo

Para alcanzar los objetivos propuestos se ha elaborado el plan de trabajo que se describe a continuación y que se resume en la figura 1, como en el cronograma de actividades (Tabla 6).

Fase 1: Planteamiento del trabajo y redacción del proyecto de tesis doctoral.

Durante esta fase se buscó información relacionada con las alteraciones del hombro y su valoración funcional. Acorde con la información obtenida, se redactó el proyecto de tesis que fue aprobado por la comisión académica del programa de doctorado y el comité ético institucional. Esta tesis fue desarrollada en el marco del proyecto: The Spanish Government and co-financed by EU FEDER funds (Grant DPI2013-44227-R).

Fase 2: Revisión del estado del arte. En esta fase inicial, se realizó un análisis exhaustivo de la bibliografía existente relacionada con el tema de la presente tesis. Para ello fue necesaria la búsqueda de artículos, documentos y libros en bases de datos especializadas a nivel nacional e internacional.

Se realizó una revisión sobre la incidencia de las patologías del hombro, su relación con el funcionamiento de las articulaciones implicadas y los cambios biomecánicos asociados, para finalizar con sus consecuencias sobre la funcionalidad y la forma de cuantificarla desde un punto de vista biomecánico.

Fase 3: Desarrollo experimental. Durante esta fase, se diseñó el protocolo experimental para caracterizar la cinemática del complejo articular: definición de criterios de exclusión e inclusión en el estudio, tamaño de la muestra, definición de los gestos a analizar, puesta a punto de la técnica experimental mediante videofotogrametría y de los algoritmos de análisis cinemático. Posteriormente, se seleccionó la muestra y se realizaron los experimentos obteniéndose la base de resultados.

Fase 4: Análisis de datos y resultados. Para el análisis de datos fue necesaria la puesta a punto de técnicas de análisis de datos funcionales (registro, variabilidad, reproducibilidad, comparaciones entre medias, análisis de componentes principales funcionales y clasificación funcional). Seguido de lo cual se realizó el análisis de datos y se redactaron las conclusiones.

Fase 5: Discusión de resultados. En esta fase se compararon los resultados obtenidos en el estudio con los trabajos previos, discutiendo las similitudes y discrepancias, así como las ventajas y limitaciones del método propuesto.

Fase 6: Publicación de resultados en revistas especializadas. Los principales resultados obtenidos a lo largo de la realización de la presente tesis doctoral fueron publicados en revistas internacionales de alto impacto relacionadas con el tema.

Fase 7: Redacción de la tesis doctoral. Una vez finalizado el estudio y definido los resultados y los aportes proporcionados, se procedió a la redacción del documento acorde con los estándares exigidos por la Universidad Politécnica de Valencia.

Fase 8: Defensa de la tesis doctoral. Como paso final, se procedió a la defensa de la tesis doctoral frente a un tribunal especializado.

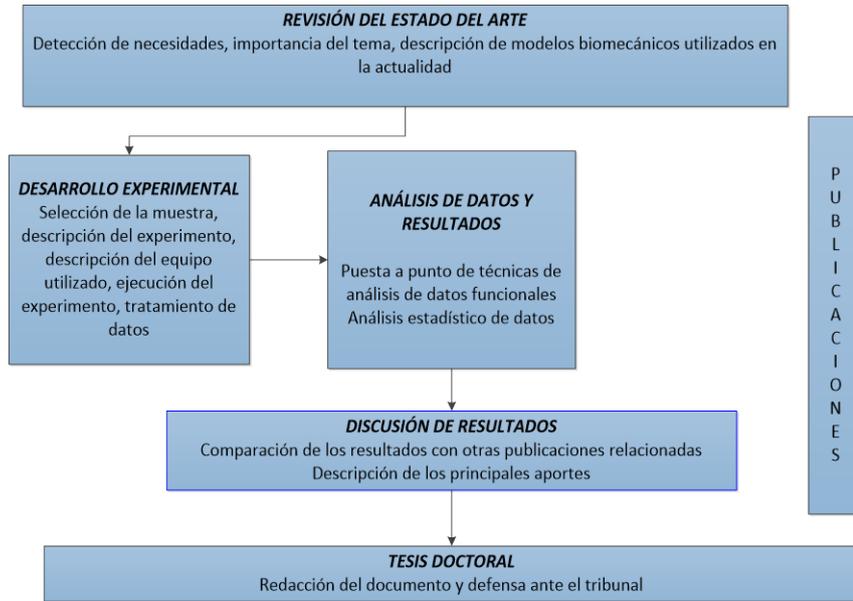


Figura 1. Fases del plan de trabajo

FASES	2015				2016				2017				2018				2019			
	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4
F1	■	■																		
F2					■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■				
F3																				
F4																				
F5																				
F6																				
F7																				
F8																				

Tabla 6. Cronograma

Capítulo 4

Materiales y métodos

4.1. Diseño experimental

4.1.1. Muestra de estudio

Se estudiaron dos muestras, una de personas sanas cuyos resultados permitieron definir patrones de normalidad y otra de sujetos con alguna patología de hombro, con el objetivo de analizar si el sistema que se propone en este trabajo era capaz de detectar patrones anormales.

Los sujetos que participaron en el experimento lo hicieron de forma voluntaria, para lo cual firmaron un consentimiento informado como documento de conformidad con la realización de las pruebas (Anexo A).

4.1.1.1. Grupo de sanos

La muestra seleccionada fue de 41 sujetos, 25 hombres y 16 mujeres con edades comprendidas entre los 18 y los 68 años, todos diestros.

Los sujetos debían cumplir 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.

4.1.1.2. Grupo de patológicos

Se seleccionaron 15 sujetos patológicos, 11 hombres y 4 mujeres con edades comprendidas entre los 25 y los 67 años.

Los sujetos del grupo patológico debían cumplir los siguientes criterios de inclusión:

- Tener más de 18 años
- Tener diagnosticada alguna lesión anatómica y/o alteración funcional del hombro.
- Encontrarse fuera del periodo agudo de su dolencia (1 mes)

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.

4.1.2. Muestreo y tamaño de la muestra de estudio

Para la selección de participantes se realizó un muestreo no probabilístico de casos consecutivos. Para la muestra de control se buscaron voluntarios a partir de la base de datos de sujetos de ensayos del Instituto de Biomecánica de Valencia. A estos voluntarios se les ofreció una gratificación de 15 €/hora en forma de cheque regalo.

La muestra de sujetos patológicos se reclutó entre personas de la UPV que habían acudido al Servicio Médico por problemas de hombro, fundamentalmente Personal de Administración y Servicios con tareas de tipo manual.

Para el tamaño muestral se consideraron cuatro criterios:

- Tamaño muestral para describir la muestra de control
- Tamaño necesario para analizar el efecto de los factores considerados (plano, carga, lado)
- Tamaño de la submuestra de la base de sanos para analizar la fiabilidad de la técnica de medida.
- Tamaño de la muestra de sujetos patológicos para describir las diferencias entre los patrones cinemáticos personas sanas y con patología y para validar dichas diferencias respecto a las escalas clínicas.

A continuación se describen los cálculos realizados para obtener los tamaños muestrales.

4.1.2.1. Tamaño de la muestra para la descripción de la base de sanos.

El tamaño de la muestra debe ser suficiente para describir las variables con el margen de error predeterminado. Para ello se ha partido de las medias y desviaciones típicas obtenidas en estudios previos. En este sentido, se ha partido de los datos de la tesis doctoral de López Pascual (2015), donde se analizaron movimientos similares a los del presente estudio. En dicha tesis se obtuvieron desviaciones típicas de 7° para los ángulos de elevación y del orden de 50°/s para las velocidades máximas.

No se encontró información sobre aceleraciones, armonía u otras variables funcionales.

En el mismo estudio se analizó la fiabilidad del ángulo máximo de elevación, con un SEM del ángulo de elevación del orden de 5°. Por tanto, asumiendo como suficiente un intervalo de confianza del 95% para la media inferior a la mitad del SEM (error estándar entre dos repeticiones del mismo sujeto), se obtiene un tamaño mínimo de:

$$N > \left(\frac{7 \times 1.96}{2.5} \right)^2 = 30 \text{ sujetos}$$

4.1.2.2. Tamaño muestral para el análisis de la influencia de los factores

Para la estimación del tamaño muestral que permita detectar el efecto de los factores plano, carga y lado en la población de control se utilizó el software G*Power, versión 3.1.9.2 (Universität Düsseldorf). Se consideró un $\alpha = 0.05$ y una potencia $(1-\beta) = 0.8$, con un tamaño del efecto grande, $f = 0.4$, (Castro y Martini, 2014). Considerando medidas repetidas, con cuatro repeticiones para cada factor, el tamaño muestra es de 34 sujetos.

4.1.2.3. Tamaño de la submuestra de la base de sanos para analizar la fiabilidad de la técnica de medida.

Para la estimación de la submuestra de sanos necesaria para determinar la fiabilidad de la técnica de medida, se utilizaron las tablas publicadas por Walter, Eliasziw, y Donner, (1998). En estudio previos (López Pascual, 2015 López-Pascual et al., 2016; Caceres et al., 2016), se han obtenido coeficientes de correlación intraclase (ICC) muy altos ($ICC > 0.9$) tanto para las variables cinemáticas clásicas, como para las funcionales y los ejes instantáneos de rotación, una muestra de 8 sujetos es suficiente para valores de $\rho_1 > 0.9$ y ρ_0 entre 0.4 y 0.5 (con $\alpha = 0.05$ y $1-\beta = 0.8$).

4.1.2.4. Tamaño de la muestra de personas con patología

El tamaño de la muestra de sujetos con patologías se determinó atendiendo a dos criterios. Por una parte, se trata de conseguir una potencia suficiente en la detección de diferencias entre los patrones cinemáticos de personas sanas y patológicas. Para ello se usaron los datos de Lopez Pascual, 2015, que fija un tamaño mínimo de 9 sujetos por grupo (con $\alpha = 0.05$ y $1-\beta = 0.8$), considerando un diseño factorial con el factor carga. Por otra parte, la validación de las variables cinemáticas como indicadores del estado funcional exige su comparación con las escalas clínicas. Para una correlación esperada de 0.6, el tamaño mínimo de la muestra de sujetos patológicos es $n = 15$ (con $\alpha = 0.05$ y $1-\beta = 0.8$).

Atendiendo a estos criterios, se decidió usar una muestra de al menos 34 sujetos sanos y 15 sujetos patológicos, que es el tamaño mínimo para verificar los cuatro criterios señalados.

4.1.3. Definición del gesto a analizar

Los gestos a analizar, debían reunir una serie de requisitos que serán descritos a continuación.

En primer lugar, el gesto funcional debía presentar un interés clínico, condición necesaria para asegurar la aplicación del modelo propuesto en la práctica clínica y para poder comparar los resultados con los de otros estudios.

En segundo lugar, debía ofrecer un rango de movimiento amplio. Aunque el EIR se puede calcular en recorridos cortos, es preferible usar aquellos movimientos que permitan analizar grandes desplazamientos. Además, en el cálculo de los axoides se pierden los extremos de la carrera, debido al error a velocidades angulares bajas, por lo que conviene analizar movimientos cuanto más extensos, mejor (Page et al., 2011).

En tercer lugar, el movimiento debía ser cíclico. En la práctica clínica, es frecuente estudiar por separado los movimientos antagonísticos como la flexión-extensión (Baydal-Bertomeu et al., 2011; López-Pascual, 2015), no obstante, este planteamiento presenta algunas limitaciones en cuanto a la reproducibilidad, lo que puede tener importantes consecuencias sobre la precisión del cálculo de los EIR. Por ello, es preferible realizar el movimiento de una manera cíclica, lo que aumenta la repetibilidad del gesto y facilita el promediado de los axoides asociados al EIR entre ciclos dentro de una misma prueba (Page et al., 2010). La repetibilidad en el cálculo de los axoides es desconocida, ya que se trata de una técnica inédita en el análisis articular. No obstante, en estudios previos se ha comprobado que los movimientos de amplio rango tienen una mejor reproducibilidad (Duhamel et al., 2004).

Finalmente, la condición de un grado de libertad funcional es necesaria para obtener un axoide promedio en vez de una familia de axoides (Page et al., 2011). Esta condición puede parecer muy exigente pero, de hecho, la mayoría de los

movimientos analizados en el ámbito clínico corresponden a un patrón con un grado de libertad (Page et al., 2008). Incluso en muchos estudios en donde este hecho no queda explícito, cuando se realiza un análisis de las variables cinemáticas en función de una variable principal, se está asumiendo implícitamente que el movimiento tiene un grado de libertad funcional, es decir, que existe alguna relación entre dicha variable principal y el resto de las variables.

En base a estos argumentos, se eligió como primer gesto de análisis el movimiento de elevación del brazo en el plano de la escápula (o abducción en el plano de la escápula), ya que además de cumplir los requisitos anteriormente nombrados, su participación en las actividades funcionales habituales de un sujeto es mayor, comparado con otro tipo de movimientos (Poppen y Walker, 1976; Bagg y Forrest, 1988; Michiels y Grevenstein, 1995).

Así mismo, se seleccionó la abducción en el plano frontal debido a su interés clínico, ya que dicho movimiento suele estar limitado en caso de patología (Stokdijk et al., 2003; Inui et al. 2009; Ludewig et al., 2009) y por otra parte, permitirá comparar los resultados de los dos planos y de esta forma obtener mayor información.

4.1.4. Equipo de medida

En la actualidad existen diferentes alternativas técnicas para medir movimientos humanos, como los sensores de posición electromagnéticos (J. Lin et al., 2006; Aizawa et al., 2010), videofotogrametría o diferentes dispositivos basados en sensores inerciales (Hill et al., 2007).

Desde un principio se descartaron los sensores inerciales por no ofrecer precisión en la medida de posiciones y desplazamientos lineales. Los sistemas electromagnéticos podrían servir como técnica, pero presentan problemas a la hora de ubicarlos con precisión respecto a los sistemas de referencia anatómicos, lo que introduce errores difíciles de controlar.

Por estos motivos se eligió la videofotogrametría, que es un procedimiento no invasivo, de elevada precisión y, además, es el gold standard en los estudios biomecánicos. Esta técnica ha mostrado ser muy eficaz en mediciones cinemáticas avanzadas (Page et al., 2011).

Finalmente, la autora de esta Tesis dispone de amplia experiencia en el manejo de esta técnica.

4.1.4.1. Sistema de fotogrametría kinescan/IBV

Para el registro y análisis de datos se utilizó el sistema de medida Kinescan/IBV[®] v.5.5.

El sistema está compuesto por 8 smart cameras, un sistema de cámaras inteligentes que extrae de las imágenes, de forma automática, la información necesaria para el análisis del movimiento y transmite la información al software. Las cámaras detectan la posición de los marcadores y únicamente transmite sus coordenadas 2D en la imagen. De esta manera se reduce el volumen de información a transmitir entre la cámara y el software, permitiendo acelerar el procesado de datos consiguiendo reconstruir la posición 3D de los marcadores en tiempo real. Las cámaras incorporan un foco para la iluminación de la escena, basado en tecnología led y espectro infrarrojo. Un concentrador Ethernet de tecnología POE (Power over Ethernet) y un PC maestro para la ejecución de la aplicación.

Frecuencia de muestreo: Mínimo 30 FPS - Máximo de 250 FPS

CCD DE 832(H) X 832 (V) PIXELS

Velocidad de obturación: 10 a 1000 μ S

La óptica de cada cámara es de tipo fijo y con ACOPLA M12

Las distancias focales disponibles son de 5.5 mm o 8 mm. Por defecto las cámaras se sirven con la óptica de 5.5 por su mayor amplitud de campo de visión.

Tabla 7. Características del equipo Kinescan/IBV

4.1.4.2. Accesorios

Además del equipo de registro de movimientos se utilizaron una serie de accesorios destinados a mejorar la reproducibilidad de las posiciones de referencia y de la ejecución de las medidas en los planos deseados.

Los accesorios utilizados (Figura 2) fueron los siguientes:

- Inclinómetro. Instrumento utilizado para medir la elevación del brazo en las posturas de referencia en los dos planos de movimiento.
- Silla con cinchas de sujeción. Utilizada para sujetar al individuo y así evitar movimientos compensatorios de tronco.
- Panel guía. El panel guía es un plano vertical que se sitúa junto al brazo, usado para asegurar la realización del movimiento en el plano deseado.
- Placa con sistema de marcadores reflectantes, colocado sobre un sistema de fijación en el brazo. El sistema de fijación además de contener la placa de marcadores, permite limitar el movimiento de flexión de codo evitando así movimientos compensatorios.
- Maza de 1 kg.
- 4 marcadores reflectantes.
- Accesorio base con 4 marcadores.
- Banqueta regulable en altura.

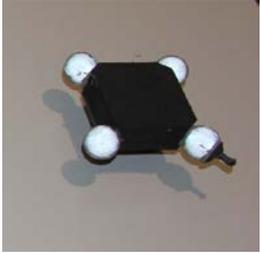
 <p>Inclinómetro</p>	 <p>Silla de sujeción</p>	 <p>Panel de referencia</p>
 <p>Placa con marcadores reflectantes</p>	 <p>Sistema de fijación</p>	 <p>Maza</p>
 <p>Marcadores reflectantes</p>	 <p>Sistema de 4 marcadores</p>	 <p>Banqueta regulable en altura</p>

Figura 2. Conjunto de accesorios utilizados para la experimentación.

4.1.5. Escalas de valoración clínica

Se utilizaron dos escalas, la escala “Disabilities of the arm, shoulder and hand” (DASH) para la valoración de la funcionalidad en las diferentes actividades de la vida diaria y la escala visual analógica de dolor (EVA).

4.1.5.1. Escala de valoración funcional “Disabilities of the arm, shoulder and hand” (DASH)

Para conocer el nivel de funcionalidad, basado en las opiniones del sujeto, se utilizó el cuestionario DASH (Hudak et al., 1996). Este cuestionario fue desarrollado por el “Upper extremity Collaborative Group”, como instrumento de medida de las limitaciones en actividades y participación debidas a un único o múltiples alteraciones que afectan a los miembros superiores. En total tiene 30 ítems, 6 relacionados con la sintomatología y 24 con la función. Los rangos de respuesta están entre 1 y 5 siendo 1 “ninguna dificultad” y 5 “imposible realizar”.

La puntuación DASH va entre 0 (mejor puntuación posible) y 100 (peor puntuación posible). La interpretación del resultado es la siguiente: <15 significa “no hay problema” 16-40 = “existe un problema, pero puede trabajar” y >40 “incapaz de trabajar”(Angst et al., 2011). Se utilizó la versión validada en castellano (Hervás et al., 2006).

4.1.5.2. Escala visual analógica del dolor (EVA)

Es una escala muy utilizada en el ámbito clínico para la valoración del nivel de dolor, fue desarrollada por Scott y Huskisson (1979). Se compone de una línea continua con los extremos marcados por 2 líneas verticales que indican la experiencia dolorosa que va desde “no dolor” hasta el “máximo dolor imaginable” (Ibáñez y Manzanares, 2005). Los cuestionarios DASH y EVA se encuentran descritos en el Anexo C.

4.1.6. Material complementario

La documentación complementaria incluía una hoja de registro de datos personales y el consentimiento informado.

- Hoja de registro de datos

Para la recopilación de datos se utilizó un formulario con la información de interés. Se registró el sexo, la edad, lateralidad, la altura, el peso y la profesión.

Para el grupo de pacientes, se recopiló toda la información relacionada con su patología. Para ello, se recogieron los datos relacionados con inicio de la enfermedad, el tratamiento realizado, los síntomas actuales, los informes médicos y las pruebas complementarias. El diagnóstico, se determinaba basado en informes médicos y pruebas complementarias, si los sujetos disponían de ella.

Tanto al grupo de sanos como el grupo de patológicos se le valoró con las escalas DASH y EVA. La hoja de registro de datos se adjunta en el anexo B.

- Consentimiento informado

Los sujetos fueron informados previamente al inicio del experimento, acerca de los objetivos del proyecto, además se indicaba que su participación era voluntaria y que podían retirarse en cualquier momento del estudio. Para ello firmaban el documento dando su consentimiento para participar en el estudio, dejando claro que sus datos serían tratados conforme a la Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre, de Protección de Datos de Carácter Personal. El consentimiento utilizado se encuentra en el anexo A.

4.1.7. Descripción del experimento

A continuación, se realiza la descripción del experimento, por fases.

4.1.7.1. Fase previa

En esta fase fue necesaria la realización de los siguientes pasos:

- a) **Información a los participantes y firma del consentimiento informado.**
Una vez el sujeto llegaba al laboratorio, se explicaba el objetivo del proyecto y en qué consistiría el experimento y finalmente, se solicitaba la firma del consentimiento informado.

- b) **Recogida de datos personales y cumplimentación de escalas de valoración funcional.** Posteriormente, se realizaba la recogida de los datos de interés que eran registrados en el formulario correspondiente (Anexo B). Finalmente, cumplimentaban el cuestionario de DASH y la EVA.

4.1.7.2. Fase de preparación del experimento

Antes de iniciar la toma de medidas, se realizaron las siguientes actividades:

- a) **Fijación de la postura, ajuste de la silla y las cinchas.** Se solicitaba al sujeto sentarse de forma cómoda, con la espalda pegada al respaldo de la silla (el borde superior del respaldo debía estar más o menos a nivel de D4-D5), posición fijada mediante cinchas en el brazo contralateral, alrededor del pecho y a nivel del abdomen.

La posición del sujeto seleccionada para el experimento fue en sedente, postura escogida también por otros autores (Pascoal et al., 2000; Mell et al., 2005; Kon et al., 2008; Prinold, Villette, y Bull, 2013; López-Pascual 2015; Assi et al., 2016, Kolk et al., 2017). Por otra parte, se decidió además que los sujetos debían estar atados con cinchas para limitar los movimientos del tronco.

- b) **Instrumentación del sujeto.** Una vez el sujeto estaba colocado en la silla, se procedía a la instrumentación, inicialmente se colocaba un marcador en cada acromion, otro a nivel de la incisura esternal y otro a 10 cm por debajo. La International Society of Biomechanics recomienda como punto anatómicos, el punto más profundo de la incisura yugular y la apófisis xifoides, no obstante para el experimento se decidió colocar 10 cm por debajo de la incisura yugular ya que la apófisis xifoides podría provocar problemas de ocultación de marcadores en las mujeres. En el acromion, para la toma de medidas se colocó el dispositivo con los 4 marcadores en el punto más dorsal de la articulación acromioclavicular, también como lo recomienda la ISB. Posteriormente, se colocaba el soporte para el codo, con el brazo en posición neutra de pronosupinación y en extensión de codo, debía ajustarse de forma que no se moviera, pero a su vez que no generara ninguna molestia en el sujeto. Una vez instalado el soporte, se

colocaba sobre él la placa con los 9 marcadores. De esta forma el sujeto ya estaba correctamente instrumentado para hacer la toma de referencia.



Figura 3. Sujeto instrumentado

- c) **Posición inicial.** La posición de inicio determinada para la realización de los movimientos fue de 30° de elevación, medidos con el inclinómetro. La silla regulable en altura era el punto de partida, asegurando con ello que la posición de inicio era la misma.

Para la toma de datos en el plano de la escápula la posición de partida de la prueba, debía ser tal que el ángulo formado por la línea de unión de los hombros y la línea del brazo fuera lo más próximo a $37,5^\circ$ para garantizar que el gesto se ejecuta en el plano de la escápula, colocando para ello un panel guía.

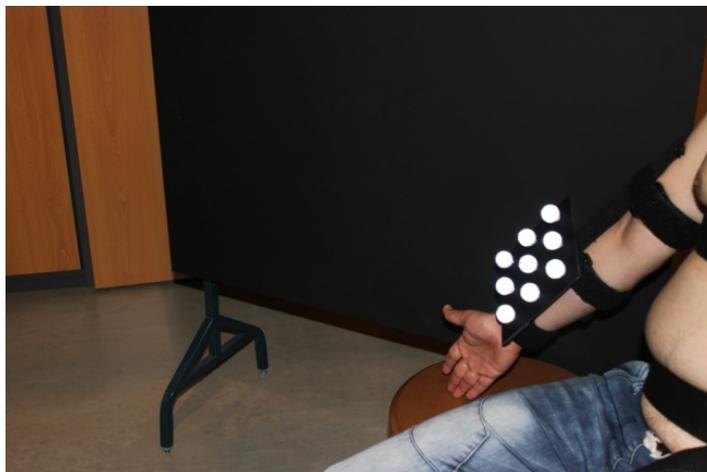


Figura 4. Posición inicial en el plano de la escápula

Para el movimiento en el plano frontal, se pedía al sujeto que iniciara en rotación externa para así aumentar el rango de elevación (limitando el impacto de la tuberosidad mayor con el borde superior de la glenoide), utilizando igualmente como guía el panel y la silla regulable en altura.

El uso de un panel guía, garantiza que el movimiento sea realizado en el plano deseado, otros autores también han utilizado diferentes elementos buscando el mismo objetivo (Ludewig y Cook, 2000, Kwon et al., 2012, Prinold, Villette, y Bull, 2013).

d) Instrucciones previas. Se indicaba al sujeto el movimiento que debía realizar bajo las siguientes instrucciones:

“va usted a elevar el brazo hasta donde pueda, el movimiento tiene que ser continuo, es decir sin parar ni abajo ni arriba, a una velocidad cómoda pero que sea ligera y constante”. La realización del movimiento a velocidad confortable permite que este sea más fluido y con un patrón más fisiológico (Kon et al., 2008).

Las indicaciones que se proporcionaban al sujeto eran las siguientes: iniciará el movimiento a la orden de “ya” que irá precedida de un “preparado”, y finalizará cuando le diga “pare”.

No se iniciaba la captación de datos hasta que el valorador comprobaba que el sujeto realizaba correctamente el gesto.

4.1.7.3. Fase de medida

Una vez, estaba todo preparado, se iniciaba la toma de datos, que será descrita a continuación.

- a) **Medida de calibración en la posición de referencia.** Se colocaba al sujeto en la posición de referencia. En esta posición el tronco se mantiene vertical y erguido, el brazo estará en la posición escogida (plano de elevación seleccionado y brazo elevado a 30°). El sujeto llevaba todos los marcadores, excepto el cluster de la escápula, que se sustituye por un marcador sobre el acromion. Se grababan un par de segundos para obtener las coordenadas de todos los marcadores. T0, y B0 son las posiciones del tórax y brazo en dicha posición de referencia, calculada como la media durante la grabación.

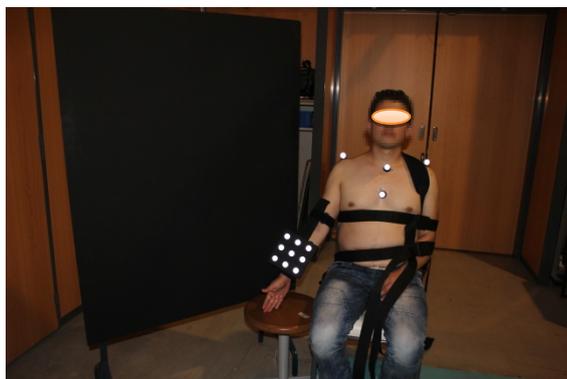


Figura 5. Sujeto instrumentado para la calibración

- b) **Medida del gesto funcional.** Una vez finalizada la calibración, se retiraba el marcador del acromion correspondiente al brazo a evaluar y se cambia por la base con 4 marcadores que es colocada en la parte posterior del acromion y se procedía a realizar el movimiento cíclico, registrando las coordenadas de todos los marcadores. En cada instante se obtendrán las

coordenadas de los marcadores correspondientes al tórax (T_{lab}), escápula (E_{lab}) y brazo (B_{lab}), todas ellas expresadas en el sistema de referencia del laboratorio

Como se ha indicado previamente, los dos gestos seleccionados para el estudio fueron la abducción en el plano de la escápula y la abducción en el plano frontal. En cada uno de los planos se realizaba la toma de 7 repeticiones continuas a velocidad ligera pero cómoda definida por el sujeto, inicialmente sin peso y luego con la maza de 1 kg. Los movimientos realizados fueron los siguientes:

- Miembro superior derecho, abducción en plano de la escápula con y sin peso
- Miembro superior derecho, abducción en el plano frontal con y sin peso
- Miembro superior izquierdo, abducción en el plano de la escápula sin peso
- Miembro superior izquierdo, abducción en el plano frontal sin peso



Figura 6. Sujeto realizando la prueba con peso

4.1.8. Aleatorización de la prueba

El orden de las diferentes medidas fue aleatorizado mediante una tabla generada con MATLAB, asegurando así que el orden de los ejercicios no influyera en los resultados.

4.1.9. Frecuencia de muestreo

La frecuencia de muestreo utilizada fue de 200 Hz. Aunque la frecuencia necesaria para describir las variables clásicas, como los rangos de movimiento, puede ser muy inferior, del orden de 50 Hz o incluso menor, el uso de variables cinemáticas como las velocidades y aceleraciones implica un proceso de derivación numérica en el que la precisión de las medidas y la frecuencia de muestreo resultan críticas. La frecuencia de muestreo es especialmente importante en el cálculo de las posiciones de los EIR, por su gran sensibilidad a los errores en la determinación de las velocidades (Page et al, 2006).

4.2. Análisis cinemático

4.2.1. Segmentos y movimientos analizados

Como se ha indicado anteriormente, el modelo cinemático utilizado considera tres segmentos corporales: el tórax, la escápula y el húmero. A continuación, se describen cada uno de los segmentos.

- El movimiento del tórax se midió mediante tres marcadores. Dos situados en el esternón y otro sobre el acromion del lado contralateral. Aunque, en principio, el tronco no debería moverse al estar atado el sujeto a la silla, se registró su posición para corregir los pequeños movimientos que pudiesen producirse y compensarlos en el cálculo del movimiento relativo del húmero respecto al tórax.
- El movimiento de la escápula se registró a partir de un sistema de cuatro marcadores fijo a una estructura que se pega sobre el acromion del lado que se mide, de acuerdo con lo que se ha realizado en trabajos previos bien

mediante sensores electromagnéticos (Cutti et al., 2008) o con videofotogrametría (Jaspers, et al., 2011; Lempereur et al., 2012). No obstante, la medida del movimiento de la escápula se realizó solo para obtener algunas medidas de referencia, pero no se consideró para calcular el movimiento glenohumeral, ya que es difícil medir el movimiento escapular con precisión, debido al problema de los artefactos por movimiento de los tejidos blandos (Karduna et al, 2001).

El cluster de cuatro marcadores se coloca durante la medida del movimiento. Adicionalmente, en una posición de referencia previa, se ubica un marcador sobre el acromion, a efectos de definir un sistema de referencia anatómico ligado al tórax, tal como se describe más adelante.

- Finalmente, el movimiento del húmero se registró mediante un sistema de 9 marcadores situados sobre una placa fija al brazo, tal como se describe en el apartado 4.1.5.
- No se consideró el segmento correspondiente a la clavícula por la imposibilidad práctica de medir su movimiento mediante métodos no invasivos.

4.2.2.Sistema de referencia. Proceso de cálculo

El sistema de videofotogrametría proporciona las coordenadas de cada uno de los marcadores en los tres segmentos considerados, expresadas en el sistema de referencia del laboratorio. No obstante, para interpretar los movimientos analizados es necesario expresar todos los movimientos en un sistema de referencia anatómico ligado al tórax. El sistema de referencia anatómico utilizado está basado en las recomendaciones de la Sociedad Internacional de Biomecánica (Wu et al., 2005), con algunas modificaciones en cuanto al origen de coordenadas:

- **Origen de coordenadas:** Marcador situado sobre el acromion del lado medido, en la posición de referencia. No se usó el punto situado en el esternón, tal como recomienda Wu et al., (2005) para tener una referencia geométrica de la posición de los ejes de rotación ligada a la articulación del hombro, referencia que se perdería si se usase el esternón. Tampoco se consideró posible usar el centro de la articulación glenohumeral como

referencia, ya que la ubicación de este punto presenta errores importantes (de Rosario et al., 2014).

- **Eje Z.** Es el eje que va del marcador situado sobre el acromion izquierdo al derecho
- **Eje Y.** Eje perpendicular al eje Z situado sobre el plano vertical que contiene a Z.
- **Eje X.** Perpendicular a Z y a Y, de manera que el triedro XYZ sea a derechas.
- La configuración anterior es adecuada para analizar el movimiento del brazo derecho. Para analizar el movimiento del brazo izquierdo se usa el mismo sistema, realizando una transformación de simetría especular en las coordenadas de los marcadores con respecto al plano $Z=0$. De esta manera el brazo izquierdo se transforma en derecho y se puede mantener la misma notación para ángulos, permitiendo así la comparación directa entre lados derecho e izquierdo.

El proceso de análisis cinemático se desarrolla a partir de las coordenadas de los marcadores del tórax, escápula y brazo, tomados en la posición de referencia (T_0 , E_0 y B_0 , respectivamente) y durante la ejecución del gesto funcional (T_{lab} , E_{lab} , B_{lab}). A partir de dichas coordenadas se sigue el siguiente esquema de cálculo:

1. A partir de T_0 se obtiene la posición del sistema de referencia anatómico en la postura de referencia, SRA_0 .
2. Comparando T_0 con T_{lab} se calcula el movimiento del tórax
3. Se aplica ese movimiento a SRA_0 y se calcula su posición en cada instante de tiempo, SRA .
4. Se cambian las coordenadas de los marcadores de la escápula y brazo al sistema de referencia SRA , obteniendo así las coordenadas que solo incluyen el movimiento relativo de la escapula y del brazo respecto del tórax (E y B respectivamente).
5. A partir de B se calculan las variables cinemáticas del movimiento húmero-torácico

6. A partir de E se calculan las variables cinemáticas del movimiento escapulotorácico.
7. A partir de B y E se podría calcular en teoría el movimiento glenohumeral. No obstante, como se ha indicado anteriormente, el movimiento de la escápula medido a través de elementos fijados al acromion es de validez dudosa, por lo que finalmente no se realizó este análisis.

4.2.3. Cálculos cinemáticos

Los cálculos cinemáticos realizados en esta tesis están basados en los procedimientos descritos en Page et al (2009), que utilizan un procedimiento vectorial para el cálculo del movimiento de un sólido respecto a una posición de referencia.

En esencia, el sistema de cálculo consta de los siguientes bloques:

1. Análisis de desplazamientos finitos: calcula el movimiento de cada segmento respecto a su posición de referencia (desplazamiento de un punto y tres giros).
2. Análisis de velocidades: velocidad lineal y angular en cada instante de tiempo. Posición del eje instantáneo de rotación
3. Identificación de ciclos de movimiento y segmentación
4. Obtención del ciclo medio: desplazamientos finitos, velocidades y ejes promedio.

En el anexo D se expone un resumen del esquema de cálculo cinemático realizado, indicando los programas utilizados, que se realizaron en Matlab 2017a. Este procedimiento es distinto al que se usa frecuentemente en el ámbito de la biomecánica, que se basa en establecer sistemas de referencia anatómicos ligados a cada segmento corporal y estudiar el movimiento entre segmentos. El procedimiento vectorial utilizado, por el contrario, es independiente de cualquier sistema de referencia especial y puede ejecutarse a partir de las coordenadas de los marcadores técnicos ligados a cada segmento, independientemente de su ubicación respecto al segmento. Puesto que las coordenadas de los marcadores se expresan en el sistema de referencia anatómico ligado al tórax, todas las variables obtenidas están expresadas en dicho sistema.

Hay que señalar que el procedimiento vectorial utiliza el vector de Rodrigues para representar los giros, en vez de matrices de giro. El vector de Rodrigues es un vector cuya dirección es la del eje de giro del segmento y cuyo módulo es la tangente del ángulo mitad. Como se describe en Page et al (2009), el uso del vector de Rodrigues simplifica los algoritmos de cálculo de desplazamientos finitos, así como el cálculo de los ejes finitos de rotación.

No obstante, dado que en el ámbito clínico es habitual utilizar las secuencias de Euler para representar los giros, toda la información descrita en los resultados está basada en la secuencia recomendada por la ISB para el húmero, secuencia de Euler YXY (Wu et al., 2005). Es decir, los cálculos internos utilizan un método vectorial basado en el vector de Rodrigues, pero las salidas finales se convierten a la secuencia estándar YXY.

Hay que señalar que esta secuencia no es la más adecuada desde el punto de vista de la reproducibilidad de la técnica. Como se describe en López-Pascual, Cáceres, de Rosario y Page (2016), la elección de la secuencia de Euler afecta notablemente a los resultados de las medidas y también a la transmisión de errores. De las diferentes secuencias posibles, precisamente la elegida por la ISB es la más sensible a los errores en movimientos con elevados ángulos de elevación del húmero. No obstante, hemos optado por mantener dicha secuencia por ser la de más fácil interpretación desde el punto de vista anatómico y para poder comparar nuestros resultados con los de otros estudios.

4.2.4. Suavizado y derivación numérica.

Un aspecto crítico en el análisis cinemático mediante videofotogrametría es el proceso de suavizado y derivación numérica necesarios para el cálculo de las velocidades y aceleraciones a partir de las variables de posición. En esta tesis se han utilizado dos aproximaciones, una basada en bases de B-splines y otra en ajuste local mediante un polinomio de tercer orden.

Para el suavizado inicial de los datos brutos de las coordenadas de los marcadores y la división del movimiento continuo en ciclos de elevación y descenso se usaron bases de B-splines de orden 5.

El procedimiento seguido es el descrito en el libro de Ramsay y Silverman (2005). La ventaja de este procedimiento es que es muy eficiente desde el punto de vista computacional, si bien es menos estable en las estimaciones en los extremos del movimiento. Por este motivo se usaron para una primera estimación de las coordenadas suavizadas de los marcadores para el movimiento continuo y en el cálculo de derivadas para identificar los extremos de cada carrera (puntos de velocidad nula).

Una vez separados los ciclos, los cálculos para el promediado en el dominio geométrico y el cálculo de velocidades y aceleraciones angulares, así como la determinación del ciclo promedio y el eje instantáneo de rotación promedio se usó un algoritmo de ajuste mediante regresión local descrito en Page, Candelas, y Belmar, (2006b). Los métodos basados en ajuste local consisten en ajustar una función en cada punto de la serie de datos, utilizando para ello un intervalo a cada lado del punto objeto de interés. El tipo de función más utilizado es un polinomio cuyo orden depende de las derivadas que se desean obtener. En nuestro caso se deben calcular segundas derivadas, por lo que se eligió un polinomio de tercer orden.

El procedimiento de suavizado mediante ajuste local es muy eficaz y permite proporcionar muy buenas estimaciones de las derivadas primera y segunda, siendo más estable en los extremos que los modelos de B-splines.

La eficacia computacional y el resultado final del algoritmo de ajuste local dependen de la función de pesos elegida y del ancho de banda considerado en el suavizado. Como se discute en Moreno Cano (2016), la solución más eficaz desde el punto de vista computacional es la denominada función de Epanechnikov (1969), que es una parábola invertida de valor máximo 1 y mínimo nulo en los dos extremos de la banda.

Respecto al nivel de suavizado, se usó el procedimiento descrito en Page, Candelas y Belmar (2006b) basado en calcular el ancho de banda h que minimiza la autocorrelación de los residuos. De esta forma se consigue un adecuado nivel de suavizado, que evita los errores sistemáticos asociados a un exceso de suavizado, o la obtención de velocidades y aceleraciones demasiado rugosas cuando el paso es demasiado pequeño (Moreno Cano, 2016).

El suavizado se realizó para las variables de posición (desplazamiento del origen de coordenadas y giro respecto al sistema de referencia), calculando además las velocidades, velocidades angulares y las aceleraciones lineales y angulares de cada segmento.

4.2.5. Obtención de ciclos de movimiento. Normalización de la escala temporal

Una vez suavizadas las variables de posición de cada prueba y calculadas sus derivadas, se procedió a la separación de cada uno de los ciclos del movimiento, con la finalidad de obtener un ciclo promedio para cada sujeto y condición de medida y para cuantificar la variabilidad de las repeticiones alrededor de ese movimiento promedio.

El procedimiento usado es el descrito en López-Pascual et al., (2015), que utiliza el ángulo suavizado de elevación del húmero y su derivada para definir los puntos de máxima (mínima) elevación y velocidad nula. Este ángulo se obtuvo a partir de la secuencia YXY del movimiento relativo del húmero respecto del tórax.

Al cortar los movimientos de cada ciclo de elevación o descenso las duraciones de cada uno no tienen por qué coincidir, no solo entre sujetos o repeticiones diferentes, sino incluso entre ciclos dentro de la misma prueba del mismo sujeto. Este problema se suele resolver en el ámbito de la biomecánica realizando un escalado lineal de la base de tiempos, de manera que se sustituye la escala natural de tiempos (medida en segundos) por una expresada como porcentaje del ciclo en cuestión (desde 0 a 100). De esta forma todos los movimientos son comparables en los mismos puntos porcentuales del movimiento y se asume que así se eliminan las diferencias de fase entre repeticiones o sujetos.

En Epifanio et al., (2008) se demuestra que este tipo de normalización puede ser incorrecto y que, lejos de disminuir la varianza asociada a las diferencias de fases, podría ser peor que no hacer ninguna clase de ajuste. Esto sucede cuando el movimiento presenta alguna fase cuya duración no está muy correlacionada con la duración total del gesto. En estos casos, debería utilizarse algún procedimiento de reescalado no lineal como el descrito en Page et al. (2006).

No obstante, en esta Tesis Doctoral se utilizó el método habitual de normalización lineal en la escala 0-100. Esto es debido a que, en el caso de los movimientos analizados, se ha constatado la elevada armonía de los ciclos, lo que no hace necesario el uso de modelos complejos de registro no lineal (Crane et al., 2010).

4.2.6. Promediado en el dominio temporal.

Una vez segmentado el registro continuo en ciclos de elevación y descenso, y efectuada la normalización de la escala de tiempos, que pasa a una escala única de 0-100% del movimiento, se dispone de un conjunto de repeticiones de cada movimiento dentro de cada sesión. En general, el número de repeticiones fue $n=7$. Para obtener una única función de cada variable funcional, se realizó un promediado de las 5 curvas más parecidas entre sí, desechando las dos curvas más separadas de cada sesión. De esta manera, se obtiene un movimiento promedio para cada sesión que resulta mucho más robusto que las medidas individuales.

4.2.7. Obtención de los EIR.

Uno de los parámetros que se analiza en la presente tesis doctoral, es la trayectoria del eje instantáneo de rotación del movimiento humerotóraco. El EIR es una característica del movimiento instantáneo (del campo de velocidades) de un cuerpo rígido y representa el eje alrededor del cual se produce la rotación en cada instante. Además, los puntos del EIR son los que tienen una velocidad mínima, precisamente en la dirección del eje. Si el movimiento es plano, o tiene un punto fijo, dicha velocidad mínima es nula.

La aplicación del EIR de rotación en el estudio de la cinemática articular es un tema que ha suscitado interés desde hace más de 30 años (Dempster 1965, Woltring et al., 1985; Karlsson et al., 1990). Así, se han publicado diferentes trabajos para analizar su desplazamiento durante el movimiento de articulaciones como la rodilla (Muller, 1993), cuello (Woltring, 1994), tobillo (Leardini et al., 1999) y hombro (Dempster, 1965; Page et al., 2010).

El EIR es muy sensible a pequeños cambios en el movimiento articular, por lo que se asume que es un buen indicador de alteraciones funcionales. Por otra parte es de destacar, que justamente esa sensibilidad a los cambios en el movimiento hace que

también sea muy sensible a los errores de medida, tanto experimentales (Woltring et al., 1994, Page et al., 2006) como a los provocados por los artefactos por movimiento de los tejidos blandos (de Rosario et al., 2014). De ahí la importancia de disponer de un protocolo de medición y de tratamiento de datos que permita una medida fiable del EIR en el caso del movimiento del hombro.

En esta tesis se utilizó el procedimiento de cálculo que se describe con detalle en Page et al. (2010 y 2011) y que presenta las siguientes características:

1. Se usan clusters de marcadores optimizados para minimizar el error accidental asociado al proceso de medida mediante videofotogrametría. En este caso se usó un cluster con 9 marcadores, lo que asegura un error muy pequeño en la medida de ángulos y desplazamientos.
2. Se utilizan movimientos muy reproducibles, mediante el control del plano del movimiento y las posiciones de referencia. Esto permite asegurar que los movimientos tienen un grado de libertad funcional (Page et al., 2008; 2011).
3. Se realizan movimientos continuos y cíclicos. El movimiento continuo asegura que la velocidad angular es suficientemente grande en casi todo el tiempo del movimiento, mientras que al ser cíclico se puede obtener un movimiento promedio de varios ciclos en cada sesión de medida.
4. Se utiliza un procedimiento de suavizado y derivación numérica con un criterio óptimo cinemático, tal como se describe en Page et al. (2010). Esto permite minimizar los errores accidentales y el efecto de la variabilidad intrasujeto.

En estas condiciones, es posible calcular la posición del EIR con una precisión del orden de 5 mm, lo que permite una representación continua de su desplazamiento asociado al movimiento articular.

Los cálculos se realizaron mediante un programa en Matlab. A continuación se enumeran y describen cada una de las fases.

1. Análisis de desplazamientos finitos: calcula el movimiento de cada segmento respecto a su posición de referencia (desplazamiento de un punto y tres giros).
2. Análisis de velocidades: velocidad lineal y angular en cada instante de tiempo. Posición del eje instantáneo de rotación del movimiento continuo.
3. Identificación de ciclos de movimiento y segmentación en ciclos de elevación y descenso.
4. Promediado de los ciclos en el dominio geométrico y obtención del ciclo medio. Cálculo de las variables cinemáticas promedio
5. Cálculo del eje instantáneo de rotación del ciclo promedio. Determinación del plano medio del movimiento y cálculo del punto H de corte del EIR con dicho plano.
6. Reescalado de la trayectoria del EIR a efecto de obtención de patrones promedio en la descripción de las trayectorias. Dado que la posición del EIR es una característica que depende del tamaño del sujeto, para eliminar el factor asociado a dicho tamaño, se normalizaron las coordenadas del EIR usando la distancia biacromial como variable de normalización, de tal manera que las coordenadas para cada sujeto se multiplican por el factor $D_{ba}/\underline{D}_{ba}$, donde D_{ba} es la distancia biacromial del sujeto y \underline{D}_{ba} es la media de la muestra de sanos.
Para la descripción de las formas medias de las trayectorias, se procede a un centrado de las trayectorias, de manera que el punto medio de cada trayectoria coincida con la media general. De esta manera se puede analizar la evolución del EIR entre sujetos con mucha menor dispersión.
7. Normalización en función del porcentaje del rango de elevación. Este paso se realiza para poder comparar curvas que corresponden a rangos de elevación diferentes. De la misma manera que los movimientos angulares se expresan en una escala de tiempos normalizada (0-100%) del movimiento, las trayectorias se expresan como un porcentaje del rango angular de elevación.

4.3. Variables medidas.

En esta tesis se describe la cinemática del movimiento toracohumeral a partir del uso de variables funcionales asociadas a los ciclos de movimiento. Estas variables

incluyen las curvas en función de la escala de tiempos normalizada, además de otras asociadas a la armonía y reproducibilidad del movimiento. También son variables funcionales las trayectorias del corte del EIR con el plano del movimiento.

Dado que el uso de variables funcionales es novedoso en la descripción de la cinemática del hombro, se calcularon además otras variables numéricas clásicas (rangos y valores máximos de variables cinemáticas) con la finalidad de poder comparar nuestros resultados con los de otros estudios previos.

En los apartados siguientes se describen las variables calculadas, que se han agrupado en tres grupos, variables numéricas, variables funcionales y variables asociadas al EIR.

4.3.1. Variables numéricas

Las variables numéricas se calculan a partir de los registros continuos de las variables angulares correspondientes a las secuencias de Euler YXY durante todo el movimiento húmero-torácico.

De acuerdo con la notación propuesta por la ISB (Wu et al., 2005) dichas variables son las siguientes:

- $\gamma_1(t)$: ángulo del plano de elevación (primer giro alrededor de Y)
- $\beta(t)$: ángulo de elevación del húmero. El procedimiento de cálculo da valores negativos para la elevación (por el criterio de signos ISB). Sin embargo, para facilitar la interpretación se ha invertido el signo.
- $\gamma_2(t)$: Ángulo de rotación del húmero (rotación interna positiva, según el sentido del eje Y)

A partir de estos registros continuos se calcularon las variables que aparecen en la Tabla 8.

<i>VARIABLE</i>	<i>UNIDADES</i>	<i>FORMA DE CÁLCULO</i>
Ángulo medio del plano de elevación	Grados (°)	Media de $\gamma_1(t)$ durante todo el movimiento
Ángulo de rotación medio	Grados (°)	Media de $\beta_1(t)$ durante todo el movimiento
Ángulo medio del vector giro con el eje Y	Grados (°)	Media del ángulo que forma el vector de Rodrigues con el eje Y en la posición de referencia. Valores de 90° indican un movimiento completamente plano. A medida que el ángulo desciende, el movimiento es menos plano (por movimiento del plano de elevación o por mayor rotación del húmero)
Ángulo de elevación máximo	Grados (°)	Valor máximo de la curva media $\beta(t)$ correspondiente a los ciclos de elevación. Equivale a la media de los cinco máximos de elevación usados para obtener las medias funcionales.
Máxima velocidad angular. Elevación	Grados/segundo (°/s)	Valor máximo de la media funcional de la velocidad angular, $d\beta/dt$, en los cinco ciclos de elevación
Máxima velocidad angular. Descenso	Grados/segundo (°/s)	Valor máximo de la media funcional de la velocidad angular, $d\beta/dt$, en los cinco ciclos de descenso
Máxima aceleración angular	Grados/segundo/segundo (°/s ²)	Valor máximo de la media funcional de la aceleración angular, $d^2\beta/dt^2$ en los cinco ciclos del movimiento

Tabla 8. Variables numéricas analizadas

4.3.2. Variables funcionales

Las variables funcionales corresponden a las curvas promedio para los movimientos de ascenso y descenso del brazo, correspondientes al ángulo de elevación, $\beta(t)$, y a sus derivadas primera, $d\beta(t)/dt$, y segunda, $d^2\beta(t)/dt^2$. Estas curvas se promediaron tras la normalización de la escala de tiempos de 0-100 % del ciclo de subida y de bajada. Para simplificar la notación, a estas variables las denominaremos $\beta(p)$, $D\beta(p)$ y $D^2\beta(p)$, donde D representa la derivada primera (velocidad angular) y D2 la derivada segunda (aceleración angular). p varía de 0 a 100%. Puesto que se entiende que la variable de representación no es t, sino p, a

partir de ahora representaremos a dichas variables como β , $D\beta$ y $D^2\beta$. Sus unidades son grados ($^\circ$), grados/segundo ($^\circ/s$) y grados/segundo/segundo ($^\circ/s^2$).

Además de estas variables, que se representan mediante curvas promedio, se obtuvieron otras de tipo numérico asociadas a las repeticiones en cada registro, que permiten cuantificar la armonía del movimiento y la variabilidad entre repeticiones dentro de la misma sesión.

La medida de la armonía de un movimiento cíclico fue introducida para los movimientos del cuello (Baydal et al., 2011), y constituye una forma de cuantificar la similitud entre un movimiento cíclico y uno armónico. Se calcula como el valor absoluto del coeficiente de correlación entre β , y $D^2\beta$. Se asume que valores más bajos de la armonía van asociados a movimientos menos naturales, lo que sucede en el caso de fases agudas de dolor o ante exageración o simulación.

La medida de la variabilidad entre ciclos dentro de la misma medida es otro parámetro relevante, ya que se ha asociado a la existencia de dolor (Lomond y Côté, 2010) y al estado funcional del paciente (Lomond y Côté, 2011; Jayaraman et al., 2014; López Pascual et al., 2017a).

En esta tesis la variabilidad se caracterizó mediante su opuesta (la reproducibilidad entre ciclos), que se cuantifica con el coeficiente de determinación (R^2 , cuadrado del coeficiente de correlación múltiple entre curvas) (Garofalo et al., 2009). Movimientos muy reproducibles tienen valores de R^2 cercanos a 1. Al aumentar la variabilidad, se reduce el valor de R^2 .

En la Tabla 9 aparece un resumen de las variables funcionales (curvas y parámetros de armonía y variabilidad) analizados en esta tesis.

VARIABLE (UNIDADES)	FORMA DE CÁLCULO
$\beta_e(p)$ Ángulo de elevación, ascenso (°)	Media funcional de $\beta(p)$ en los ciclos del ascenso
$\beta_d(p)$ Ángulo de elevación, descenso (°)	Media funcional de $\beta(p)$ en los ciclos de descenso
$D\beta_e(p)$ Velocidad angular, elevación (°/s)	Media funcional de $D\beta(p)$ en los ciclos de ascenso
$D\beta_d(p)$ Velocidad angular, descenso (°/s)	Media funcional de $D\beta(p)$ en los ciclos de descenso
$D^2\beta_e(p)$ Aceleración angular, elevación (°/s²)	Media funcional de $D^2\beta(p)$ en los ciclos de ascenso
$D^2\beta_d(p)$ Aceleración angular, descenso (°/s²)	Media funcional de $D^2\beta(p)$ en los ciclos de descenso
Reproducibilidad del ángulo de elevación durante la elevación, $R^2(\beta_e)$	Coefficiente de determinación (R^2) de las curvas $\beta(p)$ en los ciclos de ascenso
Reproducibilidad del ángulo de elevación durante el descenso, $R^2(\beta_d)$	Coefficiente de determinación (R^2) de las curvas $\beta(p)$ en los ciclos de descenso
Reproducibilidad de la velocidad angular durante el ascenso, $R^2(D\beta_e)$	Coefficiente de determinación (R^2) de las curvas $D\beta(p)$ en los ciclos de elevación
Reproducibilidad de la velocidad angular durante el descenso, $R^2(D\beta_d)$	Coefficiente de determinación (R^2) de las curvas $D\beta(p)$ en los ciclos de descenso
Reproducibilidad de la aceleración angular durante el ascenso, $R^2(D^2\beta_e)$	Coefficiente de determinación (R^2) de las curvas $D^2\beta(p)$ en los ciclos de elevación
Reproducibilidad de la aceleración angular durante el descenso, $R^2(D^2\beta_d)$	Coefficiente de determinación (R^2) de las curvas $D^2\beta(p)$ en los ciclos de descenso
Armonía del movimiento de elevación, AR_e	Valor absoluto del coeficiente de correlación entre el ángulo de elevación y su derivada segunda, para los ciclos de ascenso.
Armonía del movimiento de descenso, AR_d	Valor absoluto del coeficiente de correlación entre el ángulo de elevación y su derivada segunda, para los ciclos de descenso

Tabla 9. Variables funcionales

4.3.3. Ejes instantáneos de rotación

Para ilustrar las variables relacionadas con el EIR, se parte de la figura 7, donde se muestra un ejemplo de la trayectoria del punto de corte del EIR con el plano del movimiento, para la elevación y descenso. Se ha incluido una representación del esqueleto para dar una idea de la escala (la distancia entre acromion es la misma en gráfico que en el sujeto representado), si bien en esta Tesis Doctoral no se realizaron radiografías.

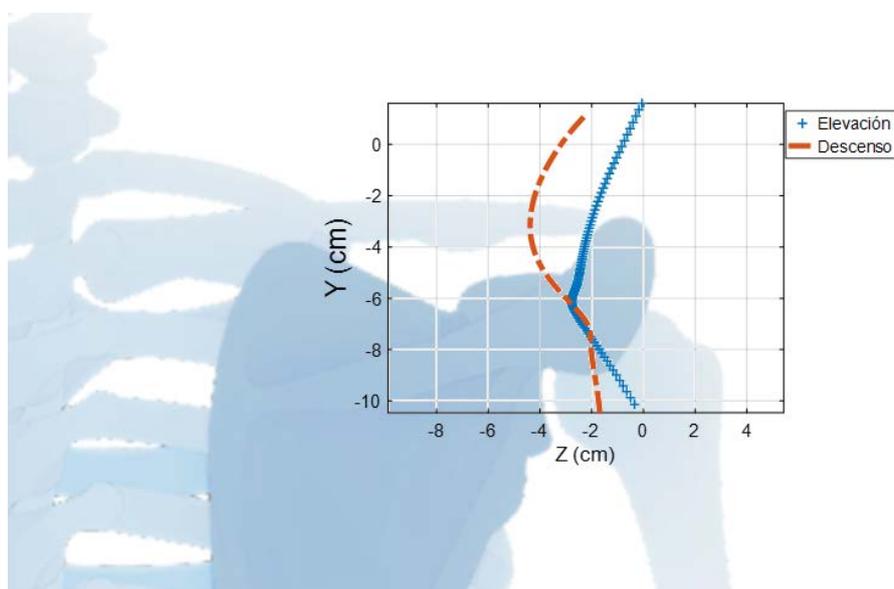


Figura 7. Representación del punto de corte del EIR con el plano del movimiento. El EIR parte de una zona cercana al centro de la articulación glenohumeral. Con la elevación del brazo va subiendo y desplazándose hacia la zona medial y luego vuelve a desplazarse lateralmente. El movimiento se repite en sentido inverso durante el descenso, si bien el EIR sigue una trayectoria diferente.

En cada instante, la posición del EIR viene dada por la posición de los ejes de giro de los tres movimientos del complejo del hombro: movimiento clavícula-esternón, movimiento escápula-clavícula y movimiento húmero-escápula, cuyos ejes deben estar en las correspondientes articulaciones. Según las leyes de composición de

movimientos, el EIR del movimiento conjunto debe estar en el centro de gravedad de los tres vectores (Figura 8).

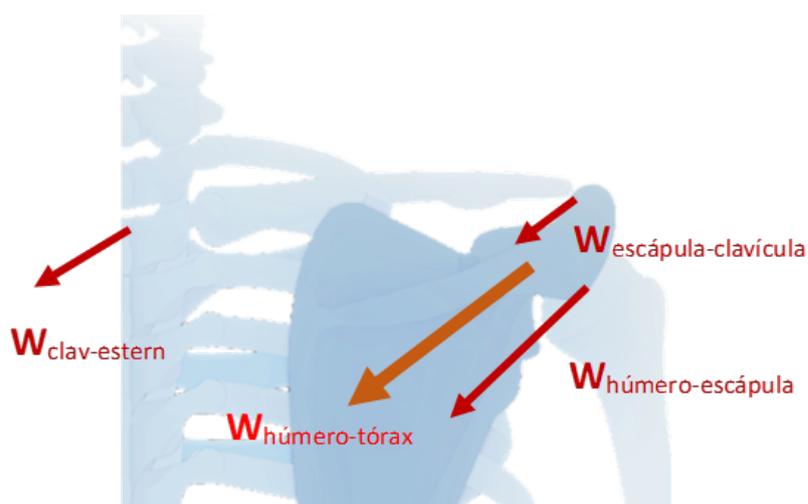


Figura 8. Composición de giros y posición del EIR del movimiento húmero-torácico.

El movimiento que más contribuye a la elevación humeral es el de la articulación glenohumeral; por tanto, es previsible que el EIR del movimiento conjunto esté más cerca de dicha articulación. Sin embargo, en la medida en la que aumente la velocidad de giro de la clavícula, el EIR deberá desplazarse hacia el esternón, en una cantidad que depende de la relación entre las velocidades angulares del húmero, de la clavícula y de la escápula.

En definitiva, la evolución del EIR en la dirección Z es una medida indirecta de la contribución relativa del movimiento de la clavícula a la elevación total. Cuando la contribución de dicho movimiento sea despreciable frente al glenohumeral, entonces el EIR estará cerca de dicha articulación, desplazándose medialmente cuando crezca su aportación relativa. Por otra parte, el desplazamiento vertical está asociado al desplazamiento de las articulaciones clavícula-escápula y glenohumeral, que dependen de la posición de la clavícula.

Para una correcta caracterización del movimiento del EIR se consideraron las variables cuya definición aparece en la Tabla 10.

<i>SÍMBOLO</i>	<i>DEFINICIÓN</i>
$[Z_H(p), Y_H(p)]$	Trayectoria del EIR en función del porcentaje del ángulo de elevación máximo para cada sujeto. Se obtiene como la media funcional en cada sujeto de los ciclos de elevación o de descenso. Las coordenadas están medidas en cm
$[Z_H, Y_H]$	Posición media del punto H, de corte del EIR con el plano del movimiento, expresado en el sistema anatómico asociado al plano del movimiento, para los movimientos de elevación y descenso. Z es la posición horizontal e Y la vertical. Se mide en cm
$[Z_{H0}, Y_{H0}]$	Posición inicial del punto H, de corte del EIR con el plano del movimiento, expresado en el sistema anatómico asociado al plano del movimiento. Coincide con la posición más baja del EIR. Se mide en cm
$[Z_{Hrango}, Y_{Hrango}]$	Rango del desplazamiento del EIR (rango de variación de las coordenadas horizontal y vertical). Medido en cm
$R(\beta, Y_H)$	Coefficiente de correlación de Spearman entre el ángulo de elevación del húmero y la coordenada vertical del corte del EIR con el plano del movimiento, expresado en el sistema anatómico asociado al plano del movimiento. Es una variable adimensional. En movimientos suaves y coordinados es de esperar que tome valores próximos a la unidad, mientras que valores bajos indican que el EIR sube y baja, lo que no es compatible con un movimiento armónico.

Tabla 10. Variables asociadas a los datos funcionales

4.4. Fiabilidad de la técnica

Previamente a la realización de las medidas se comprobó la fiabilidad de la técnica de medida. Para ello, se realizó un experimento destinado a comprobar, por una parte, la hipótesis de movimientos con un grado de libertad funcional y, por otra, la fiabilidad en la medida de variables cinemáticas y del EIR entre sesiones. Se tomaron una muestra de 8 sujetos sanos (4 hombres y 4 mujeres) y se realizaron dos sesiones de medida en días diferentes. En este estudio solo se analizó el movimiento en el plano escapular del brazo dominante y sin carga.

Con los datos de la primera sesión se validó la hipótesis de un grado de libertad funcional, estudiando el porcentaje de la varianza estimado por la variable principal del movimiento (ángulo de elevación) en las variables de posición (vector orientación y desplazamiento del centroide del cluster de marcadores), (Cáceres et

al., 2016). La fiabilidad entre ciclos se podría haber calculado en este experimento, pero es equivalente a la reproducibilidad de las variables, medida como coeficiente de determinación, descrita anteriormente.

Por otra parte, se determinó la fiabilidad entre sesiones en la medida de las variables angulares y sus derivadas, así como de la posición del EIR.

El cálculo de la fiabilidad se realizó de forma diferente, según se trate de variables numéricas o funcionales. La fiabilidad de las variables numéricas (escalares) se midió mediante el Coeficiente de Correlación Intraclase (ICC) y el Error Estándar de la medida (SEM). El ICC se calcula como:

$$ICC = \frac{\sigma_T^2}{\sigma_T^2 + \sigma_\varepsilon^2} = 1 - \frac{\sigma_\varepsilon^2}{\sigma_T^2 + \sigma_\varepsilon^2} \quad (4)$$

Donde el numerador es la varianza “verdadera” asociada a las diferencias entre sujetos, y el denominador es la varianza total, que incluye la varianza verdadera y la asociada a la variabilidad entre sesiones. Se usó el modelo ICC (2,1), tal como se recomienda en Weir (2005).

Para la fiabilidad absoluta, se calculó el error estándar de la medida (SEM) siguiendo el procedimiento propuesto en (Weir, 2005), a partir de la suma cuadrática media del error obtenida en el ANOVA realizado para calcular el ICC:

$$SEM = \sqrt{MS_{error}} \quad (5)$$

La fiabilidad de las variables funcionales se calculó a partir del coeficiente de correlación múltiple (CMC) entre las curvas de las dos sesiones analizadas (Kadaba et al., 1989). De esta manera, y para cada variable funcional, se obtiene un valor del CMC por cada sujeto. La fiabilidad global se obtiene mediante la media de dicha distribución de valores. Además, se calculó el SEM entre sesiones para cada sujeto, siguiendo el mismo cálculo de la eq (5). Sin embargo, en este caso se realiza un ANOVA para cada sujeto, usando la variable p como fuente de varianza verdadera (Duhamel et al., 2004). Así se obtiene un SEM para cada sujeto y se describe la fiabilidad a partir de la mediana de los valores obtenidos.

4.5. Análisis de datos

El análisis de datos se planteó desde cuatro puntos de vista complementarios, que corresponden al uso de tipos de variables y técnicas estadísticas diferentes (Figura 9):

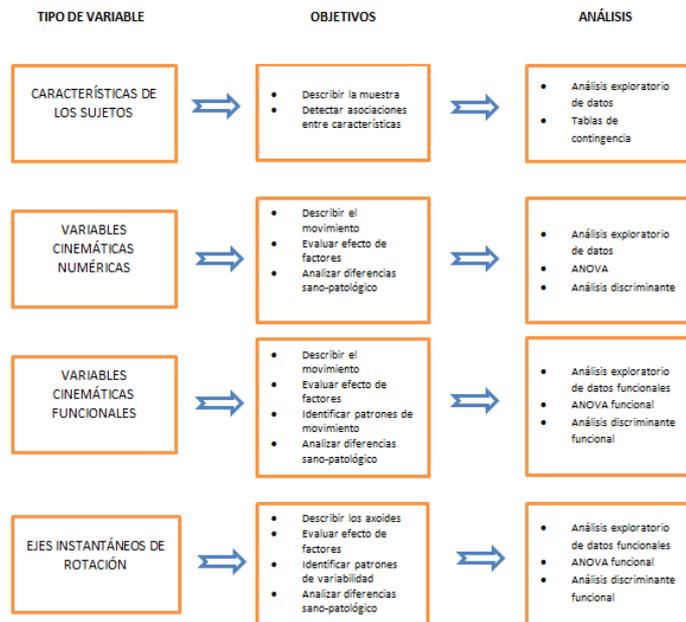


Figura 9. Esquema del tratamiento de datos realizado

- Análisis descriptivo de la muestra.
- Análisis de las variables cinemáticas numéricas
- Análisis de las variables cinemáticas funcionales
- Estudio del EIR

A continuación, se describen los objetivos de cada tipo de análisis, las variables utilizadas y las técnicas estadísticas empleadas.

4.5.1. Análisis descriptivo de la muestra

En primer lugar, se procedió a un análisis exploratorio de datos de las características de los sujetos pertenecientes a cada uno de los dos grupos estudiados: el grupo de control (GC) constituido por las personas sanas y el grupo patológico (GP) constituido por las personas con lesiones de hombro.

Las variables registradas para cada sujeto en ambos grupos fueron las siguientes:

- Sexo
- Edad
- Talla
- Peso
- Resultados de las escalas DASH y EVA

En esta fase se realizó un análisis descriptivo de la muestra y se analizaron posibles relaciones entre variables que pudieran suponer un sesgo en los resultados.

4.5.2. Análisis de las variables cinemáticas numéricas

Esta parte del análisis se ha centrado en las variables cinemáticas numéricas descritas anteriormente (Tabla 8).

Aunque en esta Tesis Doctoral se usan sobre todo variables de tipo funcional, se analizaron también estas variables clásicas con la finalidad de disponer de valores que puedan ser comparados con otros estudios, ya que no podremos hacer esas comparaciones directas en el caso de las variables funcionales o los ejes instantáneos de rotación al no haber encontrado estudios publicados al respecto.

En primer lugar, se analizó la base de registros de personas sanas, siguiendo el siguiente esquema, para cada una de las variables numéricas:

- Análisis descriptivo: caracterización de medias y desviaciones típicas.
- Efecto del factor lateralidad. Se realizó un ANOVA de las observaciones sin carga, con los factores lado y plano como factores fijos, y el factor sujeto como aleatorio.
- Efecto del plano de elevación y de la carga. Se realizó un ANOVA con las observaciones del lado derecho (en el izquierdo no se realizaron pruebas con carga), usando los factores carga y plano de elevación como factores fijos y el factor sujeto como factor aleatorio.
- Efecto del sexo y la edad, realizado mediante un ANOVA con las observaciones del lado derecho, usando los factores sexo, edad, carga y plano de elevación, utilizando la interacción edad-carga para analizar el efecto diferencial de la carga sobre los diferentes grupos de edad. Para la edad se usaron tres niveles: joven (<30 años), mediano (30-60 años) y mayor (>60 años).

Una vez analizada la base de sujetos sanos, se realizó un estudio de comparación entre los sujetos patológicos y los sanos. Dicha comparación se refiere a los siguientes aspectos:

- Análisis descriptivo de las variables cinemáticas numéricas en el grupo patológico.
- Efecto del factor lado (lado sano frente al afecto, en su caso) en la muestra de sujetos con patologías. Este análisis permite determinar si es posible establecer niveles de funcionalidad comparando el lado sano con el afecto en el caso de patologías unilaterales. Se realizaron mediante un ANOVA sobre la muestra de patológicos, utilizando los factores lado, carga y plano como factores fijos y el factor sujeto como factor aleatorio
- Comparación entre personas patológicas (lado afecto) y sanos (lado dominante). En este análisis se analizan las diferencias entre personas sanas y patológicas, controlando el efecto de la edad, plano de elevación y carga. Para ello se realizó un ANOVA utilizando un modelo con los efectos de la patología, edad, carga y plano.

- Diferencias en el efecto del plano de elevación y de la carga en el grupo de patología frente al de sanos.
- Relación de las variables numéricas con las escalas clínicas. Se analizaron la correlación entre las variables numéricas y las escalas DASH y EVA para los pacientes.

En todos los análisis se comprobó la hipótesis de igualdad de varianzas mediante el test Barlett. Además, se consideró la corrección de Bonferroni a la hora de considerar la significación de los contrastes múltiples.

Los análisis de variables numéricas se realizaron usando los comandos estadísticos del software MATLAB 2017b.

4.5.3. Análisis de variables cinemáticas funcionales

En este apartado se analizaron las variables funcionales descritas en la Tabla 9. Estas variables se agruparon en tres bloques:

- Reproducibilidad entre ciclos de una misma sesión. Éstas variables pueden ser muy relevantes, ya que se ha establecido que una relación entre el dolor y un cambio en la variabilidad del movimiento (López-Pascual, Page, & Serra-Añó, 2017b). Por otra parte, un elevado nivel de reproducibilidad entre ciclos de las variables de posición, se asocia a la existencia de un grado de libertad funcional y a la posibilidad de definir patrones individuales (Page et al., 2008). Finalmente, la definición de patrones asociados al Eje Instantáneo de Rotación también depende de que la reproducibilidad entre ciclos sea alta.
- Armonía del movimiento. La armonía de un movimiento cíclico se asocia a la suavidad del movimiento y a un control mecánico poco consciente. En el caso del cuello, bajos niveles de armonía se han asociado a movimientos poco naturales, producidos por el miedo al dolor o por un comportamiento poco sincero del sujeto (Baydal et al., 2011). No se dispone de información sobre la armonía en el caso del movimiento del brazo, por lo que se ha explorado en esta tesis para disponer de referencias.

- Descriptivo de las funciones del movimiento, ángulo, velocidad y aceleración, representadas como movimiento medio en función del porcentaje del ciclo de elevación. El análisis funcional de estas variables permite caracterizar las curvas normales y definir en qué aspectos se separan de las asociadas a patrones patológicos.

Los dos primeros grupos de variables, aun siendo obtenidas de las funciones de posición, velocidad o aceleración, son realmente variables numéricas, por lo que se ha seguido un esquema de análisis similar al caso de las variables numéricas, con algunas diferencias. Así, al tratarse de valores relacionados con coeficientes de correlación, sus distribuciones son claramente no normales, por lo que los análisis descriptivos se realizaron a partir de los valores cuartílicos.

En cuanto a la realización de ANOVAs para detectar efectos del lado, carga, plano, género, edad o patología, se realizaron de forma similar al caso anterior, pero tras realizar la transformación de Fisher (Fisher, 1915), lo que convierte estas variables en normales. Una vez calculados los efectos y estimadas las medias marginales, se procedió a deshacer el cambio, de manera que las tablas muestran resultados en la escala original. En lo demás, los análisis estadísticos realizados han seguido un esquema idéntico al caso de las variables numéricas.

En relación a las funciones continuas, del ángulo de elevación, velocidad angular o aceleración angular, se separaron las curvas promedio en los movimientos de elevación y descenso y se procedió a un análisis utilizando métodos de Análisis de Datos Funcionales (Ramsay y Silveira, 2005). A continuación se describirán los análisis realizados.

4.5.3.1. Base de patrones sanos

El análisis de los datos funcionales asociados al movimiento de los sujetos sanos consistió en:

- Análisis descriptivo. Media funcional y dispersión funcional. Diagramas en el espacio de fases: relaciones ángulo-velocidad angular y ángulo-aceleración angular

- Efecto del factor lateralidad. Se realizó una ANOVA funcional de las observaciones sin carga, con los factores lado y plano como factores fijos, y el factor sujeto como aleatorio
- Efecto del plano de elevación y de la carga. Se realizó un ANOVA funcional con las observaciones del lado derecho, usando los factores carga y plano de elevación como factores fijos y el factor sujeto como factor aleatorio.
- Efecto de la edad y género. Se realizó un análisis funcional de la varianza similar
- Efecto del género. Se realizó un ANOVA igual al caso anterior, pero sustituyendo el factor grupo de edad, por género.

Este análisis es importante para comprender los posibles sesgos y factores a controlar en los estudios posteriores de comparación entre sujetos sanos y patológicos.

4.5.3.2. Base de patrones patológicos

Una vez analizada la base de sujetos sanos, se realizó un estudio de comparación entre los sujetos patológicos y los sanos. Dicha comparación se refiere a los siguientes aspectos:

- Descriptivo funcional de los patrones patológicos. Medias y dispersiones funcionales. Relaciones en el espacio de fases: ángulo-velocidad angular y ángulo-aceleración angular.
- Efecto del factor lado (sano frente a afecto) en la muestra de sujetos con patologías. Se realizó mediante un ANOVA funcional sobre la muestra de patológicos, utilizando los factores lado, carga y plano como factores fijos y el factor sujeto como factor aleatorio
- Comparación entre personas patológicas (lado afecto) y sanos (lado dominante). Para ello se realizó un ANOVA funcional utilizando un modelo con los efectos de la patología, edad, carga y plano, y la interacción patología-carga.
- Comparación del efecto cruzado carga*patología, mediante ANOVAs funcionales.

- Relación de las variables numéricas con las escalas clínicas. Se realizó un modelo funcional lineal sobre el brazo afecto de los sujetos patológicos, en el que usan los factores, carga y lado como factores fijos, mientras que se consideró la puntuación en las escalas clínicas analizadas (DASH y EVA en reposo) como covariables en cada análisis.

Todos los cálculos y análisis de FDA han sido realizados mediante programas propios en MATLAB 2017b.

4.5.4. Análisis de las trayectorias del EIR

En este apartado se analizaron las variables numéricas descritas en la tabla 10, además de las variables funcionales correspondientes a las coordenadas Z (posición medio-lateral) e Y (posición vertical) de las trayectorias del EIR. Se realizó un análisis sobre la base de sujetos sanos, para describir los patrones normales y analizar el efecto de la lateralidad, plano y carga. Por otra parte, se realizó un análisis descriptivo de la base de sujetos patológicos y se comparó con la de sanos. En los apartados siguientes se describen brevemente los análisis realizados.

4.5.4.1. Sujetos sanos

Para las variables numéricas (posiciones medias, posición inicial, rango de desplazamiento y correlación entre el desplazamiento vertical y el ángulo de elevación) se realizaron los análisis que se describen a continuación

- Análisis descriptivo de los patrones sanos. Medias y desviaciones típicas
- Análisis de las diferencias entre el movimiento de elevación y de descenso, mediante un test de Friedman.
- Análisis del factor lado y plano mediante una ANOVA con el plano y lado como factores fijos y el sujeto como factor aleatorio. Este análisis se realizó solo con los movimientos sin carga. El estudio de la variable $R(\beta, Y_H)$ se realizó tras su normalización mediante la transformada de Fisher.
- Análisis del efecto de la carga en los movimientos del brazo derecho. Se realizó un ANOVA con la carga y el plano como factores fijos y el sujeto

como factor aleatorio. Como en el caso anterior, también se realizó la transformación de Fisher para el coeficiente de correlación.

En cuanto a las trayectorias de los EIR, se procedió al siguiente análisis

- Descriptivo de las trayectorias: trayectoria media y banda de dispersión para curvas normalizadas y centradas.
- Efecto del lado y del plano, mediante una ANOVA funcional similar al realizado para variables escalares. Se realizó para el movimiento de elevación en las pruebas sin carga.
- Efecto de la carga. Se analizó con un ANOVA funcional, usando solo los registros de lado derecho.

4.5.4.2. Sujetos patológicos

El análisis de las variables numéricas asociadas a las trayectorias del EIR en los sujetos patológicos consistió en:

- Análisis descriptivo de las características de la posición y rango de movimiento del EIR.
- Análisis de las diferencias entre el lado sano y afecto. Se realizó un ANOVA con los factores lado, plano y carga como factores fijos y el factor sujeto como aleatorio.

En el caso de las trayectorias se repitió el mismo análisis, pero usando un enfoque funcional, separando las coordenadas Z e Y del corte del EIR sobre el plano del movimiento. Además, se incluyó un análisis del efecto de la puntuación DASH y EVA sobre la trayectoria. Para ello se categorizaron estas variables en dos categorías. Así para el análisis de la puntuación DASH se usaron dos categorías (DASH <20 y DASH >20, por ser 20 la mediana de la muestra. En el caso del EVA, el corte fue para la puntuación 4. En cada caso se realizó mediante ANOVAs funcionales sobre los registros del lado afecto, usando las variables categoría (de DASH o EVA) plano y carga.

4.5.4.3. Comparación sano-patológico

Para analizar las diferencias entre sanos y patológicos se compararon los resultados del movimiento de elevación entre sanos y patológicos. Dada la gran dispersión del

grupo de personas patológicas, con niveles de elevación muy diferentes, se dividió este grupo en dos categorías, según superen o no el ángulo mediano de elevación, que fue de 135° . De esta manera se consideraron tres grupos, según el nivel de afectación, sanos (0), patológicos con ángulo de elevación mayor de 135° (1) y patológicos con ángulo de elevación igual o inferior a 135° (2). Siempre se consideró el lado dominante de los sanos y el afecto de los patológicos.

En el caso de las variables numéricas se realizó un ANOVA usando la carga y el plano como factores fijos y la edad como covariable. En las trayectorias se repitió el mismo análisis usando un ANOVA funcional.

Capítulo 5

Resultados

5.1. Reproducibilidad de las medidas. Hipótesis de un grado de libertad funcional

Como se ha comentado en el apartado 4.4., se realizó una prueba de fiabilidad con 8 sujetos para comprobar la reproducibilidad de las variables numéricas y funcionales y para comprobar la hipótesis de un grado de libertad funcional. A continuación, se describen los resultados obtenidos, parte de los cuales han sido publicados en Cáceres et al. (2016).

	% De la varianza explicada por el ángulo de elevación. Media (DT)	
Movimiento	Vector orientación (θ)	Desplazamiento (ΔR_G)
Elevación	98.89 (0.52)	97.94 (1.02)
Descenso	98.68 (1.08)	97.19 (1.67)

Tabla 11. Hipótesis de 1 gdl funcional. Porcentajes de la varianza explicada por la variable de par

La Tabla 11 muestra los resultados correspondientes a la hipótesis de un grado de libertad funcional a partir de los porcentajes de la varianza explicada por la variable principal para las variables angulares (vector orientación, θ) y el desplazamiento del centroide de los marcadores del brazo (ΔR_G). Como puede observarse, el porcentaje de la varianza explicada es superior al 98.5% en el caso del ángulo y al 97% en el de los desplazamientos lineales. Esto confirma la hipótesis de un grado de libertad funcional, de manera que el movimiento cíclico se repite de forma muy aproximada entre ciclos en función de una sola variable, lo

que justifica que se trabaje con el EIR como si se tratase de una única superficie reglada asociada al movimiento de cada sujeto (Page et al., 2011).

<i>VARIABLE</i>	<i>ICC</i>	<i>SEM</i>
Ángulo de elevación máximo	0.631	4.1 (°)
Máxima velocidad angular. Elevación	0.868	31.5 (°/s)
Máxima velocidad angular. Descenso	0.908	21.4 (°/s)
Máxima aceleración angular	0.920	154 (°/s ²)
Posición media del EIR vertical (OH_y)	0.644	6.8 (mm)
Posición media del EIR horizontal (distancia al eje Y)	0.526	3.9 (mm)

Tabla 12. Fiabilidad de las variables cinemáticas numéricas y de la posición media del EIR.

La Tabla 12, muestra los resultados de la fiabilidad entre sesiones para las variables numéricas.

Como puede verse las medidas del ángulo de elevación tienen un SEM del orden de 4°, si bien su coeficiente de correlación intraclase es solo moderadamente alto (Jaspers et al., 2011), debido posiblemente a la relativamente baja dispersión de esta variable en la población sana. Estos coeficientes son muy altos (>0.80) en el caso de las variables cinemáticas, tanto las velocidades angulares máximas como la máxima aceleración angular, donde se obtienen valores del orden de 0.90.

En cuanto a la posición promedio del EIR se calculó su posición media vertical y la distancia horizontal al eje anatómico Y.

Como puede observarse, el error estándar entre sesiones es bastante pequeño (6.8 mm para la posición media vertical y 3.9 mm en la horizontal). La fiabilidad es moderadamente alta en el caso de la posición vertical y solo moderada para la posición horizontal.

<i>VARIABLE</i>	<i>CMC</i> [Q1 , Q3]	<i>SEM</i> [Q1 , Q3] (unidad)
$\beta_e(p)$ Ángulo de elevación, ascenso	[0.996 , 0.998]	[1.6 , 2.0] (°)
$\beta_e(p)$ Ángulo de elevación, descenso	[0.992 , 0.999]	[1.6 , 3.2] (°)
$D\beta_e(p)$ Velocidad angular, elevación	[0.927 , 0.982]	[9.5 , 15.3] (°/s)
$D\beta_e(p)$ Velocidad angular, descenso	[0.908 , 0.976]	[8.8 , 16.4] (°/s)
$D^2\beta_e(p)$ Aceleración angular, elevación	[0.878 , 0.983]	[78 , 146] (°/s ²)
$D^2\beta_e(p)$ Aceleración angular, descenso	[0.897 , 0.960]	[54 , 209] (°/s ²)
Curvas promedio OH(p) en el movimiento de elevación	[0.946 , 0.980]	[3.2 , 6.0] (mm)
Curvas promedio OH(p) en el movimiento de descenso	[0.917 , 0.981]	[2.9 , 6.5] (mm)

Tabla 13. Fiabilidad de las variables cinemáticas funcionales y de la trayectoria del EIR. Nota: En cada caso se representan los cuartiles inferior (Q1) y superior (Q3). El CMC es adimensional.

Finalmente, en la tabla 13, se muestran los valores de la reproducibilidad entre sesiones cuando se usan las variables funcionales. Los valores de los CMC son muy elevados para todas las variables analizadas, con valores que superan el 0.9 y claramente superiores a los obtenidos en las variables numéricas. En particular, la trayectoria del EIR tiene una fiabilidad muy superior a los valores promedios y los errores son del orden de mm.

5.2. Análisis descriptivo de las muestras

5.2.1. Análisis descriptivo de la muestra de sanos

En el estudio participó una muestra de 41 sujetos sanos, un total de 25 hombres y 16 mujeres con edades comprendidas entre los 18 y los 68 años, con una media de 40.4 años (DT: 19.7 años) que cumplieran con los criterios de inclusión definidos en el apartado Materiales y Métodos. La Tabla 14 muestra las características más relevantes de la muestra analizada.

<i>VARIABLE</i>	<i>MUJERES (n=16)</i>	<i>HOMBRES (n=25)</i>	<i>CONJUNTA (n=41)</i>
Edad (años). Media (DT.)	45.9 (19.2)	37.0 (19.6)	40.4 (19.7)
Talla (cm). Media (DT)	162.4 (8.3)	175.2 (6.7)	170.3 (9.6)
Peso (kg). Media (DT)	61.7 (7.2)	77.8 (10.5)	71.6 (12.2)
IMC. Media (DT)	23.5 (3.3)	25.4 (3.7)	24.7 (3.7)
DASH .Mediana (max)	0.0 (5.6)	0.0 (5.9)	0.0 (5.9)

Tabla 14. Características de la muestra de sujetos sanos

La muestra de hombres es ligeramente más joven que la de mujeres, y presenta valores algo mayores del índice de masa corporal (IMC). La mayoría de los sujetos obtuvieron una puntuación de cero en el test DASH, salvo algunos sujetos de mayor edad (más de 55 años) que refirió limitaciones menores, en cualquier caso, inferiores a 6 puntos de la escala.

5.2.2. Muestra de sujetos patológicos

Se seleccionaron 15 sujetos patológicos, 11 hombres y 4 mujeres con edades comprendidas entre los 25 y los 67 años (Media=49,6 y DT=13,35). El nivel funcionalidad y dolor valorado con las escalas de DASH y EVA se muestran en la Tabla 15. El lado afectado era en su mayoría el derecho (9 sujetos). En la Tabla 16, se muestran las patologías de los sujetos de estudio.

<i>VARIABLE</i>	<i>n</i>	<i>MEDIA (DT)</i>
Edad	15	49,60 (13,35)
Peso	15	79,30 (10,54)
Talla	15	170,93 (8,57)
IMC	15	27,06 (2,44)
EVA reposo	15	1,26 (1,98)
EVA máximo	15	5 (2,64)
DASH general	15	24,30 (16,75)
DASH trabajo	13	20,65 (27,39)

Tabla 15. Datos descriptivos de la muestra de patológicos

<i>PATOLOGÍA</i>	<i>NÚMERO</i>
Tendinopatía manguito rotador: <ul style="list-style-type: none"> • Tendinitis del supraespinoso • Tendinitis del manguito rotador • Tendinitis cálcica del supraespinoso 	5
Rotura del manguito rotador: <ul style="list-style-type: none"> • Rotura parcial del supraespinoso • Rotura total del supraespinoso 	4
Rotura parcial de la porción larga del bíceps	2
Bursitis (asociada a Síndrome subacromial, desgaste articular y distensión ligamentosa)	2
Fractura de clavícula	1
Inestabilidad/lesión de Hill-Sachs	1

Tabla 16. Descripción del tipo de patología

5.3. Variables cinemáticas numéricas del movimiento humero-torácico

5.3.1. Sujetos sanos

5.3.1.1. Análisis descriptivo

La Tabla 17, muestra un resumen de las medias y desviaciones típicas de las variables cinemáticas del movimiento humero-torácico. Los resultados son generales del conjunto de medidas en sujetos sanos, en los dos planos, lados y condiciones de carga (n=135).

Los movimientos medidos son casi planos, con una componente mayoritaria del ángulo de elevación frente al giro del plano de elevación o la torsión (ángulo X frente a los Y en la secuencia Euler YXY). La media (DT) del ángulo del plano de elevación en el movimiento en el plano escapular fue de 48.9° (8.4°) y de 8.7°(5.6°) en el caso de los movimientos en el plano frontal. La rotación media (DT) es de -3.3°(15.3°). El ángulo del vector giro es prácticamente perpendicular al eje Y en todos los casos, con una media (DT) de 86.8°(12.7°).

<i>VARIABLE</i>	<i>MEDIA</i>	<i>DT.</i>
Ángulo medio del plano de elevación. Movimiento en el plano escapular (°).	48.9	8.4
Ángulo medio plano elevación. Movimiento en el plano frontal (°)	8.7	5.6
Ángulo de rotación medio (°)	-3.3	15.3
Ángulo medio del vector giro con el eje Y (°)	86.8	12.7
Ángulo de elevación máximo (°)	159.4	9.7
Máxima velocidad angular. Movimiento elevación (°/s)	241.2	49.9
Máxima velocidad angular. Movimiento descenso (°/s)	218.5	51.4
Máxima aceleración angular (°/s ²)	965.6	324.7

Tabla 17. Descriptivo de las variables cinemáticas

Se encontró una media del ángulo máximo de 159.4° (DT=9.7°), velocidades angulares máximas superiores a los 200°/s, con 241.8 °/s en el movimiento de ascenso y 218.5°/s en el de descenso, diferencia que es significativa (p-valor< 0.0001 en un ANOVA de dos vías). La aceleración angular máxima es del orden de 1000°/s², si bien presenta una gran variabilidad entre sujetos.

5.3.1.2. Efecto del factor lateralidad, plano de movimiento y carga

Para analizar el efecto de los factores lado, plano de movimiento y carga se realizó un ANOVA utilizando la carga, lado y plano como factores fijos y el factor sujeto como aleatorio.

Para trabajar con diseños equilibrados, en el caso del estudio del factor lado, se tomaron los experimentos sin carga, ya que en el lado izquierdo no se realizaron pruebas con carga. En el estudio del efecto de los factores plano y carga, solo se consideraron las mediciones realizadas en el lado derecho.

- *Efecto del factor lado*

En la Tabla 18, se muestran las diferencias según el lado en el que se ha realizado la prueba.

<i>VARIABLE</i>	<i>LADO DER. MEDIA (DT)</i>	<i>LADO IZQ. MEDIA (DT)</i>	<i>p-valor</i>
Ángulo medio del plano de elevación. Movimiento en el plano escapular (°).	48.8 (8.9)	45.6 (15.6)	0.1289
Ángulo medio plano elevación. Movimiento en el plano frontal (°)	8.5 (5.3)	9.2 (5.0)	0.7167
Ángulo de rotación medio (°)	-5.6 (14.4)	-5.0 (13.4)	0.8051
Ángulo medio del vector giro con el eje Y (°)	89.7 (12.2)	88.7 (13.0)	0.7201
Ángulo de elevación máximo (°)	159.8(8.5)	157.0 (11.6)	0.1429
Máxima velocidad angular. Elevación (°/s)	227.9 (60.9)	222.7 (42.2)	0.9764
Máxima velocidad angular. Descenso (°/s)	199.3 (56.9)	187.6 (38.0)	0.8951
Máxima aceleración angular	901.5 (395)	945.4 (242)	0.3573

Tabla 18. Medias marginales y desviaciones típicas de las variables cinemáticas para el análisis del factor lado.
Nota: Las medias marginales estimadas a partir de los efectos estimados por el modelo.

No se encontraron diferencias significativas en ninguna de las variables respecto al factor lado.

- *Efecto del plano de elevación*

En la Tabla 19 se muestra el resumen del efecto del factor plano, cuando se controlan los factores de sujeto y carga.

El plano del movimiento afecta al ángulo de rotación, que es interna (media 5.9°) cuando la elevación se realiza en el plano escapular y externa (media -16.29), cuando se realiza en el frontal. También hay diferencias en el ángulo medio del vector giro con el eje Y. Por el contrario, no se detectaron diferencias significativas en el ángulo máximo de elevación. Respecto a las velocidades y aceleraciones máximas, se aprecia un ligero descenso en los valores correspondientes al plano frontal frente al movimiento en el plano escapular, diferencias que son significativas si se consideran contrastes individuales, pero no si se aplica la corrección de Bonferroni.

<i>VARIABLE</i>	<i>PLANO ESC. MEDIA (DT)</i>	<i>PLANO FRON. MEDIA (DT)</i>	<i>p-valor</i>
Ángulo medio del plano de elevación (°)	49.2 (8.6)	7.6 (5.8)	0.000
Ángulo de rotación medio (°)	5.9 (12.2)	-16.29 (7.0)	0.000
Ángulo medio del vector giro con el eje Y (°)	85.1 (13.1)	94.8 (10.8)	0.000
Ángulo de elevación máximo (°)	159.9 (9.7)	160.5 (7.7)	0.6996
Máxima velocidad angular. Elevación (°/s)	222.7 (55.1)	210.3 (47.2)	0.045
Máxima velocidad angular. Descenso (°/s)	199.3 (56.9)	187.6 (52.7)	0.033
Máxima aceleración angular	851.8 (343.3)	764.5 (337.2)	0.026

Tabla 19. Efecto del factor plano. Nota: Medias marginales estimadas a partir de los efectos calculados por el modelo. ESC.=Plano escapular FRON.=Plano frontal. Se considera significativos valores de $p < \alpha = 0.05/7 = 0.007$.

▪ *Efecto de la carga*

La Tabla 20., se presentan los resultados del efecto de la carga. No hay diferencias en la mayoría de las variables numéricas respecto del factor carga.

<i>VARIABLE</i>	<i>SIN CARGA MEDIA (DT)</i>	<i>CON CARGA MEDIA (DT)</i>	<i>p-valor</i>
Ángulo medio del plano de elevación. (°).	28.2 (21.2)	28.7 (21.8)	0.7355
Ángulo de rotación medio (°)	-5.5 (14.4)	-4.8 (1.7)	0.7267
Ángulo medio del vector giro con el eje Y (°)	90.4(12.2)	89.5 (13.1)	0.6386
Ángulo de elevación máximo (°)	160.1 (8.5)	160.3 (9.5)	0.9253
Máxima velocidad angular. Elevación (°/s)	227.6 (60.9)	205.4 (38.21)	0.0003
Máxima velocidad angular. Descenso (°/s)	201.2 (62.9)	185.7 (44.1)	0.0041
Máxima aceleración angular	905.4 (395.4)	711.0 (245.1)	0.0000

Tabla 20. Efecto de la carga en las variables numéricas. Nota: Medias marginales estimadas a partir del modelo. Se consideran significativos valores de $p < \alpha = 0.05/7 = 0.007$

No parece afectar a la desviación del plano del movimiento, ni al ángulo medio de rotación, tampoco al carácter plano del movimiento. Respecto al ángulo máximo de elevación, tampoco hay diferencias significativas.

En cambio, cuando se consideran las variables cinemáticas asociadas a la velocidad y aceleración máximas, sí se aprecia una clara disminución en la rapidez del movimiento cuando se realiza el movimiento con la pesa de 1 kg.

5.3.1.3. Efecto del género y de la edad

A continuación se muestran los resultados del análisis del efecto del género y de la edad. La Tabla 21 muestra el efecto del factor género, mientras que los efectos del factor edad aparecen en la Tabla 22.

<i>VARIABLE</i>	<i>MUJERES</i>	<i>HOMBRES</i>	<i>p-valor</i>
Ángulo medio del plano de elevación. (°).	28.1	30.9	0.0650
Ángulo de rotación medio (°)	-3.0	-5.6	0.2110
Ángulo medio del vector giro con el eje Y (°)	89.8	84.9	0.0330
Ángulo de elevación máximo (°)	163.8	157.3	0.0004
Máxima velocidad angular. Elevación (°/s)	257.4	226.4	0.0017
Máxima velocidad angular. Descenso (°/s)	231.6	206.3	0.016
Máxima aceleración angular	1023	849	0.0094

Tabla 21. Efecto del género en un ANOVA con los factores género, edad, carga y plano de elevación. Nota: Solo se han considerado las medidas del lado derecho. Se muestran las medias estimadas: media general más el efecto estimado. Se usa el criterio de Bonferroni considerando significativos valores de $p < \alpha = 0.05/7 = 0.007$.

Como puede observarse, las mujeres presentan un mayor ángulo de elevación y se mueven ligeramente más deprisa que los hombres, con valores superiores en la velocidad máxima de ascenso. También aparecen pequeñas diferencias en la velocidad máxima de descenso y en la máxima aceleración angular, si bien esas diferencias no son significativas si se aplica la corrección de Bonferroni por contrastes múltiples.

Respecto a la edad, se consideraron tres grupos: jóvenes (<30 años), medianos (30-60 años) y mayores (>60 años). El efecto de la edad afecta a la forma en la que se realiza la elevación y a la velocidad de ejecución, pero no al ángulo máximo.

Respecto a la forma de ejecutar el movimiento, a medida que aumenta la edad hay menos rotación externa y tendencia a aumentar el ángulo del plano de elevación, mientras que el movimiento es menos plano (disminuye el ángulo del vector giro con el eje Y). En cuanto a la velocidad de ejecución a medida que aumenta la edad aumenta la velocidad de ejecución y la aceleración. Este resultado es paradójico, parece lógico que a más edad se espere menos capacidad funcional y movimientos más lentos. Para profundizar en esta cuestión se realizó otro análisis en el que se incluyó la interacción edad-carga, con los resultados que se resumen en las tablas 23 y 24.

<i>VARIABLE</i>	<i>JOVEN (<30 AÑOS) Media Estimada</i>	<i>MEDIANO (30-60 AÑOS) Media Estimada</i>	<i>MAYOR (>60 AÑOS) Media Estimada</i>	<i>p-valor</i>
Ángulo medio del plano de elevación. (°).	26.3	30.2	32.2	0.003
Ángulo de rotación medio (°)	-8.0	-4.3	-0.5	0.010
Ángulo medio del vector giro con el eje Y (°)	94.7	83.9	83.5	0.000
Ángulo de elevación máximo (°)	161.2	159.7	160.7	0.765
Máxima velocidad angular. Elevación (°/s)	216.3	241.6	267.7	0.0001
Máxima velocidad angular. Descenso (°/s)	194.1	212.1	250.6	0.000
Máxima aceleración angular	842	879	1087	0.000

Tabla 22. Efecto de la edad en un ANOVA con los factores género, edad, carga y plano de elevación. Nota: Solo se han considerado las medidas del lado derecho. Se muestran las medias estimadas: media general más el efecto estimado. Se consideran significativos valores de $p < \alpha = 0.05/7 = 0.007$

Así, la Tabla 23 muestra el efecto de la interacción edad-carga en la velocidad máxima de elevación. Como puede comprobarse, lo que se modifica es el efecto de la carga en función de la edad, de manera que las personas mayores sí se ven afectadas por la carga, reduciendo la velocidad, mientras que en las jóvenes el movimiento con carga es más rápido.

GRUPO	SIN CARGA	CON CARGA
Joven	-16.3	16.3
Mediano	-1.9	1.9
Mayor	18.1	-18.1

Tabla 23. Efecto de la interacción edad-carga en la velocidad máxima de elevación (p=0.022)

En la máxima velocidad descenso (Tabla 24), los hallazgos son similares a lo encontrado en la elevación, aunque aquí el efecto es menos pronunciado.

GRUPO	SIN CARGA	CON CARGA
Joven	-15.9	15.9
Mediano	-0.0	0.0
Mayor	15.9	-15.9

Tabla 24. Efecto de la interacción edad-carga en la velocidad máxima en el descenso (p=0,05)

Finalmente, la máxima aceleración, presenta la misma tendencia, pero no era significativa (p=0.134)

5.3.2. Sujetos patológicos

5.3.2.1. Análisis descriptivo

La Tabla 25, muestra un resumen de las medias y desviaciones típicas de las variables cinemáticas del movimiento humero-torácico en los sujetos patológicos. Los resultados son de todas las medidas (n=106), que incluyen diferentes planos, lados y condiciones de carga.

La media de la elevación máxima es ligeramente inferior a los sujetos sanos. Más acusadas parecen las diferencias en las variables cinemáticas, con reducciones en las velocidades y aceleraciones máximas del orden de un 20%, con niveles de dispersión similares.

<i>VARIABLE</i>	<i>MEDIA</i>	<i>DT.</i>
Ángulo medio del plano de elevación. Movimiento en el plano escapular (°).	48.7	7.6
Ángulo medio plano elevación. Movimiento en el plano frontal (°)	10.8	6.2
Ángulo de rotación medio (°)	-3.6	12.7
Ángulo medio del vector giro con el eje Y (°)	80.0	11.5
Ángulo de elevación máximo (°)	151.1	17.9
Máxima velocidad angular. Movimiento elevación (°/s)	199.1	62.3
Máxima velocidad angular. Movimiento descenso (°/s)	177.6	57.3
Máxima aceleración angular (°/s ²)	737.1	339.9

Tabla 25. Descriptivo de las variables cinemáticas

5.3.2.2. Diferencias entre patrones sanos y patológicos. Enfoques

Como se ha comentado en el apartado 4.5.2, las diferencias entre los patrones sano y patológico se analizaron desde diferentes puntos de vista:

- a) Diferencias entre el lado sano y el afecto, en sujetos patológicos
- b) Diferencias entre sujetos patológicos (lado afecto) y sujetos sanos
- c) Diferencias en los efectos de las variables de control (carga, plano) en pacientes frente a lo que sucedía en los sujetos sanos. Aquí se trata de encontrar una variación en los patrones de cambio al modificar las condiciones, por ejemplo, al cambiar de lado, de plano o aplicar carga y comparar con los correspondientes efectos en los sujetos de control
- d) Cambios en las variables numéricas en función de las puntuaciones de las escalas clínicas.

A continuación, se comentan los resultados de los ANOVAs de las variables numéricas usando como factores fijos el lado (afecto o sano), la carga y el plano de elevación y como factores aleatorios el sujeto. Posteriormente, se describirán los resultados del análisis de la base conjunta para estudiar las diferencias entre los sujetos de control y los patológicos. Finalmente, y en un apartado separado, se relacionarán las variables numéricas con las escalas clínicas.

5.3.2.3. Comparación del lado afecto con el lado sano en pacientes

La Tabla 26, muestra las diferencias asociadas al factor lado (ANOVA con los factores lado, carga, plano y sujeto). Se utilizaron, las medias marginales estimadas y la desviación estándar (DT) de cada grupo. Solo se incluyeron las pruebas sin carga.

Las variables, plano de elevación y torsión no parecen ser diferentes entre el lado sano y el afecto. Las diferencias significativas se encuentran en las variables de máxima elevación, velocidades máximas de ascenso y descenso y aceleración máxima. El lado afecto presenta una menor elevación máxima con movimientos más lentos y de menor aceleración.

<i>VARIABLE</i>	<i>LADO NO AFECTO MEDIA (DT)</i>	<i>LADO AFECTO MEDIA (DT)</i>	<i>p-valor</i>
Ángulo medio del plano de elevación. Movimiento en el plano escapular (°).	48.5 (9.4)	48.9 (7.1)	0.769
Ángulo medio plano elevación. Movimiento en el plano frontal (°)	11.4 (5.3)	10.8 (6.5)	0.667
Ángulo de rotación medio (°)	-3.2 (12.9)	-3.1 (12.6)	0.970
Ángulo medio del vector giro con el eje Y (°)	79.6 (12.8)	80.6 (10.6)	0.628
Ángulo de elevación máximo (°)*	154.5 (13.4)	147.0 (18.9)	0.007
Máxima velocidad angular. Elevación (°/s)	207.7 (64.2)	189.9 (58.5)	0.003
Máxima velocidad angular. Descenso (°/s)	191.2 (57.7)	166.6 (53.1)	0.000
Máxima aceleración angular	796.5 (355.1)	684.9 (313.2)	0.001

Tabla 26. Diferencias según el lado en el que se ha realizado la prueba. Nota: ANOVA con los factores lado, carga, plano y sujeto. Medias marginales estimadas y DT de cada grupo. Solo pruebas sin carga. El asterisco indica que en esa variable no se verifica la hipótesis de igualdad de varianzas de Barlett.

5.3.2.4. Comparación entre patrones sanos y patológicos.

A continuación, se presentan los resultados del análisis del efecto del plano de elevación y de la carga en función de la patología (ANOVA con los factores patología, edad, carga y plano de elevación).

Se realizó una comparación entre el lado afecto de los pacientes y el brazo dominante de los sanos, mediante un ANOVA múltiple, segmentando las diferencias por plano, controlando la carga, la edad y el efecto cruzado patología-carga y patología-lado.

En la Tabla 27 se muestran los resultados de los ANOVAs para el efecto del factor patología. Las medias son marginales estimadas a partir del modelo. En todos los casos se ha comprobado la hipótesis de igualdad de varianzas mediante la prueba de Barlett. Los asteriscos indican en qué casos no se verifica dicha hipótesis.

<i>VARIABLE</i>	<i>SANO MEDIA (DT)</i>	<i>PATOLOGICO. MEDIA (DT)</i>	<i>p-valor</i>
Ángulo medio del plano de elevación. (°).	29.6 (21.4)	30.2 (20.1)	0.630
Ángulo de rotación medio (°)	-4.8 (14.9)	-3.95 (12.5)	0.578
Ángulo medio del vector giro con el eje Y (°)	87.4 (12.6)	79.7 (10.6)	0.000
Ángulo de elevación máximo (°)	159.4 (8.9)	146.4 (20.1*)	0.000
Máxima velocidad angular. Elevación (°/s)	235.9 (51.8)	187.0 (58.5)	0.000
Máxima velocidad angular. Descenso (°/s)	213.6 (55.0)	163.8 (53.1)	0.000
Máxima aceleración angular	911.8 (339.8)	666.4 (313.2)	0.000

Tabla 27. Efecto del factor patología cuando se controla el plano, la carga y el grupo de edad. Nota: medias marginales estimadas y desviaciones típicas de cada grupo. Los asteriscos indican que no se verifica la hipótesis de igualdad de varianzas.

Se encontraron diferencias significativas en el ángulo que forma el giro con el eje Y. También hay diferencias en el resto de las variables cinemáticas: ángulo máximo de elevación, velocidades máximas de elevación y descenso y máxima aceleración angular. En todos los casos, salvo en el del ángulo de máxima elevación, se ha verificado la hipótesis de igualdad de varianzas.

5.3.2.5. Efecto de los factores plano y carga en la muestra de sujetos con patología. Diferencias con respecto a la población sana.

En la Tabla 28, se muestran los resultados del efecto del factor plano (ANOVA con los factores lado, carga, plano y sujeto) para la población de sujetos con patología. Se observan diferencias en el ángulo de rotación medio y en el ángulo que forma el vector de giro con el eje Y. Por otra parte, se aprecia una disminución significativa del ángulo máximo de elevación en el plano frontal.

En la Tabla 29, se muestran las diferencias según la carga en pacientes (ANOVA con los factores lado, carga, plano y sujeto). No hay ninguna diferencia significativa del factor carga en la población de enfermos.

<i>VARIABLE</i>	<i>PLANO ESC. MEDIA (DT)</i>	<i>PLANO FRON. MEDIA (DT)</i>	<i>p-valor</i>
Ángulo de rotación medio (°)	6.35 (7.8)	-12.7 (7.8)	0.000
Ángulo medio del vector giro con el eje Y (°)	77.3 (10.6)	82.8 (11.8)	0.005
Ángulo de elevación máximo (°)	155.0 (13.7)	146.5 (20.6)	0.001
Máxima velocidad angular. Elevación (°/s)	198.1 (60.5)	199.6 (64.9)	0.781
Máxima velocidad angular. Descenso (°/s)	178.7 (55.7)	179.1 (59.5)	0.942
Máxima aceleración angular	825 (348)	663 (341)	0.01

Tabla 28. Medias y desviaciones típicas de las variables cinemáticas en función del plano de elevación. Sujetos patológicos. Nota: medias marginales estimadas y DT de cada grupo. Solo se tomaron las pruebas sin carga. ESC: Plano escapular FRON: Plano frontal

Este resultado no coincide con lo señalado en otros estudios, donde se apunta a una mayor sensibilidad de los pacientes al efecto carga, aspecto que no aparece aquí. Por ese motivo se realizó un ANOVA con el efecto cruzado patología-carga en aquellas variables en las que la patología afectaba significativamente.

<i>VARIABLE</i>	<i>SIN CARGA MEDIA (DT)</i>	<i>CON CARGA MEDIA (DT)</i>	<i>p-valor</i>
Ángulo medio del plano de elevación. Movimiento en el plano escapular (°).	49.1 (7.4)	48.3 (7.8)	0.555
Ángulo medio plano elevación. Movimiento en el plano frontal (°)	10.1 (7.0)	12.2 (4.8)	0.099
Ángulo de rotación medio (°)	-2.8 (13.0)	-3.4 (12.5)	0.501
Ángulo medio del vector giro con el eje Y (°)	80.6 (12.0)	79.6 (10.9)	0.608
Ángulo de elevación máximo (°)	152.3 (17.7)	149.3 (18.1)	0.236
Máxima velocidad angular. Elevación (°/s)	202.4 (63.4)	195.3 (61.7)	0.186
Máxima velocidad angular. Descenso (°/s)	178.2 (53.2)	179.6 (62.0)	0.783
Máxima aceleración angular	767.9 (333.6)	714.5 (350.0)	0.072

Tabla 29. Efecto del factor carga en los sujetos patológicos (medias marginales estimadas), controlando el lado, plano y sujeto

En cada caso, se consideraron además los efectos principales de las otras variables significativas en el ANOVA anterior (Tabla 30).

Una vez que se considera el factor patología, el efecto cruzado de la carga no es significativo, lo que indica que las diferencias entre sujetos sanos y patológicos son mayores que entre la condición de carga-no carga.

Esto coincide con lo descrito anteriormente (efecto de la carga en el brazo afecto de los sujetos patológicos), donde tampoco se aprecian las diferencias.

<i>VARIABLE</i>	<i>MODELO</i>	<i>p-valor PATOLOGÍA</i>	<i>p-valor PATOLOGÍA * CARGA</i>
Ángulo medio del vector giro con el eje Y (°)	Patología Patología*carga Plano Edad	0.000	0.791
Ángulo de elevación máximo (°)	Patología Patología*carga Plano Edad	0.000	0.491
Máxima velocidad angular. Elevación (°/s)	Patología Patología*carga	0.000	0.496
Máxima velocidad angular. Descenso (°/s)	Patología Patología*carga	0.000	0.809
Máxima aceleración angular	Patología Patología*carga	0.000	0.224

Tabla 30. Efecto diferencial de la carga considerando el factor patología

5.3.2.6. Relación entre las puntuaciones de las escalas clínicas y las variables numéricas

La Tabla 31 muestra los coeficientes de correlación entre las variables numéricas y las puntuaciones en las escalas DASH y EVA, para la muestra patológica.

Como puede observarse, hay correlaciones negativas y significativas para todas las variables en el caso de la escala DASH, lo que demuestra una asociación entre una pérdida funcional y una disminución del rango, de la velocidad y de la aceleración. Sin embargo, esta relación es bastante mayor en el caso de las velocidades y aceleraciones que en el del rango de elevación.

En el caso de la escala EVA, la correlación solo es significativa para las velocidades y aceleración, pero no para la máxima elevación. Los valores absolutos de las correlaciones son mucho menores que para la escala DASH.

<i>VARIABLE</i>	<i>DASH</i>	<i>EVARep</i>
Ángulo medio del vector giro con el eje Y	0.240*	-0.019
Ángulo de elevación máximo (°)	-0.335***	-0.041
Máxima velocidad angular. Elevación (°/s)	-0.561***	-0.300**
Máxima velocidad angular. Descenso (°/s)	-0.532***	-0.281**
Máxima aceleración angular	-0.496***	-0.241*

Tabla 31. Relación de las variables cinemáticas con el DASH y EVA en reposo
(*= $p < 0.05$; **= $p < 0.01$; ***= $p < 0.001$)

5.4. Variables cinemáticas funcionales

En este apartado se describen los resultados del análisis realizado sobre las variables cinemáticas del movimiento, representadas como funciones continuas. Como se explica en el apartado 4.5.3, dichas variables se agruparon en tres bloques:

- Variables de reproducibilidad entre ciclos de una misma sesión.
- Armonía del movimiento
- Variables funcionales de posición, velocidad y aceleración, expresadas en una escala de tiempos normalizada para los movimientos de elevación y descenso

Dadas las características matemáticas similares de las variables de reproducibilidad y armonía, se han agrupado en la descripción de resultados, separándolas de las variables funcionales.

En la descripción de los resultados, se seguirá un esquema similar al planteado para las variables numéricas clásicas. En primer lugar, se describirán los resultados de la muestra de sujetos sanos, analizando el efecto de las principales variables de control y a continuación, la base de sujetos con patología, estudiando las diferencias entre el lado afecto y el sano, las diferencias entre el lado afecto y la población sana y la relación con las escalas clínicas.

5.4.1. Sujetos sanos

5.4.1.1. Reproducibilidad y armonía del movimiento

La Tabla 32, muestra los parámetros de las distribuciones de la reproducibilidad y armonía de las variables funcionales de posición, $\beta(p)$, velocidad, $D\beta(p)$ y aceleración, $D2\beta(p)$, así como las armonías en los ciclos de elevación y descenso, AR.

Como puede observarse, la reproducibilidad entre ciclos es muy elevada en todos los casos, con valores del CCM muy próximos a la unidad en el caso de los ángulos, disminuyendo muy ligeramente a medida que se deriva una vez (velocidad) o dos veces (aceleración) pero, en cualquier caso, con valores superiores a 0.94. Finalmente, la armonía del movimiento es muy elevada en ambos movimientos, con valores que superan 0.9.

<i>VARIABLE</i>	<i>P25</i>	<i>P50</i>	<i>P75</i>
$\beta(p)$. R2 Elevación	0.994	0.997	0.998
$\beta(p)$. R2 Descenso	0.994	0.996	0.998
$D\beta(p)$. R2 Elevación	0.952	0.973	0.983
$D\beta(p)$. R2 Descenso	0.953	0.968	0.981
$D2\beta(p)$. R2 Elevación	0.942	0.967	0.979
$D2\beta(p)$. R2 Descenso	0.938	0.958	0.975
Armonía elevación	0.913	0.949	0.971
Armonía descenso	0.906	0.940	0.968

Tabla 32. Reproducibilidad (coeficiente de correlación múltiple, R) entre ciclos de las variables cinemáticas y de la trayectoria del origen O anatómico. Armonía del movimiento.

- *Efecto del sentido del movimiento*

Se analizó si hay diferencias en la reproducibilidad en función del sentido del movimiento. Para ello se aplicó el test de Friedman, dada la no normalidad de las distribuciones.

No hay diferencias significativas en la reproducibilidad de los ángulos, velocidades o trayectoria de 0, pero sí en las aceleraciones, que son ligeramente menos reproducibles durante el movimiento de descenso ($p=0.01$).

No se encontraron diferencias significativas en la armonía en función del sentido del movimiento ($p=0.931$ en el test de Friedman).

- *Efecto del lado*

Se realizó un análisis de la varianza para evaluar el efecto del lado. Para ello se seleccionaron solo los casos sin carga, y se analizaron el efecto del lado y del plano del movimiento. Puesto que las distribuciones de los coeficientes de correlación múltiple y de las armonías no son normales, se efectuó la transformación F de Fisher, realizándose el ANOVA con las variables transformadas.

No se encontró efecto del lado en la reproducibilidad de ninguna variable ($p>0.17$ en todas las comparaciones), por tanto ambos lados ofrecen los mismos valores de reproducibilidad entre ciclos.

Tampoco hay diferencias en la armonía del movimiento ni en el de elevación ni en el de descenso ($p> 0.05$ en ambos casos).

- *Efecto del plano de elevación y la carga*

Se realizó un análisis de la varianza para evaluar el efecto del plano de elevación. Para ello se consideraron las medidas del lado derecho, usando los factores, sujeto, carga y plano de elevación. Como en el caso anterior, se ha efectuado la transformación F de Fisher, realizándose el ANOVA con las variables transformadas.

No se encontraron diferencias significativas asociadas al factor plano del movimiento en la repetibilidad entre-ciclos de ninguna de las variables analizadas. Tampoco en el caso de la armonía del movimiento de elevación o de descenso. En el caso del efecto de la carga, no se encontraron diferencias significativas en la reproducibilidad de los ángulos de elevación y descenso, pero sí en la reproducibilidad de las velocidades (elevación) y aceleraciones (elevación).

En la Tabla 33, se muestran los valores medianos y el rango intercuartílico de las variables en las que sí han aparecido diferencias significativas según la carga.

<i>VARIABLE</i>	<i>SIN CARGA MEDIANA (RIQ)</i>	<i>CON CARGA MEDIANA (RIQ)</i>	<i>p- VALOR</i>
Dβ(p). R2 movimiento elevación	0.963 (0.037)	0.978 (0.023)	0.004
Dβ(p). R2 movimiento descenso	0.961 (0.025)	0.965 (0.036)	0.546
D2β(p). R2 movimiento elevación	0.961 (0.034)	0.972 (0.028)	0.040
D2β(p). R2 movimiento descenso	0.954 (0.053)	0.955 (0.045)	0.324
Armonía elevación	0.938 (0.065)	0.962 (0.050)	0.008
Armonía descenso	0.933 (0.059)	0.940 (0.078)	0.676

Tabla 33. Efecto de la carga en la reproducibilidad de las variables cinemáticas y en la armonía del movimiento.
RIQ: rango intercuartílico

Como puede observarse, el efecto de la carga solo es significativo en el movimiento de elevación, pero no en el de descenso. Por otra parte, es el movimiento con carga el que resulta más reproducible (en velocidades y aceleraciones) y con una mayor armonía.

▪ *Efecto de la edad*

Se repitió en primer lugar el ANOVA con los factores edad (Joven, mediano y mayor), plano y carga, con los resultados que se muestran en la Tabla 34.

<i>VARIABLE</i>	<i>JOVEN (Media Estimada)</i>	<i>MEDIANO (Media Estimada)</i>	<i>MAYOR (Media Estimada)</i>	<i>p- VALOR</i>
β(p). R2 Elevación	0.997	0.997	0.997	0.994
β(p). R2 descenso	0.996	0.997	0.99	0.370
Dβ(p). R2 Elevación	0.965	0.971	0.977	0.063
Dβ(p). R2 descenso	0.961	0.972	0.972	0.068
D2β(p). R2 Elevación	0.958	0.964	0.969	0.216
D2β(p). R2 descenso	0.951	0.963	0.960	0.305
Armonía. R elevación	0.942	0.955	0.958	0.144
Armonía. R descenso	0.940	0.940	0.938	0.9735

Tabla 34. Efecto de la edad en la reproducibilidad

No hay efecto significativo de la edad en ninguna de las variables de reproducibilidad, ni en la armonía del movimiento.

5.4.1.2. Variables funcionales

Las siguientes figuras, muestran las funciones β (p), $D\beta$ (p), $D2\beta$ (p) medidas en todos los sujetos sanos y en todas las condiciones de movimiento, así como el ancho de banda funcional correspondiente a los centiles 5% y 95% de cada valor de p. En el caso de los ángulos de elevación las curvas son muy similares y con una dispersión limitada (Figura 10). Así, la dispersión alrededor de la media tiene un valor medio de 5.6° para el movimiento de elevación (rango 3.9° - 9.4°), y algo superior para el descenso (media 8.4° ; rango 4.2° - 10.8°).

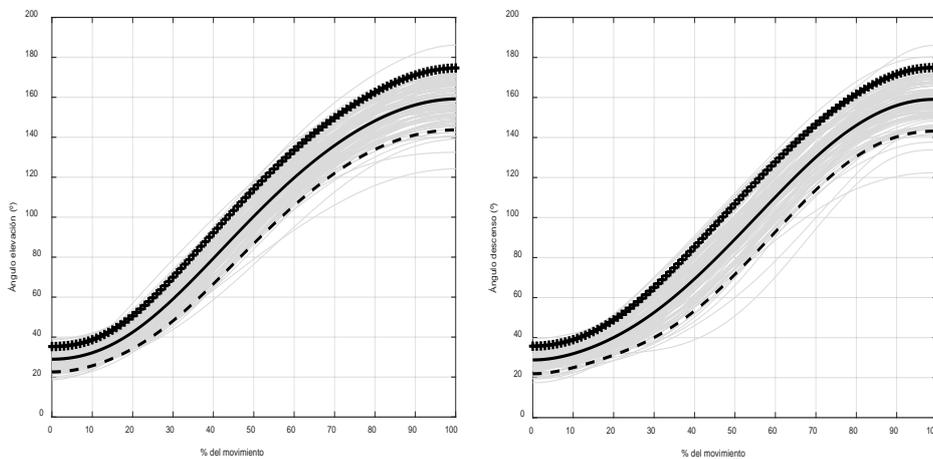


Figura 10. Distribución de las curvas del ángulo de elevación en los movimientos de elevación y descenso.

Las diferencias son más evidentes en la curva de velocidades, donde la velocidad media parece algo más alta en el movimiento de elevación que en de descenso. Las dispersiones son también algo más altas en el movimiento de descenso (medias de la DT funcional de 34.3 °/s frente a 37.0 °/s). En ambos casos, la pendiente de la curva media al principio del movimiento (0-45% en el caso de la elevación y 100-55% en el de descenso) es más grande que en la fase de frenado.

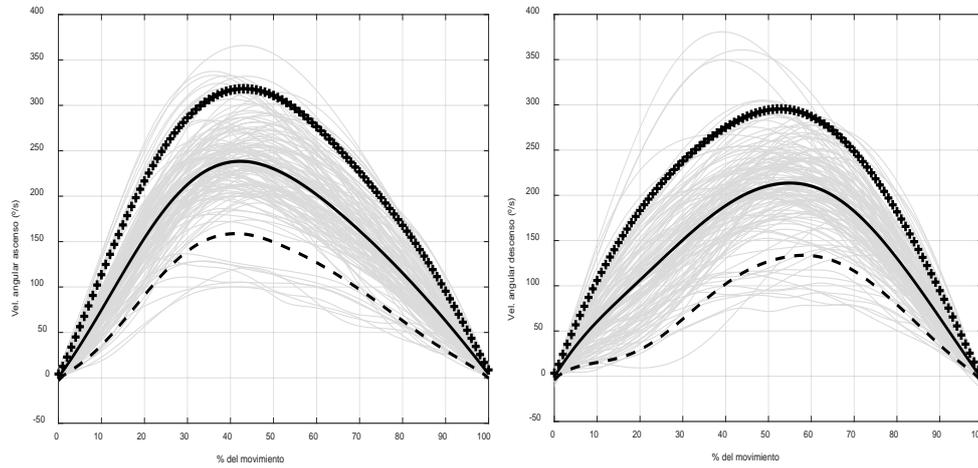


Figura 11. Familia de curvas $D\beta$ (p) de elevación (izquierda) y descenso (derecha). Nota: El movimiento de descenso se ha cambiado el signo (la velocidad es negativa) y se ha invertido el orden del porcentaje del ciclo de descenso (eje X) para que sean comparables los dos movimientos (empieza en 100% y termina en 0%).

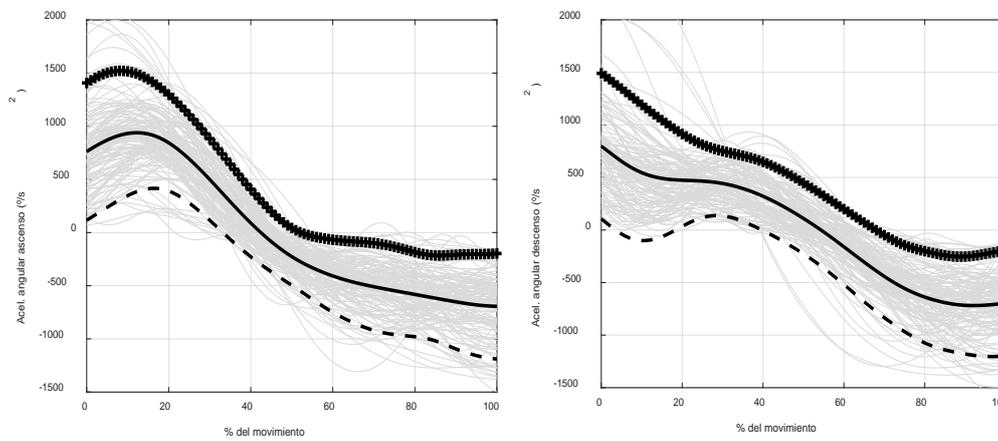


Figura 12. Familia de curvas $D2\beta$ (p) de elevación (izquierda) y descenso (derecha). Nota: el orden del porcentaje del ciclo de descenso (eje X) está invertido para que sean comparables los dos movimientos (empieza en 100% y termina en %).

La figura 12, muestra las curvas de aceleración angular. Las curvas medias son claramente diferentes en los movimientos de subida y bajada, no tanto en los valores extremos como en la forma de las curvas, como se comentará más adelante. La dispersión media alrededor de la media es del mismo orden ($255^{\circ}/s^2$ en la elevación y $263^{\circ}/s^2$ en el descenso).

La figura 13, muestra el resultado del análisis realizado (prueba de Friedman) para detectar si hay diferencias entre el movimiento de ascenso y de descenso en las variables analizadas. Las diferencias entre la elevación y el descenso son significativas en casi todo el rango de movimiento.

En cada gráfica aparecen las medias de los movimientos de elevación y descenso, indicándose con un asterisco en qué zonas del movimiento las diferencias entre la subida y la bajada son significativamente distintas.

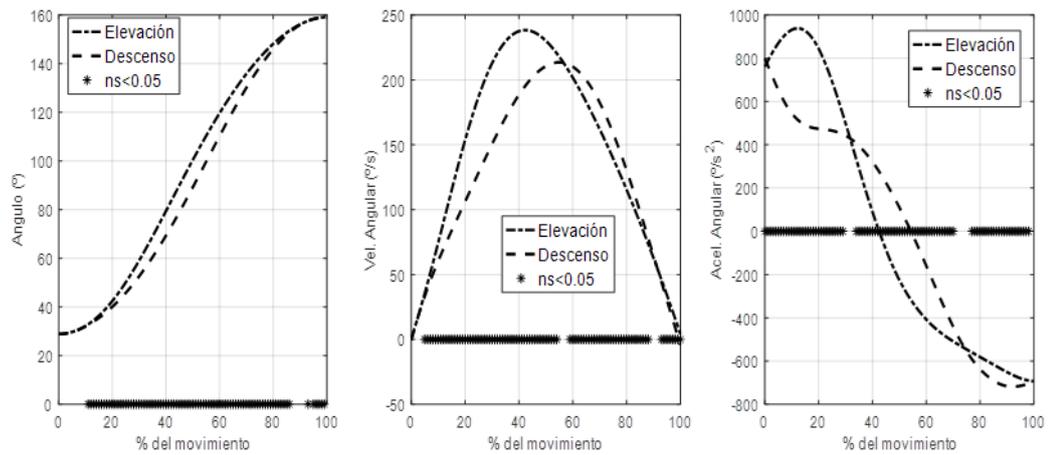


Figura 13. Comparación entre las curvas de subida y bajada. Nota: en cada variable se representan las medias de la elevación y descenso y se marca con un asterisco los instantes en los que la prueba de Friedman ha encontrado diferencias significativas ($ns < 0.05$). En la curva de velocidades angulares se ha invertido el signo de la velocidad de descenso para poder compararla con la de ascenso. En los movimientos de descenso se ha invertido el orden de la X para poder compararla con las de ascenso.

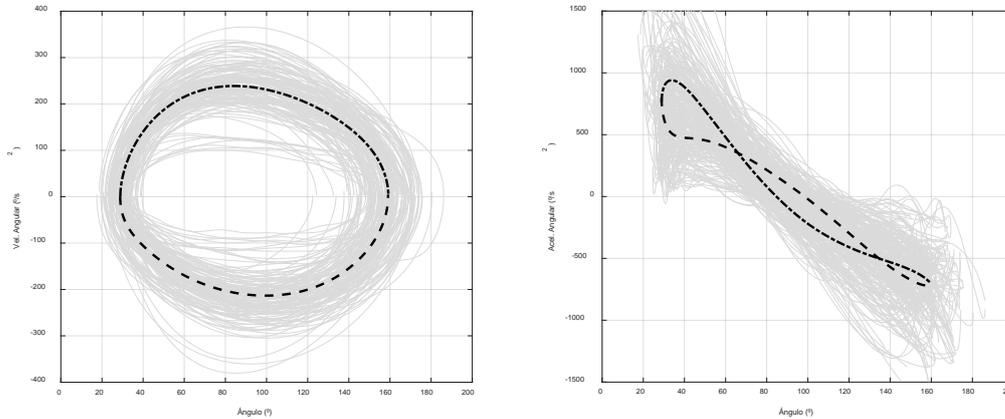


Figura 14. Diagramas de fases Ángulo-Velocidad angular y ángulo-aceleración angular. Se han representado las curvas individuales (gris) y los valores medios (negro).

Finalmente, los diagramas de fase Velocidad Angular-Ángulo y Aceleración angular-ángulo del movimiento promedio (Figura 14), muestran un movimiento cíclico, prácticamente armónico, con un diagrama velocidad (posición) muy similar a una elipse y una relación aceleración-posición prácticamente lineal, como ya se había comprobado al describir la armonía de las curvas individuales.

▪ *Efecto del lado*

El efecto del lado se analizó mediante un ANOVA funcional con los factores sujeto, lado y plano, utilizando solo los movimientos sin carga, ya que en el lado izquierdo no se midieron movimientos con carga.

Previamente se ha comprobado la hipótesis de igualdad de varianzas mediante el test de Barlett.

Respecto a los ángulos de elevación (Figura 15), las diferencias entre los dos lados son pequeñas.

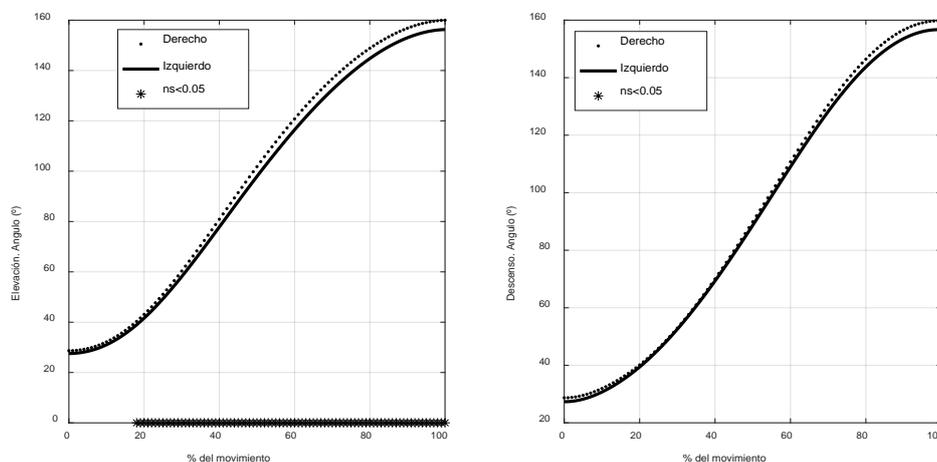


Figura 15. Medias marginales estimadas del ángulo $\beta(p)$ de elevación (izquierda) y descenso (derecha), en función del lado analizado. Nota: el orden del porcentaje del ciclo de descenso (eje X) está invertido para que sean comparables los dos movimientos (empieza en 100% y termina en 0 %).

En el caso del movimiento de elevación, el ángulo en el brazo derecho (dominante) es ligeramente superior al del izquierdo (diferencia media elevación 3.1°). Estas diferencias son significativas a partir del 20% del movimiento de elevación. No se encontraron diferencias significativas en el movimiento de descenso.

En cuanto a las velocidades y aceleraciones, las diferencias encontradas son pequeñas y no significativas, por lo que no se han representado.

- *Efecto del plano del movimiento.*

Las diferencias medias entre el movimiento en el plano escapular y el plano frontal son muy pequeñas, siendo solo significativas en la parte inferior del movimiento, donde el ángulo durante el movimiento en el plano escapular es ligeramente mayor que el registrado en el plano frontal. Sin embargo, no hay diferencias en el ángulo de elevación máximo. No se representa estas funciones porque son prácticamente iguales.

Resultados

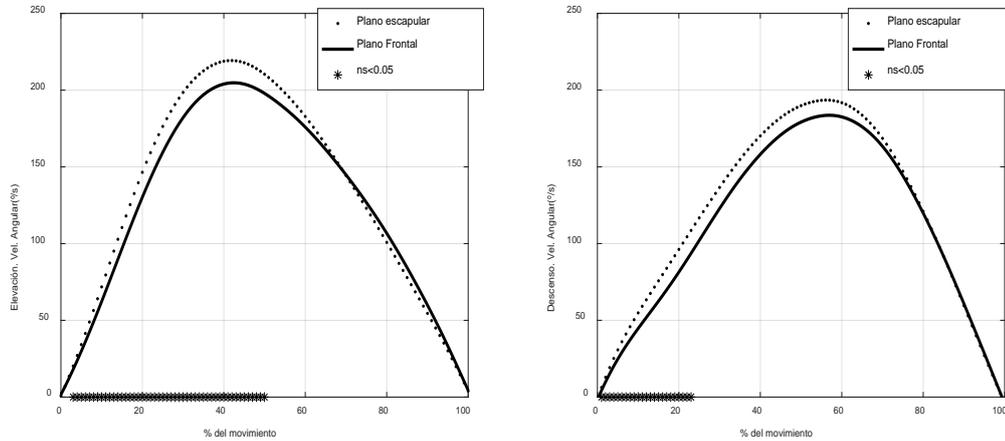


Figura 16. Medias marginales estimadas de la velocidad angular $D\beta(p)$ de elevación (izquierda) y descenso (derecha), en función del plano del movimiento. Nota: el orden del porcentaje del ciclo de descenso (eje X) está invertido para que sean comparables los dos movimientos (empieza en 100% y termina en 0%). Además se ha cambiado el signo de la velocidad angular,

Las diferencias en el patrón de velocidad son algo más acusadas, pero también pequeñas (figura 16).

El movimiento en el plano escapular es más rápido que en el plano frontal, tanto en el ascenso como en el descenso (diferencia media 3.6 °/s en el ascenso y 7.6 °/s en el descenso). Las diferencias son significativas durante el primer 50% del movimiento de ascenso y solo durante el 30% final del movimiento de descenso, es decir, cuando el brazo se encuentra en las posiciones más bajas. No hay diferencias significativas cuando el sujeto ha elevado el brazo por encima de la mitad del ángulo máximo.

Algo parecido sucede en el caso de los patrones de aceleración, donde el movimiento en el plano escapular presenta valores algo mayores que en el plano frontal, especialmente en la parte inferior del movimiento. No obstante, las diferencias son pequeñas y muy inferiores al rango de aceleraciones y a la dispersión entre sujetos.

▪ *Efecto de la carga.*

Se analizó el efecto de la carga y del plano de elevación en un ANOVA con los factores sujeto, carga y plano. Previamente se ha comprobado la hipótesis de igualdad de varianzas mediante el test de Barlett.

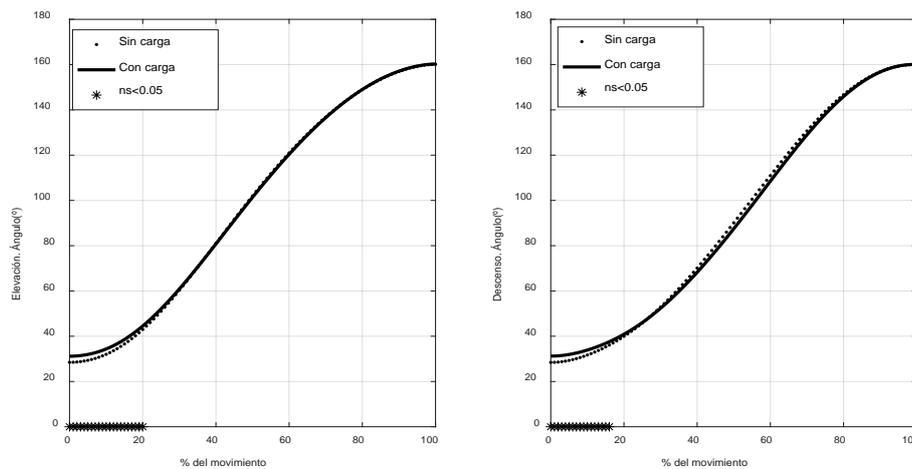


Figura 17. Medias marginales estimadas del ángulo $\beta(p)$ de elevación (izquierda) y descenso (derecha), en función de la carga. Nota: el orden del porcentaje del ciclo de descenso (eje X) está invertido para que sean comparables los dos movimientos (empieza en 100% y termina en %).

La figura 17, muestra el efecto de la carga sobre el ángulo durante la elevación y el descenso. Como puede observarse, las diferencias son muy pequeñas, aunque son significativas durante la parte inferior del movimiento (hasta un 20% de la duración del movimiento).

No hay diferencias significativas en la parte superior ni en la máxima elevación. Esto puede deberse al efecto de la maza pesada, que es manejada con más cuidado al bajar y subir desde la mesa para evitar golpear, lo que se traduce en ángulo ligeramente mayores con carga.

Las diferencias, en cambio, son bastante más acusadas en el caso de las velocidades angulares. Como se muestra en la figura 18, tanto el movimiento de elevación como el de descenso son ligeramente más rápidos cuando se realizan sin carga (diferencia media de $12.6^\circ/s$ para la elevación y $12.8^\circ/s$ para el descenso).

Si bien las diferencias son significativas solo en el primer 60% de la elevación y en el último 60% del descenso, es decir, cuando el brazo está más bajo). En cualquier caso, las diferencias medias son pequeñas, del orden del 5% del rango.

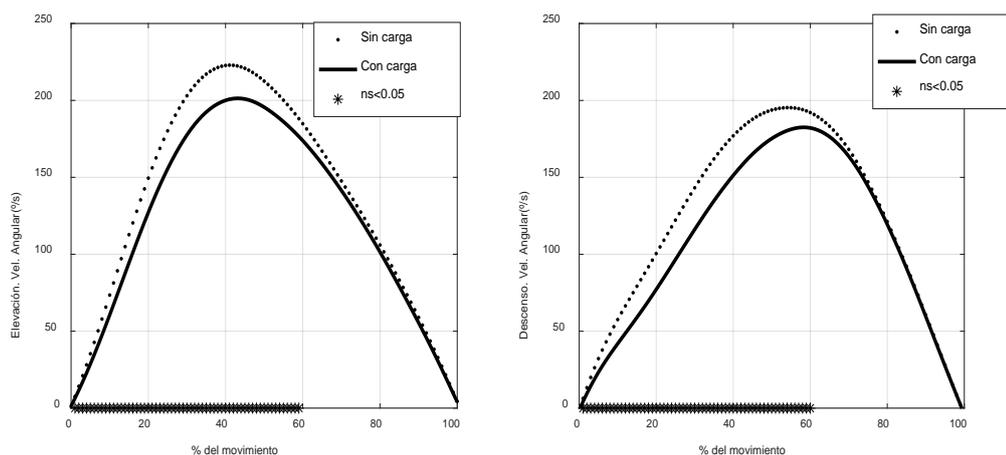


Figura 18. Medias marginales estimadas de la velocidad angular, $D\beta(p)$, en la elevación (izquierda) y descenso (derecha), en función de la carga. Nota: en el movimiento de descenso se ha cambiado el signo de la velocidad angular y se ha invertido el orden del porcentaje (empieza en 100% y termina en 0%), para que sea comparable al de ascenso.

La figura 19, muestra los resultados del análisis correspondiente a la aceleración angular, donde hay diferencias significativas en el factor carga durante la mayor parte del movimiento y en particular en el extremo inicial.

Como puede verse, los máximos de aceleración son más acusados en el movimiento sin carga. No se verifica el test de Barlett para la igualdad de varianzas en todo el ciclo del movimiento.

Concluyendo, el efecto de la carga parece afectar fundamentalmente a las velocidades y aceleraciones, pero no al ángulo. La presencia de carga implica un movimiento más lento y con menor aceleración, lo que se corresponde con la necesidad de manejar más inercia. Posteriormente analizaremos si la presencia de una patología puede incrementar esas diferencias.

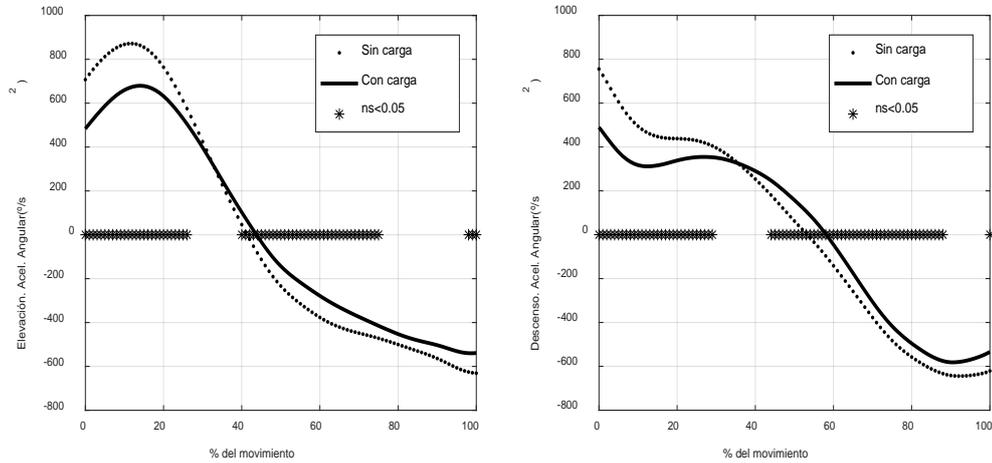


Figura 19. Medias marginales estimadas de la aceleración angular, $D2\beta(p)$, en la elevación (izquierda) y descenso (derecha), en función de la carga. Nota: en el movimiento de descenso se ha invertido el orden del porcentaje (empieza en 100% y termina en %), para que sea comparable al de ascenso.

▪ *Efecto de edad*

Para analizar el efecto de la edad, se repitió el análisis anterior, pero sustituyendo el factor sujeto por el factor edad, con los tres niveles anteriormente descritos (joven, mediana edad, mayor).

Las figuras 20, 21 y 22, muestran las medias marginales estimadas para los tres niveles de edad, y las zonas donde dichas diferencias son significativas para el ángulo, velocidad angular y aceleración angular, respectivamente.

Como puede observarse, el efecto de la edad en el ángulo no es significativo, siendo las medias marginales prácticamente idénticas en los tres grupos de edad.

Resultados

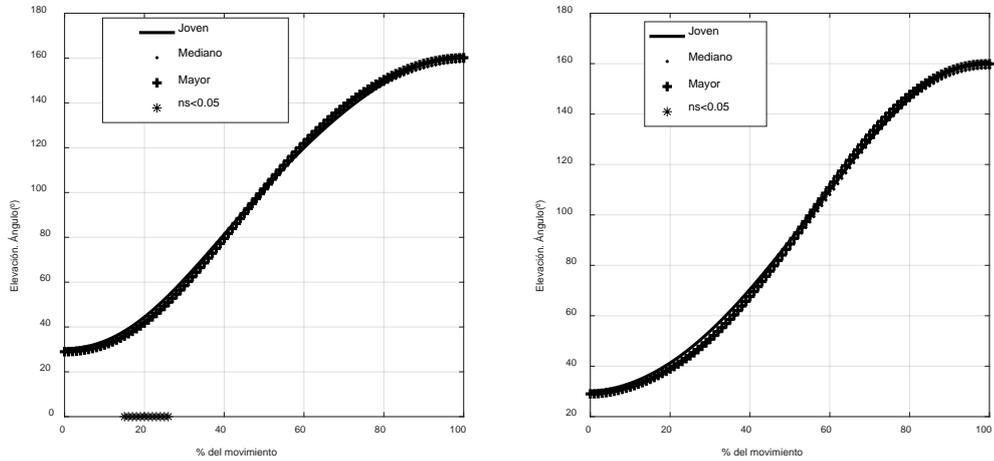


Figura 20. Medias marginales estimadas del ángulo $\beta(p)$ de elevación (izquierda) y descenso (derecha), en función de la edad. Nota: el orden del porcentaje del ciclo de descenso (eje X) está invertido para que sean comparables los dos movimientos (empieza en 100% y termina en %).

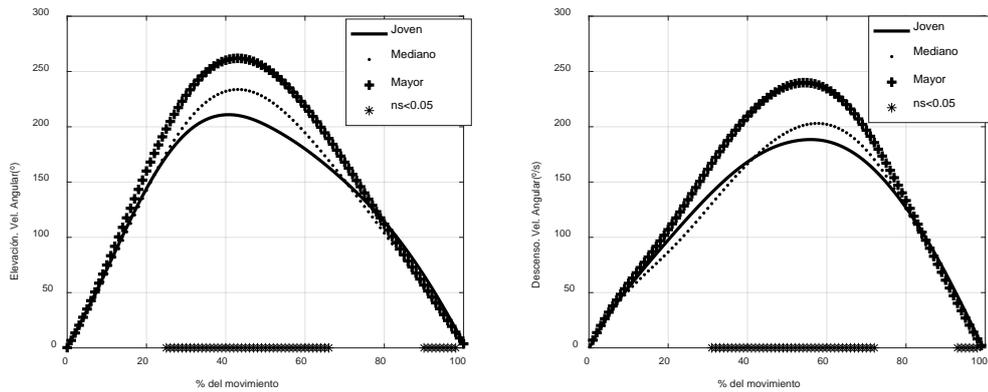


Figura 21. Medias marginales estimadas de la velocidad angular, $D\beta(p)$, en la elevación (izquierda) y descenso (derecha), en función de la edad. Nota: en el movimiento de descenso se ha cambiado el signo de la velocidad angular y se ha invertido el orden del porcentaje (empieza en 100% y termina en %), para que sea comparable al de ascenso.

En cambio, en el caso de la velocidad angular aparece el efecto señalado anteriormente para las velocidades máximas.

La velocidad angular máxima aumenta con la edad, siendo las diferencias significativas precisamente alrededor de la zona de máxima velocidad, más o menos en la parte central del movimiento. En la misma línea se comporta la aceleración angular, cuya media marginal estimada aumenta con la edad, siendo significativas las diferencias entre los jóvenes y los de edad más avanzada.

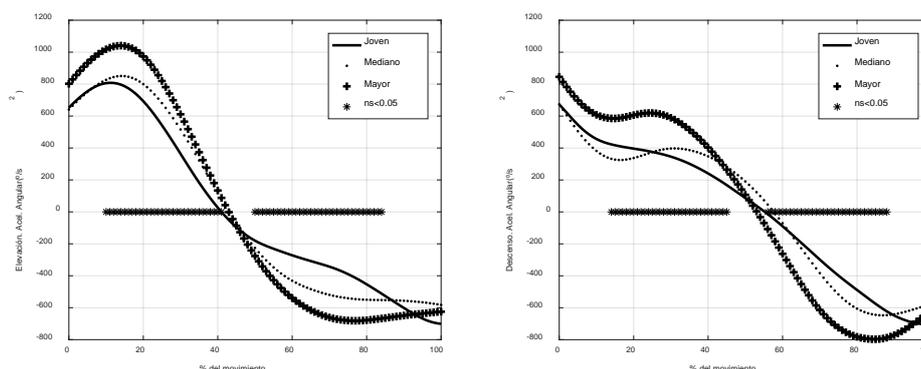


Figura 22. Medias marginales estimadas de la aceleración angular, $D2\beta(p)$, en la elevación (izquierda) y descenso (derecha), en función del grupo de edad. Nota: en el movimiento de descenso se ha invertido el orden del porcentaje (empieza en 100% y termina en %), para que sea comparable al de ascenso.

5.4.2. Variables funcionales. Sujetos patológicos

En este apartado se describen los resultados correspondientes a las variables funcionales para los sujetos de la base de patología. En primer lugar, se realizará un análisis descriptivo y posteriormente se analizarán las diferencias asociadas a la patología, comparando el lado sano y el afecto, las diferencias entre patrones sanos y patológicos y la relación entre las variables funcionales y las escalas clínicas DASH y EVA.

5.4.2.1. Reproducibilidad y armonía del movimiento

La Tabla 35, muestra los valores medianos y los cuartiles de las variables de reproducibilidad entre ciclos y armonía, para los sujetos con patología. Como puede observarse, los valores son muy altos, si bien, con algunas diferencias respecto a la base de sujetos sanos, que se describirán más adelante.

<i>VARIABLE</i>	<i>P25</i>	<i>P50</i>	<i>P75</i>
$\beta(p)$. R2 Elevación	0.994	0.997	0.998
$\beta(p)$. R2 Descenso	0.991	0.995	0.997
$D\beta(p)$. R2 Elevación	0.945	0.970	0.982
$D\beta(p)$. R2 Descenso	0.941	0.966	0.978
$D2\beta(p)$. R2 Elevación	0.930	0.963	0.978
$D2\beta(p)$. R2 Descenso	0.909	0.947	0.972
Armonía elevación	0.889	0.940	0.966
Armonía descenso	0.892	0.920	0.958

Tabla 35. Sujetos patológicos. Reproducibilidad (coeficiente de correlación múltiple, R) entre ciclos de las variables cinemáticas. Armonía del movimiento.

5.4.2.2. Curvas del movimiento

Las siguientes figuras, muestran las funciones $\beta(p)$, $D\beta(p)$ y $D2\beta(p)$, en el caso de los pacientes, incluyendo todas las condiciones de carga y ambos brazos.

La figura 23, muestra el ángulo de elevación y de descenso. Los valores medios no son muy diferentes de los obtenidos para el caso de los sujetos sanos, esto se analizará más tarde, pero sí se aprecia mucha más dispersión. Así, la dispersión alrededor de la media en el movimiento de elevación tiene un valor promedio de 10.1° (rango entre 3.5° y 15.9°), casi el doble que en el caso de las personas sanas. Lo mismo sucede en el caso del ángulo de descenso (dispersión media 11.1° , rango 3.9° - 15.8°).

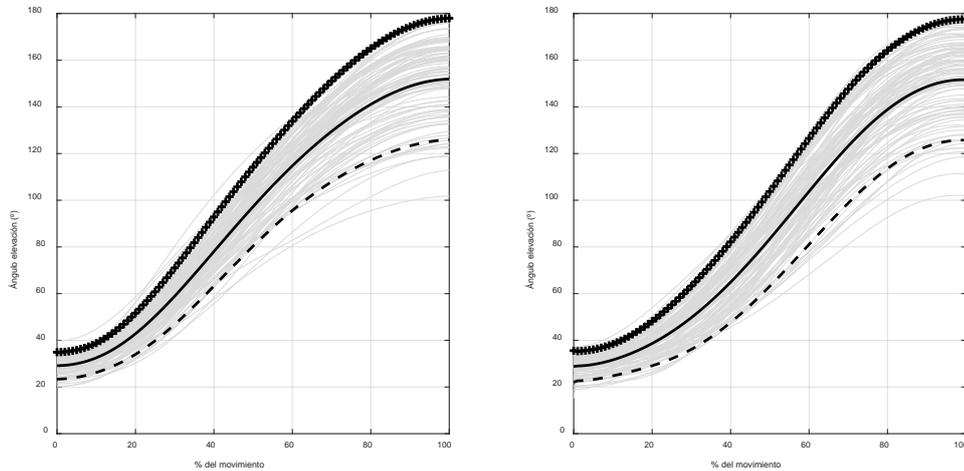


Figura 23. Familia de curvas $\beta(p)$ de elevación (izquierda) y descenso (derecha) en sujetos patológicos. Nota: el orden del porcentaje del ciclo de descenso (eje X) está invertido para que sean comparables los dos movimientos (empieza en 100% y termina en 0%).

La figura 24, muestra las curvas correspondientes a las velocidades angulares. Los patrones son similares a los de los sujetos sanos, si bien se aprecia una clara disminución de las velocidades máximas, ya descrita en las variables numéricas y un aumento en la dispersión. Así, la dispersión alrededor de la media tiene un valor promedio de $41.5^\circ/s$ en el movimiento de elevación (valor máximo de $56.9^\circ/s$) y de $39.0^\circ/s$ (valores máximos de $63.3^\circ/s$).

También se aprecia una clara asimetría, de manera que el valor máximo se alcanza en el 40% de cada movimiento (elevación o descenso).

En la figura 25, aparece la representación de las funciones de aceleración. Se aprecia una disminución en las aceleraciones extremas, descrita anteriormente, si bien la dispersión es similar a la de la observada en los sujetos sanos.

Resultados

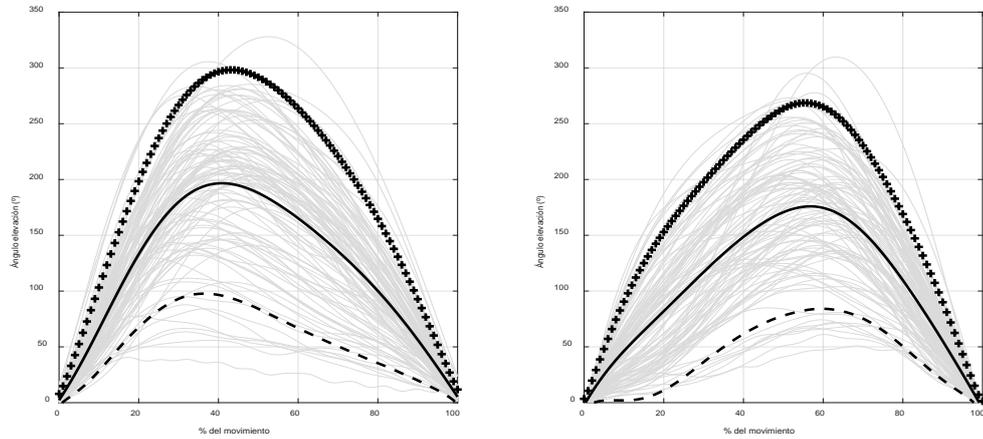


Figura 24. Familia de curvas $D\beta(p)$ de elevación (izquierda) y descenso (derecha). Pruebas con sujetos patológicos. Nota: El orden del porcentaje del ciclo de descenso (eje X) está invertido para que sean comparables los dos movimientos (empieza en 100% y termina en 0%). La velocidad de descenso está cambiada de signo

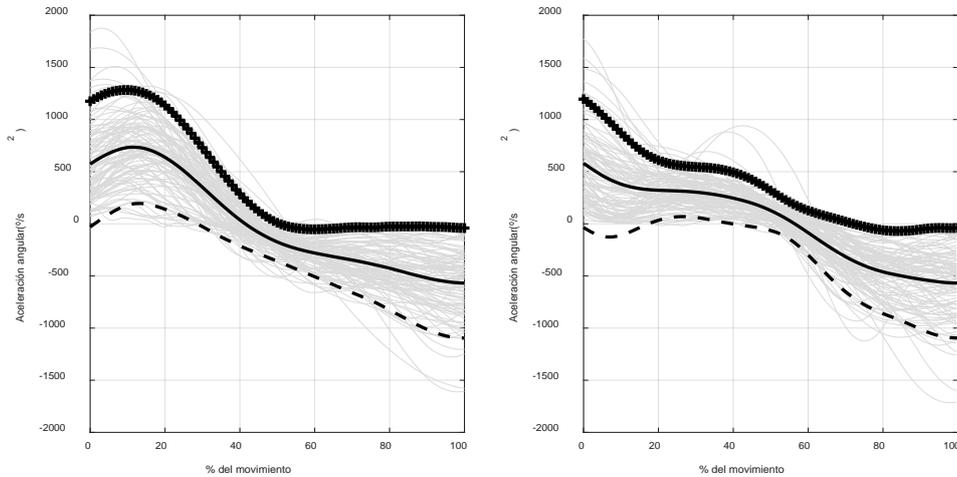


Figura 25. Familia de curvas $D2\beta(p)$ de elevación (izquierda) y descenso (derecha) de las pruebas con sujetos patológicos. Nota: el orden del porcentaje del ciclo de descenso (eje X) está invertido para que sean comparables los dos movimientos (empieza en 100% y termina en %).

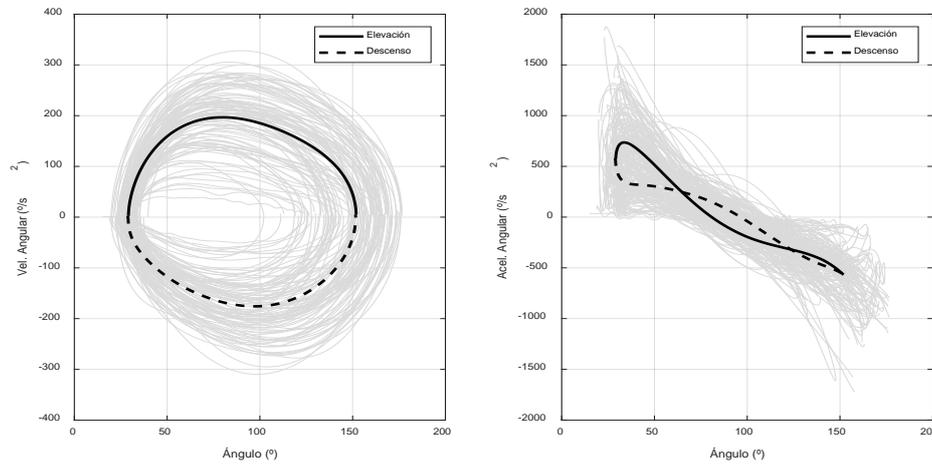


Figura 26. Diagramas en el espacio de las pruebas con sujetos patológicos.

Finalmente, en la figura 26, aparecen los diagramas en el espacio de fase velocidad angular-ángulo y aceleración angular-ángulo. Las formas son muy similares a las obtenidas para los sujetos sanos, con una forma casi elíptica en el diagrama $\omega(\varphi)$ y una recta de pendiente negativa el caso del diagrama $\alpha(\varphi)$, lo que confirma la elevada armonía del movimiento. Se aprecia el incremento en la dispersión de las funciones y también una disminución en el rango de ángulos, velocidades y aceleraciones angulares.

5.4.2.3. Diferencias entre el lado sano y el afecto. Reproducibilidad y armonía del movimiento.

- *Efecto del lado, plano y carga en sujetos patológicos*

Para analizar el efecto del lado (sano o afecto), sobre la repetibilidad entre ciclos y la armonía, se realizó un ANOVA con los factores sujeto (factor aleatorio, todos repiten las mismas medidas), lado, carga y plano, considerando solo efectos principales y previa comprobación de la hipótesis de igualdad de varianzas de los errores mediante el test de Barlett.

VARIABLE	LADO NO AFECTO MEDIA (DT)	LADO AFECTO. MEDIA (DT)	p-VALOR
$\beta(p)$. R2 Elevación	0.996 (0.006)	0.996 (0.006)	0.669
$\beta(p)$. R2 Descenso	0.996 (0.004)	0.995 (0.008)	0.240
D$\beta(p)$. R2 Elevación	0.964 (0.051)	0.967 (0.038)	0.688
D$\beta(p)$. R2 Descenso	0.969 (0.020)	0.959 (0.034)	0.013
D2$\beta(p)$. R2 Elevación	0.954 (0.062)	0.957 (0.052)	0.629
D2$\beta(p)$. R2 Descenso	0.950 (0.064)	0.938 (0.062)	0.036
Armonía elevación	0.941 (0.096)	0.923 (0.105)	0.041
Armonía descenso	0.928 (0.078)	0.921 (0.072)	0.365

Tabla 36. Diferencias en la repetibilidad y armonía según el lado en el que se ha realizado la prueba. Nota: ANOVA realizado sobre las variables normalizadas según transformación de Fisher con los factores sujeto, plano y lado. Medias marginales estimadas y DT de cada grupo. Se consideran significativos valores de $p < \alpha = 0.05/8 = 0.006$

La Tabla 36, muestra el efecto del factor lado (afecto vs sano). Se representan las medias marginales estimadas a partir del modelo, y las desviaciones típicas calculadas sobre la muestra. Como puede verse, la repetibilidad entre ciclos de todas las variables es excelente, tanto en el brazo sano, como en el afecto, sin que apenas se encuentren diferencias significativas, salvo en el caso de la velocidad de descenso y la aceleración de descenso donde hay menos reproducibilidad en el caso del brazo con patología. La armonía también es muy alta en ambos brazos, como ya sucedía en el caso de los sujetos sanos. Tampoco hay diferencias acusadas en la armonía en función del brazo, solo se aprecia una pequeña disminución de la armonía de elevación en el brazo afecto. No obstante, hay que tener prudencia con estas diferencias, ya que se han realizado contrastes múltiples y la aplicación del criterio de Bonferroni (usar α/n° contrastes = $0.05/8 = 0.006$), no nos dejaría ninguna variable como significativa.

- *Curvas del movimiento*

Al igual que en el caso anterior, el efecto del lado (sano o afecto) sobre las curvas del movimiento, se analizó mediante un ANOVA, en este caso funcional, considerando los factores sujeto (factor aleatorio, todos repiten las mismas medidas), lado, carga y plano.

Resultados

Solo se consideraron los efectos principales y previa comprobación de la hipótesis de igualdad de varianzas de los errores mediante el test de Barlett.

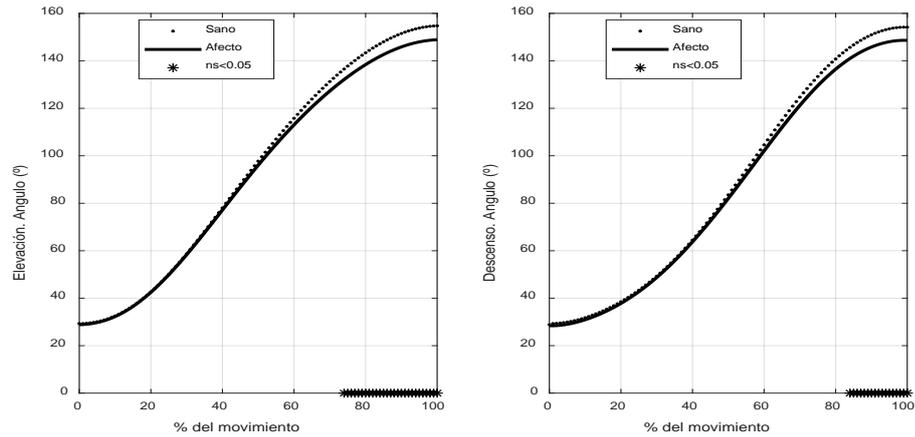


Figura 27. Medias marginales estimadas del ángulo $\beta(p)$ de elevación (izquierda) y descenso (derecha), según el lado (sano o afecto) de los sujetos patológicos. Nota: el orden del porcentaje del ciclo de descenso (eje X) está invertido para que sean comparables los dos movimientos (empieza en 100% y termina en %).

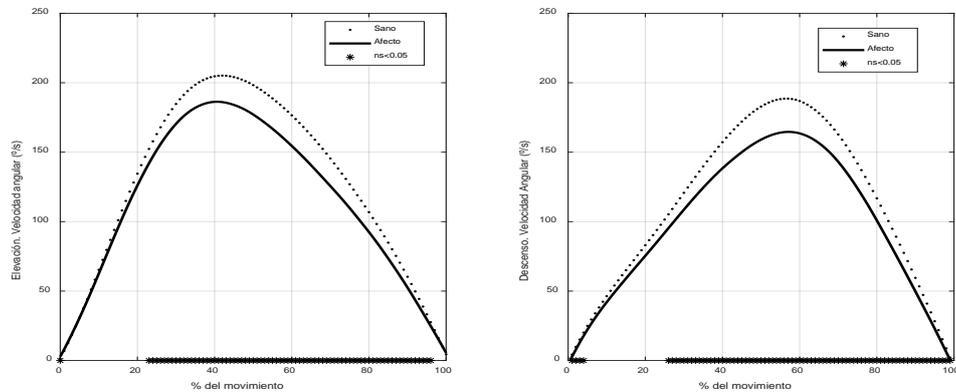


Figura 28. Medias marginales estimadas de la velocidad angular, $D\beta(p)$, en la elevación (izquierda) y descenso (derecha), en función de la edad. Nota: en el movimiento de descenso se ha cambiado el signo de la velocidad angular y se ha invertido el orden del porcentaje (empieza en 100% y termina en %), para que sea comparable al de ascenso

La figura 27, muestra los resultados del efecto del lado en el ángulo de elevación. Como sucedía en el caso de las variables numéricas, hay diferencias significativas

en el ángulo máximo, si bien el patrón medio de la función ángulo es muy parecido en la mayor parte del movimiento, tanto al subir como al bajar.

La figura 28, muestra las diferencias entre el lado sano y el afecto para los patrones de velocidad. Como puede observarse, el lado afecto se mueve a menos velocidad que el sano en casi todo el recorrido del movimiento (a partir del 20% inicial). Las diferencias son significativas tanto en el movimiento de subida como en el de bajada.

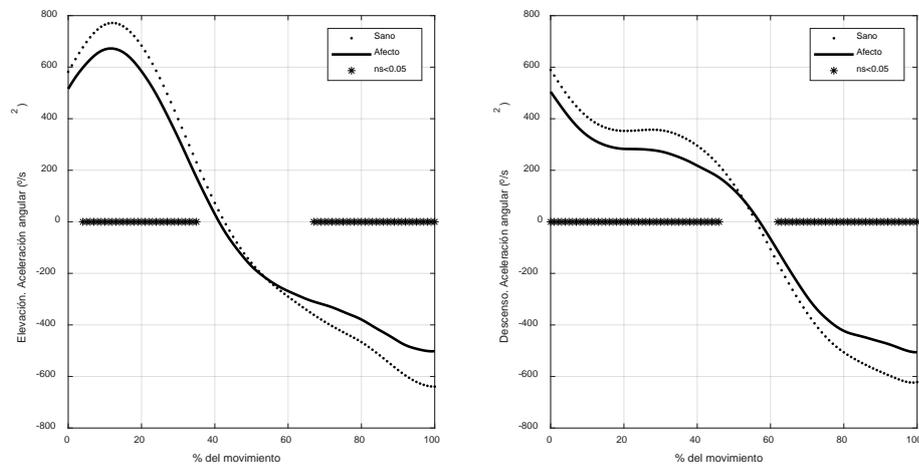


Figura 29. Medias marginales estimadas de la aceleración angular, $D2\beta(p)$, en la elevación (izquierda) y descenso (derecha), según el lado de la prueba (sano o afecto). Nota: en el movimiento de descenso se ha invertido el orden del porcentaje (empieza en 100% y termina en 0%), para que sea comparable al de ascenso.

Finalmente la figura 29, muestra las diferencias en el patrón de aceleraciones. Aunque la forma de las curvas es muy similar a la de los sujetos sanos, hay una reducción en los valores máximos, que se acentúa en el caso del lado afecto. Las diferencias entre el lado sano y el afecto son significativas en los extremos del movimiento de elevación y de descenso, si bien en este último movimiento los perfiles son más distintos.

El efecto del lado en las tres variables cinemáticas se resumen en la figura 30, que muestra los diagramas de fase.

Como puede observarse, el movimiento es bastante armónico en los dos brazos, con ángulos máximos algo menores en el brazo afecto, que también se mueve de forma más lenta en cada posición. En el caso de las aceleraciones se reduce algo en los extremos.

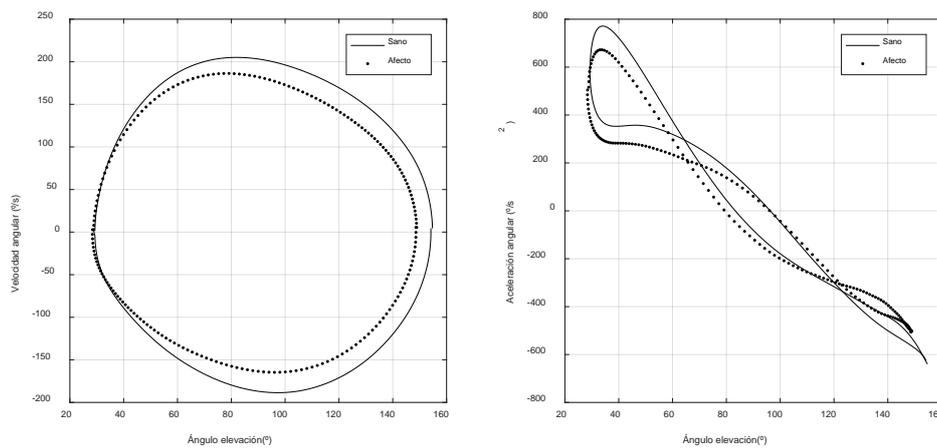


Figura 30. Diagramas en el espacio de fases de las medias marginales funcionales estimadas.

5.4.2.4. Diferencias entre patrones sanos y patológicos

- *Reproducibilidad entre ciclos y armonía del movimiento*

Se realizó una comparación entre el lado afecto de los pacientes y el brazo dominante de los sanos. Para ello se realizó un ANOVA, considerando los factores: plano, carga, edad, y el efecto cruzado patología-carga.

La Tabla 37, muestra los resultados obtenidos. No hay diferencia entre sanos y patológicos en ninguna de las variables. Esto es similar a lo que se observó en el caso de la comparación entre brazo sano y afecto en los patológicos y lo que sucede en otros estudios (por ejemplo el estudio del movimiento del cuello de Baydal, et al., 2011), donde las diferencias entre sanos y patológicos afectan a la velocidad y amplitud del movimiento, pero no a su reproducibilidad y armonía.

<i>VARIABLE</i>	<i>SANO</i> <i>MEDIA (DT)</i>	<i>PATOLOGICO</i> <i>MEDIA (DT)</i>	<i>p-valor</i>
$\beta(p)$. R2 Elevación	0.996 (0.005)	0.996 (0.006)	0.701
$\beta(p)$. R2 Descenso	0.995 (0.004)	0.995 (0.008)	0.629
D$\beta(p)$. R2 Elevación	0.969 (0.038)	0.967 (0.038)	0.732
D$\beta(p)$. R2 Descenso	0.960 (0.027)	0.959 (0.034)	0.944
D2$\beta(p)$. R2 Elevación	0.955 (0.040)	0.965 (0.052)	0.678
D2$\beta(p)$. R2 Descenso	0.942 (0.046)	0.941 (0.062)	0.914
Armonía elevación	0.937 (0.056)	0.925 (0.105)	0.252
Armonía descenso	0.927 (0.059)	0.925 (0.072)	0.825

Tabla 37. Efecto patología vs sano (medias marginales estimadas a partir del modelo).
Modelo con factores patología, carga, plano y edad.

Un efecto que se ha planteado como diferencial entre sujetos sanos y patológicos es el efecto de la carga (López-Pascual, 2016). Por ese motivo se realizó un ANOVA, sobre las variables transformadas, usando diferentes modelos para analizar si el efecto de la carga es diferente en los sujetos sanos respecto a los enfermos.

De acuerdo con lo descrito en el caso de los sujetos sanos, no se encontraron diferencias en ninguna variable asociada al movimiento de descenso, pero sí en algunas relacionadas con el movimiento de elevación. No obstante, no hay efecto cruzado patología-carga, por lo que no se puede concluir que la respuesta ante la carga sea diferente en sujetos sanos o en enfermos en lo que respecta a las variables de reproducibilidad entre ciclos y de armonía.

En la Tabla 38, se muestran un resumen de los resultados de los análisis en donde la carga tiene efecto significativo.

VARIABLE	MODELO	p-valor CARGA	p-valor PATOLOGÍA*CARGA
$\beta(p)$. R2 Elevación	Carga Patología*carga Plano Edad	0.0023	0.4328
$D\beta(p)$. R2 Elevación	Carga Patología*carga Plano Edad	0.0011	0.8079
Armonía elevación	Carga Patología*carga Plano edad	0.0023	0.4328

Tabla 38. Efecto interacción carga*patología. Nota: solo se incluyen variables donde el efecto de la carga sea significativo. Los ANOVA se han realizado sobre variables normalizadas con la transformada de Fisher

▪ *Curvas del movimiento*

Se realizó un ANOVA funcional usando como variables dependientes las funciones $\beta(p)$, $D\beta(p)$ y $D^2\beta(p)$ y como factores la patología, carga, plano de elevación y edad. Se usaron las curvas del brazo dominante en el caso de los sujetos sanos y el lado afecto, en el caso de los sujetos patológicos.

En la figura 31, se muestran los resultados del análisis, representándose las medias marginales estimadas por el modelo para los sujetos sanos y patológicos, una vez controlado el efecto del plano, carga y edad. Las diferencias entre las curvas medias de los ángulos de elevación y descenso no son muy acusadas, pero son significativas durante la mayor parte del movimiento. Mucho más claras son las diferencias entre las curvas de velocidad, donde el patrón promedio de los sujetos sano presenta un movimiento más rápido tanto en la subida como en la bajada.

Puede observarse también que la fase de aceleración es más corta en el caso de la elevación de los sujetos patológicos y se alcanza antes el pico de velocidad. En el descenso sucede lo mismo, al principio del descenso (empieza en 100%) se alcanza antes la máxima velocidad y luego se va frenando durante más tiempo en el caso de los sujetos patológicos.

Resultados

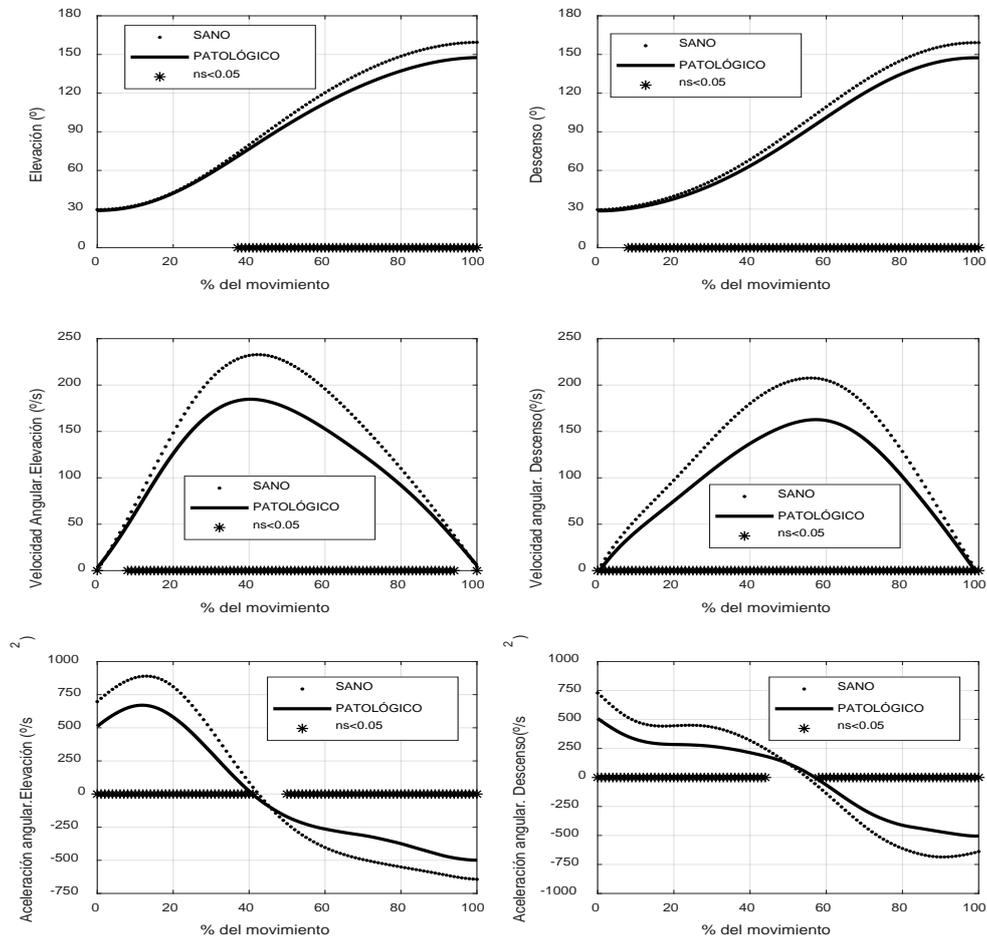


Figura 31. Medias marginales estimadas de las variables cinemáticas funcionales en la elevación (izquierda) y descenso (derecha), de los sujetos sanos frente a los patológicos. Nota: en el movimiento de descenso se ha invertido el orden del porcentaje (empieza en 100% y termina en %), para que sea comparable al de ascenso. En el caso de las velocidades, además se ha cambiado el signo de la velocidad de bajada

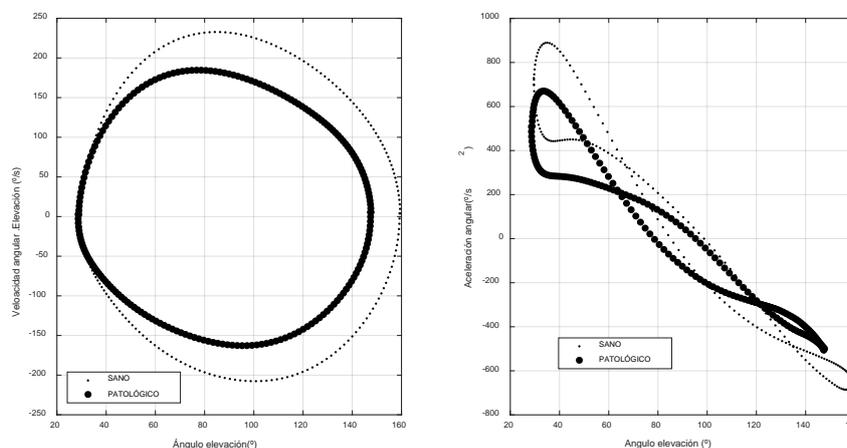


Figura 32. Diagramas en el espacio de fases obtenidas sobre las medias marginales estimadas de las variables cinemáticas funcionales de los sujetos sanos frente a los patológicos.

Este patrón tiene su reflejo en las curvas de aceleración que se mantiene más baja en el caso de los pacientes sanos. Además el patrón temporal también cambia, de manera que los sujetos patológicos comienzan a desacelerar antes, tanto en la subida como en el movimiento de bajada.

La figura 32, resume estos efectos mediante los diagramas velocidad-ángulo y aceleración-ángulo. La diferencia entre los patrones medios sano y patológico supone una ligera disminución del rango. Sin embargo, no hay efecto sobre la armonía del movimiento. Como se verá más adelante, estos cambios se acentúan en las lesiones más severas, lo que también afecta a la forma de las curvas.

5.4.2.5. Relación entre variables funcionales y escalas clínicas

En este apartado, se describen los resultados del análisis para cuantificar la relación entre las variables funcionales y las escalas clínicas. En primer lugar, se describirá la relación con las variables de la reproducibilidad entre ciclos y armonía, y a continuación la relación sobre las curvas del movimiento.

- *Reproducibilidad entre ciclos y armonía del movimiento.*

La Tabla 39, muestra los coeficientes de correlación entre las escalas clínicas y las variables de reproducibilidad y armonía, normalizadas según la transformación de

Fisher. Se usó el coeficiente de correlación de Spearman para la relación entre cada una de las variables y las puntuaciones en las escalas DASH, EVA en reposo.

<i>VARIABLE</i>	<i>DASH</i>	<i>EVARep.</i>
$\beta(p)$. R Elevación	-0.0823	-0.0251
$\beta(p)$. R Descenso	-0.1358	-0.2020*
$D\beta(p)$. R Elevación	-0.3556***	-0.3114**
$D\beta(p)$. R Descenso	-0.2125*	-0.2056*
$D2\beta(p)$. R Elevación	-0.4509***	-0.3381***
$D2\beta(p)$. R Descenso	-0.4048***	-0.3642***
Armonía elevación	-0.4728***	-0.2811**
Armonía descenso	-0.4488***	-0.3779***

Tabla 39 . Correlación de Spearman entre las variables de reproducibilidad y armonía (estandarizadas según la transformación de Fisher) y las puntuaciones de las escalas clínicas. Nota: solo sujetos patológicos (*= $p < 0.05$; **= $p < 0.01$; ***= $p < 0.001$)

Como puede observarse, las correlaciones son mucho más altas con las velocidades y aceleraciones que con los ángulos de elevación. Las aceleraciones y armonías guardan las correlaciones más altas con el DASH que con las puntuaciones EVA.

Las relaciones con la escala DASH es claramente significativa para las armonías, aceleraciones y velocidades. La misma tendencia se presenta en el caso de EVArep, aunque con valores algo menores. Estos resultados son similares a los obtenidos para el caso de las variables cinemáticas numéricas, donde el incremento del DASH y EVA de reposo suponía un movimiento más lento. Aquí se ve, que además es algo menos repetible y menos armónico.

- *Curvas del movimiento*

Para analizar la relación entre las variables funcionales y las escalas clínicas, se realizó un modelo funcional lineal sobre el brazo afecto de los sujetos patológicos, en el que usan los factores carga y plano como factores fijos, mientras que se consideró la puntuación en las escalas clínicas analizadas (DASH y EVA en reposo) como covariables en cada análisis.

La Tabla 40, muestra las correlaciones múltiples de los modelos en cada una de las escalas clínicas. Como puede observarse, solo aparecen relaciones significativas en el caso de la escala DASH, por lo que se limitará la descripción de resultados a esta escala clínica.

<i>VARIABLE</i>	<i>DASH</i>	<i>EVARep</i>
$\beta(p)$. Elevación	-0.373	-0.445
$\beta(p)$. Descenso	-0.374	-0.346
$D\beta(p)$. Elevación	-0.422	-0.185
$D\beta(p)$. Descenso	-0.420	-0.149
$D2\beta(p)$. Elevación	-0.349	-0.217
$D2\beta(p)$. Descenso	-0.352	-0.179

Tabla 40. Medianas de los coeficientes de correlación múltiple de los modelos lineales funcionales entre las variables de reproducibilidad y armonía (normalizadas con la transformación de Fisher) y los factores carga y plano, usando la puntuación de cada escala clínica como covariable. Nota: solo para curvas del lado afecto de los sujetos patológicos. En negrita se representan los ajustes que presentan un p-valor inferior a 0.05 en algún punto de la curva.

La relación entre las puntuaciones DASH y las funciones del ángulo de elevación no es significativa en ningún punto del recorrido, aunque hay una leve correlación (mediana de -0.373). En el caso del movimiento de descenso, el patrón es el esperado al disminuir la funcionalidad. Un descenso del ángulo a medida que crece el DASH, si bien esta relación solo es significativa en la parte central del movimiento (Figura 33). La correlación mediana es del mismo orden que en movimiento de elevación.

El efecto del aumento de la puntuación DASH sobre la velocidad angular es mucho más claro, siendo significativo en casi todo el ciclo del movimiento, tanto en elevación como en descenso. Así, al aumentar el nivel de afectación se produce una clara disminución de la velocidad angular. Además, cambia la forma del patrón, de manera que a valores más altos de DASH se adelanta el instante en el que se alcanza la máxima velocidad angular, es decir, el sujeto acelera antes y luego se mueve de forma más lenta (Figura 34). Los coeficientes de correlación múltiple

Resultados

son mayores que en el caso de las funciones angulares, estando su mediana en torno a -0.42 .

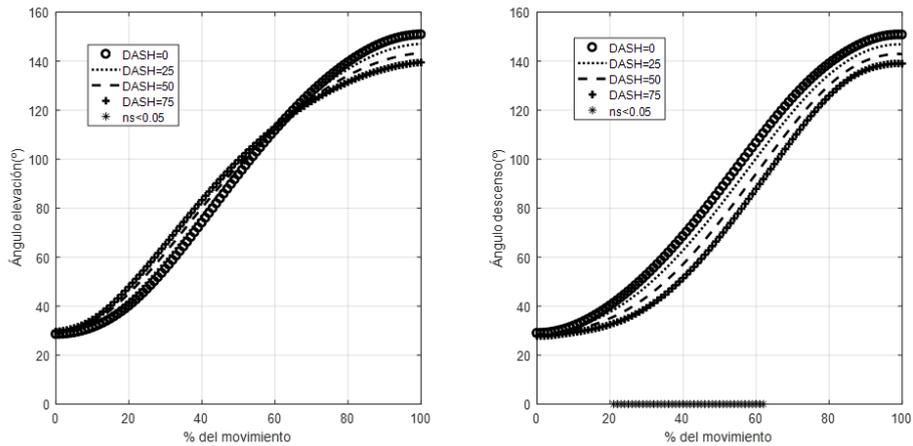


Figura 33. Medias marginales estimadas del ángulo $\beta(p)$ de elevación (izquierda) y descenso (derecha), en función del DASH. Nota: los asteriscos sobre el eje de abscisas indican que el efecto del DASH es significativo. El orden del porcentaje del ciclo de descenso (eje X) está invertido para que sean comparables los dos movimientos (empieza en 100% y termina en %).

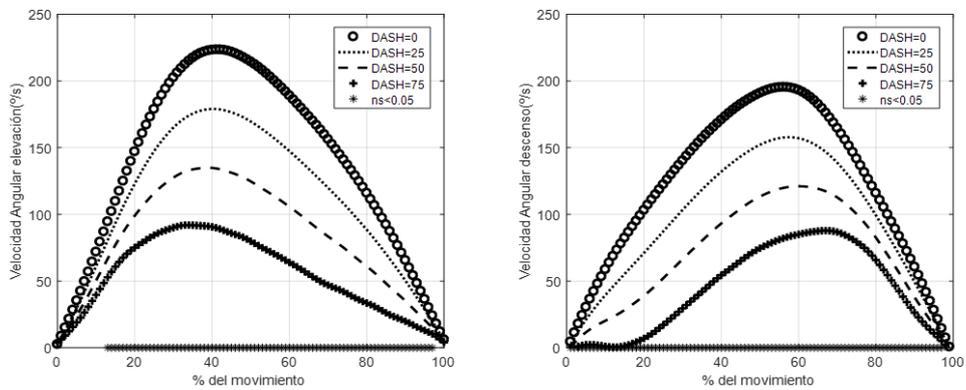


Figura 34. Medias marginales estimadas de la velocidad angular, $D\beta(p)$, en la elevación (izquierda) y descenso (derecha), en función del DASH. Nota: en el movimiento de descenso se ha cambiado el signo de la velocidad angular y se ha invertido el orden del porcentaje (empieza en 100% y termina en %), para que sea comparable al de ascenso.

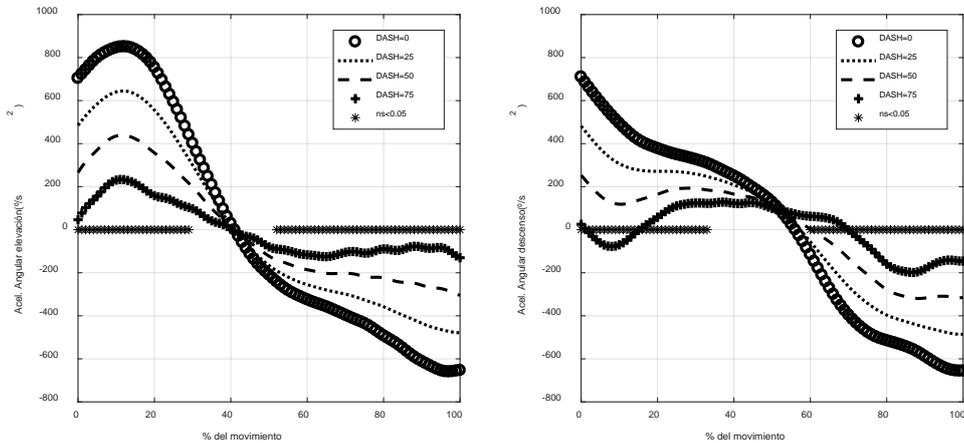


Figura 35. Medias marginales estimadas de la aceleración angular, $D2\beta(p)$, en la elevación (izquierda) y descenso (derecha), en función del DASH. Nota: en el movimiento de descenso se ha invertido el orden del porcentaje (empieza en 100% y termina en %), para que sea comparable al de ascenso.

En la figura 35, se muestra el efecto del DASH en el caso de las aceleraciones. También se observa una disminución de la aceleración a medida que crece el DASH en todo el rango del movimiento, excepto en la zona central, si bien las correlaciones son algo peores que en el caso de las velocidades angulares.

En la figura 36, se muestran los diagramas de fase que resumen el efecto del aumento del DASH sobre las variables cinemáticas.

El efecto sobre el ángulo es bastante moderado, sin embargo, a medida que aumenta el DASH se aprecia una clara disminución de la velocidad angular y de la aceleración. El cambio en la aceleración, pero no en el rango, afecta a la pendiente del diagrama aceleración-ángulo, lo que explica la disminución en la armonía anteriormente descrita.

Respecto a las regresiones funcionales con la escala EVA, los resultados no muestran relaciones significativas entre dicha escala con ninguna de las variables funcionales de elevación o descenso, por lo que no se describen los ajustes obtenidos,

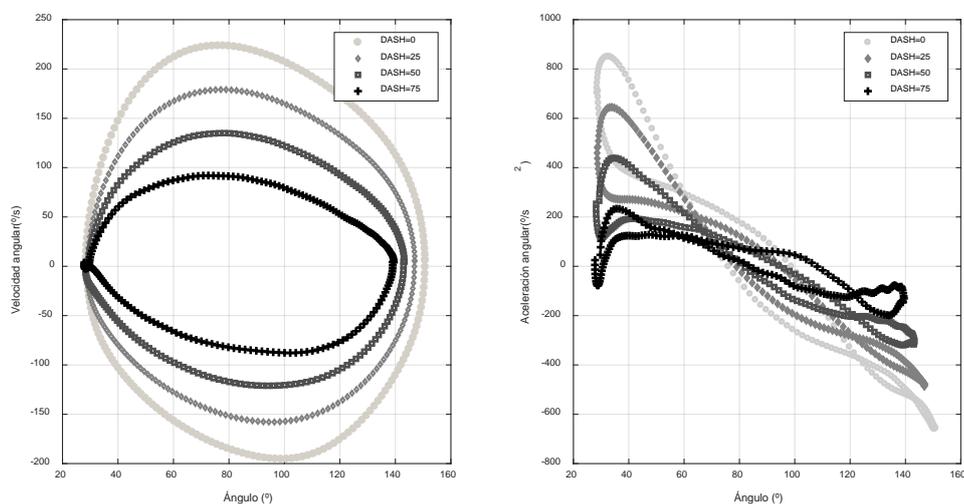


Figura 36. Diagramas en el espacio de fases obtenidos con las medias marginales estimadas para diferentes niveles de DASH.

5.5. Eje instantáneo de rotación

En este apartado se describen los resultados del estudio realizado sobre el movimiento del eje instantáneo de rotación. Al igual que en el caso de las variables cinemáticas, se comienza por describir variables numéricas representativas de la posición y desplazamiento, como la posición media del EIR y el rango de desplazamiento. Posteriormente se analizan las trayectorias del punto de corte del eje con el plano del movimiento, consideradas como datos funcionales. Se comenzará por la descripción de los resultados de la muestra de personas sanas donde, además de la descripción general, se analiza el efecto del lado, el plano y la carga. A continuación, se analiza la base de medidas sobre la muestra patológica. En este caso los factores de interés son las diferencias entre el lado sano y el afecto, la comparación con patrones sanos y la relación con las escalas clínicas.

5.5.1. Sujetos sanos

5.5.1.1. Análisis descriptivo

La Tabla 41, muestra el análisis descriptivo de las variables numéricas correspondientes a la base de sujetos sanos, separando los movimientos de elevación y descenso. Se analizaron las diferencias entre dichos movimientos aplicando el test de Friedman.

Como puede observarse, la posición media del EIR está por debajo del acromion ($\underline{Y}_H = -5.2$ cm para el movimiento de subida y -6.2 para el de descenso, con diferencias significativas, $p=0.0000$). Por otra parte, la posición horizontal es algo medial ($\underline{Z}_H = -3.6$ cm en ambos movimientos).

El EIR empieza el movimiento de elevación a unos 8.1 cm de media por debajo del acromion y en una posición ligeramente más medial (unos 3 cm de media). Los valores son algo menores en valor absoluto para el movimiento de descenso, que termina algo más arriba y en una posición algo más distal. Las diferencias entre la subida y la bajada son significativas.

El rango de desplazamiento medio del EIR es del orden de 6 cm para la coordenada Y (vertical) y del orden de 3 cm para el desplazamiento medio-lateral. En este caso, también hay diferencias significativas entre el movimiento de subida y el de descenso que resulta tener un rango mayor en el desplazamiento medio-lateral.

Finalmente, el movimiento de subida parece más regular y coordinado con el movimiento de la clavícula, como lo demuestra el valor de $R(\beta, Y_H)$, que es mucho mayor en el caso del movimiento de elevación.

El movimiento de descenso presenta más variabilidad y muchos registros se apartan bastante de la forma media. Por este motivo, se ha limitado el análisis a los movimientos de elevación.

<i>VARIABLE</i>	<i>ELEVACIÓN MEDIA (DT)</i>	<i>DESCENSO MEDIA (DT)</i>	<i>p-valor TEST FRIEDMAN</i>
Z_H (cm)	-3.6 (2.2)	-3.6 (2.4)	0.7932
Y_H (cm)	-5.2 (1.1)	-6.2 (1.4)	0.0000
Z_{HO} (cm)	-3.1 (2.3)	-2.7 (2.6)	0.0000
Y_{HO} (cm)	-8.1 (1.8)	-7.7 (2.4)	0.0183
Z_{Hrango} (cm)	2.7 (1.4)	3.5 (2.2)	0.0003
Y_{Hrango} (cm)	6.2 (2.8)	5.9 (2.7)	0.0969
$R(\beta, Y_H)$, (adimens.)	0.961 (0.109)	0.822 (0.265)	0.0000

Tabla 41. Análisis descriptivo de las variables numéricas. Base de sujetos sanos

- *Efecto del lado y plano*

Se analizó el efecto del lado y el plano para movimientos sin carga (no se levantó carga con el lado izquierdo). Para ello se hizo un ANOVA con los factores fijos lado y plano y con el factor aleatorio sujeto. No se encontraron diferencias entre el lado derecho e izquierdo en ninguna de las variables numéricas analizadas para el movimiento de elevación.

El efecto del plano se describe en la Tabla 42. Como puede observarse, el plano del movimiento no parece afectar a las variables relacionadas con la coordenada Y (posición vertical media, inicial, rango y correlación con el ángulo de elevación). Sí afecta, a las coordenadas horizontales media e inicial. Así, la posición inicial del EIR es más medial cuando el movimiento se produce en el plano frontal que cuando se ejecuta en el escapular (-2,5 cm frente a -3.5 cm, $p=0.0099$). Lo mismo sucede en la posición media frontal (-3.1 cm frente a -4.0, $p = 0.026$).

Sin embargo no se detectaron diferencias en el rango de desplazamiento del EIR. Esto sugiere que las diferencias puedan deberse a la forma de calcular el corte del EIR con el plano del movimiento, haciendo que el corte se produzca de forma algo más distal al girar el plano del movimiento en el caso del plano escapular.

<i>VARIABLE</i>	<i>PLANO ESCAPULAR MEDIA</i>	<i>PLANO FRONTAL MEDIA</i>	<i>P-VALOR</i>
Z_H (cm)	-3.1	-4.0	0.0260
Y_H (cm)	-5.4	-5.4	0.8933
Z_{HO} (cm)	-2.5	-3.5	0.0099
Y_{HO} (cm)	-8.0	-7.6	0.2509
Z_{Hrango} (cm)	2.3	2.6	0.8527
Y_{Hrango} (cm)	5.4	5.3	0.9332
$R(\beta, Y_H)$, (adimens.)	0.998	0.998	0.7464

Tabla 42. Medias marginales estimadas para el efecto del plano del movimiento en las variables numéricas de la población sana

Por ello, y a falta de diferencias en el resto de variables, se puede deducir que es indiferente usar uno u otro plano para estudiar el movimiento del EIR, pero es necesario considerar el efecto de esta variable en cualquier otro análisis.

- *Efecto de la carga*

Con relación al efecto de la carga, los resultados aparecen descritos en la Tabla 43. La carga afecta a la posición horizontal media, haciéndola más medial (-4.2 cm vs -3.4 cm; $p=0.010$), lo que indica una mayor contribución del movimiento clavicular.

No se aprecian diferencias en la posición vertical media en función de la carga. Hay diferencias significativas en el rango de desplazamiento vertical, de manera que hay mayor rango con la carga en la elevación (6.5 cm vs 5.4 cm, $p=0.010$). No hay diferencias en el rango horizontal.

Hay efecto significativo de la carga en la posición inicial, de manera que el EIR ocupa una posición inicial más medial (-3.8 cm frente a -3.0 cm, $p=0.005$) y algo más baja (-8.3 cm frente a -7.6 cm, $p=0.007$). No hay diferencia en la correlación $R(\beta, Y_H)$.

<i>VARIABLE</i>	<i>SIN CARGA MEDIA</i>	<i>CON CARGA MEDIA</i>	<i>p-valor</i>
Z_H (cm)	-3.4	-4.2	0.0104
Y_H (cm)	-5.2	-5.4	0.9989
Z_{HO} (cm)	-3.0	-3.8	0.0052
Y_{HO} (cm)	-7.6	-8.3	0.0068
Z_{Hrango} (cm)	2.5	2.7	0.5538
Y_{Hrango} (cm)	5.4	6.5	0.0100
$R(\beta, Y_H)$, (adimens.)	0.991	0.996	0.1834

Tabla 43. Medias marginales estimadas para el efecto de la carga en el movimiento de elevación. ANOVA con plano y carga como factores fijos y sujeto como factor aleatorio. Solo brazo dominante.

5.5.1.2. Trayectoria del EIR

En la figura 37, se muestra la trayectoria media del EIR para los movimientos de elevación y descenso.

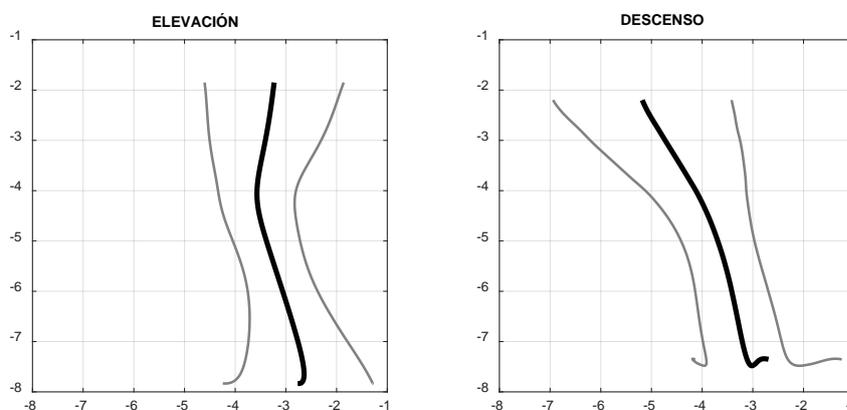


Figura 37. Trayectoria $Y(Z)$ del EIR. Unidades en cm, punto de referencia, acromion. El movimiento empieza y termina en la parte inferior. Las curvas laterales en gris corresponden a la media ± 1 dt. Representación del brazo derecho, en vista posterior. Los desplazamientos a la derecha son laterales y a la izquierda mediales.

Como puede observarse, la forma de la curva de elevación indica un movimiento coordinado entre la clavícula y el húmero, con una subida del EIR a medida que se

eleva el brazo. La coordenada Z se desplaza al principio hacia valores negativos (posición más medial), lo que indica un crecimiento relativo de la velocidad clavicular frente a la humeral. No obstante, hacia la mitad del recorrido la situación se invierte y el EIR vuelve a desplazarse hacia posiciones laterales, lo que indicaría una mayor velocidad relativa del movimiento glenohumeral.

El movimiento de descenso sigue un patrón similar, en lo relativo al desplazamiento vertical, de manera que el EIR desciende a medida que lo hace el brazo. Sin embargo, el desplazamiento horizontal es monótono hacia la parte lateral, con un desplazamiento más acusado al principio del descenso y más vertical al final. Esto indica que durante el comienzo del descenso la clavícula tiene mayor velocidad y al final se mueve fundamentalmente la glenohumeral. La dispersión del movimiento de descenso es algo mayor.

En la figura 38, se muestra la media de la evolución de la posición del EIR en función del ángulo de elevación, para el movimiento de elevación. Como puede observarse, la posición vertical crece de manera monótona con el ángulo de elevación, lo que concuerda con los elevados coeficientes de correlación descritos anteriormente. En cuanto a la posición medio lateral (coordenada Z), el principio del movimiento se produce con movimiento glenohumeral, con una posición del EIR bastante lateral. Hasta unos 100° de elevación la posición se va haciendo cada vez más medial, lo que indica una aportación del movimiento de la clavícula. A entre 100° y 140° la posición se mantiene constante y luego se desplaza de nuevo lateralmente.

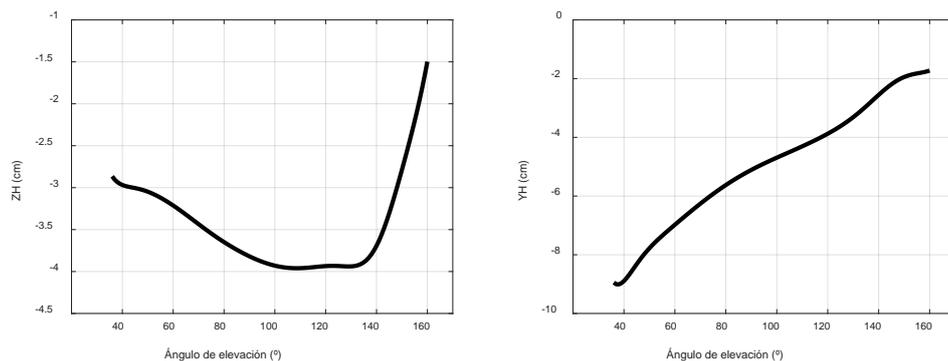


Figura 38. Coordenadas medias de la posición del EIR en función del ángulo de elevación (ZH, medio lateral, YH vertical). Solo movimiento de elevación.

Al igual que en el caso de las variables numéricas se ha analizado el efecto del lado, del plano y de la carga sobre la trayectoria del EIR, en este caso mediante ANOVAs funcionales separados para las coordenadas Z (medio lateral) e Y (vertical) del EIR durante el movimiento de elevación.

▪ *Efecto del lado y el plano*

No se encontraron diferencias significativas en la trayectoria del EIR en función del lado analizado en sujetos sanos. Este resultado permitirá analizar el efecto lado afecto-sano en el caso de la base de patológicos, ya que las diferencias que se encuentren serán debidas a la lesión. La figura 39, muestra las diferencias asociadas al plano del movimiento. Las trayectorias del EIR correspondiente a los movimientos de elevación en el plano frontal están desplazadas medialmente respecto a las del plano escapular. Este resultado es coherente con el descrito al comentar los resultados de las variables de posición promedio.

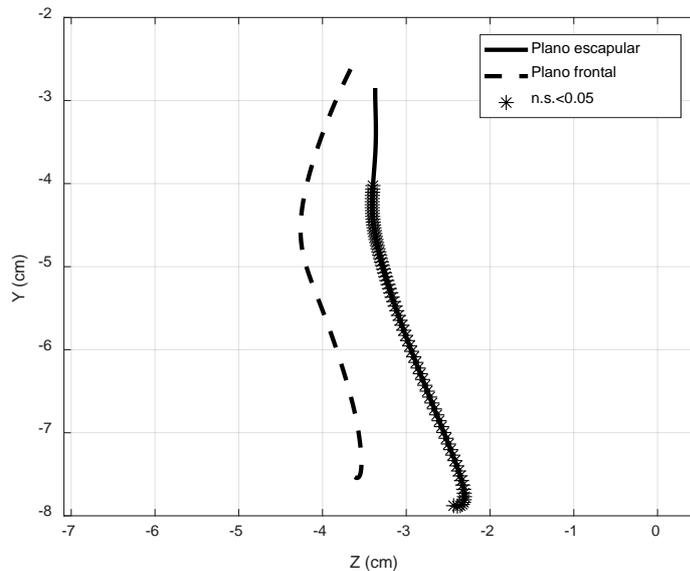


Figura 39. Efecto del plano del movimiento sobre la trayectoria del EIR (movimiento de elevación). Nota: el EIR está en una trayectoria más lateral cuando el movimiento se produce en el plano escapular. Se representa el efecto mediante las medias marginales estimadas.

▪ *Efecto de la carga*

Para terminar, se analizó el efecto de la carga, en un ANOVA sobre el lado derecho considerando los factores, plano y carga como factores fijos, y el sujeto como aleatorio. En la figura 40, se muestran las medias marginales estimadas de las trayectorias sin carga y con carga. Como puede observarse, la elevación con carga presenta una trayectoria del EIR más medial que la correspondiente al movimiento sin carga. Además, la trayectoria también es más larga.

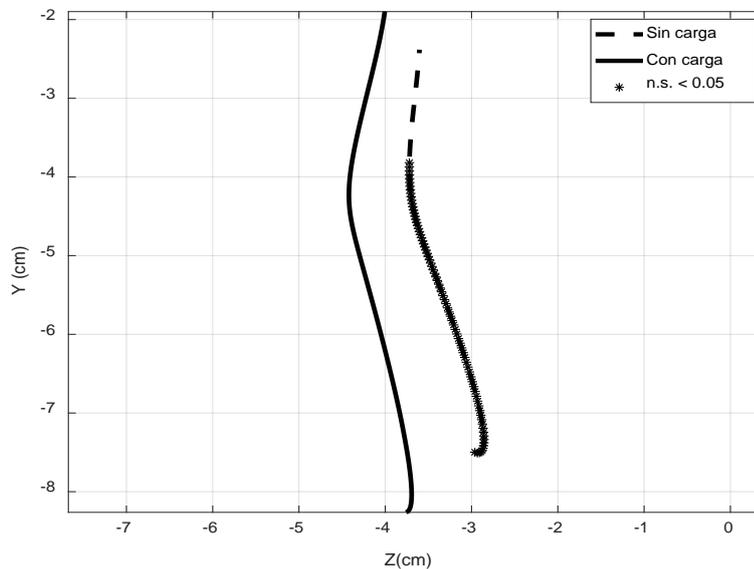


Figura 40. Medias marginales estimadas de las trayectorias sin carga y con carga

5.5.2. Sujetos patológicos

5.5.2.1. Análisis descriptivo

En la Tabla 44 se muestra un resumen descriptivo de las variables numéricas correspondientes a la base de sujetos con patología. Se han separado los movimientos de elevación y de descenso.

Como puede observarse, las características del desplazamiento del EIR siguen un patrón parecido al caso de los sujetos sanos. Al comienzo del movimiento de

elevación, el eje está unos 9 cm por debajo del acromion y unos 2.6 cm de media hacia la posición medial. El eje se desplaza verticalmente unos 7 cm de media y en la dirección medio lateral otros 3 cm. En la figura 41, se muestran las trayectorias de los EIR, donde se aprecia una dispersión algo mayor que en el caso de los sujetos sanos.

<i>VARIABLE</i>	<i>ELEVACIÓN MEDIA (DT)</i>	<i>DESCENSO MEDIA (DT)</i>	<i>p-valor TEST FRIEDMAN</i>
Z_H (cm)	-3.4 (1.6)	-3.2 (1.8)	0.120
Y_H (cm)	-5.8 (1.3)	-6.6 (1.4)	0.0000
Z_{HO} (cm)	-2.6 (2.0)	-2.1 (2.9)	0.001
Y_{HO} (cm)	-9.0 (1.8)	-8.7 (2.5)	0.244
Z_{Hrango} (cm)	3.1 (2.0)	3.8 (2.2)	0.0036
Y_{Hrango} (cm)	7.0 (3.6)	6.8 (3.0)	0.560
R(β, Y_H), (adimens.)	0.952 (0.135)	0.822 (0.321)	0.0000

Tabla 44. Análisis descriptivo de las variables numéricas. Base de sujetos patológicos.

Respecto a las diferencias entre el movimiento de elevación y descenso, aparecen las mismas tendencias que en caso de la base de sanos. El movimiento de elevación se realiza en una posición más lateral que el de descenso (y algo más elevada). El rango de desplazamiento medio lateral es mayor en el descenso que en la elevación. El movimiento de descenso es menos regular que el de elevación, razón por la cual solo se analizará la elevación, tal como se ha realizado en la descripción de la base de sanos. La representación de las coordenadas en función del ángulo de elevación (Figura 42), muestra un patrón diferente al de los sanos, ya que el movimiento medio lateral se produce de una manera más acusada.

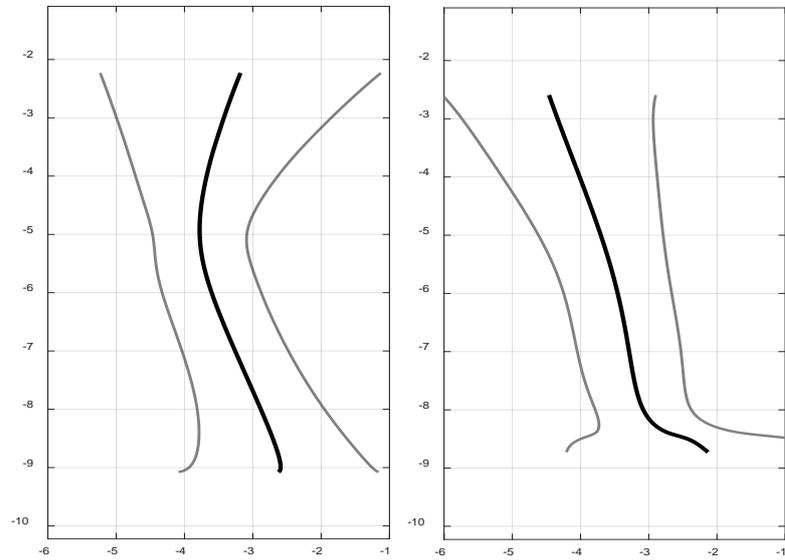


Figura 41. Trayectorias promedio del EIR, base de sujetos con patología. Izquierda: movimiento de elevación. Derecha: movimiento de descenso. Escala en cm.

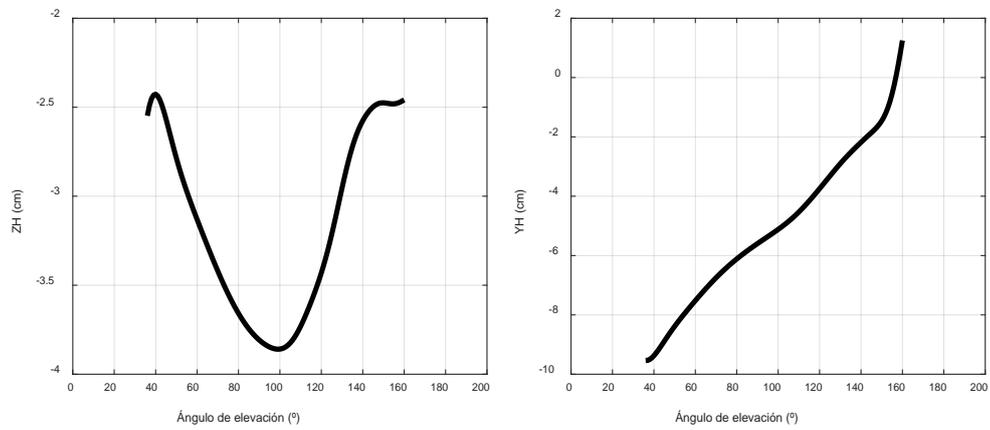


Figura 42. Evolución promedio de la posición medio lateral (izquierda, Z_H) y vertical (derecha, Y_H) de los EIR de la base de sujetos con patología. Solo movimientos de elevación.

5.5.2.2. Efecto de la patología.

Para analizar el efecto de la patología sobre la posición y desplazamiento del EIR se realizaron tres análisis diferentes:

1. Diferencias entre el lado sano y el afecto.
2. Diferencias entre el grupo de sanos y de patología.
3. Relación entre la posición y desplazamiento del EIR y las escalas DASH y EVA

▪ *Diferencias entre el lado sano y el afecto*

Para analizar las diferencias entre el lado sano y el afecto se realizó un ANOVA con los factores lado (sano – afecto), plano y carga como factores fijos y el sujeto como factor aleatorio.

En la tabla 45 se muestran las diferencias entre el lado sano y el afecto, correspondientes al movimiento de elevación, para las variables de posición media y rango de desplazamiento. Como puede observarse, hay un desplazamiento medial del EIR del lado afecto frente al sano, sin que se aprecien otras diferencias en las posiciones verticales o los rangos.

<i>VARIABLE</i>	<i>LADO SANO MEDIA (DT)</i>	<i>LADO AFECTO MEDIA (DT)</i>	<i>p-valor</i>
$\underline{\text{Muestra}}Z_{\underline{H}}$ (cm)	-3.1 (1.5)	-3.8 (1.7)	0.012
$\underline{Y}_{\underline{H}}$ (cm)	-5.7 (1.3)	-5.8 (1.4)	0.439
Z_{H0} (cm)	-2.2 (1.8)	-3.0 (2.1)	0.025
Y_{H0} (cm)	-9.1 (1.6)	-9.2 (2.0)	0.847
Z_{Hrango} (cm)(*)	3.1 (1.4)	3.2 (2.3)	0.705
Y_{Hrango} (cm)	7.6 (3.2)	7.1 (3.9)	0.401
$R(\beta, Y_H)$ (*)	0.96 (0.10)	0.96 (0.15)	0.319

Tabla 45. Diferencias lado sano y lado afecto

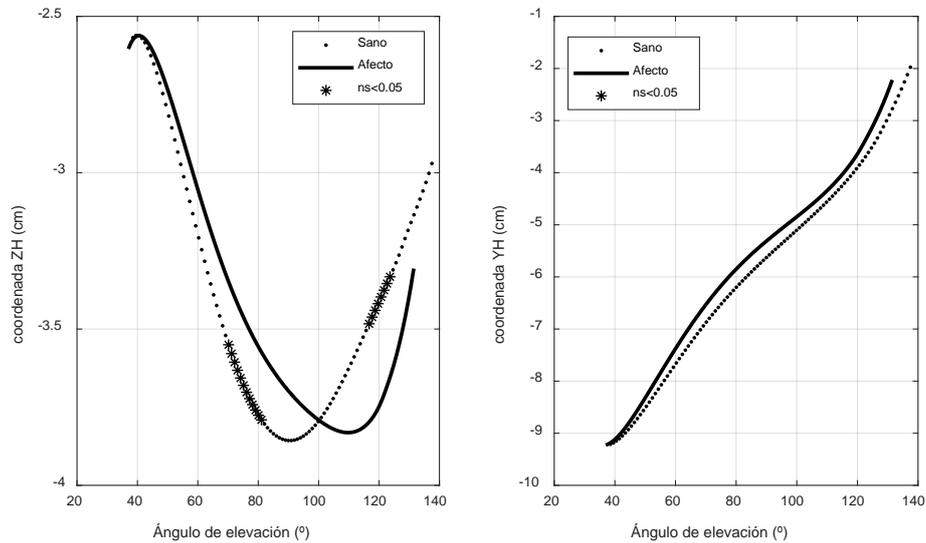


Figura 43. Efecto del lado (sano vs afecto) en la evolución promedio de la posición medio lateral (izquierda, Z_H) y vertical (derecha, Y_H) de los EIR de la base de sujetos con patología. Solo movimientos de elevación.

Las diferencias entre el lado sano y el afecto se aprecian con más claridad si se analizan las trayectorias. Las figuras 43 y 44 muestra el resultado de un ANOVA realizado usando los factores lado (sano-afecto), carga y plano, y utilizando las coordenadas de la trayectoria del EIR (normalizada y centrada) como variables independientes. Previamente se ha comprobado la igualdad de varianzas.

La figura 43, muestra las diferencias en las coordenadas por separado. Como puede observarse hay alguna diferencia en la coordenada Z_H . En el caso del lado sano, el desplazamiento medial aparece alrededor de los 90° de elevación en promedio, mientras que en el lado afecto se retrasa hasta los 110° , al final del ciclo de elevación, que tiene algo menos de rango que en el caso del lado sano.

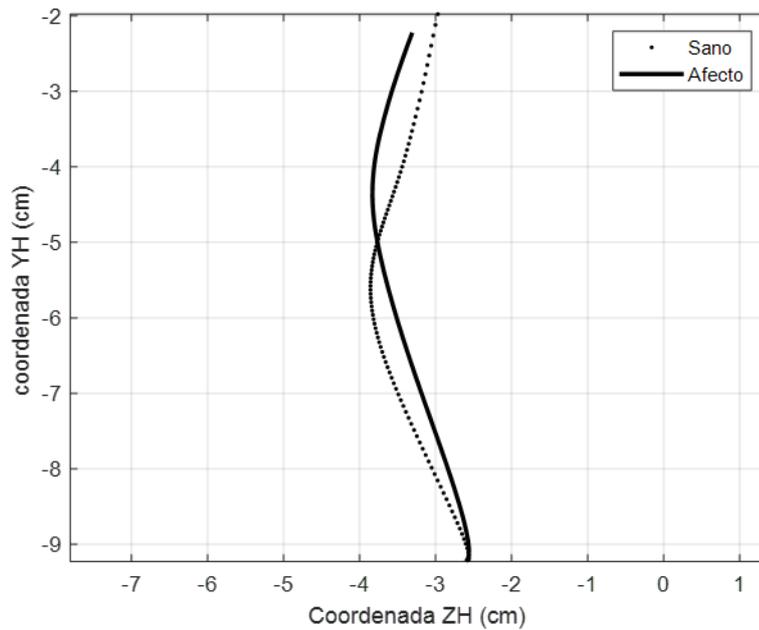


Figura 44. Efecto del lado (sano vs afecto) en la evolución promedio de la trayectoria de los EIR de la base de sujetos con patología. Solo movimientos de elevación.

La figura 44, muestra las diferencias en las trayectorias promedio, donde se aprecia claramente la diferencia en la coordinación señalada anteriormente.

En cuanto al efecto de la carga, los resultados se muestran en la tabla 46. La carga afecta a la posición medio-lateral del eje, que se desplaza medialmente, tanto en la posición media como inicial.

No hay diferencias en cuanto al rango, al contrario de los que sucede en el caso de los sujetos sanos, la carga también afecta a la posición inicial vertical, de manera que el eje empieza en una posición más baja en los movimientos con carga.

<i>VARIABLE</i>	<i>SIN CARGA MEDIA (DT)</i>	<i>CON CARGA MEDIA (DT)</i>	<i>P-valor</i>
Z_{H_0} (cm)	-3.0 (1.6)	-3.9 (1.6)	0.000
Y_{H_0} (cm)	-5.8 (1.2)	-5.7 (1.5)	0.374
Z_{H0} (cm)	-2.2 (1.9)	-3.0 (2.0)	0.008
Y_{H0} (cm)	-8.8 (1.7)	-9.4 (1.9)	0.007
Z_{Hrango} (cm)(*)	2.8 (1.4)	3.4 (2.5)	0.099
Y_{Hrango} (cm)	6.9 (3.5)	7.8 (3.6)	0.050
$R(\beta, Y_H)$ (*)	0.97 (0.16)	0.96 (0.09)	0.884

Tabla 46. Medias marginales estimadas para el efecto de la carga en el movimiento de elevación

- *Diferencias entre el grupo sano y el de patología*

Para analizar las diferencias entre el grupo de sanos y el de patología se han comparado únicamente los resultados del movimiento de elevación. Dada la gran dispersión del grupo de personas patológicas, con niveles de elevación muy diferentes, se dividió este grupo en dos categorías, según superen o no el ángulo mediano de elevación, que es 135°. De esta manera, en este análisis se consideraron tres grupos, según el nivel de afectación: sanos (0), patológicos con ángulo de elevación mayor de 135° (1) y patológicos con ángulo de elevación igual o inferior a 135° (2). El ANOVA se realizó para el lado dominante de los sanos y el afecto de los patológicos, utilizando la carga y el plano como factores fijos y la edad como covariable.

La Tabla 47 muestra los resultados correspondientes a las variables numéricas. Como puede observarse, las diferencias entre el grupo de sanos y el grupo de patología con más rango son pequeñas y se limitan a la posición inicial del EIR, que está más desplazada hacia abajo en los sujetos con patología, y al rango de desplazamiento vertical, que es mayor en el caso de patología.

<i>VARIABLE</i>	<i>SANOS (0)</i>	<i>p-valor</i>	<i>PATOLOG. (1)</i>	<i>PATOLOG. (2)</i>	<i>p-valor</i>
	<i>Media (DT)</i>	<i>(0)– (1)</i>	<i>Media (DT)</i>	<i>Media (DT)</i>	<i>(0)– (2)</i>
Z_H (cm)	-3.73 (0.20)	0.6417	-3.34 (0.39)	-3.96 (0.31)	0.8145
Y_H (cm)	-5.11 (0.11)	0.9961	-5.09 (0.24)	-6.44 (0.19)	0.0000
Z_{HO} (cm)	-3.16 (0.22)	0.1114	-2.18 (0.44)	-3.11(0.35)	0.995
Y_{HO} (cm)	-8.12 (0.18)	0.0027	-9.43 (0.36)	-8.94 (0.28)	0.0410
Z_{Hrango} (cm)	2.82 (0.18)	0.7889	3.08 (0.36)	3.61 (0.28)	0.0484
Y_{Hrango} (cm)	6.36 (0.31)	0.0000	9.44 (0.62)	5.50 (0.49)	0.2594
$R(\beta, Y_H)$, (adimens.)	0.972 (0.008)	0.9655	0.968 (0.016)	0.961 (0.013)	0.7328

Tabla 47. Efecto de la patología sobre las variables numéricas del EIR. El grupo patológico (1) corresponde a sujetos patológicos con un ángulo de elevación máxima superior a 135°, mientras que el grupo (2) corresponde a los pacientes que no alcanzan una elevación de 135°. En negrita las diferencias significativas de cada grupo patológico respecto al sano

En la figura 45 se muestra la forma de las trayectorias medias, donde se aprecia que son muy parecidas para los sujetos sanos y los patológicos del grupo (1), salvo las diferencias en la posición inicial del EIR y rango ya comentadas.

El patrón de desplazamiento del EIR es diferente en el caso de los sujetos patológicos del grupo (2). En este caso, el eje también inicia su recorrido en una posición claramente más baja que la del grupo sano. Además, hay un desplazamiento medial del EIR mucho más acusado. En la figura 45, se aprecian mejor las diferencias en las tres trayectorias. La trayectoria de los sujetos patológicos con poca limitación en el rango es muy parecida a la de los sujetos sanos, con la diferencia de que empieza más abajo y termina en una posición superior. En cambio, cuando la limitación es más severa, el patrón cambia, con un mayor recorrido medial y en posiciones inferiores al patrón sano.

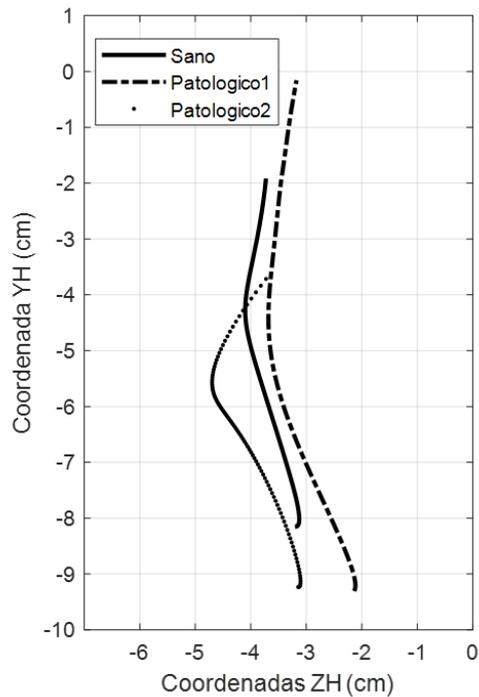


Figura 45. Medias marginales de las trayectorias del EIR en función del nivel de afectación. Solo movimientos de elevación.

- *Relación entre la posición y desplazamiento del EIR y las escalas DASH y EVA*

Para analizar las diferencias en los patrones del EIR con las escala DASH y EVA se realizaron sendos ANOVAs funcionales usando el nivel de la escala categorizado, el lado, la carga y la edad (categorizada en mayores y menores de 50 años) como factores fijos.

En el caso de la escala DASH, se dividió la muestra en dos grupos separados por la mediana (DASH < 20 y DASH > 20). La figura 46, muestra el efecto estimado para el factor DASH > 20. Como puede observarse, hay diferencias significativas en la coordenada Z del EIR casi desde el principio del movimiento.

Resultados

El efecto de una pérdida funcional mayor se traduce en una trayectoria del EIR más plana con menos desplazamiento medial del EIR en la parte central del movimiento.

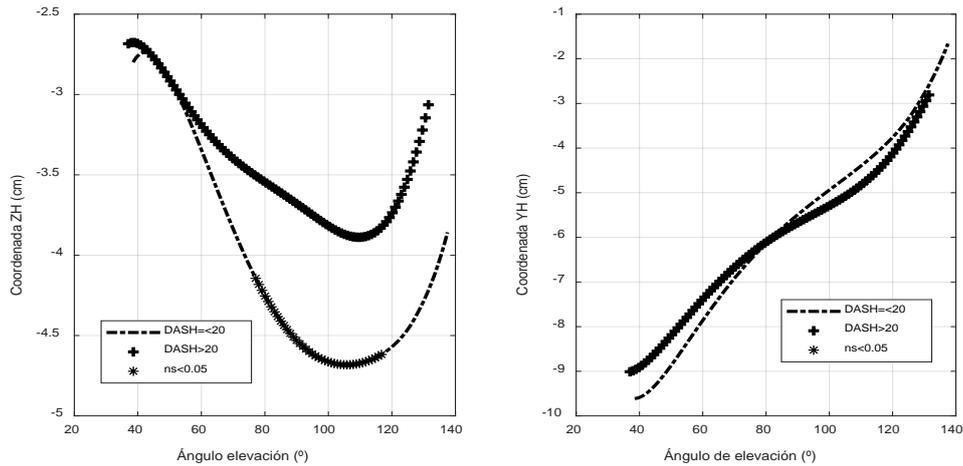


Figura 46. Efecto de la puntuación DASH en la evolución promedio de las coordenadas de la trayectoria de los EIR de la base de sujetos con patología. Solo movimientos de elevación.

No hay diferencias significativas en la coordenada Y, con desplazamientos verticales muy parecidos, algo menores en el caso de los sujetos con valores más altos del DASH.

La figura 47, muestra el mismo efecto, pero usando directamente las trayectorias Y(Z) del EIR en el plano del movimiento. Aunque las trayectorias parten de una posición media inicial parecida, los sujetos con menos afectación funcional, mantienen una trayectoria promedio con mayor recorrido y más medial, lo que se asocia a una mayor contribución escapular y clavicular al movimiento.

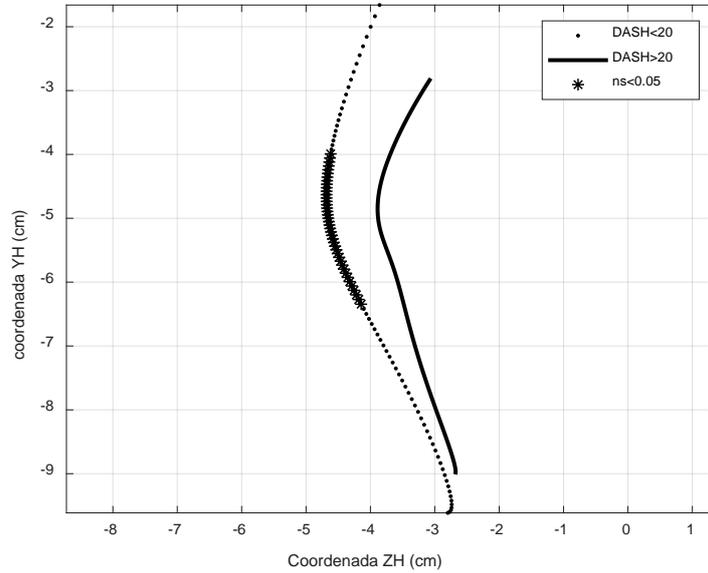


Figura 47. Efecto de la puntuación DASH en la evolución promedio de la trayectoria de los EIR de la base de sujetos con patología. Solo movimientos de elevación.

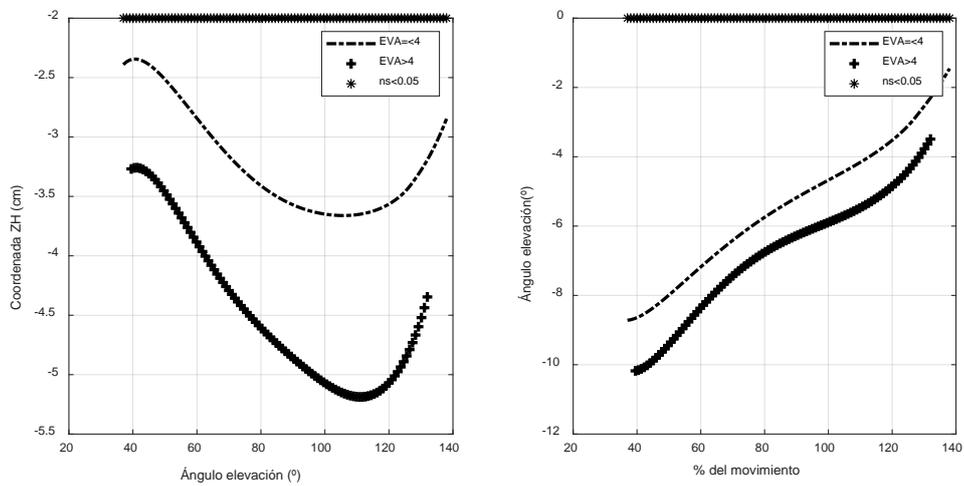


Figura 48. Efecto de la puntuación EVA en la evolución promedio de las coordenadas de la trayectoria de los EIR de la base de sujetos con patología. Solo movimientos de elevación.

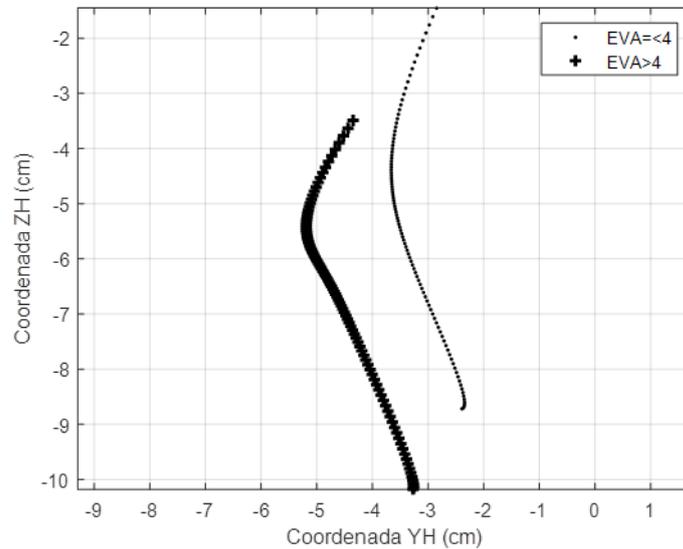


Figura 49. Efecto de la puntuación EVA en la evolución promedio de la trayectoria de los EIR de la base de sujetos con patología. Solo movimientos de elevación.

Para el análisis de la relación entre el efecto de la puntuación EVA y la trayectoria del IHA, se clasificaron a los sujetos en dos categorías, correspondientes a la mediana: $EVA \leq 4$ y $EVA > 4$. En las figuras 48 y 49 se muestran los resultados del análisis. La figura 48, muestra la evolución de las coordenadas en función del ángulo de elevación, mientras que en la figura 49 aparecen las trayectorias medias.

Como puede observarse, hay diferencias bastante acusadas en el caso de la posición medio lateral. Así, el grupo con más dolor tiene desplazada la trayectoria del EIR en sentido medial y el rango de esa coordenada es algo mayor. Estas diferencias son significativas en casi todo el rango del movimiento.

En el caso de la coordenada Y, las diferencias son algo menores, pero también significativas. El EIR promedio de las personas con más dolor está algo desplazado hacia abajo en todo el rango del movimiento de elevación.

Como resultado, las trayectorias promedio de ambos grupos son parecidas, pero están desplazadas hacia abajo y medialmente en el grupo de más dolor.

Capítulo 6

Discusión

6.1. Interés del trabajo de investigación

El hombro es una articulación compleja capaz de realizar movimientos de gran amplitud, no obstante, es más propensa a lesiones debido a su menor estabilidad. Las patologías de hombro son diversas, así como los síntomas asociados. El dolor, la pérdida de fuerza, el rango de movilidad disminuido entre otros síntomas, derivan en una afectación para la realización de las actividades de la vida diaria, que puede llegar a ser muy limitante para el paciente. Por tanto, es de especial interés valorar el nivel de alteración en la funcionalidad, para lo cual existen diferentes herramientas que se diferencian según su nivel de complejidad y objetividad. Entre ellos, el análisis biomecánico permite describir los desplazamientos del complejo articular del hombro, mediante el estudio de diferentes variables que componen el patrón de movimiento. En la actualidad, el análisis cinemático va dirigido principalmente a la descripción de ángulos y sus derivadas sin considerar las relaciones funcionales entre las variables. Esta representación simplificada e incompleta, limita el conocimiento que se puede alcanzar de las estructuras corporales y su relación con la funcionalidad. Para tener una aproximación que se acerque más a la realidad, es necesario complementar el enfoque tradicional basado en rangos y valores máximos, con el análisis de las variables funcionales.

En esta tesis, se han explorado dos aspectos novedosos desde el punto de vista cinemático. Por una parte, se ha estudiado las variables funcionales descritas como datos, lo que ha permitido el análisis de los registros continuos del movimiento y su relación con las derivadas. En segundo lugar, se ha descrito el eje instantáneo de rotación, como una característica del movimiento. De esta forma, es posible relacionar la alteración funcional con las características de la cinemática articular.

6.2. Descripción de los gestos analizados

Dada la variedad de movimientos posibles a realizar con el hombro, fue necesario definir cuales se tomarían como referencia. Los gestos debían cumplir una serie de características descritas en profundidad en el apartado 4.1.3. (Materiales y métodos). El movimiento debía tener interés clínico, ser cíclico, de amplio recorrido con el fin de obtener mayor información (Page et al., 2011) y debía facilitar el análisis no solo de las variables de posición, sino también de la velocidad y aceleración.

Los estudios consultados, utilizan sistemáticamente movimientos antagónicos separados (Doriot y Wang, 2006). Estos movimientos empiezan y terminan en un periodo de reposo, lo que hace muy difícil interpretar las relaciones dinámicas posición-velocidad-aceleración. En este trabajo, por el contrario, se han planteado movimientos cíclicos, lo que se asemeja a un movimiento armónico en el que las relaciones posición-velocidad-aceleración tienen un significado fácilmente interpretable como armonía del movimiento (Baydal-Bertomeu et al., 2011). Los movimientos cíclicos permiten, por otra parte, comprobar la hipótesis de un grado de libertad funcional, así como obtener medias funcionales lo que proporciona valores muy reproducibles de las variables cinemáticas, aspecto fundamental para poder calcular los ejes instantáneos de rotación (Cáceres et al., 2016). Aunque las mediciones se realizaron en repeticiones continuas y cíclicas, durante el tratamiento de datos se ha separado el movimiento de subida y bajada, con la finalidad de poder comparar los resultados con otros publicados en la literatura científica.

Teniendo en cuenta estos argumentos, se eligió como movimiento de análisis, la elevación y descenso del brazo en dos planos, el de la escápula y el frontal. El

experimento fue realizado en condiciones diferentes, con carga y sin carga, lo que permitió el análisis de su efecto en las variables cinemáticas.

El gesto analizado fue el movimiento húmero-tórax, sin separarlo en sus componentes: clavícula, omóplato y húmero. Se ha renunciado a describir el movimiento de la clavícula y de la escápula, ya que los errores producidos por artefactos causados por la masa muscular y el tejido subcutáneo son considerables, y los resultados obtenidos mediante técnicas no invasivas son de dudosa validez (McClure et al., 2001; Ludewig et al., 2009). No obstante, cualquier alteración del movimiento de la escápula debe evidenciarse en el ángulo humero torácico, tal como lo describe Robert-Lachaine et al., (2015), en el que analizan la contribución de cada articulación en la elevación del húmero, encontrando una correlación muy fuerte entre la elevación total y la de la escápula.

6.3. Tipo de muestra

La muestra de sujetos sanos seleccionada para este estudio abarca un rango de edad amplio con una media (DT) de 40,4 (19,7). En relación al índice de masa corporal, la media (DT) se encontraba en 24,7 (3,7), dentro de los rangos de normalidad.

Por otra parte, el grupo patológico presentaba una media (DT) de edad de 49,60 (13,35), siendo ligeramente mayores que los sanos, y un índice de masa corporal de 27,06 (2,44) dentro del rango de sobrepeso ligero. La muestra seleccionada, se caracterizó por tener diferentes niveles de alteración funcional determinados por la puntuación DASH, con una media (DT) general de 24,30 (16,75) y de 20,65 (27,39) con relación al trabajo. La puntuación DASH nos permitió conocer a priori el grado de afectación funcional. En este trabajo se ha buscado una muestra que cubra diferentes niveles de alteración, no solo pacientes con afectaciones muy severas. Este aspecto es muy importante, ya que los resultados que derivan de un análisis de grupos extremos (sanos vs patológicos muy afectados), podrían llevar a conclusiones que no serían válidas para la diversidad de pacientes, en especial para aquellos menos afectados. Finalmente, las patologías eran en su mayoría relacionadas con el manguito rotador, como estadísticamente era de esperarse (Tempelhof et al., 1999; Yamamoto et al., 2010; Minagawa et al., 2013; Miura et al., 2017).

6.4. Fiabilidad de la técnica de medida. Hipótesis de un grado de libertad funcional

El estudio previo sobre fiabilidad de las medidas demostró que los movimientos cíclicos verifican la hipótesis de un único grado de libertad funcional. Así, los porcentajes de varianza explicados por la variable cinemática principal son muy elevados, superior al 98% para las variables angulares y al 97% para los desplazamientos lineales. Esto significa que incluso un movimiento complejo como el de elevación del brazo depende de una única variable cuando se realiza en condiciones controladas y que es posible describir con suficiente precisión el desplazamiento del EIR asociado. Este resultado ya se había comprobado en el caso de movimientos cervicales cíclicos (Page et al., 2011), en esta tesis se ha extendido al caso del hombro (Cáceres et al., 2016). El hecho de que la trayectoria y orientación del EIR dependa de una sola variable geométrica (el ángulo de elevación) es la base para poder definir un axoide promedio asociado al movimiento del brazo.

La reproducibilidad entre sesiones de las variables numéricas es buena en lo que se refiere a los errores absolutos y entre moderada y muy alta en lo relativo al ICC. Valores de ICC de 0,80 o más representan una muy alta fiabilidad, entre 0,60 – 0,79 moderadamente alta, entre 0,40-0,59 moderada y por debajo de 0,40 baja (Jaspers et al., 2011). El SEM entre sesiones de la medida de ángulos es de unos 4°, cifra que está entre el rango reportado por otros autores (Jaspers et al., 2011; López Pascual, 2015; Assi et al., 2016).

Al considerar las variables funcionales, se comprueba que su fiabilidad es muy buena y superior a las de las variables numéricas. En particular la reproducibilidad de las trayectorias de los EIR es muy alta, con errores del orden de 5 mm. Esto asegura la posibilidad de obtener valores reproducibles cuando se realiza una prueba en las mismas condiciones, lo que constituye un requisito imprescindible para el desarrollo de pruebas clínicas.

6.5. Variables numéricas. Patrón sano

6.5.1. Análisis descriptivo

La media (DT) del ángulo máximo de elevación obtenido en el presente estudio fue de 159,4° (9,7°). Este valor es similar a lo encontrado por otros autores. Doriot y Wang, (2006) registraron una media de 151°, medido en el plano de la escápula con los sujetos en posición sedente. García-Alsina et al. (2005), encontraron una media de elevación de 142° con un máximo de 165° medido en el plano frontal, igualmente en posición sedente. Rundquist et al., (2003) refieren, un ángulo de elevación máxima de 150,7°, para la abducción en el plano de la escápula.

Por otra parte, otros estudios reportan valores considerablemente inferiores (Finley et al., 2015; Assi et al., 2016). Esta discrepancia parece ser debida al tipo de experimento. Así en el estudio de Finley et al., (2015), no se controló el plano de movimiento durante toda su ejecución. En el estudio de Assi et al., (2016), los sujetos realizaron el movimiento de abducción en el plano frontal, iniciando en una posición neutra de rotación, esto genera que al acercarse al rango de 90°, se produzca un bloqueo articular por el impacto de la tuberosidad mayor con el borde superior de la glenoide, que limita el rango de movimiento máximo.

Lopez Pascual (2015), encontró ángulos muy superiores a los reportados en la bibliografía (media de 167,82° DT de 7,15° y máximas de 179,81°). En este caso, también es debido al tipo de experimento realizado, ya que en su estudio se permitía a los sujetos parar al llegar al final de la elevación, contribuyendo así, a forzar el ángulo máximo. En la literatura se establece como normal una abducción de 180°, no obstante, para obtenerlo es necesaria una inclinación lateral del raquis que inicia incluso hacia los 150° (Kapandji, 2006). Por tanto, por encima de ese rango, se habla de un movimiento que no sería exclusivamente del complejo articular del hombro.

Las velocidades angulares máximas encontradas, fueron superiores a los 200°/s, siendo el movimiento de subida más rápido que el de bajada (241.2 °/s frente a 218.5 °/s), diferencia encontrada como significativa.

Una disminución en la velocidad de descenso es explicable por la necesidad de mayor control neuromuscular y también como estrategia para evitar el impacto final al tocar la superficie de referencia.

Los estudios que analizan las velocidades del movimiento son muy escasos. Entre ellos tenemos el de Lopez Pascual (2015) que hace referencia a valores similares a los nuestros, de 240,71 °/s en el gesto de elevación con 250 gr, y 230,61°/s con 1 kg, con una disminución en la fase de descenso. Por otra parte, García-Alsina et al. (2005), encuentran una media de la velocidad máxima de 238°/s al analizar el movimiento de abducción en el plano frontal con el sujeto en posición de pie. Otros autores por su parte, miden los cambios cinemáticos relacionados con la ejecución del movimiento a diferentes velocidades, resultados principalmente relacionados con la cinemática escapular y el ritmo escapulohumeral (de Groot, Valstar y Arwert, 1998; Fayad et al. 2006;).

Finalmente, en nuestro estudio se encontró que una aceleración cercana a los 1000°/s², pero característicamente con una amplia variabilidad. Desafortunadamente, no se encontraron estudios que permitieran realizar un análisis comparativo de esta variable.

Resumiendo, los ángulos máximos de movimiento encontrados son similares a los registrados por otros autores, las diferencias con algunos trabajos vienen dadas principalmente por el tipo de técnica utilizada y las características propias del experimento realizado. Por otra parte, la velocidad y la aceleración, son variables poco estudiadas y por tanto la bibliografía es limitada. No obstante, a la vista de los resultados, es un aspecto a tener en cuenta ya que puede proporcionar mayor información que contribuya a la descripción del patrón de movimiento tanto en sujetos sanos como en patológicos.

6.5.2. Efecto del lado y plano

Al comparar las variables cinemáticas del lado derecho con el lado izquierdo, no encontramos diferencias significativas. Este resultado coincide con lo reportado por otros autores (Barnes et al., 2001; Stokdijk et al., 2003; García-Alsina et al., 2005; Yoshizaki et al., 2009; Assi et al., 2016). Por el contrario, otros estudios (Crosbie et.al., 2008, Matsuki et al., 2011; Schwartz et al., 2014) describen algunas

discrepancias relacionadas con la escápula o diferencias que no se consideran relevantes desde el punto de vista clínico (Macedo y Magee, 2008).

En relación al plano, se encontraron diferencias en las variables cinemáticas que caracterizan a cada gesto. De esta forma, el plano frontal presentaba un ángulo de rotación medio negativo (-16.29), lo que indica que el movimiento fue realizado con rotación externa. La decisión de ejecutar el gesto con rotación externa humeral, radicaba en la necesidad de alcanzar un rango amplio de elevación, resultado que es evidente en la semejanza de valores máximos obtenidos para cada plano (media de 159.9° para el plano escapular y 160.5° para el frontal). Las velocidades y aceleraciones eran ligeramente mayores en el plano escapular, no obstante, las diferencias dejaban de ser significativas al aplicar el criterio de Bonferroni.

En conclusión, los resultados muestran que no existen diferencias significativas entre lados, en las variables estudiadas. Este hallazgo es relevante, ya que abre la posibilidad de realizar pruebas diferenciales en pacientes con afectación unilateral, consiguiendo con ello mejorar el análisis funcional. Las diferencias encontradas entre planos provienen principalmente del tipo de experimentación realizada y de las características propias de cada gesto.

6.5.3. Efecto de la carga

El hecho de manejar una carga no parece afectar a las variables de posición (ángulo de elevación máximo, rotación media, plano de elevación o al ángulo de la velocidad angular con el plano de elevación). Sin embargo, sí aparecen diferencias significativas en el caso de las variables de velocidad y aceleración. Se encontraron diferencias significativas a nivel de la velocidad angular de elevación. Así, el movimiento de elevación y el de descenso son más lentos cuando se maneja carga y tienen menos aceleración. Los resultados respecto al efecto de la carga sobre la velocidad, pero no sobre el ángulo, concuerdan con los obtenidos por López-Pascual (2015), aunque en dicho estudio no se realizaron movimientos continuos ni se midió la aceleración.

No hemos encontrado más referencias sobre el efecto de la carga en el movimiento toracohumeral, aunque sí en el ritmo escapulohumeral, con resultados contradictorios.

Así, algunos autores no encuentran cambios en el patrón de movimiento entre el húmero y la escápula añadiendo una carga externa (Michiels y Grevenstein, 1995, de Groot et.al., 1999, McQuade y Smidt, 1998), mientras que otros sí, pero relacionados principalmente con el movimiento escapular (Pascoal et al., 2000; Kon et al., 2008). Estos resultados deben tomarse con precaución ya que la función escapular, como se ha podido evidenciar bibliográficamente, lleva consigo errores considerables cuando el experimento es realizado con medios no invasivos (Karduna, 2001; McClure et al. 2001; Van Andel et al., 2009; Ludewig y Braman, 2011; Chu et al., 2012).

El efecto de la carga, debe matizarse en función de la edad, aspecto que será discutido en el apartado siguiente.

En conclusión, a la luz de los resultados descritos, se hace evidente que las variables clásicas tales como el ángulo máximo de elevación, no son lo suficientemente sensibles a los cambios producidos por las condiciones de carga. Por el contrario, se aprecia que las variables cinemáticas de velocidad o aceleración son muy susceptibles al efecto de la carga, por tanto, pueden ser indicadores más precisos para identificar alteraciones funcionales.

6.5.4.Efecto del género y la edad

Con relación al género, se encontró que las mujeres presentaban un mayor ángulo de elevación (mujeres 163.8° hombres 157.3° de media y $p=0.0004$) y mayores velocidades y aceleraciones. Las diferencias en el ángulo máximo de elevación entre hombres y mujeres han sido analizadas en diferentes estudios, no obstante, los resultados son contradictorios. Soucie et al. (2011) y Barnes et al. (2001), concuerdan con nuestros resultados, mientras por el contrario, García Alsina et al. (2005), Doriot y Wang (2006) y López Pascual (2015), no encuentran diferencia alguna.

En cuanto a la edad, para el análisis se dividió la muestra de estudio en tres grupos: joven (<30 años), mediano (30-60 años), mayor (>60 años). El ángulo máximo no se veía afectado por la edad. Este resultado va en consonancia con lo encontrado por otros autores. Doriot y Wang, (2006), no encontraron pérdida en el ángulo máximo de abducción en el grupo de mayores (65-80 años) comparado con el

grupo de jóvenes (25-35 años). García-Alsina et al. (2005) y López-Pascual (2015), tampoco encontraron diferencias en el rango de movimiento de elevación entre los mayores y los menores de 45 años. Por el contrario, otros estudios relacionan una disminución de rangos de movimiento con el aumento en la edad (Barnes et al., 2001, McIntosh, McKenna, y Gustafsson, 2003, Soucie et al., 2011) Esta discrepancia puede deberse en parte a la inclusión de poblaciones en edades muy avanzadas, que incluso alcanzan los 80 años.

Como vemos, el ángulo máximo no se veía afectado por la edad, pero sí el patrón de movimiento. Los resultados indican que la población de personas mayores realizaba el movimiento en un plano de elevación más cerrado, con menos rotación externa que los jóvenes. Este hallazgo puede ser explicado por la pérdida de rango de movimiento de rotación externa asociado con la edad (Doriot y Wang, 2006) o de forma análoga, un aumento de la rotación interna que se encuentra documentado en el estudio de Barnes et al., (2001).

Por otra parte, se encontró un ligero incremento de la aceleración y la velocidad asociado a una edad más avanzada. Este resultado contradice los hallazgos de García-Alsina et al. (2005) y López-Pascual (2015), que refieren una ligera disminución de la velocidad máxima en los sujetos mayores de 45 años. No obstante, al estudiar la interacción de la edad con la carga, se encontró que al levantar el peso de 1 kg., los jóvenes presentaban más velocidad, mientras en los mayores sucedía lo contrario. Este resultado es relevante y concuerda con lo reportado por López-Pascual (2015). Podría concluirse, que a más edad podría haber una mayor sensibilidad al incremento de la carga levantada, pudiendo ser este un buen indicador funcional, más que los asociados a las variables absolutas. Finalmente, un factor que pudo influir en la mayor velocidad (sin carga) en los sujetos mayores, asociado a la edad, es que la muestra estaba compuesta por personas que realizaban trabajos manuales en su mayoría, los jóvenes por el contrario eran principalmente estudiantes.

En conclusión, los hallazgos derivados de las diferencias por género arrojan resultados dispares. La edad no parece influir en el ángulo máximo de movimiento, pero sí en la forma como se ejecuta. Finalmente, la población mayor muestra una mayor sensibilidad asociada al incremento de la carga.

6.6. Variables numéricas. Patrón patológico.

6.6.1. Comparación del lado afecto con el lado sano.

Al comparar el lado afecto con el contralateral sano del grupo de patológicos, se encontraron diferencias significativas en las variables de elevación máxima (154.5° frente a 147.0° $p=0.007$), velocidades máximas de ascenso (207.7 %/s frente a 189.9 %/s $p=0.003$) y descenso (191.2 %/s frente a 166,6 %/s $p=0.000$) y aceleración máxima, con valores inferiores en el lado afectado.

Este hallazgo es interesante, si se tiene en cuenta que estas diferencias no eran evidentes en la base de normalidad, en la cual los dos brazos se comportaban de la misma manera. La valoración del lado no afecto en sujetos con patología unilateral, es usual en estudios de pacientes con diferentes alteraciones que afectan al complejo articular del hombro (Vermeulen et al., 2002; Rundquist et al., 2003; Jing-lan Yang et.al., 2008; Fayad et al., 2008a; Roren et al., 2012). En patología de hombro congelado, algunos autores utilizan el lado sano como referencia, tanto para establecer los datos de base, como para el seguimiento de la evolución de los pacientes posterior a un tratamiento de rehabilitación (Vermeulen et al., 2002; Jing-lan Yang et.al. 2008) y otros como variable de inclusión al estudio, al requerir un porcentaje de pérdida de movilidad específico (Vermeulen et al., 2002; (Rundquist et al., 2003); Jing-lan Yang et.al., 2008; Roren et al., 2012).

A la vista de los resultados, se concluye que la valoración del lado no afecto, permite obtener valiosa información que abre la posibilidad de usar las diferencias entre los dos brazos como indicador de pérdida funcional, además de realizar la comparación con un patrón sano, como se hace habitualmente en la pruebas de valoración funcional.

6.6.2. Comparación entre el patrón patológico y el patrón normal.

Nuestra muestra de patológicos, tenía un ángulo de elevación menor comparada con la base de normalidad (sano media: 159,4° DT: 8,9°; patológico media: 146,4° DT: 20,1° $p=0,000$), además con una reducción en la velocidad máxima de ascenso (235,9 %/s frente a 187,0 %/s $p=0,000$) y descenso (213.6 %/s frente a 163,8°/s $p=0,000$) y en la aceleración máxima (911,8 °/s² frente a 666.4 °/s² $p=0.000$). Se

encontraron diferencias significativas en el ángulo que forma el giro con el eje Y, que era bastante menor en el caso de los sujetos patológicos, lo que se asocia con un movimiento menos plano.

Un ángulo de elevación reducido es uno de los principales hallazgos reportado en estudios de poblaciones patológicas (Borstad y Ludewig, 2002; McClure et al., 2006; López-Pascual, Page, y Serra-Añó, 2017b). La pérdida de movimiento puede ser claramente apreciable en patologías tales como el hombro congelado (Vermeulen et al., 2002; Rundquist et al., 2003; Jing-lan Yang et al., 2008; Roren et al. 2012) o menos acusadas en sujetos con osteoartritis o tendinopatías (Roren et al. 2012). En pacientes con rotura masiva del manguito de los rotadores, se han registrado ángulos de movimiento significativamente menores a los encontrados en pacientes con síndrome subacromial o lesiones aisladas (Kijima et al. 2015; Robert-Lachaine et al. 2016; Kolk et al. 2017). En el caso de pacientes con artroplastia (Kwon et al., 2012), el rango máximo de elevación se ve afectado no solo por la intervención en sí, también por la patología previa que deriva en el procedimiento quirúrgico (fractura, artrosis etc.). La rotura del músculo supraespinoso puede estar acompañada de una funcionalidad normal, con un ángulo de elevación similar a los sanos. Esto sucede, debido a que los otros músculos, principalmente el subescapular, asumen su papel en el mantenimiento de la estabilidad articular y la generación de fuerza (Gausden et al., 2017).

Si nos enfocamos en estudios más completos en los que se analizan otras variables además del ángulo de movimiento, encontramos que López-Pascual, Page, y Serra-Añó (2017a) refieren velocidades máximas muy reducidas tanto en el grupo de tendinopatías como en el grupo con rotura de los músculos del manguito rotador. Por otra parte, López-Pascual (2015) encuentra una pérdida de movimiento importante en la muestra de patológicos (media de 112,53° DT: 28,73° al levantar la pesa de 250 gr y de 95,78° de media DT: 35,11° con 1 kg), acompañado de una disminución generalizada en las velocidades de ascenso y descenso, en el grupo de enfermos, de hasta un 75%. En nuestros resultados, se produce una disminución en el ángulo de elevación y en las velocidades, pero la diferencia respecto a los patrones sanos es mucho menor. Estas discrepancias, pueden ser debidas a algunos aspectos relacionados con el tipo de muestra, el experimento y los gestos analizados.

En primer lugar, la muestra de patológicos del estudio de López Pascual (2015), estaba constituido por pacientes considerablemente afectados (media de puntuación DASH de 47,46), a diferencia de los nuestros que se encontraban en un nivel de afectación intermedio. En segundo lugar, en dicho estudio los sujetos realizaban pausas al final de la elevación y el descenso, lo que no ocurría en nuestro experimento, ya que analizamos movimientos cíclicos y continuos y medidos a una frecuencia de muestreo cuatro veces mayor, lo que nos proporciona una mejor estimación de las velocidades e incluso de las aceleraciones. Finalmente, los gestos analizados en esta tesis hacían referencia a la elevación en dos planos, no solo en el de la escápula.

En definitiva, las diferencias asociadas a la patología en las variables cinemáticas numéricas son evidentes a nivel de grupo, pero no separan de forma nítida a los individuos de cada conjunto, que están muy solapados debido a la gran variabilidad entre sujetos, especialmente en el caso del grupo de patología. Las grandes diferencias encontradas en otros estudios pueden deberse a que se han obtenido sobre pacientes muy afectados, por lo que consideramos discutible que sean tan claras en los casos más leves, que es precisamente donde los métodos objetivos deberían aportar información más detallada.

Por tanto, es probable que, en los pacientes con nivel de afectación intermedia, sea necesario ahondar en las diferencias en el patrón de movimiento funcional, más allá de la simple pérdida de movilidad definida por rangos de movimiento. Por otra parte, el tener una población con un amplio rango de afectación funcional, hace que la comparativa entre muestras no sea realizada entre grupos extremos, ya que esto podría llevar a conclusiones que podrían no ser aplicables a los casos intermedios y a la diversidad de patologías.

6.6.3. Efecto del factor plano de movimiento y carga. Comparativo entre sujetos sanos y patológicos.

6.6.3.1. Efecto del plano

Se encontraron diferencias en el ángulo de elevación máximo (146.5°, DT: 20.6° para el plano frontal, frente a 155.0° DT: 13.7° para el escapular, $p=0.001$), lo que no sucedía en la población sana. Este hallazgo podría explicarse por la limitación

en el movimiento de rotación externa, observado en nuestra muestra de enfermos (ángulo de rotación medio menor), signo que, por demás, es muy frecuente encontrar en las patologías de hombro (Baumer et al., 2017; Kolk et al., 2017; Vidt et al., 2016; Kijima et al., 2015). Si tenemos en cuenta que, para alcanzar el máximo ángulo de elevación, es indispensable la realización del movimiento de rotación externa, una limitación conllevaría un menor rango en el plano frontal, como se puede observar en nuestros resultados.

De lo anterior se deduce que además de medir el movimiento de elevación en el plano escapular, sería de interés analizar el movimiento en el plano frontal, lo que permitiría obtener mayor información del estado de los pacientes, aún en aquellos sin una alteración evidente, como es el caso de la muestra de estudio usada para esta tesis.

6.6.3.2. Efecto de la carga

En este trabajo, no se encontraron diferencias significativas asociadas a la carga en la muestra de sujetos con patología en ninguna de las variables numéricas analizadas.

El estudio del efecto de la carga es de especial importancia a nivel clínico, ya que aporta información de interés para aspectos relacionados con la definición de programas de rehabilitación, en el diseño de implantes articulares, optimización de la fijación en las fracturas, estudio de las actividades de la vida diaria y en tareas tales como propulsar una silla de ruedas o caminar con muletas entre otros (McQuade y Smidt, 1998; Westerhoff et al., 2009, 2012).

Si revisamos la bibliografía, nos encontramos con estudios que refieren cambios relacionados con el levantamiento de una carga en pacientes con patologías de hombro. López-Pascual, Page, y Serra-Añó (2017a), en su estudio con pacientes con tendinopatía y rotura del manguito de los rotadores, encontraron que al aumentar la carga se apreciaban diferencias en el ángulo de elevación máxima y en las velocidades máximas, no obstante, esta última variable solo era significativa en los pacientes con tendinitis. Por otra parte, López-Pascual (2015), encuentra en la muestra de patológicos una reducción apreciable del ángulo de elevación máxima (14.88%) y de las velocidades máximas de ascenso/descenso (25.06% y 19.34%),

asociada a la condición de carga. La mayor pérdida de movilidad y velocidad de su grupo de enfermos comparado con el nuestro puede deberse a algunas diferencias en el planteamiento de los estudios, ya comentadas anteriormente. Así, los pacientes de dicho estudio tenían un nivel de afectación muy acusado. Por otra parte, el movimiento analizado es muy diferente, ya que el paciente debía mantener el brazo en máxima elevación, sosteniendo un peso, durante tres segundos aproximadamente. En el caso de pacientes con severas limitaciones para elevar el brazo, mantenerlo sosteniendo un peso de 1 kg con un ángulo de menos de 120, es una tarea realmente penosa que sin duda afecta al movimiento que se realice inmediatamente después. Por otra parte, el autor dividió su muestra en dos grupos, según el grado de afectación funcional medido con la escala DASH. Si comparamos los resultados solo con el grupo con afectación funcional intermedia (denominado DASH 2, con una puntuación media de 24.62), que sería una población más semejante a la nuestra, se observa que el ángulo máximo no se veía afectado por la carga, lo que iría en consonancia con los resultados de nuestro estudio. Con relación a la velocidad, también encontró una disminución, pero era menos acusada que en la población más afectada.

Otros estudios, plantean la existencia de cambios en los movimientos escapulares asociados al levantamiento de la carga. Algunos autores refieren, un efecto incrementado con el peso, en la contribución escapular para compensar el rango glenohumeral perdido (de Toledo et al., 2012; Kwon et al., 2012) o cambios a nivel de la rotación superior de la escápula en pacientes con síndrome subacromial, (Ludewig y Cook, 2000). No obstante, dada la incertidumbre de los resultados obtenidos de la medida de la escápula es necesario tomar estos hallazgos con precaución.

En vista de los resultados obtenidos en este estudio y de los reportados por otros autores, es admisible pensar que el efecto de la carga pueda variar según el grado de afectación del sujeto y el tipo de gesto analizado, pudiendo ser útil solo en casos más severos donde, por otra parte, las limitaciones funcionales son evidentes.

6.6.4. Relación con las escalas clínicas

Se calculó el coeficiente de correlación entre las variables numéricas y las escalas DASH y EVA en reposo.

Los coeficientes más altos, en valor absoluto, son los de la puntuación DASH con la velocidad angular máxima en elevación (-0.561) y descenso (-0.532) y los de la puntuación EVA con la aceleración angular (-0.496). Los valores encontrados en nuestro estudio son del orden de los hallados en otros trabajos. Por ejemplo, Fayad, et al., (2008) compara la cinemática con el grado de funcionalidad en pacientes con diferentes patologías de hombro, encontrando una correlación de -0.55 entre el movimiento glenohumeral y la escala DASH, valor similar al nuestro.

En otras articulaciones, tales como el cuello, otros autores (Bahat et al., 2014), han encontrado correlaciones del orden de 0.4-0.6 entre el rango de movimiento y el nivel de dolor o el de funcionalidad medido con una escala específica. Nuestros resultados van en la misma línea. A medida que aumenta el nivel de afectación funcional disminuye el rango de movimiento y la velocidad y aceleración en su ejecución. Sin embargo, y al igual de lo que sucede en otros estudios, las correlaciones no son muy elevadas, sin superar valores de 0.6. Este hecho se debe en nuestra opinión, a la gran variabilidad entre-sujetos que tienen las variables cinemáticas, para un mismo nivel de afectación funcional.

Respecto a la relación entre el nivel de dolor, medido con la escala EVA, y su relación con las variables cinemáticas, ha sido estudiado en algunos trabajos como el de López-Pascual et al. (2017b). Los autores encontraron, correlaciones negativas significativas ($p=0.01$) entre la puntuación EVA y algunas variables cinemáticas tales como el ángulo de elevación máximo (-0.44) y la velocidad máxima (-0.47), en una muestra de sujetos con diferentes patologías de hombro, pero con un nivel de afectación considerablemente mayor que la de los sujetos de este estudio.

6.7. Variables funcionales. Sujetos sanos

6.7.1. Armonía y reproducibilidad

Se encontraron valores de reproducibilidad y armonía muy elevados en los movimientos analizados (superiores a 0,9, ver Tabla 32). Estos valores no se veían afectados de forma significativa por el lado, el plano o la edad, pero sí por la carga

y en menor medida por el sentido del movimiento.

La reproducibilidad del ángulo es particularmente alta, con valores muy cercanos a uno. Este resultado es relevante, ya que es superior al registrado en estudios similares como el de López-Pascual (2015). Esta diferencia viene dada, principalmente, por las condiciones del experimento. En nuestro trabajo, se analizó un movimiento cíclico y se controló el plano de ejecución mediante un panel. Por el contrario, López-Pascual (2015), describió un gesto con pausas al inicio y al final de cada ciclo y sin control del plano de movimiento, lo que puede haber introducido mayor variabilidad.

Otro aspecto a destacar es la existencia de valores de reproducibilidad similares en ambos brazos. Esto hace pensar que, en ausencia de limitación funcional, ambos lados deberían ofrecer los mismos valores de reproducibilidad entre ciclos.

Por otra parte, se encontró que la carga mejoraba ligeramente la reproducibilidad en el movimiento de elevación. Esto afectaba a las velocidades, aceleraciones y armonía. Una hipótesis al respecto, surge del estudio de los mecanismos relacionados con el sistema sensoriomotor, específicamente el aumento de las aferencias provenientes de los mecanorreceptores musculotendinosos y capsuloligamentarios en el hombro (Riemann y Lephart, 2002, Suprak et al., 2006; Myers et al., 2006). Al respecto, Suprak et al (2007), en su estudio indica que al añadir una carga externa, el número de mecanorreceptores activados aumenta. Este fenómeno lleva a una mejora en la percepción de la posición articular y por tanto puede contribuir a generar un movimiento más suave y coordinado.

En cuanto a la armonía, desafortunadamente, en la actualidad no disponemos de información relacionada con los movimientos de hombro, motivo por el cual se ha explorado en esta tesis. El trabajo realizado por Baydal-Bertomeu et al. (2011), en el que analizan los movimientos del cuello, nos puede servir de referencia. Los autores encontraron una asociación entre los bajos niveles de armonía y movimientos poco naturales producidos por el miedo al dolor o por un comportamiento poco sincero del sujeto. Los valores registrados en sujetos sanos eran muy inferiores a los nuestros, no superaban los 0.8. La explicación, puede derivar de los diferentes mecanismos neurológicos que permiten la realización de los movimientos en estas dos articulaciones.

El programa motor ya de por sí complejo, incluye la integración de diferentes aferencias. Al mover el cuello, la percepción de la orientación de la cabeza en el espacio así como en el tronco, demanda una contribución tanto vestibular como visual unida a la sensación propioceptiva proveniente de las diferentes estructuras alrededor de la columna cervical, tales como músculos, articulaciones y la piel (Strimpakos, 2011), lo que implica una mayor integración entre la información sensorial recibida y la respuesta motora. A esto se añade, que el sujeto realiza un movimiento consciente más cuidadoso, principalmente al llegar a los extremos, como mecanismo de protección para prevenir una posible lesión. En el caso de la articulación del hombro, los movimientos parecen ser mucho más mecánicos, sin apenas intervención de aferencias vestibulares o visuales. En este caso prima la sincronización de los mecanismos de control neuromuscular inconsciente, que proporcionan una respuesta anticipatoria o inmediata al movimiento para mantener la estabilidad articular (Riemann y Lephart, 2002), unido a la contracción voluntaria necesaria para la realización de la tarea específica. De ahí la diferencia entre los movimientos en las dos articulaciones.

Tener un movimiento reproducible se asocia a la existencia de un grado de libertad funcional y a la posibilidad de definir patrones individuales (Page et al., 2008). Además, es muy importante a la hora de definir trayectorias reproducibles del EIR, dada su sensibilidad a los errores y a la variabilidad intrasujeto. Para la validación de las hipótesis de esta tesis, era fundamental conseguir un movimiento muy reproducible. Por otra parte, el análisis de la variabilidad entre ciclos en una misma sesión, es relevante dada su posible relación entre el dolor y un cambio de reproducibilidad en el movimiento (López-Pascual et al., 2017b), para el caso de sujetos patológicos.

En conclusión, se ha comprobado que los movimientos cíclicos y el control del plano de movimiento, derivan en una mayor reproducibilidad del gesto. Se ha encontrado valores muy altos de la armonía del movimiento, cifras superiores a las encontradas en el caso del cuello. Este resultado, puede ser explicado por el carácter mecánico que adquiere el movimiento cíclico del hombro bajo condiciones controladas.

6.7.2. Descriptivo de las funciones del movimiento. Ángulo, velocidades y aceleraciones

Al comparar las curvas del ángulo de elevación en el ascenso y descenso, se encontró que eran similares y con una dispersión limitada (alrededor 5,6° en la elevación y en el descenso 8,4°). Por otra parte, en la curva de velocidades, se encontraron diferencias más manifiestas. La velocidad media era más alta en el movimiento de elevación que en el descenso, este último con una mayor dispersión. La fase de frenado ocupaba un porcentaje mayor del ciclo. Las curvas de aceleración eran claramente diferentes para los dos movimientos, principalmente en la forma, más que en los valores extremos. Las diferencias entre el ascenso y el descenso eran significativas en casi todo el rango de movimiento.

Estos resultados describen las diferencias existentes entre los movimientos de elevación y descenso. En el ascenso, el miembro superior debe vencer la fuerza de la gravedad mediante un impulso inicial, que le permitirá aprovechar la inercia generada y llegar a su objetivo. En el descenso, por el contrario, la gravedad actúa a favor, con lo cual es necesaria una menor velocidad y un mayor control.

Las diferencias entre las dos fases del movimiento tiene interés, no solo desde el punto de vista clínico (Borstad y Ludewig, 2002), sino porque justifican las diferencias encontradas en el movimiento de los ejes de rotación que se discuten más adelante.

6.7.3. Efecto del lado, plano del movimiento y carga

Las diferencias entre el *lado derecho* y *el izquierdo* encontradas para las funciones ángulo, velocidad y aceleración angular son mínimas y no significativas, salvo una pequeña diferencia en el ángulo de elevación, que es ligeramente superior en el lado dominante. No se encontraron diferencias en el movimiento de descenso, ni en resto de variables funcionales. Estos resultados apoyan la posibilidad, ya comentada al discutir los resultados de las variables numéricas, de comparar los movimientos de ambos lados en el caso de la valoración de pacientes con afectación unilateral.

Con respecto al *plano del movimiento*, se encontró que en el escapular era ligeramente más rápido que en el frontal con una pequeña diferencia en los ángulos.

Este resultado es de esperar, ya que en el plano escapular se realizan la mayor parte de las actividades de la vida diaria (Finley et al., 2015), por tanto, el gesto sería realizado de forma más natural, comparado con la abducción en el plano frontal, que resulta más forzado.

También se analizó el *efecto de la carga*. Las diferencias encontradas en relación con los ángulos son muy pequeñas y solo significativas en el 20% del movimiento que corresponde al inicio de la elevación y final del descenso. Las diferencias en las velocidades son más evidentes. El movimiento es ligeramente más rápido sin carga y estas diferencias son significativas durante el 60% del ciclo. Las aceleraciones también son mayores sin carga, principalmente en los extremos.

Las diferencias en las velocidades no solo afectan a los valores máximos, sino a la forma en la que se mueve el brazo. Así, durante la elevación, la aceleración es menor al principio del movimiento cuando se maneja carga, debido a la necesidad de vencer un mayor peso y una mayor inercia. Esto determina que se alcance un máximo de velocidad menor que en el movimiento sin carga. Sin embargo, no hay grandes desfases en las curvas de velocidad. En cambio, en el movimiento de descenso, las aceleraciones al principio son muy similares y, de hecho, las curvas de velocidad medias son prácticamente idénticas durante el primer 30% de duración del descenso (de 100% a 70% en la gráfica de la figura 18, recuérdese que se invierte el orden del eje de abscisas para comparar subida y bajada). La diferencia aparece en el momento en el que se empieza a producir el frenado, lo que sucede antes y con mayor intensidad en el descenso con carga que en el movimiento sin carga. Esto implica que durante el último 60% del descenso la velocidad con masa sea menor. En definitiva, puede concluirse que la presencia de carga implica en general un movimiento más lento y con menor aceleración, fenómeno que se puede asociar a la necesidad de manejar más peso e inercia durante la elevación, y de controlar mejor el descenso de la masa, durante la bajada.

Finalmente, en cuanto al efecto de la edad, no se encontraron diferencias en los ángulos del movimiento, pero sí en las velocidades y aceleraciones. Se encontró un incremento en la velocidad máxima, asociado a la edad. Por otra parte, al analizar las curvas, se encuentra que esta diferencia es significativa justamente en la mitad del ciclo, es decir, alrededor de la zona de máxima velocidad.

Los resultados son similares para las aceleraciones, siendo significativas las diferencias entre los jóvenes y los sujetos de mayor edad. Estos resultados, también encontrados en las variables numéricas, se asociaban al efecto cruzado edad-carga por un lado y, por otro, a las diferencias en la condición laboral de los sujetos, ya que las personas mayores realizaban trabajos de tipo manual, por el contrario, los jóvenes en su mayoría eran estudiantes. Para estar seguros de la causa de estas diferencias debería realizarse un estudio más detallado donde se controle la actividad laboral de las personas y se pueda separar de las posibles pérdidas funcionales asociadas a la edad.

En resumen, del estudio del efecto de los diferentes factores sobre las variables funcionales se puede concluir que: i) las diferencias asociadas a la lateralidad del movimiento son pequeñas y permitirán comparar el lado sano y el afecto en sujetos patológicos; ii) el movimiento en el plano de la escápula es ligeramente más rápido que en el plano frontal, si bien las diferencias son pequeñas en la muestra de personas sanas; iii) el manejo de carga afecta a la velocidad de ejecución y al patrón temporal de manera diferente en el ascenso y descenso del brazo, al primar la necesidad de vencer peso e inercia en la elevación, y la de controlar más masa en la bajada; iv) las diferencias por edad refuerzan las observaciones registradas en el estudio de las variables numéricas y sugieren la necesidad de controlar factores como la ocupación para estudiar el efecto de la edad; v) finalmente, el análisis de variables funcionales de velocidad y aceleración, aporta información mucho más detallada que la de las variables angulares numéricas, ya que son mucho más sensibles a cambios asociados a las condiciones del movimiento, por lo que es previsible que también lo sean a la hora de analizar las diferencias entre personas sanas y con patología.

6.8. Variables funcionales. Sujetos patológicos

6.8.1. Análisis descriptivo.

La reproducibilidad y armonía encontradas en la muestra de patológicos son muy altas, con valores similares a las de los sujetos sanos.

Las funciones ángulo de elevación y sus derivadas presentan mucha más dispersión, más del doble, que en el caso de sujetos sanos y con diferencias claras en cuanto a los valores máximos, que se discutirá más adelante. Hay que destacar que muchos sujetos patológicos presentan curvas de ángulo, velocidad y aceleración por encima de la media de los sujetos sanos. Este hecho es relevante, ya que indica que no es posible establecer clasificadores o puntos de corte nítidos entre los patrones sanos y los patológicos. Aunque la patología afecta a los valores medios de las funciones cinemáticas, probablemente las diferencias a nivel individual entre un sujeto patológico y una banda de normalidad solo sea clara en el caso de niveles severos de afectación, pero no con niveles moderados o bajos.

Los diagramas de fases muestran una forma elíptica para las velocidades y una recta con pendiente negativa para las aceleraciones, similar a la descrita para los sujetos sanos. Estos resultados confirman que el movimiento del patrón patológico es tan armónico como el de los sujetos sanos, aunque con una mayor dispersión y con valores de ángulos, velocidades y aceleraciones disminuidos.

6.8.2. Diferencia entre el lado sano y el afecto.

No se encontraron diferencias relevantes en los valores de reproducibilidad y armonía al comparar los lados sano y afecto. Hay pequeñas diferencias en algunas variables, que no son significativas si se aplica la corrección de Bonferroni.

En cuanto a las comparaciones de las variables funcionales, apenas hay diferencias entre el lado sano y el afecto en lo relativo al ángulo, salvo en el extremo superior del movimiento, con una ligera disminución del máximo en el lado afecto. Las diferencias son mucho más claras en las funciones de velocidad y aceleración angulares, en casi todo el ciclo del movimiento, tanto en la elevación como en el descenso. En el diagrama de fases se aprecia claramente, el lado afecto presenta menos amplitud, menor velocidad máxima y menor aceleración que el lado sano.

Estos patrones son diferentes de los mostrados en los sujetos sanos, donde hay ligera disminución del ángulo en el lado dominante, pero no se aprecian diferencias en las velocidades y aceleraciones. Este hecho confirma la posibilidad de usar las diferencias en la cinemática del lado afecto respecto del sano en valoraciones de pacientes con afectación unilateral.

6.8.3. Patrón patológico. Diferencias con el patrón sano

6.8.3.1. Armonía y reproducibilidad

El estudio de la regularidad y reproducibilidad entre ciclos resulta de gran interés a nivel clínico. La variabilidad es una característica del movimiento humano normal (Stergiou, Harbourne, y Cavanaugh, 2006). Sin embargo, no existe consenso sobre los cambios asociados a las patologías (Srinivasan y Mathiassen, 2012). Algunos autores indican una menor variabilidad en el movimiento debido al dolor (Moon et al., 2013; Bergin et al., 2014; Rice et al., 2014) y otros, por el contrario, un aumento (Lomond y Côté, 2010; López-Pascual et al., 2017b).

En esta tesis no se han encontrado diferencias entre el grupo de sanos y el de patológicos en los índices de reproducibilidad ni en la armonía. En ambos grupos tanto la reproducibilidad como la armonía son muy altas y las diferencias no son grandes a nivel global. Estos resultados concuerdan con lo encontrado en otras pruebas funcionales. Así, Baydal-Bertomeu et al. (2011) analizaron la reproducibilidad y armonía de movimientos cíclicos del cuello en pacientes crónicos y encontraron que las diferencias entre sujetos sanos y patológicos afectan a la velocidad y amplitud del movimiento, pero no a su reproducibilidad y armonía. Por el contrario, estas variables sí se alteraban cuando el sujeto presentaba un movimiento anómalo, intentando controlar el gesto, como sucede en los simuladores y exageradores.

Sin embargo, como se discute más adelante, sí hay correlación entre estas variables y las escalas DASH y EVA, al aumentar estas puntuaciones disminuye la reproducibilidad de las variables cinemáticas y la armonía.

Otro aspecto relevante es, si la aplicación de la carga afecta de manera diferente a las personas con patología. En trabajos previos (López-Pascual, 2015) se apunta esta posibilidad. Sin embargo, nuestros resultados no confirman esta hipótesis. Aunque la carga tiene un efecto claro sobre la reproducibilidad y la armonía en el movimiento de elevación, no hemos encontrado diferencias al considerar a la vez el efecto de la patología.

6.8.3.2. Curvas de movimiento

Las curvas de movimiento, muestran diferencias entre el patrón sano y el patológico en todo el rango. Así, el grupo de patología presenta un menor rango de elevación, lo que se traduce en que las curvas $\beta(p)$ promedio están por debajo de la del grupo sano en casi todo el rango del movimiento, tanto en elevación como en descenso. No obstante, las diferencias promedio no son muy grandes.

Las diferencias en las curvas de velocidad son todavía más notables y afectan tanto a la amplitud como al patrón temporal. Los sujetos patológicos alcanzan el máximo de velocidad antes que los sujetos sanos, invirtiendo más tiempo del ciclo en desacelerar, tanto en la elevación como en el descenso. El adelanto en el pico de velocidad coincide con el observado en el estudio de López-Pascual (2015). Como se discute más adelante, al analizar la relación con la escala DASH, este efecto está claramente asociado al estado funcional, ya que la disminución del pico de velocidad y el adelanto del momento en el que se alcanza, dependen de la puntuación DASH. Sin embargo, no aparece relación con el nivel de dolor medido por la escala EVA.

Los cambios en el patrón de velocidades van asociados a diferencias en las aceleraciones, que son más altas en el patrón sano que en el patológico a lo largo de todo el ciclo de movimiento.

Estos resultados coinciden con los obtenidos para las variables numéricas (valores máximos de ángulo, velocidad y aceleración) y muestran que, en promedio, los sujetos patológicos tienen una pérdida de rango, menor velocidad y aceleración. Además, el análisis de datos funcionales muestra que esa pérdida se produce de forma continua a lo largo de todo el ciclo del movimiento y que va acompañada de un cambio en el patrón temporal. Los sujetos patológicos adelantan el pico de velocidad máxima, con un impulso inicial más grande que el de los sujetos sanos, para aprovechar la inercia.

Sin embargo, hay que señalar que la dispersión entre sujetos es considerable y que los resultados discutidos corresponden a las diferencias entre grupos. Como se ha comentado anteriormente, algunos sujetos patológicos presentan curvas por encima incluso de la media de los sanos. Por tanto, es discutible la posibilidad de obtener

un índice absoluto de funcionalidad basado exclusivamente en variables cinemáticas, o de aplicar éstas a un clasificador eficiente fundamentado solo en variables biomecánicas. En otros trabajos, como los ya citados de López-Pascual (2015), se han encontrado diferencias nítidas, pero solo cuando se comparan personas con afectaciones muy severas con persona sanas. Cuando se consideran grupos de patológicos con afectaciones moderadas, no se encuentran diferencias tan acusadas.

6.8.4. Relación con las escalas clínicas

6.8.4.1. Reproducibilidad entre ciclos y armonía del movimiento.

El análisis de la correlación entre las variables de armonía y reproducibilidad y la escala DASH muestra una correlación negativa en el caso de la armonía y las variables de aceleración y velocidad, pero no con la reproducibilidad de la función angular. Es decir, a medida que aumenta la puntuación DASH, las curvas de velocidad y aceleración son menos reproducibles y el movimiento es menos armónico. Las correlaciones son más intensas en la armonía y en la reproducibilidad de la aceleración que en la velocidad, donde los valores son bastante bajos, aunque significativos. Los valores de correlación no superan el 0.5, si bien este hecho es normal cuando se comparan variables numéricas con escalas funcionales (de Rosario et al., 2018).

Los resultados en las correlaciones con la escala EVA, muestran la misma tendencia, aunque aquí los coeficientes son bastante menores en valor absoluto.

Como se ha comentado antes, hay que señalar la aparente discrepancia que supone no encontrar diferencias en las variables de reproducibilidad y armonía cuando se considera el factor sano-patológico y, por el contrario, obtener correlaciones significativas de las mismas variables con las escalas clínicas. Esto puede deberse a la gran dispersión de las variables cinemáticas en el grupo patológico, lo que determina que sea difícil encontrar diferencias, especialmente cuando los sujetos patológicos tienen afectación o dolor moderado o leve. En definitiva, es posible que las variables de reproducibilidad y armonía no sean adecuadas para establecer índices absolutos o clasificadores para un individuo en particular respecto de un patrón sano, pero sí sean sensibles a cambios en el estado funcional o en el dolor.

6.8.4.2. Curvas del movimiento.

Se han ajustado modelos de regresión funcional de las variables cinemáticas función de las escalas DASH y EVA.

Con respecto a las regresiones con la puntuación DASH, su efecto sobre la función ángulo de elevación y descenso es muy pequeño y solo es significativo en una parte reducida del ciclo del movimiento.

Por el contrario, el efecto de la puntuación DASH sobre las velocidades es más claro y significativo en casi todo el ciclo de elevación y descenso. Se observa claramente cómo cambia el patrón a medida que aumenta la afectación funcional. Las funciones disminuyen en amplitud y se adelanta el instante en que se alcanza la máxima velocidad angular.

Este cambio puede explicarse desde la perspectiva de la ejecución del movimiento. En la fase de elevación, este máximo de velocidad llega de forma más prematura, ya que el sujeto con patología concentra todo su esfuerzo en un impulso inicial, lo que le permite vencer la fuerza de la gravedad y generar una inercia que le permite completar el movimiento. En el descenso, ese adelanto, se debe a la necesidad de contrarrestar rápidamente la acción de la gravedad, y mejorar el control del movimiento.

En cuanto a las aceleraciones, las correlaciones son algo peores pero, aun así, se observa una diferencia interesante en el patrón del movimiento. En el ascenso, la amplitud de la función aceleración va disminuyendo a medida que aumenta la pérdida funcional, pero sin cambiar la forma de la función. No sucede así en el caso del descenso; aquí, a mayor afectación, la curva de aceleración no solo disminuye en amplitud, sino se altera su forma. Así, para valores altos de la puntuación DASH pasa a tener una zona amplia con aceleración casi nula: el sujeto deja caer el brazo, ayudado por la gravedad, pero controlando el movimiento para que se produzca a velocidad más constante y evitando así la necesidad de un mayor frenado al final.

Los ajustes con la escala EVA no son significativos, por lo que no se han descrito los modelos obtenidos. Estos resultados concuerdan con los obtenidos al analizar la relación entre dicha escala y otras variables cinemáticas.

En general, y en el caso del hombro, la relación entre la escala EVA y las pérdidas de rango, velocidad, aceleración, reproducibilidad del movimiento o armonía, es poco relevante y ofrece correlaciones bastante menores a las correspondientes a la escala DASH.

Son varias las posibles causas de esta discrepancia. La primera es, evidentemente, que las dos escalas cuantifican aspectos diferentes. Así la escala DASH está relacionada con pérdidas funcionales y es de esperar, que guarde más relación con las variables cinemáticas que la mera descripción del nivel de dolor. Sin embargo, la falta de relación o la existencia de relaciones muy débiles entre la puntuación EVA y las variables cinemáticas también sugiere, en el caso del hombro, que determinadas afectaciones que producen dolor no alteran sustancialmente la posibilidad física de realizar un movimiento y, viceversa, alteraciones severas de la funcionalidad articular pueden no ir acompañadas de dolor (Dunn et al., 2014). De hecho, en este estudio la correlación entre las dos escalas es muy baja.

En conclusión, los resultados obtenidos para las relaciones entre las variables funcionales y la escala DASH, pueden aportar información relevante a la hora de interpretar la utilidad de las variables cinemáticas como evaluadores del estado funcional. Así, la escala DASH guarda una relación con las variables cinemáticas funcionales, si bien ésta es moderada. Como se ha comentado anteriormente, esto es frecuente en los estudios sobre relaciones entre variables biomecánicas y escalas clínicas, que raramente superan valores de correlación de 0.5. La causa posible es la gran variabilidad entre sujetos para las variables cinemáticas y muestra, en nuestra opinión, una limitación de dichas variables para evaluar por sí solas el estado funcional de un paciente en particular.

Por ello, quizás las pruebas biomecánicas sean más útiles como indicadores de la evolución de un paciente que como indicadores absolutos. Esta conclusión está también apoyada por estudios recientes. Así, en de Rosario et al. (2018) se analiza la evolución de pacientes de latigazo cervical en proceso de rehabilitación, estudiando la correlación entre las variables cinemáticas y las escalas clínicas. Sus resultados demuestran que las relaciones entre variables cinemáticas y las escalas clínicas solo son fuertes cuando se incluyen en los modelos las características personales y se analiza la evolución de cada sujeto a lo largo del tiempo.

Finalmente, en el caso concreto analizado, las variables con mayor relación con el estado funcional son las relacionadas con velocidades y aceleraciones, antes que las relacionadas con ángulos y rangos. Estos resultados vienen a confirmar otros estudios recientes relacionados con el hombro (López-Pascual, 2017) o en el cuello (Baydal-Bertomeu et al., 2011; Bahat et al., 2014).

6.9. Eje Instantáneo de rotación (EIR)

A continuación, se discuten los resultados correspondientes a las trayectorias del EIR. Al no disponerse de estudios similares, nos limitaremos a describir los patrones observados y a interpretarlos a partir del modelo de composición de movimientos descritos en el apartado 4.3.3. No obstante intentaremos relacionar los resultados obtenidos con los descritos en otros estudios, generalmente centrados en el análisis de desplazamientos angulares.

6.9.1. Sujetos sanos

La posición media del EIR de la muestra de sujetos sanos está localizada por debajo del acromion y desplazada medialmente. El rango medio del desplazamiento vertical del EIR era bastante alto, del orden de los 6 cm, mientras que el desplazamiento medio-lateral promedio fue de 3cm. Estos resultados pueden interpretarse a partir de la composición de movimientos de las tres articulaciones implicadas. Así, el desplazamiento vertical se puede asociar a la elevación de la clavícula y el desplazamiento medio-lateral a cambios en la aportación relativa de la articulación glenohumeral al movimiento total del húmero.

No es posible comparar estos resultados con otros estudios, ya que no hemos encontrado ninguno donde se analice el movimiento del EIR. De hecho, hay una importante laguna de conocimientos en el análisis cinemático del movimiento del hombro.

En efecto, en la mayoría de los estudios, el análisis cinemático se limita a la descripción de ángulos, sin considerar velocidades angulares ni lineales. Este planteamiento adolece, en nuestra opinión, de dos defectos importantes que serán descritos a continuación.

Por una parte, ignora que el movimiento de un cuerpo tiene seis grados de libertad y no tres, aceptando implícitamente que hay un centro articular fijo, lo que es evidentemente incorrecto. De hecho, en muchos modelos antropométricos se representa el movimiento húmero-torácico como una rótula, cuando lo cierto es que la coordinación de los elementos de la cadena implica un desplazamiento del EIR bastante acusado que debería ser tenido en cuenta. De la misma forma, los trabajos donde se calcula el centro promedio, asumen implícitamente que hay un centro fijo (Poppen y Walker, 1976, Veeger 2000, Lempereur, 2009). Por otra parte, al considerar solo desplazamientos finitos (ángulos y no velocidades angulares), se ignora que los ángulos en movimientos 3D son variables geométricas cuyos valores dependen de la posición de referencia, cuya composición es matemáticamente compleja y no tiene una fácil interpretación, por lo que es difícil analizar relaciones de coordinación entre articulaciones. Las variables instantáneas, por el contrario, son magnitudes con significado físico, que permiten describir fácilmente el movimiento relativo con simples sumas y restas y no dependen de qué posición de referencia se ha elegido.

Los trabajos en los que se mide el eje de rotación, para los movimientos que involucran al complejo articular del hombro son escasos. Doorenbosch et al. (2001) asumen la existencia de un centro fijo, derivado de la medida de desplazamientos finitos tomando las variables de posición del codo, hallazgo que no es compatible con nuestros resultados, ni se puede justificar a partir de la cinemática de la cadena articular. Por otro lado, Engin (1980) y Umek (1991), indican que el eje es móvil, pero sus trayectorias son diferentes a las encontradas en nuestro estudio. Engin (1980), presenta el eje de rotación en una zona cercana a la apófisis xifoides, al inicio de la elevación, resultado que tampoco puede ser justificado ni desde un punto de vista cinemático ni fisiológico. En ninguno de los trabajos publicados se indica si se han controlado los errores experimentales, que como se ha descrito previamente, es un aspecto de especial relevancia en definición del EIR (Page et al., 2010), de ahí la posible explicación de las diferencias encontradas.

La medida del desplazamiento transversal del EIR permite determinar de forma indirecta la contribución relativa de la clavícula y la escápula al movimiento total. El recorrido del EIR inicia cerca de la glenohumeral, lo que implica que el comienzo del gesto de elevación involucra fundamentalmente a dicha articulación.

Esto concuerda con lo descrito por autores clásicos de la fisiología articular, tales como Kapandji (2006). Sin embargo, a medida que avanza el movimiento, el porcentaje de participación de las diferentes articulaciones cambia (Braman et al. 2009, Scibek y García, 2012), lo que en nuestros resultados, se ve reflejado en la elevación del EIR y su desplazamiento primero medial y luego lateral. Dicho desplazamiento debe implicar necesariamente un giro coordinado de la articulación esternoclavicular y de la acromioclavicular. Este hallazgo no está descrito en la literatura, ya que en la mayoría de trabajos, se suele interpretar a partir del movimiento de la articulación escapulotorácica, usando solo ángulos, lo que enmascara la compleja secuencia (Ludewig y Braman, 2011).

Al analizar la posición del EIR en función del ángulo de elevación, se observa una estabilización en el desplazamiento medial entre los 100° y los 140° de elevación. Este resultado podemos relacionarlo con lo descrito por Ludewig y Braman, (2011), que hace referencia a un aumento constante del movimiento de elevación clavicular que llega hacia los 100° y luego se estabiliza.

Además del patrón general, se analizó el efecto del sentido del movimiento, del lado, plano y carga. Respecto al sentido del movimiento, hay claras diferencias entre la elevación y el descenso. En este estudio el descenso presenta mucha más dispersión, debido probablemente al protocolo de medida, con un tope en la parte inferior del movimiento que posiblemente hace que los sujetos controlen mucho el final del recorrido, lo que tiene consecuencias sobre la dispersión del EIR. Por este motivo solo se realizó el análisis estadístico con el movimiento de elevación.

En relación al efecto de la lateralidad en la elevación, no se encontraron diferencias significativas, lo que permite comparar el lado sano y el afecto en el caso de patológicos, ya que las diferencias que se puedan encontrar no están asociadas a la lateralidad.

En cuanto al efecto del plano de elevación, apenas hay diferencias en las trayectorias del EIR, salvo en la posición medio-lateral que está claramente desplazada medialmente en las medidas en el plano frontal, frente al escapular. No obstante, este efecto podría estar asociado a la forma en la que se han definido sistemas de referencia en cada caso, que afecta al punto de corte del EIR con el plano del movimiento.

Finalmente, los levantamientos con carga afectan a la trayectoria del EIR. Así, la presencia de carga desplaza medialmente el EIR y aumenta su rango de desplazamiento vertical. El desplazamiento medial puede asociarse a una mayor contribución clavicular y escapular que se produce desde el principio del movimiento. Una posible explicación fisiológica de este resultado cinemático, se basa en participación muscular necesaria para realizar el movimiento. Particularmente, el movimiento de elevación del hombro con la presencia de una maza pesada implica una mayor coactivación del trapecio y el serrato anterior (Ekstrom et al., 2003), e incluso del supraespinoso si se acompaña de rotación externa, en detrimento del deltoides (Reinold et al., 2007). Esto hace que haya una mayor contribución de los músculos relacionados con el movimiento escapular y clavicular, lo que derivaría en un desplazamiento medial del eje.

En conclusión, se ha encontrado que la trayectoria del EIR es coherente con el movimiento fisiológico de los componentes del complejo articular del hombro. Los resultados demuestran el tipo de relación funcional entre el desplazamiento del EIR y el movimiento de elevación humeral, aspecto que debería incorporarse en los modelos actuales, permitiendo de esta forma una descripción más aproximada a la realidad.

6.9.2. Sujetos patológicos

En el análisis del patrón patológico se encontró que las características medias del desplazamiento del EIR eran similares a la de los sujetos sanos, si bien con una mayor dispersión. Como en el caso del grupo de sanos, hay diferencias entre el movimiento de elevación y de descenso. El EIR en el movimiento de descenso arranca desde una posición más lateral y tiene un desplazamiento vertical más grande que el de elevación, además presenta más dispersión y es más irregular que el movimiento de ascenso. Como se comentó en el caso de los sujetos sanos, esta diferencia puede deberse a la necesidad de controlar el final del movimiento de descenso, para frenar antes de llegar a la referencia. Este aspecto debería ser mejorado en próximos estudios.

No se encontraron grandes diferencias en las posiciones medias y rangos de desplazamiento entre el lado sano y el afecto en los sujetos patológicos.

Las diferencias entre los lados se centraban principalmente en un mayor desplazamiento medial en el lado afecto respecto al sano.

Finalmente, encontramos que el movimiento realizado con carga, hace que el eje se desplace medialmente, como se veía en los sanos. Por otra parte, a diferencia de lo que sucedía con los sujetos de control, la carga sí parece afectar a la posición vertical del EIR de los sujetos con patología. Así la trayectoria del EIR empieza en una posición más baja y presenta un rango ligeramente superior.

Un mayor desplazamiento medial puede ser justificado por una hiperactivación muscular principalmente del trapecio, aspecto que, de hecho, se ha descrito en algunos estudios (Cools et al., 2003; Spall et al., 2016). Por otra parte, la diferencia en la posición vertical, corresponden a una mayor velocidad al inicio del movimiento, resultado que va acorde los hallazgos descritos en el estudio de las variables funcionales, en los que se expone como los sujetos patológicos llegan al máximo de velocidad antes que los sujetos de control, de forma que concentran todo su esfuerzo al inicio del gesto, generando la inercia suficiente para completar el movimiento. Es importante destacar que la dispersión encontrada en los sujetos patológicos era considerable, lo que podría influir en que algunas tendencias no se observaran claramente.

Para finalizar, se analizaron las diferencias entre el grupo de patológicos y el de sujetos de control. Dada la variabilidad en el movimiento de los sujetos patológicos, con rangos de movimiento muy diferentes, se dividieron los registros en dos categorías, según superaran o no el ángulo mediano de elevación, que era de 135°. Se encontraron diferencias significativas en los valores medios, inicial y rango vertical de la trayectoria del EIR y una pequeña diferencia en el rango de desplazamiento transversal.

Respecto al desplazamiento vertical del EIR, la posición inicial era más baja en los dos grupos de sujetos patológicos frente a los sanos. Este resultado está asociado a una mayor contribución inicial en la articulación glenohumeral frente a las otras dos articulaciones, sumado a una mayor velocidad. Este hallazgo se relaciona con la llegada anticipada al máximo de velocidad, dada la necesidad de concentrar el mayor esfuerzo al inicio del movimiento.

Finalmente, en relación al desplazamiento transversal, vemos que el grupo 1 tiene un patrón similar a los sanos. Por el contrario en el grupo 2, sí se observa una mayor tendencia medial, lo que supone una mayor contribución clavicular y escapular al movimiento. Esto nos lleva a pensar que la coordinación entre los elementos que componen el complejo articular del hombro, está alterada. Diferentes estudios describen una variedad de cambios asociados a las patologías de hombro (Ludewig y Cook, 2000, Endo et al., 2004; Lin et al., 2005; Ludewig y Reynolds, 2009, Seitz et al., 2011; Struyf et al., 2011; Ludewig y Braman, 2011). Un cambio reportado es el aumento de la elevación clavicular, producto de una excesiva activación del trapecio superior, en pacientes con patologías de hombro (Cools et al., 2003; Spall et al., 2016). Este hallazgo podría explicar en parte el mayor desplazamiento medial del EIR.

En resumen, se ha encontrado que los sujetos patológicos tienen en general un patrón similar a los sujetos sanos, con algunas diferencias que han sido explicadas desde el punto de vista de la fisiología del movimiento. Esto hace, que la información proporcionada por el EIR, tenga una especial relevancia en la descripción de los cambios en la coordinación del movimiento, producto de una patología.

6.9.3.Comparativa DASH y EVA

El análisis de las diferencias en las trayectorias del EIR en función de las puntuaciones en las escalas DASH y EVA arroja resultados distintos según se evalúe la capacidad funcional o el dolor

Así, en el caso de la escala DASH, los sujetos con mayores puntuaciones (> 20) presentan una trayectoria del EIR desplazada lateralmente y con menos recorrido horizontal que el grupo con menos puntuación (<20). Esto implica una diferencia entre los patrones de coordinación, asociados a un papel más importante de la articulación glenohumeral en el caso de los pacientes con valores más altos de la puntuación DASH. No hay diferencias en el rango de desplazamiento vertical

En cambio, el efecto del dolor parece afectar de manera bastante diferente al patrón de desplazamiento del EIR. Los registros correspondientes a un EVA mayor de 4 se desplazan medialmente respecto a los de valores inferiores a 4. La posición

vertical está también desplazada hacia abajo de forma significativa. Este resultado se debe, en nuestra opinión, al hecho de que ambas escalas miden dos aspectos diferentes. De hecho, en nuestro estudio la correlación entre ambas era casi cero, lo que indica que una afectación funcional más severa no necesariamente iría acompañada de un nivel de dolor proporcional, y viceversa. Este aspecto es descrito en patologías de hombro, en las que frecuentemente no se correlaciona el nivel de dolor y la severidad de la patología (Dunn et al, 2014).

En relación al desplazamiento medial del EIR en sujetos con una puntuación EVA mayor, se asocia a la mayor contribución escapular y clavicular al movimiento. Este resultado podría derivarse de los propios cambios producto de la patología o de la sintomatología asociada. Shinozaki et al. (2014), encontró que la activación del trapecio era superior en los sujetos sintomáticos, asociado además, a una disminución en la participación del deltoides. Como se puede observar, se habla de un movimiento que está claramente alterado. En pacientes con patología del manguito rotador, una distorsión mecánica del movimiento, puede producir entre otras cosas disminución del espacio subacromial o aumento del pinzamiento interno (Ludewig et al., 2011), lo que derivaría en un aumento de la sintomatología.

Por otra parte, encontramos que una mayor afectación funcional hace que el eje se desplace lateralmente y que su rango sea menor. Por tanto, el efecto de la limitación funcional parece reducir la contribución de la clavícula y la escápula al movimiento de elevación, concentrándola en la articulación glenohumeral. Nuevamente, nos encontramos con un movimiento que no es fisiológico. Es probable que sea, en efecto, la reducción en la participación de la clavícula y la escápula lo que produzca la limitación en la funcionalidad, tomando en cuenta que para que un gesto pueda realizarse adecuadamente es necesaria la participación coordinada de todos los elementos que la componen.

En resumen, como se ha observado, el estudio del EIR proporciona un tipo de información diferente a la que se puede obtener mediante el estudio de variables tradicionales como el ángulo de movimiento. La variación en la trayectoria del EIR, pone de manifiesto los cambios en la contribución al movimiento, de los elementos del complejo articular del hombro.

Finalmente, esta información puede favorecer la mejora en la comprensión de los patrones patológicos e incluso en la optimización de las estrategias de rehabilitación, que permita la obtención de un patrón fisiológico, que reduzca el dolor y mejore la funcionalidad.

Capítulo 7

Limitaciones y líneas futuras

7.1. Limitaciones

Las principales limitaciones de este estudio se describen a continuación.

1. El protocolo de medida puede afectar bastante al desplazamiento del EIR. En nuestro estudio, el movimiento de descenso se veía afectado por el control del sujeto en la posición final. Ello impidió profundizar en la descripción del EIR durante el descenso, limitando el análisis al movimiento de elevación. Para próximos trabajos, debería mejorarse el protocolo de control del movimiento para evitar este problema. No obstante, es de destacar que este es el primer trabajo en el que se abarca el estudio del EIR, en el movimiento de elevación.
2. No se ha podido contrastar directamente el desplazamiento del EIR con una medida directa del movimiento de la clavícula y la escápula, al exigir el uso de medios invasivos.
3. En la muestra de estudio se registró la actividad laboral de los sujetos pero, debido al limitado tamaño de la muestra, no se tuvo en cuenta en el análisis. Es posible que las diferencias entre ocupaciones puedan afectar a la ejecución del gesto. Por tanto, sería interesante tener en cuenta este aspecto en futuros estudios.
4. La muestra de patológicos estaba compuesta por pacientes con diversas patologías, por lo que las diferencias entre patrones sano y patológico corresponden a tendencias de tipo general asociadas a las pérdidas funcionales. Esto ha dado lugar a una gran dispersión en la muestra de

pacientes. Para futuros estudios deberían plantearse comparaciones entre grupos homogéneos de patologías específicas.

5. En nuestro estudio analizamos los parámetros cinemáticos de gestos con relevancia clínica cuya ejecución final depende del individuo, obteniendo con ello valiosa información relacionada con la coordinación del movimiento. No obstante, esa libertad de ejecución determina que la dispersión entre sujetos sea muy grande. Así los resultados obtenidos proporcionan tendencias generales que permiten diferenciar en conjunto entre sanos y enfermos, pero su utilidad como clasificador de individuos es cuestionable. Esta limitación no solo afecta a nuestro estudio, también a otros trabajos relacionados con la valoración funcional a partir de variables biomecánicas. Por ello debería analizarse con más profundidad el papel de las técnicas biomecánicas como criterios absolutos para evaluar el estado funcional de individuos concretos, frente a patrones normales o si tienen más utilidad para cuantificar la evolución de cada paciente, lo que permitiría controlar las variables individuales.

7.2. Líneas futuras de investigación

A continuación se describen las principales líneas futuras de investigación, derivadas de este estudio.

1. Incluir dentro del análisis cinemático algunas características personales tales como las dimensiones anatómicas, el estado físico o el tipo de actividad laboral, así como incorporar las escalas clínicas a la valoración funcional.
2. Realizar estudios evolutivos en pacientes con patologías homogéneas.
3. Sería de interés un estudio dinámico, para comprender mejor el efecto de la carga, que parece no estar tan claro en la diversidad de sujetos y condiciones.
4. Ampliar el estudio del EIR con un protocolo que permita el análisis del movimiento de descenso. Estudiar los cambios asociados a la velocidad de ejecución.

5. Diseñar experimentos que permitan relacionar los cambios en la trayectoria del EIR con la coordinación del movimiento y la activación muscular, mediante la inclusión de otras técnicas tales como la electromiografía.
6. Profundizar en la validez del estudio del movimiento de la clavícula y la escápula, contrarrestada con otros métodos (RMN, pines intraóseos etc.).

Capítulo 8

Conclusiones

A continuación, se describen las principales conclusiones extraídas de esta tesis doctoral.

1. En esta tesis se han explorado dos aspectos de la cinemática del hombro novedosos desde el punto de vista biomecánico: su descripción mediante variables funcionales de velocidad y aceleración y el estudio de la coordinación mediante el análisis de la trayectoria del eje instantáneo de rotación.
2. Las variables cinemáticas funcionales han demostrado ser más sensibles a los cambios en el estado funcional, que las clásicas variables numéricas como los rangos o los valores máximos. Por otra parte, el estudio de las velocidades y aceleraciones proporciona mayor información que la obtenida de los rangos de movimiento.
3. Aunque la patología afecta a los valores medios de las funciones cinemáticas, las diferencias a nivel individual entre un sujeto patológico y una banda de normalidad, solo son claras en el caso de niveles severos de afectación, pero no con pacientes menos afectados que son precisamente donde los métodos objetivos deberían aportar mayor información.
4. Los resultados muestran que la reproducibilidad y la armonía no se ven claramente afectadas por la existencia de una patología. Este hallazgo abre la posibilidad de usar estas variables como indicadores de simulación o falta de colaboración.
5. Aunque en estudios previos, se ha sugerido usar la carga como elemento de valoración funcional, los resultados obtenidos en esta tesis hacen pensar

- que su efecto es diferente según el grado de afectación del paciente. Por ello, su utilidad en la valoración funcional podría estar limitada al caso de patologías con niveles de afectación muy evidentes.
6. Los resultados encontrados, confirman la posibilidad de usar las diferencias en la cinemática del lado afecto respecto del sano en valoraciones de pacientes con afectación unilateral.
 7. La escala DASH guarda relación con las variables cinemáticas funcionales, si bien ésta es moderada. La causa posible es la gran variabilidad entre sujetos para las variables cinemáticas y muestra, en nuestra opinión, una limitación de dichas variables para evaluar por sí solas el estado funcional de un paciente en particular. Por ello, quizás las pruebas biomecánicas sean más útiles como indicadores de la evolución de un paciente que como indicadores absolutos.
 8. En esta tesis se aborda por primera vez el análisis del EIR en los movimientos del hombro. La posición del EIR depende de la contribución de cada articulación al movimiento conjunto. Por ello, puede proporcionar información acerca de la coordinación del movimiento, aspecto especialmente relevante dada la composición del complejo articular del hombro.
 9. La variación en la trayectoria del EIR, pone de manifiesto los cambios en la contribución al movimiento, de los elementos que componen el complejo articular del hombro. Esta información puede favorecer la mejora en la comprensión de los patrones patológicos e incluso en la optimización de los programas de rehabilitación, para obtener un patrón fisiológico, que reduzca el dolor y mejore la funcionalidad.
 10. En cualquier caso, tanto las variables cinemáticas funcionales como las trayectorias de los EIR presentan una gran variabilidad entre sujetos y una moderada correlación con las escalas clínicas. Por ello, se plantea la necesidad de desarrollar sistemas de valoración funcional que integren tanto variables biomecánicas como escalas clínicas y que además, consideren factores individuales.

Capítulo 9

Bibliografía

- Aizawa, J., Masuda, T., Koyama, T., Nakamaru, K., Isozaki, K., Okawa, A., & Morita, S. (2010). Three-dimensional motion of the upper extremity joints during various activities of daily living. *Journal of biomechanics*, *43*(15), 2915–2922.
- Alsanawi, H. A., Alghadir, A., Anwer, S., Roach, K. E., & Alawaji, A. (2015). Cross-cultural adaptation and psychometric properties of an Arabic version of the Shoulder Pain and Disability Index. *International Journal of Rehabilitation Research*, *38*(3), 270–275.
- An, K.-N., Browne, A. O., Korinek, S., Tanaka, S., & Morrey, B. F. (1991). Three-dimensional kinematics of glenohumeral elevation. *Journal of Orthopaedic Research*, *9*(1), 143–149.
- Angst, F., Schwyzer, H.-K., Aeschlimann, A., Simmen, B. R., & Goldhahn, J. (2011). Measures of adult shoulder function: Disabilities of the arm, shoulder, and hand questionnaire (DASH) and its short version (QuickDASH), shoulder pain and disability index (SPADI), American shoulder and elbow surgeons (ASES) society standardized shoulder assessment form, constant (Murley) score (CS), simple shoulder test (SST), oxford shoulder score (OSS), shoulder disability questionnaire (SDQ), and Western Ontario shoulder instability index (WOSI). *Arthritis care & research*, *63*(S11), S174-S188.
- Assi, A., Bakouny, Z., Karam, M., Massaad, A., Skalli, W., & Ghanem, I. (2016). Three-dimensional kinematics of upper limb anatomical movements in asymptomatic adults: Dominant vs. non-dominant. *Human Movement Science*, *50*, 10–18.

- Awerbuch, M. S. (2008). The clinical utility of ultrasonography for rotator cuff disease, shoulder impingement syndrome and subacromial bursitis. *Medical Journal of Australia*, 188(1), 50.
- Bagg, S. D., & Forrest, W. J. (1988). A biomechanical analysis of scapular rotation during arm abduction in the scapular plane. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, 67(6), 238–245.
- Bahat, H. S., Weiss, P. L. T., Sprecher, E., Krasovsky, A., & Laufer, Y. (2014). Do neck kinematics correlate with pain intensity, neck disability or with fear of motion?. *Manual therapy*, 19(3), 252-258.
- Bannuru, R. R., Flavin, N. E., Vaysbrot, E., Harvey, W., & McAlindon, T. (2014). High-Energy Extracorporeal Shock-Wave Therapy for Treating Chronic Calcific Tendinitis of the Shoulder A Systematic Review High-Energy Extracorporeal Shock-Wave Therapy for Shoulder Tendinitis. *Annals of internal medicine*, 160(8), 542–549.
- Barnes, C. J., Van Steyn, S. J., & Fischer, R. A. (2001). The effects of age, sex, and shoulder dominance on range of motion of the shoulder. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 10(3), 242–246.
- Baumer, T. G., Dischler, J., Mende, V., Zauel, R., van Holsbeeck, M., Siegal, D. S., ... Bey, M. J. (2017). Effects of asymptomatic rotator cuff pathology on in vivo shoulder motion and clinical outcomes. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 26(6), 1064–1072.
- Baydal-Bertomeu, J. M., Page, Á. F., Belda-Lois, J. M., Garrido-Jaén, D., & Prat, J. M. (2011). Neck motion patterns in whiplash-associated disorders: Quantifying variability and spontaneity of movement. *Clinical Biomechanics*, 26(1), 29–34.

- Beaton, D. E., & Richards, R. R. (1996). Measuring Function of the Shoulder. A Cross-Sectional Comparison of Five Questionnaires*. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 78(6), 882–90.
- Beaton, D. E., Katz, J. N., Fossel, A. H., Wright, J. G., Tarasuk, V., & Bombardier, C. (2001). Measuring the whole or the parts? Validity, reliability, and responsiveness of the DASH outcome measure in different regions of the upper extremity. *J Hand Ther*, 14(2), 128-46.
- Bergin, M. J., Tucker, K. J., Vicenzino, B., van den Hoorn, W., & Hodges, P. W. (2014). Does movement variability increase or decrease when a simple wrist task is performed during acute wrist extensor muscle pain? *European journal of applied physiology*, 114(2), 385–393.
- Bilberg, A., Bremell, T., & Mannerkorpi, K. (2012). Disability of the Arm, Shoulder and Hand questionnaire in Swedish patients with rheumatoid arthritis: A validity study. *Journal of rehabilitation medicine*, 44(1), 7-11.
- Borstad, J. D., Buetow, B., Deppe, E., Kyllonen, J., Liekhus, M., Cieminski, C. J., & Ludewig, P. M. (2009). A longitudinal analysis of the effects of a preventive exercise programme on the factors that predict shoulder pain in construction apprentices. *Ergonomics*, 52(2), 232–244.
- Borstad, John D., & Ludewig, P. M. (2002). Comparison of scapular kinematics between elevation and lowering of the arm in the scapular plane. *Clinical Biomechanics*, 17(9), 650–659.
- Bot, S. D. M., Terwee, C. B., Van der Windt, D., Bouter, L. M., Dekker, J., & De Vet, H. C. W. (2004). Clinimetric evaluation of shoulder disability questionnaires: a systematic review of the literature. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 63(4), 335–341.
- Bot, S. D. M., Van der Waal, J. M., Terwee, C. B., Van der Windt, D., Schellevis, F. G., Bouter, L. M., & Dekker, J. (2005). Incidence and prevalence of complaints of the neck and upper extremity in general practice. *Annals of the rheumatic diseases*, 64(1), 118–123.

- Bourne, D. A., Choo, A. M., Regan, W. D., MacIntyre, D. L., & Oxland, T. R. (2007). Three-dimensional rotation of the scapula during functional movements: an in vivo study in healthy volunteers. *Journal of Shoulder and Elbow surgery*, 16(2), 150–162.
- Braman, J. P., Engel, S. C., Laprade, R. F., & Ludewig, P. M. (2009). « In vivo assessment of scapulohumeral rhythm during unconstrained overhead reaching in asymptomatic subjects ». *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 8, issue 6, p. 960-967.
- Büchler, P., Ramaniraka, N. A., Rakotomanana, L. R., Iannotti, J. P., & Farron, A. (2002). A finite element model of the shoulder: application to the comparison of normal and osteoarthritic joints. *Clinical Biomechanics*, 17(9), 630–639.
- BurBanK, K. M., StevenSon, J. H., Czarnecki, G. R., & Dorfman, J. (2008). Chronic shoulder pain: part I. Evaluation and diagnosis. *American family physician*, 77(4).
- Caceres, M., Serra, P., Lopez, J., & Page, A. (2016). Reliability of the Shoulder Instantaneous Helical Axis measurement during the scaption movement. *Gait y Posture*, 49, 268.
- Cadogan, A., Laslett, M., Hing, W., McNair, P., & Williams, M. (2011). Reliability of a new hand-held dynamometer in measuring shoulder range of motion and strength. *Manual therapy*, 16(1), 97–101.
- Cano, R. M. (2016). Aplicación de la Visión por Computador a la docencia de Física (Doctoral dissertation). Recuperado de <https://riunet.upv.es>
- Castro, J.M.C. y Martini, H.A. (2014). Potencia estadística y cálculo del tamaño del efecto en G*Power: complementos a las pruebas de significación estadística y su aplicación en psicología. *Salud y Sociedad*, 5(2), 210-244.

- Chu, Y., Akins, J., Lovalekar, M., Tashman, S., Lephart, S., & Sell, T. (2012). Validation of a video-based motion analysis technique in 3-D dynamic scapular kinematic measurements. *Journal of biomechanics*, 45(14), 2462-2466.
- Cools, A. M., Witvrouw, E. E., Declercq, G. A., Danneels, L. A., & Cambier, D. C. (2003). Scapular muscle recruitment patterns: trapezius muscle latency with and without impingement symptoms. *The American journal of sports medicine*, 31(4), 542-549)
- Constant, C. R., & Murley, A. G. (1987). A clinical method of functional assessment of the shoulder. *Clinical orthopaedics and related research*, 214, 160–164.
- Crane, E. A., Cassidy, R. B., Rothman, E. D., & Gerstner, G. E., (2010). Effect of registration on cyclical kinematic data. *Journal of biomechanics*, 43 (12), 2444-2447
- Crosbie, J., Kilbreath, S. L., Hollmann, L.,& York, S. (2008). Scapulohumeral rhythm and associated spinal motion. *Clinical Biomechanics*, 23(2), 184–192.
- Culham, E.,& Peat, M. (1993). Functional anatomy of the shoulder complex. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 18, 342–342.
- Cutti, A. G., Giovanardi, A., Rocchi, L., Davalli, A., & Sacchetti, R. (2008). Ambulatory measurement of shoulder and elbow kinematics through inertial and magnetic sensors. *Medical & biological engineering & computing*, 46(2), 169–178.
- Dalbøge, A., Frost, P., Andersen, J. H.,& Svendsen, S. W. (2014). Cumulative occupational shoulder exposures and surgery for subacromial impingement syndrome: a nationwide Danish cohort study. *Occup Environ Med*, oemed–2014.
- de Groot, J. H., Valstar, E. R.,& Arwert, H. J. (1998). Velocity effects on the scapulo-humeral rhythm. *Clinical Biomechanics*, 13(8), 593–602.

- de Groot, J. H., van Woensel, W., & van der Helm, F. C. (1999). Effect of different arm loads on the position of the scapula in abduction postures. *Clinical biomechanics*, 14(5), 309–314.
- de los Reyes-Guzmán, A., Dimbwadyo-Terrer, I., Trincado-Alonso, F., Monasterio-Huelin, F., Torricelli, D., & Gil-Agudo, A. (2014). Quantitative assessment based on kinematic measures of functional impairments during upper extremity movements: A review. *Clinical Biomechanics*, 29(7), 719–727.
- de Oliveira, F. C. L., Bouyer, L. J., Ager, A., & Roy, J.-S. (2017). Electromyographic analysis of rotator cuff muscles in patients with rotator cuff tendinopathy: a systematic review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 35, 100-114.
- de Rosario, H., Vivas, M. J., Sinovas, M. I., & 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 Rosario, H., Page, Á., & Besa, A. (2017). Analytical study of the effects of soft tissue artefacts on functional techniques to define axes of rotation. *Journal of biomechanics*, 62, 60–67.
- de Rosario, H., Page, A., Besa, A., Mata, V., & Conejero, E. (2012). Kinematic description of soft tissue artifacts: quantifying rigid versus deformation components and their relation with bone motion. *Medical & biological engineering & computing*, 50(11), 1173–1181.
- de Rosario, H., Page, Á., Besa, A., & Valera, Á. (2013). Propagation of soft tissue artifacts to the center of rotation: A model for the correction of functional calibration techniques. *Journal of biomechanics*, 46(15), 2619–2625.
- de Rosario, H., Page, Á., & Mata, V. (2014). Point of optimal kinematic error: Improvement of the instantaneous helical pivot method for locating centers of rotation. *Journal of biomechanics*, 47(7), 1742–1747.
- de Rosario, H., Page, A., Mata, V., Besa, A., & Moreno, R. (2012b). Propagation of

- artifact errors on kinematic variables. Effect on Euler angles. *Journal of Biomechanics*, 45, S293.
- de Toledo, J. M., Loss, J. F., Janssen, T. W., van der Scheer, J. W., Alta, T. D., Willems, W. J., & Veeger, D. H. (2012). Kinematic evaluation of patients with total and reverse shoulder arthroplasty during rehabilitation exercises with different loads. *Clinical Biomechanics*, 27(8), 793–800.
- Dempster, W. T. (1965). Mechanisms of shoulder movement. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 46, 49.
- Doorenbosch, C. A., Harlaar, J., & Veeger, D. (2003). The globe system: an unambiguous description of shoulder positions in daily life movements. *Journal of rehabilitation research and development*, 40(2), 147–156.
- Doorenbosch C. A., Mourits, A. J., Veeger, D. H., Harlaar, J., & van der Helm, F. C (2001). Determination of functional rotation axes during elevation of the shoulder complex. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 31(3) 133-137.
- Doriot, N., & Wang, X. (2006). Effects of age and gender on maximum voluntary range of motion of the upper body joints. *Ergonomics*, 49(3), 269–281.
- Draghi, F., Scudeller, L., Draghi, A. G., & Bortolotto, C. (2015). Prevalence of subacromial-subdeltoid bursitis in shoulder pain: an ultrasonographic study. *Journal of ultrasound*, 18(2), 151–158.
- Dubrow, S. A., Streit, J. J., Shishani, Y., Robbin, M. R., & Gobezie, R. (2014). Diagnostic accuracy in detecting tears in the proximal biceps tendon using standard nonenhancing shoulder MRI. *Open access journal of sports medicine*, 5, 81.
- Duhamel, A., Bourriez, J. L., Devos, P., Krystkowiak, P., Destee, A., Derambure, P., & Defebvre, L. (2004). Statistical tools for clinical gait analysis. *Gait & posture*, 20(2), 204–212.
- Dunn, W. R., Kuhn, J. E., Sanders, R., An, Q., Baumgarten, K. M., Bishop, J. Y.,

- Jones, G. L. (2014). Symptoms of pain do not correlate with rotator cuff tear severity: a cross-sectional study of 393 patients with a symptomatic atraumatic full-thickness rotator cuff tear. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 96(10), 793.
- Ebaugh, D. D., McClure, P. W., & Karduna, A. R. (2005). Three-dimensional scapulothoracic motion during active and passive arm elevation. *Clinical Biomechanics*, 20(7), 700–709.
- Ekstrom, R. A., Donatelli, R. A., & Soderberg, G. L. (2003). Surface electromyographic analysis of exercises for the trapezius and serratus anterior muscles. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 33(5), 247-258.
- ElShewy, M. T. (2016). Calcific tendinitis of the rotator cuff. *World journal of orthopedics*, 7(1), 55.
- Endo, K., Yukata, K., & Yasui, N. (2004). Influence of age on scapulo-thoracic orientation. *Clinical Biomechanics*, 19(10), 1009–1013.
- Engin, A. (1980). On the biomechanics of the shoulder complex. *Journal of biomechanics*, 13(7), 583-590.
- Engin, A. E., & Chen, S. M. (1986). Statistical data base for the biomechanical properties of the human shoulder complex-I: Kinematics of the shoulder complex. *Journal of Biomechanical Engineering*, 108(3), 215.
- Engin, A. E., & Tümer, S. T. (1989). Three-dimensional kinematic modelling of the human shoulder complex-Part I: Physical model and determination of joint sinus cones. *Journal of Biomechanical Engineering*, 111 (2), 107-112
- Epanechnikov, V. A. (1969). Non-parametric estimation of a multivariate probability density. *Theory of Probability & Its Applications*, 14(1), 153–158
- Epifanio, I., Ávila, C., Page, Á., & Atienza, C. (2008). Analysis of multiple waveforms by means of functional principal component analysis: normal versus pathological patterns in sit-to-stand movement. *Medical & biological engineering & computing*, 46(6), 551–561.

- EUROSTAT (2010). Health and safety at work in Europe (1999-2007): a statistical portrait. EUROSTAT Statistical books. Publications Office of the European Union, Luxembourg. Recuperado 6 de octubre de 2013 de <https://ec.europa.eu/eurostat/documents/3217494/5718905/KS-31-09-290-EN.PDF/88eef9f7-c229-40de-b1cd-43126bc4a946>
- Evans, J. P., Guyver, P. M., & Smith, C. D. (2015). Frozen shoulder after simple arthroscopic shoulder procedures. *Bone Joint J*, 97(7), 963–966.
- Favre, P., Moor, B., Snedeker, J. G., & Gerber, C. (2008). Influence of component positioning on impingement in conventional total shoulder arthroplasty. *Clinical Biomechanics*, 23(2), 175–183.
- Favre, P., Snedeker, J. G., & Gerber, C. (2009). Numerical modelling of the shoulder for clinical applications. *Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, 367(1895), 2095–2118.
- Fayad, F., Hoffmann, G., Hanneton, S., Yazbeck, C., Lefevre-Colau, M.-M., Poiraudreau, S., ... Roby-Brami, A. (2006). 3-D scapular kinematics during arm elevation: effect of motion velocity. *Clinical biomechanics*, 21(9), 932–941.
- Fayad, F., Roby-Brami, A., Gautheron, V., Lefevre-Colau, M.-M., Hanneton, S., Fermanian, J., ... Revel, M. (2008). Relationship of glenohumeral elevation and 3-dimensional scapular kinematics with disability in patients with shoulder disorders. *Journal of rehabilitation medicine*, 40(6), 456–460.
- Fayad, F., Roby-Brami, A., Yazbeck, C., Hanneton, S., Lefevre-Colau, M.-M., Gautheron, V., ... Revel, M. (2008). Three-dimensional scapular kinematics and scapulohumeral rhythm in patients with glenohumeral osteoarthritis or frozen shoulder. *Journal of biomechanics*, 41(2), 326–332.
- Fernández, L. S., Sánchez, T. O., Castro, M. F., y Sánchez, J. L. A. (2010). Maniobras exploratorias del hombro doloroso. *Seminarios de la Fundación Española de Reumatología*, 11(3), 115–121.

- Finley, M., Jelinek, J. A., & Misamore, G. (2015). Three-dimensional analysis versus goniometric measurement of total active elevation in normal subjects. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 24(9), 1391–1396.
- Fisher, R. A. (1915). Frequency distribution of the values of the correlation coefficient in samples from an indefinitely large population. *Biometrika*, 10(4), 507–521.
- Forte, F. C., Peduzzi de Castro, M., Mahnic de Toledo, J., Ribeiro, D. C., & Loss, J. F. (2009). Scapular kinematics and scapulohumeral rhythm during resisted shoulder abduction—Implications for clinical practice. *Physical Therapy in Sport*, 10(3), 105–111.
- García-Alsina, J., Almazan, C. G., Mesquida, J. M., & Cobo, E. P. (2005). Angular position, range of motion and velocity of arm elevation: A study of consistency of performance. *Clinical Biomechanics*, 20(9), 932–938.
- Garcés Pérez, L. (2016). Análisis biomecánico de las actividades de subir y bajar escaleras en personas con patologías de rodilla. (Doctoral dissertation). Recuperado de <http://roderic.uv.es>
- Garofalo, P., Cutti, A. G., Filippi, M. V., Cavazza, S., Ferrari, A., Cappello, 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 & biological engineering & computing*, 47(5), 475-486
- Gates, D. H., Walters, L. S., Cowley, J., Wilken, J. M., & Resnik, L. (2016). Range of motion requirements for upper-limb activities of daily living. *American Journal of Occupational Therapy*, 70(1), 7001350010p1–7001350010p10.
- Gausden, E. B., McCarthy, M. M., Kontaxis, A., Corpus, K. T., Gulotta, L. V., & Kelly, A. M. (2017). Subscapularis tendon loading during activities of daily living. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 26(2), 331-336.

- Gummesson, C., Atroshi, I., & Ekdahl, C. (2003). The disabilities of the arm, shoulder and hand (DASH) outcome questionnaire: longitudinal construct validity and measuring self-rated health change after surgery. *BMC musculoskeletal disorders*, 4(1), 11.
- Hatze, H. (2002). The fundamental problem of myoskeletal inverse dynamics and its implications. *Journal of Biomechanics*, 35(1), 109–115.
- Herrero, P., Carrera, P., García, E., Gómez-Trullén, E. M., & Oliván-Blázquez, B. (2011). Reliability of goniometric measurements in children with cerebral palsy: a comparative analysis of universal goniometer and electronic inclinometer. A pilot study. *BMC musculoskeletal disorders*, 12(1), 155.
- Hervás, M. T., Collado, M. J. N., Peiró, S., Pérez, J. L. R., Matéu, P. L., y Tello, I. M. (2006). Versión española del cuestionario DASH. Adaptación transcultural, fiabilidad, validez y sensibilidad a los cambios. *Medicina clínica*, 127(12), 441–447.
- Hill, A. M., Bull, A. M. J., Dallalana, R. J., Wallace, A. L., & Johnson, G. R. (2007). Glenohumeral motion: review of measurement techniques. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 15(9), 1137–1143.
- Hill, A. M., Bull, A. M. J., Wallace, A. L., & Johnson, G. R. (2008). Qualitative and quantitative descriptions of glenohumeral motion. *Gait & posture*, 27(2), 177–188.
- Hillen, R. J., Burger, B. J., Pöll, R. G., van Dijk, C. N., & Veeger, D. (2012). The effect of experimental shortening of the clavicle on shoulder kinematics. *Clinical biomechanics*, 27(8), 777–781.
- Högfors, C., Peterson, B., Sigholm, G., & Herberts, P. (1991). Biomechanical model of the human shoulder joint—II. The shoulder rhythm. *Journal of biomechanics*, 24(8), 699–709.

- Högfors, C., Sigholm, G., & Herberts, P. (1987). Biomechanical model of the human shoulder—I. Elements. *Journal of biomechanics*, 20(2), 157–166.
- Huang, H.-Y., Lin, J.-J., Guo, Y. L., Wang, W. T.-J., & Chen, Y.-J. (2013). EMG biofeedback effectiveness to alter muscle activity pattern and scapular kinematics in subjects with and without shoulder impingement. *Journal of electromyography and kinesiology*, 23(1), 267–274.
- Huang, T.-S., Ou, H.-L., Huang, C.-Y., & Lin, J.-J. (2015). Specific kinematics and associated muscle activation in individuals with scapular dyskinesis. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 24(8), 1227–1234.
- Hudak, P. L., Amadio, P. C., Bombardier, C., Beaton, D., Cole, D., Davis, A., ... others. (1996). Development of an upper extremity outcome measure: the DASH (Disabilities of the Arm, Shoulder, and Hand). *American journal of industrial medicine*, 29(6), 602–608.
- Ibáñez, R. M., y Manzanárez, A. (2005). Escalas de valoración del dolor. *Jano*, 68, 527–530.
- Inman, V. T., & Abbott, L. C. (1944). Observations on the function of the shoulder joint. *JBJS*, 26(1), 1-30.
- Inui, H., Hashimoto, T., & Nobuhara, K. (2009). External rotation during elevation of the arm. *Acta orthopaedica*, 80(4), 451–455.
- INSSBT (2011). VII Encuesta Nacional de Condiciones de Trabajo. Recuperado 5 de agosto de 2013 de [http://www.insht.es/InshtWeb/Contenidos/Documentacion/FICHAS%20DE%20PUBLICACIONES/EN%20CATALOGO/OBSERVATORIO/Informe%20\(VII%20ENCT\).pdf](http://www.insht.es/InshtWeb/Contenidos/Documentacion/FICHAS%20DE%20PUBLICACIONES/EN%20CATALOGO/OBSERVATORIO/Informe%20(VII%20ENCT).pdf)
- INSSBT (2012). El trastorno musculoesquelético en el ámbito laboral en cifras. Departamento de Información e Investigación del Instituto Nacional de Seguridad e Higiene en el Trabajo. Recuperado 12 de noviembre de 2012 de <http://www.oect.es/Observatorio/5%20Estudios%20tecnicos/Otros%20estudios%20tecnicos/Publicado/Ficheros/EI%20TME%20en%20el%20%C3%A1mbito%20laboral%20en%20cifras.pdf>

- INSSBT (2014). Estudio descriptivo de enfermedades profesionales. Recuperado el 19/02/2018 de http://www.oect.es/Observatorio/5%20Estudios%20tecnicos/Otros%20estudios%20tecnicos/Publicado/Ficheros/INFORME_EEPP2007-2012_JUNIO2013.pdf
- INSSBT (2016). Encuesta nacional de condiciones de trabajo. 6ª europea EWCS-España. Recuperado el 19/02/2018 de <http://www.insht.es/InshtWeb/Contenidos/Documentacion/FICHAS%20DE%20P>
- INSSBT (2016b). Accidentes de trabajo por sobreesfuerzos. Recuperado el 19/02/2018 de <http://www.oect.es/Observatorio/5%20Estudios%20tecnicos/Riesgos%20especificos/Estudios%20de%20sobreesfuerzos%20y%20TME/Sobresfuerzos%202016.pdf>
- Jaspers, E., Desloovere, K., Bruyninckx, H., Klingels, K., Molenaers, G., Aertbeliën, E., ... Feys, H. (2011). Three-dimensional upper limb movement characteristics in children with hemiplegic cerebral palsy and typically developing children. *Research in developmental disabilities*, 32(6), 2283–2294.
- Jaspers, E., Feys, H., Bruyninckx, H., Harlaar, J., Molenaers, G., & Desloovere, K. (2011). Upper limb kinematics: development and reliability of a clinical protocol for children. *Gait & posture*, 33(2), 279–285.
- Jayaraman, C., Moon, Y., Rice, I. M., Weckler, E. T. H., Beck, C. L., & Sosnoff, J. J. (2014). Shoulder pain and cycle to cycle kinematic spatial variability during recovery phase in manual wheelchair users: a pilot investigation. *PLoS One*, 9(3), e89794.
- Jester, A., Harth, A., Wind, G., Germann, G., & Sauerbier, M. (2005). Disabilities of the arm, shoulder and hand (DASH) questionnaire: determining functional activity profiles in patients with upper extremity disorders. *Journal of Hand Surgery (British and European Volume)*, 30(1), 23–28.

- Jiménez, F. H., Díaz, J. G., & Montes, J. V. (2005). Dinamometría isocinética. *Rehabilitación*, 39(6), 288–296.
- Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H. K., Wootten, M. E., Gainey, J., Gorton, G., & Cochran, G. V. B. (1989). Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *Journal of Orthopaedic Research*, 7(6), 849-860.
- Kapandji, A. I. (2006). Fisiología articular, Tomo 1, Editorial Médica Panamericana
- Karduna, A. R. (2001). Direct 3-dimensional measurement of scapular kinematics during dynamic movements in vivo. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 10(3), 269-277.
- Karlsson, J. O. M., Murphy, M. C., & Mann, R. W. (1990, June). Using Axodes to compare in vivo knee kinematics measure with bone-and skin-mounted markers. *In Issues in modeling and control of biomechanical systems: presented at the Winter Annual Meeting of the American Society of Mechanical Engineers, Dallas, Texas, November 25-30, 1990*(Vol. 25, p. 39). American Society of Mechanical Engineers.
- Kelkar, R., Wang, V. M., Flatow, E. L., Newton, P. M., Ateshian, G. A., Bigliani, L. U., ... Mow, V. C. (2001). Glenohumeral mechanics: a study of articular geometry, contact, and kinematics. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 10(1), 73–84.
- Keshavarz, R., Tajali, S. B., Mir, S. M., & Ashrafi, H. (2017). The role of scapular kinematics in patients with different shoulder musculoskeletal disorders: A systematic review approach. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 21(2), 386–400.
- Kijima, T., Matsuki, K., Ochiai, N., Yamaguchi, T., Sasaki, Y., Hashimoto, E., ... others. (2015). In vivo 3-dimensional analysis of scapular and

- glenohumeral kinematics: comparison of symptomatic or asymptomatic shoulders with rotator cuff tears and healthy shoulders. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 24(11), 1817–1826.
- Klopčar, N., Tomsic, M., & Lenarčič, J. (2007). A kinematic model of the shoulder complex to evaluate the arm-reachable workspace. *Journal of biomechanics*, 40(1), 86–91.
- Koester, M. C., George, M. S., & Kuhn, J. E. (2005). Shoulder impingement syndrome. *The American journal of medicine*, 118(5), 452–455.
- Koishi, H., Goto, A., Tanaka, M., Omori, Y., Futai, K., Yoshikawa, H., & Sugamoto, K. (2011). In vivo three-dimensional motion analysis of the shoulder joint during internal and external rotation. *International orthopaedics*, 35(10), 1503–1509.
- Kolk, A., Henseler, J. F., de Witte, P. B., van Zwet, E. W., van der Zwaal, P., Visser, C. P., ... de Groot, J. H. (2017). The effect of a rotator cuff tear and its size on three-dimensional shoulder motion. *Clinical Biomechanics*, 45, 43–51.
- Kon, Y., Nishinaka, N., Gamada, K., Tsutsui, H., & Banks, S. A. (2008). The influence of handheld weight on the scapulohumeral rhythm. *Journal of Shoulder and Elbow surgery*, 17(6), 943–946.
- Kwon, Y. W., Pinto, V. J., Yoon, J., Frankle, M. A., Dunning, P. E., & Sheikhzadeh, A. (2012). Kinematic analysis of dynamic shoulder motion in patients with reverse total shoulder arthroplasty. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 21(9), 1184–1190.
- Lädermann, A., Chague, S., Kolo, F. C., & Charbonnier, C. (2016). Kinematics of the shoulder joint in tennis players. *Journal of science and medicine in sport*, 19(1), 56–63.

- Leardini, A., Chiari, L., Croce, U. D., & Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait & posture*, *21*(2), 212–225.
- Lempereur, M., Brochard, S., Mao, L., & Rémy-Néris, O. (2012). Validity and reliability of shoulder kinematics in typically developing children and children with hemiplegic cerebral palsy. *Journal of biomechanics*, *45*(11), 2028–2034.
- Lenarcic, J., & Stanisic, M. (2003). A humanoid shoulder complex and the humeral pointing kinematics. *Robotics and Automation, IEEE Transactions on*, *19*(3), 499–506.
- Lenarcic, J., & Umek, A. (1994). Simple model of human arm reachable workspace. *IEEE transactions on systems, man, and cybernetics*, *24*(8), 1239–1246.
- Lewis, J. S. (2009). Rotator cuff tendinopathy. *British journal of sports medicine*, *43*(4), 236-241.
- Li, Z. (2006). Functional degrees of freedom. *Motor Control-Champaign-*, *10* (4), 301.
- Li, Z.-M., & Tang, J. (2007). Coordination of thumb joints during opposition. *Journal of biomechanics*, *40*(3), 502–510.
- Lin, J., Hanten, W. P., Olson, S. L., Roddey, T. S., Soto-quijano, D. A., Lim, H. K., & Sherwood, A. M. (2005). Functional activity characteristics of individuals with shoulder dysfunctions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *15*(6), 576–586.
- Lin, J., Hanten, W. P., Olson, S. L., Roddey, T. S., Soto-Quijano, D. A., Lim, H. K., y Sherwood, A. M. (2006). Shoulder dysfunction assessment: self-report and impaired scapular movements. *Physical therapy*, *86*(8), 1065–1074.

- Lin, J. J., Hanten, W. P., Olson, S. L., Roddey, T. S., Soto-Quijano, D. A., Lim, H. K., & Sherwood, A. M. (2005b). Functional activities characteristics of shoulder complex movements: exploration with a 3-D electromagnetic measurement system. *J Rehabil Res Dev*, 42(2), 199–210.
- Lindsay, N. (2001). Modelling of the Shoulder Mechanism: A Report Describing the Development of a Three-dimensional Biomechanical Model of the Human Shoulder Complex. *Institute of Mechanical Engineering, Aalborg University*.
- Linsell, L., Dawson, J., Zondervan, K., Rose, P., Randall, T., Fitzpatrick, R., & Carr, A. (2006). Prevalence and incidence of adults consulting for shoulder conditions in UK primary care; patterns of diagnosis and referral. *Rheumatology*, 45(2), 215–221.
- Lomond, K. V., & Côté, J. N. (2010). Movement timing and reach to reach variability during a repetitive reaching task in persons with chronic neck/shoulder pain and healthy subjects. *Experimental brain research*, 206(3), 271–282.
- Lomond, K. V., & Côté, J. N. (2011). Shoulder functional assessments in persons with chronic neck/shoulder pain and healthy subjects: reliability and effects of movement repetition. *Work*, 38(2), 169–180.
- Longo, U. G., Rizzello, G., Loppini, M., Locher, J., Buchmann, S., Maffulli, N., & Denaro, V. (2015). Multidirectional instability of the shoulder: a systematic review. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 31(12), 2431–2443.
- López Pascual, J. (2015). Caracterización cinemática de la elevación humeral en el plano escapular. Definición de patrones de normalidad y análisis del gesto patológico (Doctoral dissertation). Recuperado de <https://riunet.upv.es>
- López-Pascual, J., Cáceres, M. L., De Rosario, H., & Page, Á. (2016). The reliability of humerothoracic angles during arm elevation depends on the representation of rotations. *Journal of biomechanics*, 49(3), 502–506.

- López-Pascual, J., Page, Á., & Serra-Añó, P. (2017a). Dynamic thoracohumeral kinematics are dependent upon the etiology of the shoulder injury. *PloS one*, *12*(8), e0183954.
- López-Pascual, J., Page, Á., & Serra-Añó, P. (2017b). Movement Variability Increases With Shoulder Pain When Compensatory Strategies of the Upper Body Are Constrained. *Journal of motor behavior*, 1–7.
- Lorbach, O., y Seil, R. (2016). Calcifying Tendonitis of the Rotator Cuff. *In Arthroscopy* (pp. 541-549). Springer, Berlin, Heidelberg.
- Ludewig, P. M., Behrens, S. A., Meyer, S. M., Spoden, S. M., & Wilson, L. A. (2004). Three-dimensional clavicular motion during arm elevation: reliability and descriptive data. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, *34*(3), 140–149.
- Ludewig, P. M., & Braman, J. P. (2011). Shoulder impingement: biomechanical considerations in rehabilitation. *Manual therapy*, *16*(1), 33–39.
- Ludewig, P. M., & Cook, T. M. (2000). Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. *Physical therapy*, *80*(3), 276–291.
- Ludewig, P. M., Phadke, V., Braman, J. P., Hassett, D. R., Cieminski, C. J., & LaPrade, R. F. (2009). Motion of the shoulder complex during multiplanar humeral elevation. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, *91*(2), 378–389.
- Ludewig, P. M., & Reynolds, J. F. (2009). The association of scapular kinematics and glenohumeral joint pathologies. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, *39*(2), 90.
- Lugo, R., Kung, P., & Ma, C. B. (2008). Shoulder biomechanics. *European journal of radiology*, *68*(1), 16–24.
- Luime, J. J., Koes, B. W., Hendriksen, I. J. M., Burdorf, A., Verhagen, A. P., Miedema, H. S., & Verhaar, J. A. N. (2004). Prevalence and incidence of shoulder pain in the general population; a systematic review. *Scandinavian journal of rheumatology*, *33*(2), 73–81.

- Lukasiewicz, A. C., McClure, P., Michener, L., Pratt, N., & Sennett, B. (1999). Comparison of 3-dimensional scapular position and orientation between subjects with and without shoulder impingement. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 29(10), 574.
- Macedo, L. G., & Magee, D. J. (2008). Differences in range of motion between dominant and nondominant sides of upper and lower extremities. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, 31(8), 577–582.
- Maffulli, N., Longo, U. G., Gougoulas, N., Caine, D., & Denaro, V. (2011). Sport injuries: a review of outcomes. *British medical bulletin*, 97(1), 47–80.
- Magermans, D. J., Chadwick, E. K. J., Veeger, H. E. J., Rozing, P. M., & Van der Helm, F. C. T. (2004a). Effectiveness of tendon transfers for massive rotator cuff tears: a simulation study. *Clinical Biomechanics*, 19(2), 116–122.
- Magermans, D. J., Chadwick, E. K. J., Veeger, H. E. J., & Van Der Helm, F. C. T. (2005). Requirements for upper extremity motions during activities of daily living. *Clinical Biomechanics*, 20(6), 591–599.
- Magermans, D. J., Chadwick, E. K. J., Veeger, H. E. J., van der Helm, F. C. T., & Rozing, P. M. (2004b). Biomechanical analysis of tendon transfers for massive rotator cuff tears. *Clinical Biomechanics*, 19(4), 350–357.
- Matsuki, K., Matsuki, K. O., Mu, S., Kenmoku, T., Yamaguchi, S., Ochiai, N., ... Wada, Y. (2014). In vivo 3D analysis of clavicular kinematics during scapular plane abduction: comparison of dominant and non-dominant shoulders. *Gait & posture*, 39(1), 625–627.
- Matsuki, K., Matsuki, K. O., Mu, S., Yamaguchi, S., Ochiai, N., Sasho, T., ... Banks, S. A. (2011). In vivo 3-dimensional analysis of scapular kinematics: comparison of dominant and nondominant shoulders. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 20(4), 659-665.
- Maurel, W., & Thalmann, D. (2000). Human shoulder modeling including scapulothoracic constraint and joint sinus cones. *Computers & Graphics*, 24(2), 203–218.

- McClure, Phil W., Michener, L. A., & Sennett, B. (2001). Dynamic measurements of three-dimensional scapular kinematics: a validation study. *Journal of biomechanical engineering*, 123(2), 184-190.
- McClure, Philip W., Michener, L. A., & Karduna, A. R. (2006). Shoulder function and 3-dimensional scapular kinematics in people with and without shoulder impingement syndrome. *Physical Therapy*, 86(8), 1075–1090.
- McGraw, M. A., Mehlman, C. T., Lindsell, C. J., & Kirby, C. L. (2009). Postnatal Growth of the Clavicle: Birth to Eighteen Years of Age. *Journal of pediatric orthopedics*, 29(8), 937.
- McIntosh, L., McKenna, K., & Gustafsson, L. (2003). Active and passive shoulder range of motion in healthy older people. *British Journal of Occupational Therapy*, 66(7), 318–324.
- McPherson, E. J., Friedman, R. J., An, Y. H., Chokesi, R., & Dooley, R. L. (1997). Anthropometric study of normal glenohumeral relationships. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 6(2), 105–112.
- McQuade, K. J., & Smidt, G. L. (1998). Dynamic scapulohumeral rhythm: the effects of external resistance during elevation of the arm in the scapular plane. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 27(2), 125–133.
- Mell, A. G., LaScalza, S., Guffey, P., Ray, J., Maciejewski, M., Carpenter, J.E & Hughes, R. E. (2005). Effect of rotator cuff pathology on shoulder rhythm. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 14(1), S58-S64.
- Michiels, I., & Grevenstein, J. (1995). Kinematics of shoulder abduction in the scapular plane: on the influence of abduction velocity and external load. *Clinical Biomechanics*, 10(3), 137–143.
- Milgrom, C., Schaffler, M., Gilbert, S., & Van Holsbeeck, M. (1995). Rotator-cuff changes in asymptomatic adults. The effect of age, hand dominance and gender. *Bone & Joint Journal*, 77(2), 296–298.
- Minagawa, H., Yamamoto, N., Abe, H., Fukuda, M., Seki, N.,... Itoi, E. (2013).

- Prevalence of symptomatic and asymptomatic rotator cuff tears in the general population: from mass-screening in one village. *Journal of orthopaedics*, 10(1), 8–12.
- Miura, Y., Kai, Y., Morihara, T., Fukushima, H., Furukawa, R., Sukenari, T., ... Nomura, T. (2017). Three-dimensional Scapular Kinematics During Arm Elevation in Massive Rotator Cuff Tear Patients. *Progress in Rehabilitation Medicine*, 2, 20170005.
- Moon, Y., Jayaraman, C., Hsu, I. M. K., Rice, I. M., Hsiao-Wecksler, E. T., & Sosnoff, J. J. (2013). Variability of peak shoulder force during wheelchair propulsion in manual wheelchair users with and without shoulder pain. *Clinical Biomechanics*, 28(9), 967–972.
- Morell, D. J., & Thyagarajan, D. S. (2016). Sternoclavicular joint dislocation and its management: A review of the literature. *World journal of orthopedics*, 7(4), 244.
- Muller, M. (1993). The angles of femoral and tibial axes with respect to the cruciate ligament four-bar system in the knee joint. *Journal of theoretical biology*, 161(2), 221–230.
- Murphy, L. A., & Prendergast, P. J. (2005). Acromion-fixation of glenoid components in total shoulder arthroplasty. *Journal of biomechanics*, 38(8), 1702–1711.
- Murthi, A. M., Vosburgh, C. L., & Neviasser, T. J. (2000). The incidence of pathologic changes of the long head of the biceps tendon. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 9(5), 382–385.
- Myers, J. B., Wassinger, C. A., & Lephart, S. M. (2006). Sensorimotor contribution to shoulder stability: effect of injury and rehabilitation. *Manual therapy*, 11(3), 197–201.
- Namdari, S., Yagnik, G., Ebaugh, D. D., Nagda, S., Ramsey, M. L., Williams Jr, G. R., & Mehta, S. (2012). Defining functional shoulder range of motion for activities of daily living. *Journal of shoulder and elbow surgery* 21(9), 1177-1183

- Nishinaka, N., Tsutsui, H., Mihara, K., Suzuki, K., Makiuchi, D., Kon, Y., ... Sugimoto, H. (2008). Determination of in vivo glenohumeral translation using fluoroscopy and shape-matching techniques. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 17(2), 319–322.
- Page, Á., de Rosario, H., Gálvez, J. A., & 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, Á., de Rosario, H., Mata, V., & Atienza, C. (2009). Experimental analysis of rigid body motion. A vector method to determine finite and infinitesimal displacements from point coordinates. *Journal of Mechanical Design*, 131(3), 031005.
- Page, A., de Rosario, H., Mata, V., & Besa, A. (2014). Model of soft tissue artifact propagation to joint angles in human movement analysis. *Journal of Biomechanical Engineering*, 136(3), 034502.
- Page, A., Galvez, JA., Baydal-Bertomeu JM., Mata V., & Belda-Lois, J.M. (2008) P011 Functional degrees of freedom of neck movements: linear models may overestimate variability. *Gait & Posture*, 28, S56.
- Page, Alvaro, Candelas, P., & Belmar, F. (2006b). On the use of local fitting techniques for the analysis of physical dynamic systems. *European Journal of Physics*, 27(2), 273.
- Page, Alvaro, de Rosario, H., Mata, V., Hoyos, J. V., & Porcar, R. (2006). Effect of marker cluster design on the accuracy of human movement analysis using stereophotogrammetry. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 44(12), 1113–1119.
- Page, Alvaro, Galvez, J. A., de Rosario, H., Mata, V., & 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.

- Pascoal, A. G., van der Helm, F. F. C. T., Pezarat Correia, P., & Carita, I. (2000). Effects of different arm external loads on the scapulo-humeral rhythm. *Clinical Biomechanics*, *15*, S21-S24.
- Patel, B., Gustafson, P. A., & Jastifer, J. (2012). The effect of clavicle malunion on shoulder biomechanics; A computational study. *Clinical Biomechanics*, *27*(5), 436–442.
- Pearl, M. L., Harris, S. L., Lippitt, S. B., Sidles, J. A., Harryman II, D. T., & Matsen III, F. A. (1992). A system for describing positions of the humerus relative to the thorax and its use in the presentation of several functionally important arm positions. *Journal of shoulder and elbow surgery*, *1*(2), 113–118.
- Petterson, S. C., Harvey, M., & Plancher, K. D. (2017). Rotator Cuff Tendinopathy. *Muscle and Tendon Injuries* (pp. 193-203). Springer, Berlin, Heidelberg.
- Petuskey, K., Bagley, A., Abdala, E., James, M. A., & Rab, G. (2007). Upper extremity kinematics during functional activities: three-dimensional studies in a normal pediatric population. *Gait & posture*, *25*(4), 573–579.
- Phadke, V., Braman, J. P., LaPrade, R. F., & Ludewig, P. M. (2011). Comparison of glenohumeral motion using different rotation sequences. *Journal of biomechanics*, *44*(4), 700–705.
- Phadke, V., & Ludewig, P. M. (2013). Study of the scapular muscle latency and deactivation time in people with and without shoulder impingement. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *23*(2), 469–475.
- Poppen, N. K., & Walker, P. S. (1976). Normal and abnormal motion of the shoulder. *J Bone Joint Surg Am*, *58*(2), 195–201.
- Prinold, J. A., Villette, C. C., & Bull, A. M. (2013). The influence of extreme speeds on scapula kinematics and the importance of controlling the plane of elevation. *Clinical Biomechanics*, *28*(9), 973–980.

- Quental, C., Folgado, J., Ambrósio, J., & Monteiro, J. (2012). A multibody biomechanical model of the upper limb including the shoulder girdle. *Multibody System Dynamics*, 28(1-2), 83–108.
- Rab, G., Petuskey, K., & Bagley, A. (2002). A method for determination of upper extremity kinematics. *Gait & posture*, 15(2), 113-119.
- Ramsay, J. O., & Dalzell, C. J. (1991). Some tools for functional data analysis. *Journal of the Royal Statistical Society: Series B*, 53(3), 539-561.
- Ramsay, J. O., & Silverman, B. W. (2005.). *Functional data analysis*. Springer, New York.
- Raven, E. E., Haverkamp, D., Sierevelt, I. N., Van Montfoort, D. O., Pöll, R. G., Blankevoort, L., & Tak, P. P. (2008). Construct Validity and Reliability of the Disability of Arm, Shoulder and Hand Questionnaire for Upper Extremity Complaints in Rheumatoid Arthritis. *The Journal of rheumatology*, 35(12), 2334-2338.
- Reinold, M. M., Macrina, L. C., Wilk, K. E., Fleisig, G. S., Dun, S., Barrentine, S. W., ... & Andrews, J. R. (2007). Electromyographic analysis of the supraspinatus and deltoid muscles during 3 common rehabilitation exercises. *Journal of athletic training*, 42(4), 464
- Ribeiro, A., Rasmussen, J., Flores, P., & Silva, L. F. (2012). Modeling of the condyle elements within a biomechanical knee model. *Multibody System Dynamics*, 28(1-2), 181–197.
- Rice, I. M., Jayaraman, C., Hsiao-Wecksler, E. T., & Sosnoff, J. J. (2014). Relationship between shoulder pain and kinetic and temporal-spatial variability in wheelchair users. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 95(4), 699–704.
- Richards, R. R., An, K.-N., Bigliani, L. U., Friedman, R. J., Gartsman, G. M., Gristina, A. G., ... Zuckerman, J. D. (1994). A standardized method for the assessment of shoulder function. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 3(6), 347–352.

- Riemann, B. L., & Lephart, S. M. (2002). The sensorimotor system, part I: the physiologic basis of functional joint stability. *Journal of athletic training*, 37(1), 71.
- Robert-Lachaine, X., Allard, P., Godbout, V., Tétreault, P., & Begon, M. (2016). Scapulohumeral rhythm relative to active range of motion in patients with symptomatic rotator cuff tears. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 25(10), 1616–1622.
- Robert-Lachaine, X., Marion, P., Godbout, V., Bleau, J., & Begon, M. (2015). Elucidating the scapulo-humeral rhythm calculation: 3D joint contribution method. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 18(3), 249–258.
- Rodríguez D. et al., (2011). Directrices para la decisión clínica en enfermedades profesionales. Patología tendinosa crónica del manguito rotador. INSSBT, ministerio de empleo y seguridad social, ministerio de economía y competitividad, Instituto de salud Carlos III. Recuperado el 16 de noviembre de 2013 de <http://www.insht.es/InshtWeb/Contenidos/Documentacion/FICHAS%20E%20PUBLICACIONES/Ficha5manguitorotador.pdf>
- Roren, A., Lefevre-Colau, M.-M., Roby-Brami, A., Revel, M., Fermanian, J., Gautheron, V., ... Fayad, F. (2012). Modified 3D scapular kinematic patterns for activities of daily living in painful shoulders with restricted mobility: a comparison with contralateral unaffected shoulders. *Journal of biomechanics*, 45(7), 1305–1311.
- Roy, J.-S., Braën, C., Leblond, J., Desmeules, F., Dionne, C. E., MacDermid, J. C., ... Frémont, P. (2015). Diagnostic accuracy of ultrasonography, MRI and MR arthrography in the characterisation of rotator cuff disorders: a systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med*, 49(20), 1316–1328.
- Rundquist, P. J., Anderson, D. D., Guanche, C. A., & Ludewig, P. M. (2003). Shoulder kinematics in subjects with frozen shoulder1. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 84(10), 1473–1479.

- Rundquist, P. J., Dumit, M., Hartley, J., Schultz, K., & Finley, M. A. (2012). Three-dimensional shoulder complex kinematics in individuals with upper extremity impairment from chronic stroke. *Disability and Rehabilitation*, 34(5), 402–407.
- Sahara, W., Sugamoto, K., Murai, M., Tanaka, H., & Yoshikawa, H. (2007). The three-dimensional motions of glenohumeral joint under semi-loaded condition during arm abduction using vertically open MRI. *Clinical Biomechanics*, 22(3), 304–312.
- Sahara, W., Sugamoto, K., Murai, M., & Yoshikawa, H. (2007b). Three-dimensional clavicular and acromioclavicular rotations during arm abduction using vertically open MRI. *Journal of Orthopaedic Research*, 25(9), 1243–1249.
- Sánchez-Zuriaga, D., López-Pascual, J., Garrido-Jaén, D., de Moya, M. F. P., & Prat-Pastor, J. (2011). Reliability and validity of a new objective tool for low back pain functional assessment. *Spine*, 36(16), 1279–1288.
- Schwartz, C., Croisier, J.-L., Rigaux, E., Denoël, V., Brûls, O., & Forthomme, B. (2014). Dominance effect on scapula 3-dimensional posture and kinematics in healthy male and female populations. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 23(6), 873–881.
- Scibek, J. S., Mell, A. G., Downie, B. K., Palmieri-Smith, R., & Hughes, R. E. (2010). Impact of pain on shoulder elevation velocity in patients with rotator cuff tears. *Journal of Musculoskeletal Research*, 13(01), 23–33.
- Scibek, J. S., & Carcia, C. R. (2012). Assessment of scapulohumeral rhythm for scapular plane shoulder elevation using a modified digital inclinometer. *World journal of orthopedics*, 3(6), 87.
- Scott, J., & Huskisson, E. C. (1979). Vertical or horizontal visual analogue scales. *Annals of the rheumatic diseases*, 38(6), 560.

- Seitz, A. L., McClure, P. W., Finucane, S., Boardman, N. D., & Michener, L. A. (2011). Mechanisms of rotator cuff tendinopathy: intrinsic, extrinsic, or both? *Clinical biomechanics*, *26*(1), 1–12.
- Šenk, M., & Cheze, L. (2006). Rotation sequence as an important factor in shoulder kinematics. *Clinical biomechanics*, *21*, S3–S8.
- Seth, A., Matias, R., Veloso, A. P., & Delp, S. L. (2016). A biomechanical model of the scapulothoracic joint to accurately capture scapular kinematics during shoulder movements. *PloS one*, *11*(1), e0141028.
- Sheikhzadeh, A., Yoon, J., Pinto, V. J., & Kwon, Y. W. (2008). Three-dimensional motion of the scapula and shoulder during activities of daily living. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, *17*(6), 936–942.
- Shinozaki, N., Sano, H., Omi, R., Kishimoto, K.N., Yamamoto, N., Tashiro, M., & Itoi, E. (2014). Differences in muscle activities during shoulder elevation in patients with symptomatic and asymptomatic rotator cuff tears. *Journal of shoulder and elbow surgery*, *23*(3), e61-e67.
- Sørensen, H., Goldsmith, J., & Sangalli, L. M. (2013). An introduction with medical applications to functional data analysis. *Statistics in medicine*, *32*(30), 5222-5240.
- Sociedad Española de reumatología (2013). Protocolos de hombro. Recuperado el 8 de abril de 2013 de http://www.ser.es/practicaClinica/Protocolos/Protocolo_Hombro.php
- Soucie, J. M., Wang, C., Forsyth, A., Funk, S., Denny, M., Roach, K. E., & Boone, D. (2011). Range of motion measurements: reference values and a database for comparison studies. *Haemophilia*, *17*(3), 500–507.
- Spall, P., Ribeiro, D. C., & Sole, G. (2016). Electromyographic activity of shoulder Girdle muscles in patients of symptomatic and asymptomatic rotator cuff tear A systematic review and Meta-Analysis. *PM&R* *8* (9), 894-906.
- Srinivasan, D., & Mathiassen, S. E. (2012). Motor variability in occupational health and performance. *Clinical biomechanics*, *27*(10), 979–993.

- Stergiou, N (2004). *Innovative analyses of human movement* (pp. 223-258). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Stergiou, N., Harbourne, R. T., & Cavanaugh, J. T. (2006). Optimal movement variability: a new theoretical perspective for neurologic physical therapy. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, 30(3), 120–129.
- Stokdijk, M., Eilers, P. H. C., Nagels, J., & Rozing, P. M. (2003). External rotation in the glenohumeral joint during elevation of the arm. *Clinical Biomechanics*, 18(4), 296–302.
- Strimpakos, N. (2011). The assessment of the cervical spine. Part 1: range of motion and proprioception. *Journal of bodywork and movement therapies*, 15(1), 114–124.
- Struyf, F., Nijs, J., Baeyens, J.-P., Mottram, S., & Meeusen, R. (2011). Scapular positioning and movement in unimpaired shoulders, shoulder impingement syndrome, and glenohumeral instability. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 21(3), 352–358.
- Struyf, Filip, Cagnie, B., Cools, A., Baert, I., Van Brempt, J., Struyf, P., & Meeus, M. (2014). Scapulothoracic muscle activity and recruitment timing in patients with shoulder impingement symptoms and glenohumeral instability. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24(2), 277–284.
- Su, W.-R., Chen, W.-L., Chen, R.-H., Hong, C.-K., Jou, I.-M., & Lin, C.-L. (2016). Evaluation of three-dimensional scapular kinematics and shoulder function in patients with short malunion of clavicle fractures. *Journal of Orthopaedic Science*, 21(6), 739–744.
- Suprak, D. N., Osternig, L. R., Van Donkelaar, P., & Karduna, A. R. (2006). Shoulder joint position sense improves with elevation angle in a novel, unconstrained task. *Journal of orthopaedic research*, 24(3), 559–568.
- Suprak, D. N., Osternig, L. R., van Donkelaar, P., & Karduna, A. R. (2007). Shoulder joint position sense improves with external load. *Journal of motor behavior*, 39(6), 517–525.

- Svendson, S. W., Gelineck, J., Mathiassen, S. E., Bonde, J. P., Frich, L. H., Stengaard-Pedersen, K., & Egund, N. (2004). Work above shoulder level and degenerative alterations of the rotator cuff tendons: a magnetic resonance imaging study. *Arthritis & Rheumatology*, *50*(10), 3314–3322.
- Tamai, K., Akutsu, M., & Yano, Y. (2014). Primary frozen shoulder: brief review of pathology and imaging abnormalities. *Journal of Orthopaedic Science*, *19*(1), 1–5.
- Tempelhof, S., Rupp, S., & Seil, R. (1999). Age-related prevalence of rotator cuff tears in asymptomatic shoulders. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, *8*(4), 296–299.
- Terry, G. C., & Chopp, T. M. (2000). Functional anatomy of the shoulder. *Journal of athletic training*, *35*(3), 248.
- Terrier, A., Büchler, P., & Farron, A. (2005). Bone–cement interface of the glenoid component: stress analysis for varying cement thickness. *Clinical Biomechanics*, *20*(7), 710–717.
- Tucker, W. S., Armstrong, C. W., Gribble, P. A., Timmons, M. K., & Yeasting, R. A. (2010). Scapular muscle activity in overhead athletes with symptoms of secondary shoulder impingement during closed chain exercises. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, *91*(4), 550–556.
- Ullah, S., & Finch, C. F. (2013). Applications of functional data analysis: A systematic review. *BMC medical research methodology*, *13*(1), 43.
- Umek, A., & Lenarcic, J. (1991, June). Recent results in evaluation of human arm workspace. In *Advanced Robotics, 1991. 'Robots in Unstructured Environments', 91 ICAR., Fifth International Conference on* (pp. 237-242). IEEE.

- van Andel, C. J., Wolterbeek, N., Doorenbosch, C. A., Veeger, D. H., & Harlaar, J. (2008). Complete 3D kinematics of upper extremity functional tasks. *Gait & posture*, 27(1), 120–127.
- van Andel, C., van Hutten, K., Eversdijk, M., Veeger, D., & Harlaar, J. (2009). Recording scapular motion using an acromion marker cluster. *Gait & posture*, 29(1), 123–128.
- van de Pol, R. J., van Trijffel, E., & Lucas, C. (2010). Inter-rater reliability for measurement of passive physiological range of motion of upper extremity joints is better if instruments are used: a systematic review. *Journal of Physiotherapy*, 56(1), 7–17.
- van de Pol, R., van Trijffel, E., & Lucas, C. (2015). Inter-examiner reliability for measurement of passive physiological range of motion in upper extremity joints is better if instruments are used: A systematic review. *Role and reliability of passive joint motion assessment: Towards multivariable diagnostics and decision-making in manual therapy*, 53.
- Van der Helm, F. C. (1994). A finite element musculoskeletal model of the shoulder mechanism. *Journal of biomechanics*, 27(5), 551–569.
- van Rijn, R. M., Huisstede, B. M., Koes, B. W., & Burdorf, A. (2010). Associations between work-related factors and specific disorders of the shoulder—a systematic review of the literature literature. *Scand J Work Environ Health*, 36(3), 189–201.
- Veeger, H. E. J., & Van Der Helm, F. C. T. (2007). Shoulder function: the perfect compromise between mobility and stability. *Journal of biomechanics*, 40(10), 2119–2129.
- Veeger, H. E. J. (2000). The position of the rotation center of the glenohumeral joint. *Journal of biomechanics*, 33(12), 1711-1715.

- Vermeulen, H. M., Stokdijk, M., Eilers, P. H. C., Meskers, C. G. M., Rozing, P. M., & Vlieland, T. V. (2002). Measurement of three dimensional shoulder movement patterns with an electromagnetic tracking device in patients with a frozen shoulder. *Annals of the rheumatic diseases*, *61*(2), 115–120.
- Vidt, M. E., Santago, A. C., Marsh, A. P., Hegedus, E. J., Tuohy, C. J., Poehling, G. G., ... Saul, K. R. (2016). The effects of a rotator cuff tear on activities of daily living in older adults: A kinematic analysis. *Journal of biomechanics*, *49*(4), 611–617.
- Weir, J. P. (2005). Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *19*(1), 231-240.
- Walter, S. D., Eliasziw, M., & Donner, A. (1998). Sample size and optimal designs for reliability studies. *Statistics in medicine*, *17*(1), 101–110.
- Westerhoff, P., Graichen, F., Bender, A., Halder, A., Beier, A., Rohlmann, A., & Bergmann, G. (2009). In vivo measurement of shoulder joint loads during activities of daily living. *Journal of Biomechanics*, *42*(12), 1840–1849.
- Westerhoff, P., Graichen, F., Bender, A., Halder, A., Beier, A., Rohlmann, A., & Bergmann, G. (2012). In vivo measurement of shoulder joint loads during walking with crutches. *Clinical Biomechanics*, *27*(7), 711–718.
- Woltring, H. J., Long, K., Osterbauer, P.J., & 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., Huiskes, R., De Lange, A., & 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.

- Wu, G., Van der Helm, F. C., Veeger, H. E. J., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., ... Wang, X. (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.
- Wu, P.-T., Jou, I.-M., Yang, C.-C., Lin, C.-J., Yang, C.-Y., Su, F.-C., & Su, W.-R. (2014). The severity of the long head biceps tendinopathy in patients with chronic rotator cuff tears: macroscopic versus microscopic results. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 23(8), 1099–1106.
- Yamamoto, A., Takagishi, K., Osawa, T., Yanagawa, T., Nakajima, D., Shitara, H., & Kobayashi, T. (2010). Prevalence and risk factors of a rotator cuff tear in the general population. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 19(1), 116–120.
- Yang, Jing-lan, Chang, C., Chen, S., & Lin, J. (2008). Shoulder kinematic features using arm elevation and rotation tests for classifying patients with frozen shoulder syndrome who respond to physical therapy. *Manual therapy*, 13(6), 544–551.
- Yang, Jingzhou, Feng, X., Kim, J. H., & Rajulu, S. (2010). Review of biomechanical models for human shoulder complex. *International Journal of Human Factors Modelling and Simulation*, 1(3), 271–293.
- Yoshizaki, K., Hamada, J., Tamai, K., Sahara, R., Fujiwara, T., & Fujimoto, T. (2009). Analysis of the scapulohumeral rhythm and electromyography of the shoulder muscles during elevation and lowering: comparison of dominant and nondominant shoulders. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 18(5), 756–763.

Anexo A

Consentimiento informado

Yo, D./Dña....., con D.N.I.:..... y teléfono..... en representación de y habiendo recibido información del proyecto: "Aplicación de la cinemática articular a la valoración funcional del hombro", en el que voy a prestar mi colaboración realizando gestos que implican movimientos en el hombro, que serán registrados y analizados; y habiendo sido suficientemente informado/a de las tareas a realizar, condiciones de las mismas, objetivos del proyecto y uso que se le va a dar a la información obtenida en el transcurso de la colaboración por....., a quien he podido hacer preguntas sobre el mismo.

Comprendo que mi participación es voluntaria, y que puedo retirarme del estudio en cualquier momento. Por lo que doy libremente mi conformidad para:

SI NO

- Participar en el presente estudio.
- Registrar imágenes de mi participación en el estudio.
- Incluir las imágenes obtenidas en publicaciones de ámbito científico.
- Incluir los datos personales que serán tratados conforme establece la Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre, de Protección de Datos de Carácter Personal.

Fdo:.....

El participante, tutor o representante legal.

Fdo:.....

La persona que ha informado.

Valencia, a, de de

20...

Anexo B

Hoja de registro de datos

SUJETO NUMERO:		FECHA:	
Nombre:		Apellidos:	
Fecha nacimiento:			
Edad:	Sexo:	Profesión:	Teléfono:
Nacionalidad:			
Estado Laboral:		Brazo Dominante:	
Peso:		Estatura:	
Correo electrónico:			

Diagnóstico:
Tiempo de evolución:
Sintomas principales:
Tratamientos realizados:
Puntuación EVA:
Puntuación DASH:
OBSERVACIONES:

Anexo C

Escalas DASH y EVA

ESCALA DASH (GENERAL)					
Califique su capacidad para realizar	Sin dificultad	Dificultad leve	Dificultad moderada	Dificultad severa	Incapaz
1. Abrir un bote apretado o nuevo	1	2	3	4	5
2. Escribir	1	2	3	4	5
3. Girar una llave	1	2	3	4	5
4. Preparar una comida	1	2	3	4	5
5. Empujar una puerta pesada para abrirla	1	2	3	4	5
6. Colocar un objeto en un estante por encima de la cabeza	1	2	3	4	5
7. Realizar tareas domésticas pesadas (p.ej., limpiar paredes o fregar suelos)	1	2	3	4	5
8. Cuidar plantas en el jardín o en la terraza	1	2	3	4	5
9. Hacer una cama	1	2	3	4	5
10. Llevar una bolsa de la compra o una cartera	1	2	3	4	5
11. Llevar un objeto pesado (más de 5 Kg)	1	2	3	4	5
12. Cambiar una bombilla que esté por encima de la cabeza	1	2	3	4	5
13. Lavarse o secarse el pelo	1	2	3	4	5
14. Lavarse la espalda	1	2	3	4	5
15. Ponerse un jersey	1	2	3	4	5
16. Usar un cuchillo para cortar alimentos	1	2	3	4	5
17. Actividades recreativas que requieren poco esfuerzo (p.ej., jugar a las cartas, hacer punto)	1	2	3	4	5
18. Actividades recreativas en las que realice alguna fuerza o se soporte algún impacto en el brazo, el hombro o la mano (p.ej., golf, tenis, dar martillazos)	1	2	3	4	5
19. Actividades recreativas en las que mueva libremente el brazo, el hombro o la mano (p. ej., jugar ping pong, lanzar pelota)	1	2	3	4	5
20. Posibilidad de usar transportes (ir de un sitio a otro)	1	2	3	4	5
21. Actividades sexuales	1	2	3	4	5
22. Durante la semana pasada, ¿en qué medida el problema de su hombro, brazo o mano interfirió en sus actividades sociales	Nada	Ligeramente	Limitadamente	Mucho	Extremad

con la familia, amigos, vecinos o grupos (marque con un círculo el número)	1	2	3	4	amente 5
23. Durante la semana pasada, ¿en qué medida el problema de su hombro, brazo o mano limitó sus actividades laborales u otras actividades de la vida diaria	Nada limitado 1	Ligeramente limitado 2	Moderadamente limitado 3	Muy limitado 4	Incapaz 5
Valore la gravedad de los siguiente síntomas durante la semana pasada (marque el número con un círculo)	Nula	Leve	Moderada	Severa	Extrema
24. Dolor en el brazo, hombro o mano	1	2	3	4	5
25. Dolor en el brazo, hombro o mano, cuando realiza una actividad concreta	1	2	3	4	5
26. Sensación punzante u hormigueo en el brazo, hombro o mano	1	2	3	4	5
27. Debilidad en el brazo, hombro o mano	1	2	3	4	5
28. Rigidez en el brazo, hombro o mano	1	2	3	4	5
29. Durante la semana pasada, cuanta dificultad tuvo para dormir a causa del dolor del brazo, hombro o mano (marque con un círculo)	Ninguna dificultad 1	Dificultad leve 2	Dificultad moderada 3	Dificultad severa 4	Tanta dificultad que no puede dormir 5
30. Me siento menos capaz, con menos confianza y menos útil, a causa del problema del brazo, hombro o mano	Totalmente de acuerdo 1	En desacuerdo 2	Ni de acuerdo ni endesacuerdo 3	De acuerdo 4	Totalmente de acuerdo 5

Escala DASH. Módulo de Trabajo (Opcional) ¿Tuvo usted alguna dificultad...					
	Ninguna dificultad	Dificultad leve	Dificultad moderada	Mucha dificultad	Imposible
1. para usar su técnica habitual para su trabajo?	1	2	3	4	5
2. para hacer su trabajo habitual debido al dolor del hombro, brazo, mano?	1	2	3	4	5
3. para realizar su trabajo tan bien como le gustaría?	1	2	3	4	5
4. para emplear la cantidad habitual de tiempo en su trabajo?	1	2	3	4	5

ESCALA VISUAL ANALÓGICA (EVA) PARA LA MEDICIÓN DEL DOLOR

Marca con una cruz en la escala la intensidad de tu dolor



Anexo D

Documentación de los programas para análisis cinemático de cadenas de segmentos mediante fotogrametría

La información contenida en este documento explica cómo usar los programas de análisis cinemático a partir de las coordenadas de marcadores técnicos utilizando el vector de Rodrigues para la representación de giros en 3D.

1. Estructura de datos de partida

En primer lugar, para usar estos programas se ha de obtener (p.ej. de Kinescan) las coordenadas de los puntos del cuerpo o cuerpos a analizar. Estas coordenadas se han de guardar en hipermatrices de tres dimensiones (tiempos \times coordenadas \times marcadores). Para n instantes y m marcadores, se trata de una hipermatriz $n \times 3 \times m$

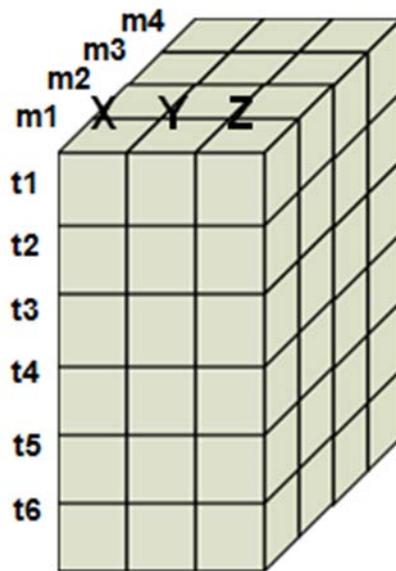


Figura 1. Estructura de las matrices de marcadores

Normalmente, también hará falta tener determinada una posición de referencia. Ésta se representa como una fila de la matriz M_0 ($1 \times 3 \times m$).

Habitualmente la salida de Kinescan son las coordenadas xyz de cada marcador, por columnas, siendo las filas los instantes de tiempo. Por ejemplo, para 3 marcadores m_1, m_2, m_3 , las columnas serían del tipo:

$$x_1 \ y_1 \ z_1 \ x_2 \ y_2 \ z_2 \ x_3 \ y_3 \ z_3$$

siendo las filas las medidas para cada instante de tiempo.

Debe importarse el fichero de datos, tipo *.txt y se obtendrá una matriz con n filas (una para cada instante de tiempo) y 3xm columnas (las coordenadas de los m marcadores). Supongamos que esa matriz es datos.

Ese fichero puede organizarse tal como se muestra en la figura 1 para su análisis mediante el programa calcM.m. Permite construir la hipermatriz a partir de los marcadores deseados, que no tienen por qué ser todos, ni estar en el mismo orden que los ha proporcionado Kinescan.

Por ejemplo, si al medir hemos usado los marcadores (en este orden)

[1 2 3 4 a b c c1 d t2]

pero solo queremos construir M a partir de [1 2 3 a b c d]

entonces se hace $M = \text{calcM}(\text{datos}, [1\ 2\ 3\ 4\ 5\ 6\ 7\ 9])$

El vector [1 2 3 4 5 6 9] indica el orden de los marcadores incluidos (observar que se ha dejado el nº 8 (c1) y el 10(t2)).

2. Análisis básico

A partir de estas matrices se pueden hacer dos tipos de análisis básicos:

1. **ANÁLISIS DE DESPLAZAMIENTOS FINITOS:** el que estudia las **posiciones** (o cambios de posición) de los cuerpos: traslaciones y rotaciones (ángulos articulares, etc.). Las variables principales son la ROTACIÓN de cada cuerpo (que normalmente definimos a través del vector de Rodrigues Ω) y la TRASLACIÓN de un punto arbitrario (normalmente la del centroide de los marcadores, ΔRG). Este análisis siempre necesita definir una posición de referencia, en la que tanto Ω como ΔRG son nulos.
2. **ANÁLISIS CINEMÁTICO:** el que estudia las **velocidades** (lineales o angulares) de los cuerpos de forma instantánea. Las variables principales

son la VELOCIDAD ANGULAR de cada cuerpo (\mathbf{w}) y la VELOCIDAD LINEAL de un punto de referencia (normalmente la del centroide, \mathbf{vG}).

Ambos análisis están relacionados: la velocidad lineal es la derivada de la traslación de un punto ($\mathbf{vG} = d\Delta\mathbf{RG}/dt$); la velocidad angular (\mathbf{w}) está relacionada con la derivada de $\mathbf{\Omega}$ (pero no es la misma). El paquete de programas no incluye las rutinas de suavizado (hay distintas alternativas en otras celdas de Knext.1 Los programas a utilizar para el análisis básico de desplazamientos finitos o cinemático son:

2.1. Programa para desplazamientos finitos

Se utiliza el programa **finitosolid.m** para, a partir de las matrices de marcadores (y una posición de referencia de los mismos), calcular la rotación ($\mathbf{\Omega}$ [Omega]) y la traslación ($\Delta\mathbf{RG}$) de un cuerpo. Su uso es el siguiente:

```
% [OMEGA,SVO,RGV,SGV,M1,RG] = finitosolid(M,M0)
%
% M es la matriz nx3xm con las 3 coordenadas de los m marcadores en los n
% fotogramas
% M0 es una matriz 1x3xm con las tres coordenadas de los m marcadores
% en un instante de referencia
%
% OMEGA es la matriz nx3 con los vectores de Rodrigues, que representan el
% desplazamiento finito. Es paralelo al eje de rotación, y su módulo
% es la tangente de la mitad del ángulo de giro.
% SVO es la matriz nx3 con los vectores que definen el desplazamiento
% virtual origen como punto del sólido virtual.
% RGV es la matriz nx3 con los vectores que definen el centro de gravedad
% virtual (puede ser un punto distinto en cada instante, si los marcadores
% válidos son distintos también). en este caso, el RGV no se calcula
```

% directamente, sino después de corregir la deformación. Es decir, a
 % partir de OMEGA y SVO, tomando como posición de M la que se obtiene al
 % desplazar M0 sin deformarse.
 % SGV es la matriz nx3 con los vectores que definen el desplazamiento
 % virtual del centro de gravedad virtual. en este caso, también se ha
 % corregido la deformación
 % M1, hipermatriz M que se obtiene al desplazar OMEGA, SVO la matriz M0,
 % sin deformar. La diferencia entre M1 y M debe ser un campo simétrico.
 % RG es la posición del centroide de los marcadores obtenida a partir de
 % M1, es decir, descontando el efecto de la deformación

La variable **OMEGA** resultante es el vector de Rodrigues que define la rotación (Ω). Para obtener una variable con el ángulo girado en cada instante (en grados), hay que realizar la siguiente operación

$$\mathbf{GRADOS} = 2 * \text{atan}(\text{sqrt}(\text{dot}(\mathbf{OMEGA}, \mathbf{OMEGA}, 2))) * 180 / \pi.$$

Las variables que se describen con el calificativo de “virtual” (**SVO**, **RGV**, **SGV**) están relacionadas con la forma de análisis de las rotaciones (cfr. Page et al., 2009). Son vectores cuyo uso simplifica los cálculos, aunque no representan entidades con sentido físico. Para obtener el término de traslación habitual, $\Delta \mathbf{RG}$, basta con multiplicar **SGV** por 2.

Además, este programa da una posición “corregida” de los marcadores imponiendo la condición de sólido rígido.¹

2.2. Programa para análisis cinemático

Se utiliza el programa **cinematica.m** para, a partir de las matrices de marcadores y las derivadas de su posición, calcular la velocidad angular (\mathbf{w}) y la de traslación (\mathbf{vG}):

```
% [W,Vo,Rg,Vg] = cinematica(M,D)
% M es la matriz nx3xm con las 3 coordenadas de los m marcadores en
% los n fotogramas
% D es la matriz nx3xm con las 3 coordenadas de las derivadas de las
% posiciones de los m marcadores, en los n fotogramas
%
% W es el vector nx3 con las velocidades angulares
% Vo es el vector nx3 con las velocidades del origen de coordenadas
% Rg es el vector nx3 con las posiciones del centro de gravedad.
% (puede ser un punto distinto en cada instante, si los marcadores válidos
% son distintos también).
% Vg es el vector nx3 con las velocidades del centro de gravedad.
```

¹ El procedimiento utilizado por **finitosolid.m** asegura que se cumple la condición de sólido rígido. Esta condición no aparece en algunos algoritmos basada en linealización de los desplazamientos finitos, lo que tiene consecuencias en el caso de artefactos por movimiento de tejidos blandos.

2.3. Programas para la conversión de análisis

Si se ha realizado el análisis de desplazamientos finitos, se puede calcular el cinemático a través de las derivadas de Ω y $\Delta\mathbf{R}_G$, sin tener que derivar las posiciones de todos los marcadores. \mathbf{v}_G es la derivada de $\Delta\mathbf{R}_G$; \mathbf{w} se calcula a partir de la derivada de Ω mediante el siguiente programa:

```
% w = finitos2w(Omega,dOmega)
% Transforma un vector de desplazamientos finitos (Omega, Nx3, y su
% derivada dOmega) en velocidades angulares (w).
```

Análogamente, se puede calcular $\Delta\mathbf{R}_G$ por integración directa de \mathbf{v}_G , y Ω a partir de \mathbf{w} , si se escoge un instante de referencia en el que ambos vectores resultantes sean nulos:

```
% Omega = w2finitos(w,T,i0)
% Transforma una matriz de velocidades angulares (w, Nx3)
% en el vector de Rodrigues de desplazamientos finitos (Omega, Nx3), por
% integración de su derivada. Necesita un vector T (long. N) con la escala
% de tiempos, y un instante de referencia, indicado por el escalar i0,
% tal que Omega(i0,:) = [0 0 0].
```

3. Cálculos derivados del análisis de desplazamientos finitos

El paquete de programas incluye rutinas para cálculos habituales derivados del análisis de desplazamientos finitos, que es el más habitual en los estudios de movimientos humanos. Estos cálculos son los siguientes:

3.1. Composición de desplazamientos

Los vectores resultantes de **finitosolid.m** se corresponden al análisis del desplazamiento de un solo cuerpo. A menudo lo que interesa es analizar el movimiento *relativo* de un cuerpo respecto a otro (por ejemplo en articulaciones), o la composición de movimientos de varios cuerpos en una

cadena cinemática (que es lo mismo, desde otro punto de vista).

Lo primero que hay que hacer en estos casos es decidir cuál es la secuencia de movimientos que se va a estudiar. En una cadena de dos segmentos (como la de pelvis-tronco en la figura 2), normalmente interesa analizar los movimientos en una secuencia distal-proximal: primero se mueve el segmento distal (movimiento “A”), asumiendo que el proximal está fijo, y luego se mueve el proximal (movimiento “B”), arrastrando también al distal. De esta forma, el segmento distal experimenta un desplazamiento compuesto (“C”), que es la secuencia de los otros dos. Esta secuencia no es conmutativa (“A” seguido de “B” *no* es igual a “B” seguido de “A”).

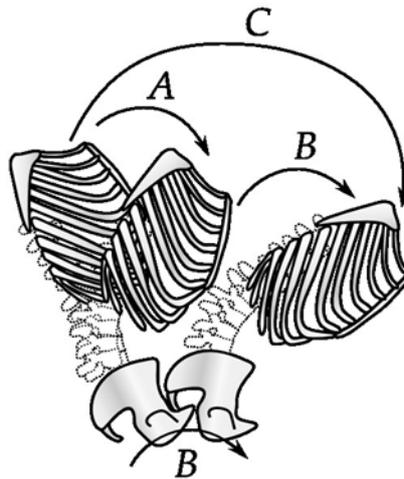


Figura 2. Ejemplo de cadena cinemática

De manera opuesta, si lo que tenemos son los desplazamientos de los cuerpos respecto al sistema de global (lo más habitual), podemos calcular el desplazamiento relativo entre ellos, invirtiendo uno de los desplazamientos globales. Siguiendo con el ejemplo de la figura 2, si queremos saber cuál es el desplazamiento del tórax respecto la pelvis (“A”, asumiendo que la pelvis está

en su posición inicial), basta con partir del desplazamiento global del tórax (“C”), y concatenarlo con el *opuesto* al desplazamiento global de la pelvis (“B”).

Para todas estas operaciones se utiliza el programa **componedesplazamientos.m**, que utiliza los dos primeros argumentos de salida de **finitosolid.m**:

```
%[OMEGA3,SVO3]=componedesplazamientos(OMEGA1,SVO1,OMEGA2,SVO2)
%
% OMEGA1, OMEGA2 son los vectores de Rodrigues (Nx3) que definen la
% rotación en cada instante.
% SVO1, SVO2 son los desplazamientos virtuales de un mismo punto O (Nx3).
%
% OMEGA3 es el vector de Rodrigues resultante (Nx3).
% SVO3 es el desplazamiento virtual de O resultante (Nx3).
```

Para introducir el opuesto a un desplazamiento, basta con invertir el signo de los argumentos **OMEGA** y **SVO** correspondientes. En una cadena con más segmentos, puede hacerse una concatenación de los movimientos, siempre respetando la secuencia correcta.

Este programa utiliza la librería de números duales, que es necesario tener en el path. Hay una sintaxis alternativa para utilizar la clase de objetos duales con este programa, pero que por simplificar no se desarrolla en este documento. Puede leerse la documentación del fichero de MATLAB para más detalles.

3.2. Aplicación de desplazamientos

En muchos casos interesa aplicar un desplazamiento analizado a un punto o una serie de puntos, que no son los marcadores utilizados para el análisis. Por ejemplo, si hay uno o varios puntos de interés que se conocen solo en la posición de referencia del cuerpo, y se quiere saber por dónde pasan según se mueve el cuerpo. O a la inversa, tenemos una trayectoria vista en el sistema global (fijo),

y queremos saber cómo se “vería” desde el cuerpo móvil, si éste estuviese en su posición de referencia. (Éste es el caso típico de un axoide fijo, que se quiere convertir a un axoide móvil). Para ello se utiliza el siguiente programa, que de nuevo emplea las variables obtenidas de **finitosolid.m**:

```
% M = aplicafinito(M0,OMEGA,SO)
```

```
% M0 es la matriz nx3xm (o 1x3xm) con la posición inicial de los puntos
```

```
% OMEGA es la matriz nx3 con los vectores de Rodrigues que definen el giro
```

```
% SO es la matriz nx3 con el desplazamiento virtual del origen
```

```
%
```

```
% M es la matriz nx3xm con la posición final de los marcadores
```

Si **M0** solo tiene una fila, el resultado **M** es la trayectoria de ese punto solidaria al cuerpo. Si tiene varias filas, han de ser tantas como **OMEGA** y **SO**, y en ese caso el programa traslada en cada instante el punto de la fila correspondiente.

Este programa se puede utilizar para rotaciones esféricas sin traslación (por ejemplo, cambiar la orientación de vectores). Para ello, la rotación sigue representándose con **OMEGA**, y como argumento **SVO** se pasa una matriz de ceros.

Existe una variante de este programa para usar los objetos de la clase dual, que no se explica aquí (**aplicafinitodual.m**). Otra variante sirve para aplicar los desplazamientos a rectas o ejes, expresados como vectores duales (**giravdual.m**).

3.3. Conversión a ángulos de Euler y Cardan

En todos estos programas representamos la rotación mediante el vector de Rodrigues. Sin embargo, ésta no es la notación habitual en el análisis de modelos articulares. Lo típico es utilizar secuencias de ángulos de Euler/Cardan, en torno a “ejes anatómicos”. Por “ángulos de Euler” se entiende una secuencia en la que se realizan giros alrededor de dos ejes móviles (p.ej. Z-X-Z). Los “ángulos de Cardan” son secuencias alrededor de tres ejes (p.ej. Z-Y-X). Las secuencias empleadas y la definición de los ejes varían de articulación a articulación. Véase el artículo de Grood y Suntay (1983) para una descripción general de la forma en

la que se suelen describir los ángulos articulares, y su aplicación concreta a la rodilla, y los artículos de Wu et al. (2002, 2005) sobre las recomendaciones de la ISB para las demás articulaciones.

Para convertir la notación estándar de este paquete de programas a la convencional de ángulos de Euler o Cardan, se pueden utilizar el siguiente programa:

```
% R2 = convierterotacion(R1,NOT1,NOT2)
```

```
%
```

```
% R1 y R2 son vectores o matrices que expresan rotaciones equivalentes, en
```

```
% las notaciones identificadas por las cadenas de texto NOT1 y NOT2,
```

```
% respectivamente. El programa convierte R1 (expresado en la notación NOT1)
```

```
% a R2 (expresado en NOT2).
```

```
%
```

```
% Valores posibles de NOT1 y NOT2
```

```
% - 'matriz': matriz ortonormal de rotación o cosenos directores (3x3).
```

```
% - 'rodrigues': vector de Rodrigues (longitud 3), cuya dirección es la del
```

```
% eje de giro, y cuyo módulo es la tangente de  $\alpha/2$ , siendo  $\alpha$  el
```

```
% giro realizado.
```

```
% - 'euler': secuencia de ángulos de Euler según el criterio ZXZ. Se supone
```

```
% que los ejes son solidarios al objeto que se mueve, y coinciden con
```

```
% los ejes globales en la posición de referencia (cuando los tres
```

```
% ángulos son nulos).
```

```
% - 'cardan': secuencia de ángulos de Tait-Bryan (también llamados ángulos
```

```
% de Cardan o de navegación) según el criterio ZYX (yaw-pitch-roll). Se
```

```
% supone que los ejes son solidarios al objeto que se mueve, y coinciden
```

```

% con los globales en la posición de referencia (cuando los tres ángulos
% son nulos).
% - 'cuaternion': cuaternión unitario (longitud 4), con la parte real en la
% primera posición, y las tres partes imaginarias (XYZ) a continuación.
%
% Los vectores de Rodrigues y las secuencias de Euler/Cardan pueden
% introducirse como vectores fila o columna, pero siempre se devuelven como
% fila.
%
% Es posible utilizar otras secuencias de Euler/Cardan, introduciendo en
% NOT1 o NOT2 la secuencia de ejes (en minúsculas): 'zyz', 'xyz', etc..

```

El vector de Rodrigues calculado con **finitosolid.m** representa un giro expresado en el sistema de referencia global, y este programa lo convierte en una secuencia de giros alrededor de ejes solidarios al cuerpo móvil (p.ej. la secuencia Z-Y-X si la notación de salida es **zyx** o **cardan**, etc.). Estos ejes coincidirán con los del sistema global en la postura de referencia, pero cuando se utilizan los ángulos de Euler/Cardan, normalmente se refieren otro sistema de coordenadas, formado por unos supuestos ejes anatómicos normalmente distintos del sistema global. Para referir los resultados a estos ejes anatómicos, primero habrá que determinar la dirección de éstos respecto al sistema global en la postura de referencia, y rotar el vector **rodrigues** según corresponda (p.ej. con **aplicafinito.m**) antes de hacer la conversión.

Otra complicación está relacionada con la postura de referencia en sí. El criterio usual es considerar que la rotación “nula” se corresponde con una configuración en la que los ejes anatómicos de los dos segmentos están perfectamente alineados. En general no se puede esperar que, a lo largo de una medida, haya algún momento en el que se alcance esa postura teórica. Los programas de este paquete parten, por el contrario, de que la rotación se define como el desplazamiento desde una medida de referencia “real”. Ambas convenciones se pueden conciliar si, en esa postura de referencia, se determinan los ejes

anatómicos, y se define la rotación desde la configuración teórica. Con las rutinas de composición de desplazamientos (ver arriba) podrían recalcularse las rotaciones según el criterio convencional.

4. Referencias

Grood, E.S., and Suntay, W.J. (1983). “A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee”. *Journal of Biomechanical Engineering* 105(2), 136-144.

Page, A., de Rosario, H., Mata, V., and Atienza, C. (2009). “Experimental analysis of rigid body motion. A vector method to determine finite and infinitesimal displacements from body coordinates”. *Journal of Mechanical Design* 131(3), 031005-1-8.

Wu, G. et al. (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. et al. (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.

5. Apéndice

En la siguiente página se muestra un esquema con los procesos que se pueden seguir, usando los programas de este paquete de análisis cinemático.

