



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA

Departamento de Física Aplicada

**Caracterización cinemática de la
elevación humeral en el plano escapular.
Definición de patrones de normalidad y
análisis del gesto patológico**

Tesis doctoral

Autor: Juan López Pascual

Director: Álvaro Page del Pozo

Valencia, Febrero de 2015

A Pilar

Agradecimientos

A mi director de tesis, el Dr. Álvaro Page del Pozo, por su implicación, asesoramiento y guía a lo largo de todo el trabajo, y por su elevada disponibilidad para atender mis consultas. Sin duda alguna, el resultado final del trabajo ha mejorado con sus correcciones y sus sugerencias.

A todas las personas con dolor de hombro que se han prestado de forma voluntaria a participar en este estudio de investigación.

A la institución IBERMUTUAMUR y, en particular, a los integrantes de las unidades de valoración funcional de Madrid, Murcia y Alicante.

Al Instituto de Biomecánica de Valencia, que me dio la oportunidad de desarrollarme profesionalmente y que durante todo este tiempo he sentido como mi casa. Son muchas las personas del IBV que han contribuido a esta investigación pero me gustaría dar las gracias especialmente a los compañeros con los que he trabajado durante estos años en el ámbito de la valoración funcional, ya que hay un poco de todos ellos en esta tesis.

A Juan y Mila, que con su ayuda fabricaron el tiempo para finalizar este trabajo.

A mis hermanos, que me han ayudado más de lo que creen, animándome y ocupándose de todo para que yo pudiese centrarme en la tesis.

A mi padre, porque en su recuerdo encuentro muchas veces el camino.

A mi madre, por su comprensión y apoyo incondicional, incluso en los momentos más difíciles. Porque su fortaleza y su dedicación es siempre un ejemplo a seguir. Gracias por todo lo que nos has dado en esta vida.

A Andreu y a Guillem que han sido la mayor alegría en estos últimos meses y la ilusión que le ha dado el impulso final a esta tesis.

A Pilar, porque convirtió mi proyecto en nuestro proyecto. Porque me regaló su tiempo para que lo pudiera realizar. Porque sin su empuje, su asesoramiento y su ayuda no habría sido posible. Gracias por tu cariño constante y tu amor.

Resumen

El dolor de hombro es una de las patologías que con más frecuencia afecta a la población ya que se estima que entre el 16% y 25% de los mayores de 50 años lo presentan. Este hecho hace necesario que se establezcan planes de prevención y tratamiento individualizados, para lo cual es imprescindible disponer de herramientas objetivas, válidas y reproducibles y que sean capaces de detectar mínimos cambios en el estado funcional del paciente.

Los instrumentos utilizados habitualmente en la valoración funcional de los pacientes con dolor de hombro presentan limitaciones en este sentido. Los cuestionarios tienen la principal desventaja de la subjetividad en la puntuación. Por otra parte, los goniómetros permiten una medida objetiva del rango articular, pero tienen una reproducibilidad baja.

El análisis de movimientos humanos mediante fotogrametría tiene una alta precisión y fiabilidad y, además, permite estudiar alteraciones en el movimiento del paciente a lo largo de todo el gesto realizado y no únicamente valorar el resultado final del mismo (i.e. rango de articular). Existen evidencias de su utilidad para la valoración del hombro doloroso, pero la complejidad de la técnica y de los protocolos de medida ha sido un obstáculo para su implantación en el ámbito clínico.

El objetivo del presente trabajo es desarrollar una metodología de valoración funcional de la articulación del hombro, basada en técnicas de análisis cinemático, que se adapte a los requerimientos fundamentales del ámbito clínico y que aporte un valor diferencial en comparación con las herramientas clínicas habituales.

Con este fin se ha definido un procedimiento de medida simplificado, para medir la elevación humeral en el plano de la escápula, ejecutada con dos pesos distintos, de 250 g y 1 kg. Para valorar la funcionalidad del hombro se calcularon tres tipos de variables: (i) descriptivas del movimiento, incluyendo la elevación máxima y las velocidades de ascenso y de descenso; (ii) las de ritmo de ejecución del gesto, que consideran los instantes en que se producen los picos máximos de velocidad, la correlación con el movimiento sano en las dos fases y la simetría entre el movimiento de ascenso y de descenso; y (iii) las variables de variabilidad, que fueron la repetibilidad de los cinco ciclos de ascenso y de descenso, el coeficiente de variación del ángulo máximo y la entropía aproximada.

Se ha realizado una comparación de la fiabilidad en la descripción del movimiento usando las secuencias de Euler $YX'Y''$ y $XZ'Y''$ y el vector orientación. Se ha llevado a cabo un estudio de reproducibilidad para determinar la fiabilidad y el error del procedimiento de medida, entre días y entre observadores. Se ha analizado el comportamiento de una muestra de sujetos sanos, considerando el efecto de los factores edad, sexo, dominancia y la magnitud de la carga levantada. Se han definido unos valores de referencia de la muestra de sujetos sanos, que se utilizaron para evaluar las diferencias que aparecen en

el movimiento de elevación humeral en el plano escapular en pacientes con lesión del hombro. Por último, la muestra de sujetos con patología de hombro se dividió en dos niveles de funcionalidad a partir de la escala DASH y, en un segundo análisis, los pacientes se clasificaron por diagnóstico, quedando dos grupos principales con tendinitis o rotura del manguito de los rotadores. A partir de estas clasificaciones, se analizó la capacidad de las variables cinemáticas para discriminar entre los dos niveles de funcionalidad y los dos grupos diagnósticos definidos. En ambos casos, los resultados se contrastaron con las variables clínicas resultado de la valoración mediante cuestionarios, goniometría y dinamometría.

De los métodos de representación analizados, la secuencia de Euler XZ'Y'' es la que presenta un menor error en la medida de la elevación humeral en el plano de la escápula. El procedimiento de medida desarrollado demostró una elevada fiabilidad y errores muy bajos en todas las variables estudiadas, tanto entre valoradores como entre días. El análisis del gesto en personas sanas, indicó que no existe una influencia significativa del sexo, la dominancia y la edad en las variables cinemáticas estudiadas. Únicamente se obtuvieron diferencias en algunas de las variables al comparar el movimiento ejecutado con los pesos de 250 g y 1 kg. La comparación entre personas sanas y con lesión del hombro mostró diferencias en todas las variables cinemáticas. Además, los pacientes mostraron mayor sensibilidad al peso manejado, ya que los resultados empeoraron significativamente al levantar el peso de 1 kg.

Al dividir el grupo patológico, se observó un mayor efecto en las variables cinemáticas que en las variables clínicas, tanto del nivel de funcionalidad como del diagnóstico. Las variables de variabilidad y las descriptivas del movimiento fueron las que mejor discriminaron entre los dos niveles de funcionalidad analizados. Los resultados indican que las personas con menor funcionalidad tienen disminuida la elevación humeral y presentan una mayor variabilidad del movimiento. En particular, la entropía y la repetibilidad de ascenso presentaron los mayores efectos y, además, las correlaciones más altas con el grado de dolor percibido por los pacientes. El rango de flexión y la fuerza de abducción son las variables clínicas que mejor diferencian entre los niveles de funcionalidad. Al estudiar los dos subgrupos de diagnóstico, no se encontró ninguna diferencia en las variables clínicas. Por el contrario, la valoración cinemática sí mostró resultados distintos, siendo las variables del ritmo de ejecución del movimiento las que mostraron mayores diferencias entre los dos grupos. Los pacientes con rotura presentaron una mayor alteración que los sujetos con tendinitis en la fase de ascenso y con el incremento del peso levantado. En particular la correlación de ascenso es la variable que mejor discrimina entre los dos grupos de diagnóstico estudiados.

Se concluye que la metodología desarrollada puede aportar un importante valor añadido a la valoración clínica del hombro. En primer lugar, supera las limitaciones de usabilidad de la fotogrametría a través de un procedimiento de medida simplificado con una elevada reproducibilidad entre días y entre valoradores. Además, las variables cinemáticas han demostrado una superior capacidad que las clínicas para diferenciar entre niveles de funcionalidad y tipos de diagnóstico. Los resultados de este trabajo resultan prometedores para progresar en el desarrollo de métodos objetivos de valoración funcional del hombro que proporcionen a la comunidad clínica medidas más precisas y sensibles que permitan mejorar la gestión de los tratamientos rehabilitadores.

Resum

El dolor de muscle és una de les patologies que amb més freqüència afecta la població ja que s'estima que entre el 16% i 25% dels majors de 50 anys el presenten. Este fet fa necessari que s'establisquen plans de prevenció i tractament individualitzats, per a la qual cosa és imprescindible disposar de ferramentes objectives, vàlides i reproduïbles i que siguin capaços de detectar mínims canvis en l'estat funcional del pacient.

Els instruments utilitzats habitualment en la valoració funcional dels pacients amb dolor de muscle presenten certes limitacions en este sentit. Els qüestionaris tenen el principal desavantatge de la subjectivitat en la puntuació del pacient. D'altra banda, els goniòmetres permeten una mesura objectiva del rang articular, no obstant això presenten una baixa reproduïbilitat.

L'anàlisi de moviments humans per mitjà de fotogrametria té una alta precisió i fiabilitat i, a més, permet estudiar alteracions en el moviment del pacient al llarg de tot el gest realitzat i no únicament valorar el resultat final del mateix (i.e. rang articular). Hi ha evidències de la seua utilitat per a la valoració del muscle dolorós, però la complexitat de la tècnica i dels protocols de mesura ha sigut un obstacle per a la seua implantació a l'àmbit clínic.

L'objectiu del present treball és desenvolupar una metodologia de valoració funcional de l'articulació del muscle, basada en tècniques d'anàlisi cinemàtic, que s'adapte als requeriments fonamentals de l'àmbit clínic i que aporte un valor diferencial en comparació amb les ferramentes clíniques habituals.

Amb aquesta finalitat s'ha definit un procediment de mesura simplificat, per mesurar l'elevació humeral en el plànol de l'escàpula, executada amb dos pesos distints, 250 g i 1 kg. Per valorar la funcionalitat del muscle es van calcular tres tipus de variables: (i) descriptives del moviment, incloent l'elevació màxima i les velocitats d'ascens i de descens; (ii) les de ritme d'execució del gest, que consideren els temps en què es produïxen els pics màxims de velocitat, la correlació amb el moviment sà en les dos fases i la simetria entre el moviment d'ascens i de descens; i (iii) les variables de variabilitat, que inclouen la repetibilitat dels cinc cicles d'ascens i de descens, el coeficient de variació de l'angle màxim i l'entropia aproximada.

S'ha realitzat una comparació de la fiabilitat en la descripció del moviment emprant les seqüències d'Euler $YX'Y''$ i $XZ'Y''$ i el vector orientació. S'ha portat a terme un estudi de reproductibilitat per determinar la fiabilitat i l'error del procediment de mesura, entre dies i entre observadors, per a cadascuna de les variables calculades. S'ha analitzat el comportament de una mostra de subjectes sans, considerant l'efecte dels factors edat, sexe, dominància i la magnitud de la càrrega suportada. S'han definit uns valors de referència de la mostra de subjectes sans, que han sigut usats per avaluar les diferències que apareixen en el moviment d'elevació humeral en el plànol escapular en pacients amb

lesió de muscle. Per últim, la mostra de subjectes amb patologia de muscle, en un primer anàlisi es va dividir en dos nivells de funcionalitat a partir de l'escala DASH i, en un segon anàlisi es classificaren per diagnòstic, quedant dos grups principals amb tendinitis o trencament del maneguet rotador. A partir d'aquestes classificacions, es va analitzar la capacitat de les variables cinemàtiques per discriminar entre els dos nivells de funcionalitat i els dos grups diagnòstics definits. En ambdós casos, els resultats es contrastaren amb les variables clíniques resultat de la valoració mitjançant qüestionaris, goniometria i dinamometria.

Dels mètodes de representació analitzats, la seqüència d'Euler XZ'Y'' presenta un menor error en la mesura de l'elevació humeral en el plànol de l'escàpula. El procediment de mesura desenvolupat va demostrar una elevada fiabilitat i uns errors molt baixos en totes les variables estudiades, tant entre valoradors com entre dies. La caracterització del gest en persones sanes va indicar que no existeix una influència significativa del sexe, la dominància i l'edat en les variables cinemàtiques estudiades. Únicament s'obteniren diferències en algunes de les variables en comparar el moviment executat amb els pesos de 250 g i 1 kg. La comparació entre persones sanes i amb lesió de muscle va mostrar diferències en totes les variables cinemàtiques. A més, els pacients presentaren una major sensibilitat al pes suportat, ja que els resultats empitjoraren significativament en alçar el pes de 1 kg.

Quan es dividí el grup patològic, es va observar un major efecte en les variables cinemàtiques que en les variables clíniques, tant del nivell de funcionalitat com del diagnòstic. Les variables de variabilitat i les descriptives del moviment foren les que millor discriminaren entre els dos nivells de funcionalitat analitzats. Els resultats indiquen que les persones amb menor funcionalitat tenen disminuïda l'elevació humeral i presenten una major variabilitat del moviment. En particular, l'entropia i la repetibilitat d'ascens presentaren els majors efectes i, a més, les correlacions més altes amb el grau de dolor percebut pels pacients. El rang de flexió i la força d'abducció són les variables clíniques que millor diferencien entre els nivells de funcionalitat. No obstant, en estudiar els dos subgrups de diagnòstic, no es va trobar cap diferència en les variables clíniques. Per contra, la valoració cinemàtica sí va mostrar diferències entre els dos grups. Els pacients amb trencament presentaren una major alteració que els subjectes amb tendinitis en la fase d'ascens i amb l'increment del pes alçat. En particular la correlació d'ascens és la variable que millor discriminava entre els dos grups de diagnòstic estudiats.

Es conclou que la metodologia desenvolupada pot aportar un important valor afegit a la valoració clínica del muscle. En primer lloc, supera les limitacions d'usabilitat de la fotogrametria per mitjà d'un procediment de mesura simplificat que presenta una elevada reproductibilitat entre dies i entre valoradors. A més, les variables cinemàtiques han demostrat una superior capacitat que les clíniques per diferenciar entre nivells de funcionalitat i tipus de diagnòstic. Els resultats d'aquest treball esdevenen prometedors per progressar en el desenvolupament de mètodes objectius de valoració funcional del muscle que proporcionen a la comunitat clínica mesures més precises i sensibles que els permeten millorar la gestió dels tractaments rehabilitadors.

Summary

Shoulder pain is one of the most common conditions, affecting approximately 16% to 25% of the general population over the age of 50. Due to this high prevalence, individualized treatment plans and preventative strategies are required using objective, reliable and accurate tools to detect minimal changes in patients' functional ability.

The most commonly used tools for the functional assessment of shoulder pain patients have been shown to have limitations. The use of functional questionnaires may lead to subjective scoring, and while other techniques such as goniometry may allow the objective measurement of the range of motion (ROM), their reliability is low.

Human movement analysis using photogrammetry provides great accuracy and reliability. Furthermore, this technology allows us to obtain information about how the movement is performed by the patient, rather than being limited to measuring the range of motion. Although there is some evidence for the usefulness of this technique in the assessment of shoulder pain, the complexity of the technology and the measurement protocols have been an obstacle to its implantation within the clinical context.

The purpose of this study is to develop a methodology for functional assessment of the shoulder joint based on kinematic analysis. The measurement procedures should meet the main requirements of the clinical setting and provide a differential value in comparison with the most commonly used clinical tools.

With this aim, a simplified measurement procedure has been defined in order to measure the humeral elevation in the scapular plane executed with two different weights: 250 g and 1 kg. To assess shoulder functionality three types of variables were calculated: (i) descriptive movement variables, including the maximum elevation angle and peak velocities during ascent and descent; (ii) execution rhythm variables, integrating the time to peak velocity, the correlation between the velocity waveform and the normal pattern and the symmetry between the ascent and descent phase of the movement; and (iii) variability variables, comprising the reliability of the five cycles of ascent and descent, the coefficient of variation of the maximum angle and the approximate entropy.

A comparison of reliability in the description of humerothoracic motion during elevation in the scapular plane was made using the YX'Y'' and XZ'Y'' sequences and the attitude vector. A reproducibility study was performed in order to determine the inter-day and inter-observer reliability and agreement in the calculation the kinematic variables. The effect of age, gender, dominance and the magnitude of the weight handled in the motion of the healthy group was analyzed. As a result of this study, normal patterns were obtained to be used as a reference when evaluating the performance of subjects with shoulder pain. Finally, the sample of people with shoulder pathology was divided into two levels of functionality (based on the DASH score) and in a second study the same sample was classified: one for tendinitis of the rotator cuff and the other for rotator cuff tears. We

assessed the capacity of the kinematic variables calculated to discriminate between groups. In both cases the results were compared with the outcomes of functional questionnaires, goniometry and dynamometry.

The XZ'Y'' sequence presented the best results in the description of the humerothoracic elevation in the scapular plane. The measurement procedures presented high reliability and agreement between observers as well as between days in all the variables studied. The weight handled was the only factor that affected the motion of the healthy group, as no significant effect of gender, dominance and age was found in the kinematic variables. The comparison between healthy people and people with shoulder injuries showed differences in all the kinematic variables. Moreover, patients presented higher sensitivity to the increment of the weight handled, showing greater alterations in motion when lifting 1 kg.

A larger effect was observed in the kinematic variables compared with the clinical variables when the pathologic group was divided according to level of functionality and diagnosis. The variability variables and the descriptive movement variables presented the best ability to differentiate between the two levels of functionality. The people with a lower level of functionality had less range of motion and higher movement variability. Entropy and the reliability of the ascent phase showed the largest effect sizes and the highest correlations with the shoulder pain score. Range of flexion and abduction strength were the two clinical variables that better differentiate between levels of functionality. In the analysis of the two diagnosis groups none of the clinical variables showed differences. In contrast, some of the kinematic variables were able to discriminate between the two groups. In particular, the execution rhythm variables presented the best results. Patients with cuff tears showed larger movement alterations in the ascent phase than people with tendinitis and they were also more sensitive to the weight increment. The correlation of the ascent phase was the variable which best discriminated between the two groups.

The general conclusion is that the methodology developed may provide significant added value to the clinical assessment of the shoulder. First of all, it overcomes the usability limitations of photogrammetry, by means of a simplified measurement procedure with high reproducibility. Furthermore, kinematic variables have demonstrated a greater ability to differentiate between levels of functionality and types of diagnosis than clinical variables. The results of this study show promising progress in the development of objective methods of functional assessment of the shoulder with the aim of providing the clinical community with more precise and sensitive measures that enhance the management of rehabilitation treatments.

Índice general

1. INTRODUCCIÓN	27
1.1. Antecedentes del dolor de hombro.....	29
1.2. Anatomía y funcionalidad del hombro.....	30
1.2.1. Anatomía del hombro	30
1.2.2. Funcionalidad del hombro	32
1.3. Patología del hombro	33
1.4. Valoración del hombro.....	35
1.4.1. Métodos de valoración de la estructura corporal	36
1.4.2. Métodos de valoración de la actividad funcional de la persona	36
1.5. Valoración funcional del hombro con fotogrametría	42
1.5.1. Análisis cinemático del hombro	42
1.5.2. Variabilidad en la valoración funcional del hombro	51
1.5.3. Aplicación clínica del análisis cinemático del hombro	60
2. OBJETIVOS.....	63
3. MATERIAL Y MÉTODOS	67
3.1. Plan de trabajo.....	69
3.2. Diseño del estudio.....	72
3.3. Medios experimentales	72
3.3.1. Medios utilizados en el análisis cinemático del hombro	72
3.3.2. Medios utilizados la valoración clínica del hombro	74
3.3.3. Material complementario.....	76
3.4. Protocolo de medida.....	77
3.4.1. Protocolo de análisis cinemático del hombro	77
3.4.2. Protocolo de valoración clínica del hombro	82

3.5. Selección de la muestra de estudio	85
3.5.1. Grupo control (GC)	85
3.5.2. Grupo patológico (GP)	86
3.5.3. Muestreo y tamaño de la muestra de estudio.....	86
3.6. Análisis cinemático del movimiento	88
3.6.1. Descripción del modelo biomecánico utilizado	89
3.6.2. Cálculo de movimiento relativo	91
3.6.3. Procesamiento de las curvas angulares.....	93
3.6.4. Cálculo de variables	95
3.7. Análisis estadístico y tratamiento de datos	104
3.7.1. Comparación de los métodos de representación del movimiento	104
3.7.2. Reproducibilidad del procedimiento de medida.....	107
3.7.3. Cálculo de valores de referencia y patrones de normalidad	110
3.7.4. Análisis estadístico de los resultados de la valoración cinemática y clínica	111
4. RESULTADOS	115
4.1. Comparación de los métodos de representación del movimiento.....	117
4.1.1. Descripción de la muestra	117
4.1.2. Repetibilidad de las funciones continuas	117
4.1.3. Repetibilidad de las variables discretas	120
4.2. Reproducibilidad del procedimiento de medida	121
4.2.1. Descripción de la muestra	121
4.2.2. Reproducibilidad de las funciones continuas	121
4.2.3. Reproducibilidad de las variables discretas.....	122
4.3. Estudio descriptivo del grupo control.....	125
4.3.1. Cálculo del tamaño de la muestra.....	125
4.3.2. Descripción de la muestra	126
4.3.3. Comprobación del efecto del factor dominancia en los sujetos sanos	126
4.3.4. Análisis principal de los sujetos sanos	127
4.3.5. Valores de referencia y patrones de normalidad	130

4.4. Análisis del patrón de movimiento del hombro patológico	136
4.4.1. Comparación del movimiento de personas sanas y con lesión de hombro	137
4.4.2. Relación de las variables cinemáticas con el dolor.....	141
4.5. Análisis de la utilidad del análisis de movimientos en la práctica clínica	142
4.5.1. Resultados de la valoración cinemática según el nivel funcional.....	142
4.5.2. Resultados de la valoración clínica según el nivel funcional	147
4.5.3. Resultados de la valoración cinemática según el diagnóstico	148
4.5.4. Resultados de la valoración clínica según el diagnóstico	152
5. DISCUSIÓN	153
5.1. Protocolo de medida.....	155
5.2. Comparación de los métodos de representación	158
5.3. Reproducibilidad del procedimiento de medida	161
5.4. Estudio descriptivo del grupo de personas sanas	162
5.5. Análisis del patrón de movimiento del hombro patológico	169
5.6. Análisis de la utilidad del análisis de movimientos en la práctica clínica	176
5.6.1. Valoración cinemática y clínica según el nivel de funcionalidad.....	177
5.6.2. Valoración cinemática y clínica según el diagnóstico	180
6. CONCLUSIONES	185
BIBLIOGRAFÍA	189
ANEXOS	213
A. Formulario de registro.....	213
B. Consentimiento informado.....	215
C. Cuestionario de Constant-Murley	217
D. Cuestionario DASH	219
E. Anexo estadístico	223

Índice de tablas

Tabla 3.1: Descripción de marcadores utilizados en el modelo biomecánico.....	90
Tabla 3.2: Definición de los sistemas de referencia locales	91
Tabla 3.3: Descripción de las curvas utilizadas en el estudio	95
Tabla 3.4: Explicación de los códigos identificativos de las variables calculadas.....	104
Tabla 3.5: Variables analizadas para cada sujeto y repetición del gesto.....	105
Tabla 3.6: Variables utilizadas en el estudio de reproducibilidad del procedimiento de medida	110
Tabla 3.7: Resumen del análisis estadístico	113
Tabla 4.1: Análisis de la fiabilidad de los tres métodos de representación.....	119
Tabla 4.2: Descriptivo de las variables discretas con los tres métodos de representación	120
Tabla 4.3: Resultados del estudio de repetibilidad de las variables discretas con los tres métodos de representación	121
Tabla 4.4: Resultados del estudio de reproducibilidad de las curvas con 250 g	122
Tabla 4.5: Resultados del estudio de reproducibilidad de las curvas con 1 kg	122
Tabla 4.6: Reproducibilidad del gesto de elevación escapular con 250 g y 1 kg. Resultados del estudio realizado con 2 observadores en 1 día.....	123
Tabla 4.7: Reproducibilidad del gesto de elevación escapular con 250 g y 1 kg. Resultados del estudio realizado con 1 observador en 2 días	124
Tabla 4.8: Reproducibilidad del gesto de elevación escapular con 250 g y 1 kg. Resultados del estudio realizado con 2 observadores en 2 días	124
Tabla 4.9: Resultados del cálculo del tamaño de la muestra a partir de las medidas del ángulo de elevación máxima obtenidas en el estudio de reproducibilidad	126
Tabla 4.10: Resultados de los contrastes univariados del grupo control.....	128
Tabla 4.11: Descripción de las variables obtenidas por el grupo control.....	131
Tabla 4.12: Descripción de la muestra patológica por tipo de patología	137
Tabla 4.13: Descripción de las variables antropométricas y clínicas de la muestra de personas con patología de hombro	137

Tabla 4.14: Análisis comparativo de la cinemática del grupo control y del grupo patológico.....	138
Tabla 4.15: Correlación entre el dolor percibido y las variables cinemáticas.....	141
Tabla 4.16: Descripción de las variables antropométricas y clínicas de las personas con patología de hombro, divididas según la puntuación del cuestionario DASH.....	142
Tabla 4.17: Análisis comparativo de la cinemática del hombro entre las categorías de funcionalidad DASH.....	143
Tabla 4.18: Descripción de las variables antropométricas y clínicas de la muestra de personas con patología de hombro, divididas según las patologías analizadas	149
Tabla 4.19: Análisis comparativo de la cinemática del hombro entre pacientes con tendinitis y con rotura.....	149

Índice de figuras

Figura 1.1: Complejo articular del hombro	30
Figura 1.2: Posición de referencia y planos anatómicos	32
Figura 1.3: Persona realizando un análisis de la marcha con fotogrametría	40
Figura 1.4: Sistemas de coordenadas locales del hombro propuestos por la SIB	43
Figura 1.5: Sistemas de coordenadas locales y secuencia de rotaciones propuestos la SIB para el estudio del movimiento de la articulación escápulo-humeral	46
Figura 1.6: Representación del movimiento del hombro mediante la secuencia flexión/abducción/rotación y y plano de elevación/elevación/rotación	47
Figura 1.7: Representación de las diferentes factores que contribuyen a la variabilidad del movimiento humano	52
Figura 1.8: Ángulo de flexión de rodilla durante la marcha correspondiente a 9 repeticiones de un sujeto joven y una persona mayor	58
Figura 1.9: Series temporales y diagramas de fase correspondientes de una función periódica un sistema caótico, el Atractor de Lorenz y una serie temporal aleatoria	59
Figura 3.1: Descripción del plan de trabajo y los objetivos de la investigación	71
Figura 3.2: Cinchas de fijación y mesa regulable en altura.....	73
Figura 3.3: Mazas y marcadores reflectantes	73
Figura 3.4: Instrumentación del brazo e inclinómetro.....	74
Figura 3.5: Sistema de goniometría electrónica NedSGE/IBV	74
Figura 3.6: Sistema de dinamometría electrónica NedDFM/IBV	75
Figura 3.7: Instrumentación con los marcadores del brazo	80
Figura 3.8: Ajuste de las cinchas de la silla de fijación.....	80
Figura 3.9: Posición de partida del movimiento de elevación	81
Figura 3.10: Regulación de la altura de la mesa soporte mediante un inclinómetro.....	81
Figura 3.11: Realización de la medida con el sujeto instrumentado	82
Figura 3.12: Modelo biomecánico para el estudio del hombro	89
Figura 3.13: Curvas de velocidad normalizadas correspondientes a un sujeto normal..	97

Figura 3.14: Curva de referencia para el cálculo del ritmo de ascenso y ejemplos de movimientos patológicos	98
Figura 3.15: Representación gráfica del cálculo de la velocidad máxima de ascenso y del instante del pico de velocidad de ascenso, para una repetición del movimiento	99
Figura 3.16: Diagramas de fase de un sujeto normal y uno patológico	100
Figura 3.17: Comparación de las curvas promedio de las fases del movimiento en un sujeto sano y otro patológico para calcular la simetría de ascenso y descenso.....	101
Figura 4.1: Distribución de los resultados del ICC _{func} del ángulo del plano de elevación para los tres métodos de representación analizados	117
Figura 4.2: Distribución de los resultados del ICC _{func} del ángulo de elevación para los tres métodos de representación analizados	118
Figura 4.3: Distribución de los resultados del ICC _{func} del ángulo rotación axial para los tres métodos de representación analizados.....	119
Figura 4.4: Curva media y bandas de confianza de la curva del ángulo de elevación en la fase de ascenso con 250 g	132
Figura 4.5: Curva media y bandas de confianza de la curva del ángulo de elevación en la fase de descenso con 250 g	132
Figura 4.6: Curva media y bandas de confianza de la curva de la velocidad angular de elevación en la fase de ascenso con 250 g	133
Figura 4.7: Curva media y bandas de confianza de la curva de la velocidad angular de elevación en la fase de descenso con 250 g	133
Figura 4.8: Curva media y bandas de confianza de la curva del ángulo de elevación en la fase de ascenso con 1 kg	134
Figura 4.9: Curva media y bandas de confianza de la curva del ángulo de elevación en la fase de descenso con 1 kg	134
Figura 4.10: Curva media y bandas de confianza de la curva de la velocidad angular de elevación en la fase de ascenso con 1 kg	135
Figura 4.11: Curva media y bandas de confianza de la curva de la velocidad angular de elevación en la fase de descenso con 1 kg	135
Figura 4.12: Curvas fasoriales del GC y del GP en la elevación de 250 g y 1 kg	139
Figura 4.13: Ejemplo de las curvas de velocidad angular en la fase de ascenso de un sujeto patológico junto con las bandas de normalidad del grupo control.....	140
Figura 4.14: Ejemplo de las curvas angulares en la fase de ascenso de un sujeto patológico junto con las bandas de normalidad del grupo control.....	141
Figura 4.15: Comparación de los diagramas de fase de las categorías DASH y del grupo control con 250 g y 1 kg.....	144

Figura 4.16: Curvas del ángulo de elevación de ascenso correspondientes a un paciente del grupo DASH 2 y a otro del DASH 3	145
Figura 4.17: Curvas de la velocidad angular de ascenso correspondientes a un paciente del grupo DASH 2 y a otro del DASH 3.	146
Figura 4.18: Tamaño del efecto en la categoría DASH de las variables clínicas y las variables cinemáticas	148
Figura 4.19: Curvas medias del ángulo de elevación en ascenso de los grupos de pacientes con tendinitis y con rotura al levantar 250 g y 1 kg	150
Figura 4.20: Curvas medias de la velocidad de elevación en ascenso de los grupos de pacientes con tendinitis y con rotura al levantar 250 g.....	151
Figura 4.21: Tamaño del efecto en la diagnóstico de las variables clínicas y las variables cinemáticas	152

Índice de abreviaturas

Abreviatura	Significado (original en Inglés)
ATB	Artefactos de los tejidos blancos
ApEn	Entropía aproximada (approximate entropy)
AVD	Actividades de la vida diaria
CMC	Coefficiente de correlación múltiple (Coefficient of multiple correlation)
DASH2	Grupo de personas con un nivel de funcionalidad 2 de la escala DASH
DASH3	Grupo de personas con un nivel de funcionalidad 3 de la escala DASH
EMG	Electromiografía
GC	Grupo Control
GH	Centro de rotación de la articulación glenohumeral
GP	Grupo Patológico
IBV	Instituto de Biomecánica de Valencia
ICC	Coefficiente de correlación intraclass (Intraclass correlation coefficient)
IMU	Sensor inercial (Inertial Motion Unit)
ISG	International Shoulder Group
MBE	Medicina basada en la evidencia
MCD	Mínimo Cambio Detectable
RMN	Resonancia nuclear magnética
RX	Rayos X
SCA	Sistema de Coordinación Articular
SEM	Error estándar de medida (Standard error of measurement)
sEMG	Electromiografía de superficie
SIB	Sociedad Internacional de Biomecánica (ISB: International Society of Biomechanics)
STC	Sistemas técnico de coordenadas
TAC	Tomografía axial computerizada

Origen de la investigación

La investigación llevada a cabo en el presente estudio se contextualiza en el marco de la experiencia profesional adquirida a lo largo de mi trayectoria laboral en el Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV).

Mi desempeño profesional en el IBV ha estado desde el inicio muy ligado al desarrollo de tecnología sanitaria y el diseño de metodologías para la valoración de la capacidad funcional de las personas, así como a la adaptación de estas herramientas para su posterior uso por el colectivo clínico.

En esta línea y con anterioridad a la presente investigación, participé en la evolución de los sistemas para la valoración de la marcha y del equilibrio y en la concepción y desarrollo de los sistemas para la valoración funcional cervical y lumbar. Estos equipos utilizan técnicas de medida dinámicas y cinemáticas que proporcionan información objetiva que sirve de apoyo al diagnóstico y a la toma de decisiones, complementando a los instrumentos clínicos tradicionales. El éxito de su implantación en diversos centros sanitarios españoles generó la demanda por parte del colectivo clínico de nuevas metodologías y aplicaciones de evaluación.

En particular, la presente investigación se originó con el proyecto de desarrollo de un nuevo sistema de valoración funcional del hombro basado en técnicas de análisis de movimientos, que debía adaptarse a las necesidades del ámbito clínico y ser fiable y lo suficientemente sensible para discriminar patrones de movimiento del hombro en función de las características lesionales de la población a valorar. Adicionalmente, esta tesis tenía el propósito de aprovechar el potencial del análisis cinemático para avanzar en el conocimiento existente sobre el movimiento del hombro patológico y explorar la utilidad clínica de variables que no son habitualmente utilizadas en la valoración funcional del hombro.

Capítulo 1

Introducción

1.1. Antecedentes del dolor de hombro

El dolor de hombro constituye un reto médico, social y económico (van der Heijden, 1999) ya que actualmente las lesiones del hombro son una de las patologías que afectan a la población con más frecuencia (Cadogan, Laslett, Hing, McNair y Coates, 2011). Los datos de prevalencia del dolor de hombro varían mucho de unos estudios a otros, si bien se estima que el rango oscila entre un 6% y un 11% para la población general adulta, aumentado a un intervalo de entre 16% y 25% en los mayores de 50 años (Windt *et al.*, 2000).

El dolor de hombro puede ser muy limitante e, incluso, afectar al sueño (van der Heijden, 1999). Es, tras el dolor lumbar y la cervicalgia, la tercera causa de consultas en atención primaria (Picavet y Schouten, 2003; Urwin *et al.*, 1998). Su incidencia anual se estima de 6,6 a 25 casos por 1000 pacientes suponiendo, además, aproximadamente un 4% de la patología asistida en urgencias (Stevenson y Trojian, 2002).

Aparentemente, existen multitud de factores físicos, psicosociales y relativos al comportamiento y a la personalidad que pueden aumentar el riesgo de desarrollar dolor de hombro (van der Heijden, 1999). De entre ellos, los relacionados con el tipo de trabajo desempeñado parecen jugar un papel principal. Algunos de los factores de riesgo conocidos son el diseño incorrecto del puesto de trabajo, la manipulación de cargas pesadas a una altura por encima de la cabeza, la ejecución de tareas repetitivas y/o el manejo de herramientas manuales con vibración (Windt *et al.*, 2000). En este sentido, la prevalencia de las lesiones del hombro en el contexto laboral español es muy alta con respecto a otros trastornos clínicos. Según los datos de la VII Encuesta Nacional de Condiciones de Trabajo 2011 (INSHT, 2011) el 14,9% de los trabajadores presentan molestias en el hombro debidas a posturas y esfuerzos derivados de su trabajo.

El dolor y la rigidez del hombro muchas veces restringen el movimiento del brazo y de la mano, limitando en gran medida la funcionalidad. La incapacidad para trabajar o para llevar a cabo las actividades del hogar puede ser una carga considerable para el paciente, así como a la sociedad (Windt *et al.*, 2000). En los Países Bajos, las lesiones musculoesqueléticas representan el 6% de los gastos totales del sistema sanitario (Meerding, Bonneux, Polder, Koopmanschap y van der Maas, 1998). En los países escandinavos, el dolor de hombro y cuello supone el 18% del gasto total en compensaciones por baja laboral debidos a lesiones musculoesqueléticas (Nygren, Berglund y Von Koch, 1995).

Dada la elevada prevalencia del dolor de hombro y la importancia de su repercusión sobre la funcionalidad, es necesario realizar una correcta valoración clínica con la finalidad de orientar mejor los tratamientos. No obstante, la anatomía y fisiología del hombro es compleja. A pesar de que existen multitud de instrumentos para valorar la omalgia, el diagnóstico, el tratamiento y el seguimiento evolutivo de las lesiones del hombro constituyen un reto para los clínicos. Una de las principales limitaciones es que no existe un instrumento válido y fiable que permita medir los cambios clínicamente relevantes en pacientes con dolor de hombro (van der Heijden, 1999).

En los próximos puntos se realizará una introducción a las características anatómicas y funcionales del complejo articular del hombro y sus principales patologías asociadas. Posteriormente se describirán los métodos habitualmente utilizados en la valoración del hombro y las limitaciones asociadas cada uno de ellos. Para finalizar la introducción, se revisará el estado del arte del análisis cinemático del hombro con fotogrametría y se analizará su posible utilización en el ámbito clínico, como instrumento objetivo para valorar el estado funcional del paciente.

1.2. Anatomía y funcionalidad del hombro

En este apartado se realiza una descripción de la anatomía del complejo articular del hombro y de su funcionalidad. La información que se presenta a continuación expone las bases anatómicas y fisiológicas esenciales para contextualizar el trabajo desarrollado en la presente investigación.

1.2.1. Anatomía del hombro

El complejo articular del hombro o cintura escapular es el conjunto de estructuras que conectan la extremidad superior con el tórax y permiten su movimiento respecto a éste (Miralles Marrero, 2000). El complejo articular está integrado por cuatro segmentos corporales, el esternón, la clavícula, la escápula y el húmero. El movimiento simultáneo de estos segmentos, exceptuando el esternón, permite la gran movilidad existente entre el tronco y el húmero. Una compleja configuración de músculos, tendones y ligamentos, interactúa con los huesos de la articulación para aportar la necesaria estabilidad dinámica.

El complejo articular del hombro está constituido por 5 articulaciones: escapulotorácica, acromioclavicular, esternocostoclavicular, glenohumeral y subdeltoidea (figura 1.1).

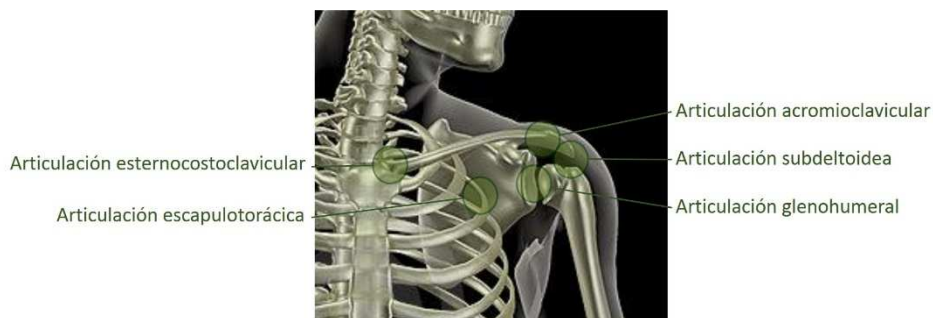


Figura 1.1: Complejo articular del hombro (elaboración propia a partir de imagen tomada del sitio Dreamstime: <http://www.dreamstime.com>)

La articulación escapulotorácica está formada por la cara anterior de la escápula y la pared torácica. Se considera una pseudoarticulación porque, aunque tienen lugar movimientos entre ambas superficies, no existe ningún tipo de unión ósea o ligamentosa entre ellas. Estos movimientos que se producen permiten la ejecución correcta del ritmo escapulo humeral, y por tanto la elevación del húmero por encima de los 90° de abducción.

La articulación acromioclavicular se forma en el extremo externo de la clavícula y la parte más anterior del borde interno del acromion. Los movimientos que permite realizar la articulación se producen en los tres ejes: horizontal, vertical y rotación longitudinal. Esta movilidad está limitada por el tórax y las sujeciones musculares, y su función es actuar como techo funcional de la articulación glenohumeral. Su papel más importante es la de proporcionar un rango de movimiento adicional después de haber alcanzado los límites de la amplitud de movimiento de la articulación esternocostoclavicular.

La articulación esternocostoclavicular, está formada por la clavícula que articula con el esternón. Debido a la escasa zona de contacto y a sus tamaños reducidos, la movilidad de esta articulación es mínima. Los movimientos que aparecen se asemejan a los de una articulación tipo esférico con ciertas restricciones. Gracias a esta articulación la clavícula se puede elevar y descender, mover anteriormente (pro-tracción) o posteriormente (retracción) y además puede presentar rotación axial (anterior y posterior).

La articulación escapulohumeral o glenohumeral está formada por la cavidad glenoidea de la escápula y la cabeza humeral. Es una articulación esferoidea multiaxial y la de mayor libertad de movimiento e inestabilidad del cuerpo, por lo que se convierte en la articulación más vulnerable. Además, la superficie articular de la glenoidea es tres o cuatro veces menor que la cabeza humeral, y su superficie no es una esfera regular sino que su diámetro vertical es mayor que el horizontal. Esto hace que el perfil óseo sea muy bajo, convirtiendo a la articulación en más inestable todavía. Asimismo, es una articulación “colgada” de la escápula, ya que se une a ella por los ligamentos y los músculos periféricos.

Por último, la articulación subdeltoidea o suprahumeral está unida a la articulación escapulohumeral. Actúa de forma solidaria, por lo que cualquier movimiento a nivel de la escapulohumeral origina otro movimiento de la subdeltoidea.

Debido a que la articulación glenohumeral está en suspensión (Yu, McGarry, Lee, Duong y Lee, 2005), se requiere de dos tipos de estabilizadores para un correcto funcionamiento del complejo articular del hombro: los pasivos, que proporcionan estabilidad articular, y los activos, que aseguran un movimiento fisiológico.

Los estabilizadores pasivos son las estructuras capsulares y ligamentosas que conectan entre sí los diferentes huesos que forman las articulaciones. Estas estructuras están formadas por tejido fibroso, principalmente colágeno, cuya función principal es la de proporcionar estabilidad a las estructuras óseas con la finalidad de evitar que se produzcan movimientos anómalos de la articulación. Tienen una estructura similar a la de los tendones aunque su capacidad para soportar deformaciones es menor que la de éstos (Thomopoulos, Birman y Genin, 2013).

Los estabilizadores activos están compuestos por estructuras miotendinosas (i.e., tendones y músculos). En cuanto a los tendones, son estructuras también formadas principalmente por colágeno, y su función es la de transmitir la contracción que se produce en los músculos a las estructuras óseas para conseguir la movilidad de las articulaciones (Thomopoulos *et al.*, 2013).

Por tanto, los músculos se unen a las estructuras óseas mediante los tendones y su acción (bien sea isométrica, isocinética o isotónica) permite que las palancas óseas en las cuales

se insertan, se flexionen o extiendan produciéndose así el movimiento voluntario del hombro.

Dentro de los músculos que rodean al hombro, el grupo conocido como manguito de los rotadores tiene una función fundamental a la hora de estabilizar la articulación glenohumeral. El manguito de los rotadores está formado por los tendones de cuatro músculos rotadores escapulo-humerales (subescapular, supraespinoso, infraespinoso y redondo menor), que junto con la cápsula articular glenohumeral y sus ligamentos, recubre aproximadamente tres cuartos del perímetro articular glenohumeral. Estos músculos son capaces de resistir el estrés articular producido por el movimiento glenohumeral, considerándose responsables del control fino del sistema muscular (Lugo, Kung y Ma, 2008).

1.2.2. Funcionalidad del hombro

La funcionalidad del complejo articular del hombro es muy amplia. Es la articulación con mayor rango de movimiento del cuerpo humano. A nivel funcional, la combinación de la movilidad del hombro y del codo permite situar la mano en casi cualquier posición del espacio de trabajo (Murray, 1999). El conjunto de articulaciones que forman el hombro funciona de manera sincronizada durante cualquier movimiento para conseguir un patrón uniforme y coordinado.

En el ámbito clínico, el movimiento del hombro se describe utilizando los planos anatómicos y tomando como referencia la posición anatómica (figura 1.2). En esta posición el sujeto se sitúa con los brazos extendidos a ambos lados del tronco y las palmas de las manos hacia delante.

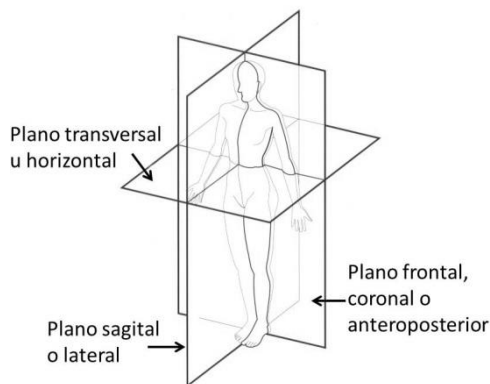


Figura 1.2: Posición de referencia y planos anatómicos (imagen cedida por el IBV)

En la articulación del hombro se pueden identificar cuatro pares de movimientos esenciales en los tres planos del espacio.

Flexión y extensión

Estos movimientos se producen respecto al eje transversal. Dentro de estos, la flexión es un movimiento en dirección anterior que puede llegar hasta los 180° sobre la cabeza,

aunque para ello es necesaria la combinación de los movimientos de todo el complejo articular del hombro, ya que la articulación glenohumeral sólo flexiona 120° aproximadamente, mientras que los 60° restantes se consiguen mediante la rotación lateral y abducción de la escápula.

La extensión se realiza en el mismo eje que la flexión, pero se realiza en dirección posterior, refiriéndose al arco de movimiento desde los 180° de flexión hasta los 45° de extensión.

Abducción y aducción

Estos movimientos se realizan respecto a un eje antero-posterior. La abducción es un movimiento en dirección lateral desde la posición anatómica, hasta la posición vertical sobre la cabeza. El movimiento de aducción es el movimiento en el plano mediosagital en dirección medial y consiste en un arco de movimientos desde la elevación completa sobre la cabeza, pasando por la posición anatómica, hasta una posición oblicua por encima y atravesando la parte anterior del cuerpo.

La abducción y aducción horizontal son movimientos en el eje longitudinal. La abducción horizontal se realiza en dirección lateral y posterior, y la aducción horizontal, en dirección medial y anterior.

Elevación en el plano de la escápula

La elevación y el descenso del brazo en el plano de la escápula es la combinación de los dos movimientos anteriores (i.e. abducción y flexión). La diferencia estriba en la posición del brazo, en este caso siendo de entre 30° y 45° en el plano transversal. Desde esta posición, en la cual el brazo está relajado a lo largo del tronco, se eleva hasta posicionar la mano en vertical por encima de la cabeza.

Al igual que en los anteriores, este movimiento se consigue gracias a la elevación del brazo de 120° aproximadamente, mientras que los 60° restantes se realizan con la acción complementaria de rotación lateral y abducción de la escápula.

Rotaciones

Las rotaciones interna y externa son movimientos que se realizan alrededor del eje longitudinal del húmero, siendo la interna el movimiento en el cual la cara anterior del húmero gira dentro del plano medio-sagital, y la externa el movimiento en cuya cara anterior del húmero rota lejos del plano sagital.

Circunducción

La circunducción combina todos los movimientos anteriormente descritos de forma consecutiva cuando el miembro superior describe un cono con su vértice en la articulación glenohumeral.

1.3. Patología del hombro

Tal como se ha descrito en los apartados anteriores, el complejo articular del hombro está formado por cinco articulaciones y un gran número de músculos, ligamentos y tendones.

Cualquiera de las estructuras anatómicas que lo componen puede ser susceptible de ocasionar dolor o déficit funcional.

Una pérdida de función del hombro puede tener un efecto directo sobre la capacidad para desarrollar las actividades de la vida diaria (AVD). Según la gravedad de la lesión del hombro, ésta podría afectar, tanto al desempeño de las AVD instrumentales, tales como el cuidado de otros, el desempeño laboral, el uso de dispositivos de comunicación o el manejo del hogar como al de las AVD básicas, como por ejemplo las actividades relacionadas con la higiene personal, comer o el descanso, en los casos más severos (Rogers y Holm, 1994).

Esta heterogeneidad en cuanto a la etiología puede ocasionar también trastornos de distinta índole. Así, una lesión de hombro puede tratarse de una entidad clínica aguda, de evolución relativamente corta y cuyo pronóstico sea su resolución completa o, sin embargo puede tratarse de una alteración que ocasione al paciente unas secuelas permanentes. A continuación se describen algunas de las patologías de hombro más frecuentes (Alegre y Navarro, 1997):

- Inestabilidad de hombro: esta patología se caracteriza por una pérdida del tejido conectivo (i.e. ligamentos y cápsula articular) que envuelve la articulación glenohumeral. La principal sintomatología es dolor en la cara anterior del hombro que puede irradiarse a la cara anterior del antebrazo. Este dolor puede aumentar al flexionar el codo y/o realizar una anteversión o abducción de hombro. A la movilización pasiva se observa un exceso de movilidad de las estructuras óseas.
- Tendinitis o tendinopatía del manguito de los rotadores: se produce por una inflamación del tendón de uno o varios de los músculos que conforman el manguito de los rotadores. El más susceptible de lesión es el tendón del músculo supraespinoso. Cualquier proceso inflamatorio o cicatriz que afecte o comprima a este tendón provoca la imposibilidad de desplazamiento del supraespinoso por el canal (Kapandji, 1998). Esta lesión se caracteriza por una sintomatología de dolor e inflamación. Asimismo, la movilidad es dolorosa, sobre todo entre los 70° y 110° de abducción, así como al final del rango de las rotaciones y durante el apoyo de la extremidad superior.
- Roturas del manguito de los rotadores: Éstas pueden abarcar desde roturas microscópicas a roturas grandes irreparables. Los síntomas, aunque dependerán de la gravedad de la rotura, incluyen dolor, debilidad, restricción del movimiento, bloqueo articular y/o percepción de inestabilidad (Kendall, McCreary, Provance, Rodgers y Romani, 2007). Si el desgarramiento del supraespinoso es aislado, su función puede verse compensada por la de los demás músculos del manguito (Lugo *et al.*, 2008). No obstante, en la mayoría de ocasiones se produce dolor, tanto en reposo como en movimiento, especialmente en la región media deltoidea y alteración funcional de la movilidad especialmente durante la abducción y flexión del hombro (Yu *et al.*, 2005).
- Capsulitis adhesiva u hombro congelado: se produce una inflamación de la cápsula debido a que el pliegue axilar de ésta se dobla sobre sí mismo, y se

engrosa debido además a las adherencias que se generan en la bursa (tanto subacromial como subdeltoidea) y las adherencias en el tendón del bíceps y/o destrucción del pliegue de la axila secundaria a dichas adherencias. En esta patología el movimiento se reduce de forma drástica en todos los planos.

- Bursitis: Se produce una inflamación superficial que es visible desde el exterior, ya que la zona está enrojecida, caliente y es dolorosa a la presión. La principal limitación funcional es la restricción del movimiento de abducción, aunque puede también verse comprometida la movilidad de los demás movimientos del hombro.
- Síndrome subacromial: este síndrome engloba todo el conjunto de patologías que se producen en el espacio subacromial del hombro y que incluyen procesos inflamatorios y degenerativos más o menos avanzados que afectan a los tendones y bursas que allí se localizan. Por tanto, su sintomatología así como su repercusión funcional variará en función de la etiología del síndrome (Caballer, 2004).

A nivel de prevalencia, la principal causa de dolor de hombro es la patología inflamatoria o degenerativa del manguito rotador, que puede ser responsable de hasta un 65% de los casos de hombro doloroso del adulto (Vecchio, Kavanagh, Hazleman y King, 1995).

Algunos estudios han reportado que la edad es un factor a tener en cuenta en el desarrollo de cada patología. Así como la inestabilidad de hombro está presente normalmente en personas menores de 30 años; el síndrome subacromial es más frecuente en mayores de 30 (Mitchell, Adebajo, Hay y Carr, 2005; Ruiz Sánchez, 2004).

Además, es frecuente que un paciente presente varias lesiones de forma simultánea. De hecho en un estudio previo encontraron que la tendinitis del manguito de los rotadores venía acompañada en muchos casos de otras patologías como síndrome subacromial (en el 57% de los casos), o capsulitis adhesiva (en el 6% de los casos) (Mitchell *et al.*, 2005).

1.4. Valoración del hombro

Debido a la complejidad anatómica y funcional del hombro, el diagnóstico y la valoración del estado funcional de los pacientes con dolor de hombro no es sencillo (van der Heijden, 1999). En este apartado se describen brevemente los principales instrumentos utilizados en la valoración de las patologías del hombro.

Se utilizará como referencia la Clasificación Internacional del Funcionamiento (OMS, 2001), que agrupa los sistemas de medida o valoración actuales en métodos de valoración de la estructura corporal, métodos de valoración de las funciones corporales y métodos de valoración de la actividad funcional y participación. No obstante, dado que muchas de las herramientas que se utilizan en los métodos de la valoración de funciones también se utilizan en la valoración de las actividades funcionales, en la descripción posterior estos dos últimos grupos de métodos de valoración se fusionarán en un único apartado. Este segundo apartado se desarrollará con mayor profundidad debido a que contempla las herramientas que serán utilizadas en el presente trabajo.

1.4.1. Métodos de valoración de la estructura corporal

La valoración de la estructura corporal, como su nombre indica, se refiere a la evaluación de los signos que ocasiona una determinada patología, sin atender a la valoración de los síntomas. Se trata por tanto de técnicas centradas fundamentalmente en el diagnóstico. Su uso se basa en el modelo médico tradicional, es decir, se ocupa de la patología como elemento fundamental de la sintomatología del paciente. Algunos de los ejemplos destacables son las pruebas de laboratorio, las técnicas de imagen (i.e. radiología, tomografía axial computerizada, resonancia magnética, artrografía, ecografía), los estudios electrodiagnósticos (i.e. electromiografía) y la termografía.

Estas herramientas son objetivas y fiables (van der Heijden, 1999), y están generalmente disponibles en el ámbito hospitalario. De hecho son de uso común para la constatación de las entidades patológicas cuando los test clínicos no son concluyentes.

Estos sistemas cuantifican un daño estructural pero en el caso de la patología de hombro, no siempre hay una buena correlación entre los resultados de estas pruebas y el estado funcional del paciente (Dunn *et al.*, 2014; van der Heijden, 1999).

1.4.2. Métodos de valoración de la actividad funcional de la persona

Los métodos de valoración de la actividad funcional, son métodos que miden o dan información sobre el estado funcional del paciente, secundario a su daño o patología. La evaluación funcional es un método que describe las aptitudes y limitaciones del individuo para realizar las tareas necesarias para la vida cotidiana, las actividades recreativas, la actuación ocupacional, las interacciones sociales y otras conductas necesarias (Granger, 1993).

Dentro de este grupo existen variedad de herramientas: (i) los test clínicos y funcionales; (ii) las escalas y cuestionarios; (iii) las herramientas de valoración de la fuerza y del rango articular y (iv) las técnicas de análisis del movimientos. A continuación se realizará una breve introducción a cada una de ellas.

Valoración del hombro mediante test clínicos y funcionales

Se trata de pruebas físicas que realiza el personal clínico especializado durante la exploración del paciente y que aportan información sobre el diagnóstico y la repercusión funcional del dolor de hombro. La existencia de dolor en la palpación y/o durante la ejecución de un movimiento, la limitación de los rangos de movimiento activos o pasivos y la reducción de la fuerza muscular son los principales componentes de la valoración (van der Heijden, 1999).

Los test clínicos físicos se utilizan para determinar el origen de la lesión. Generalmente, el objetivo es identificar la existencia de dolor mediante la elongación o pinzamiento de estructuras, bien sean articulares, ligamentosas, tendinosas y/o musculares. Existen multitud de pruebas específicas que, a través de un conjunto de maniobras, permiten confirmar o descartar un diagnóstico. Por ejemplo, el test de Neer que permite confirmar la existencia de compromiso subacromial o la maniobra de Patte que diagnostica la tendinitis del infraespinoso (Silva Fernández, Otón Sánchez, Fernández Castro y Andréu Sánchez, 2010).

Los test funcionales se utilizan para valorar, de forma sensorial, la calidad del movimiento o de la contracción muscular al realizar un determinado gesto, analítico o funcional. Los movimientos en los planos analíticos y la elevación en el plano de la escápula son estudiados de forma general. El interés funcional de la elevación escapular radica en que, en esta posición, se alinean los ejes humeral y escapular, permitiendo la valoración del ritmo escapulo-humeral a la vez que se evita aumentar el estrés de la cápsula articular propio de otros gestos (Curtis *et al.*, 1999).

Históricamente la exploración física y la historia clínica han sido la piedra angular en el diagnóstico de la patología dolorosa del hombro. Sin embargo, el principal problema de los test clínicos, es que depende del entrenamiento de los valoradores y en ocasiones el resultado del test estriba en el criterio o experiencia del clínico. Así, la precisión diagnóstica de los test clínicos ha sido cuestionada, con series que han reportado concordancias interobservador muy bajas (de Winter *et al.*, 1999; Nørregaard, Krogsgaard, Lorenzen y Jensen, 2002).

Valoración del hombro mediante escalas y cuestionarios

Las escalas y los cuestionarios son herramientas comúnmente utilizadas en el ámbito clínico. Son ampliamente utilizadas tanto para evaluar la movilidad funcional del hombro de forma específica, como para valorar la repercusión funcional de la lesión para el desempeño de las actividades de la vida diaria. Los cuestionarios tienen la ventaja de hacer posible la medición de la realidad del paciente y facilitar su cuantificación y de ser, generalmente además, herramientas rápidas y de sencilla de aplicación (Serra-Añó, 2011).

Los cuestionarios pueden ser autoadministrados o administrados por el valorador. Normalmente los cuestionarios autoadministrados se utilizan para valorar aspectos más generales del paciente, como la realización de AVD, deporte, actividades de ocio, etc. Los cuestionarios administrados por el valorador, sin embargo, suelen medir funciones más concretas del paciente, como en el caso del hombro, la elevación, rotación, potencia, etc.

Una valoración completa de la función requiere la evaluación de las actividades de la vida diaria (trabajo, deporte, ocio e interferencia con el sueño). Dentro de los cuestionarios administrados por el valorador, las escalas de Neer (NEERII, 1970), Constant (Constant y Murley, 1987) y el de la Sociedad Americana de Cirugía de Hombro y Codo (Richards *et al.*, 1994) son las que incluyen un mayor número de estas actividades, siendo la escala de Constant la única escala validada en Europa, empleándose en la mayoría de las publicaciones realizadas por la Sociedad Europea de Hombro y Codo. Entre los cuestionarios autoadministrados, es el DASH (Hudak, Amadio y Bombardier, 1996) el cuestionario más estudiado por las múltiples adaptaciones transculturales realizadas (está traducido a 16 idiomas). Otra de las escalas comúnmente utilizada en el ámbito clínico es la escala visual del dolor (EVA) (Collins, Moore y McQuay, 1997). La función de esta escala es la de traducir la percepción subjetiva del dolor que padece el paciente a una graduación numérica con la finalidad de interpretar dicha percepción.

No obstante, los cuestionarios no están exentos de limitaciones. La principal desventaja de los mismos es la subjetividad en cuanto a la puntuación del paciente, así como la

influencia del dolor en la puntuación y el efecto techo (Coley *et al.*, 2007; Lin *et al.*, 2005). Además, en la mayoría de ocasiones la puntuación que se otorga a cada pregunta del test depende de la capacidad de rememoración del paciente por lo que no siempre se correlaciona dicha percepción subjetiva con la gravedad de la lesión que se padece (Dunn *et al.*, 2014). Asimismo, incluso la escala de Constant, que cuenta con un parte de valoración física presenta en algunos casos una baja fiabilidad (Rocourt *et al.*, 2008).

Valoración de la fuerza y del rango articular del hombro

Otro grupo de instrumentos que se utilizan en el ámbito clínico para la valoración funcional son los goniómetros y los dinamómetros. Éstos, aunque no ofrecen un diagnóstico concreto sobre la etiología del dolor que los pacientes padecen, sí que indican la repercusión de la lesión, o bien en el rango articular o en la fuerza muscular, respectivamente.

En la práctica clínica habitual, la movilidad de las articulaciones se mide con goniómetros manuales de un grado de libertad. Éstos llevan un semicírculo o círculo graduado en 180° o 360° que indica el ángulo de movilidad que alcanza una determinada articulación en un momento determinado. Normalmente incorporan un dial giratorio sobre su eje de simetría, para poder medir cualquier valor angular. Estos instrumentos permiten medir el rango articular máximo en estático, no siendo capaces de evaluar consecuencias de patologías distintas a una disminución del rango (p. ej. inestabilidad del hombro). Por otra parte, los goniómetros manuales presentan una baja repetibilidad en comparación con otros instrumentos electrónicos (van de Pol, van Trijffel y Lucas, 2010).

Existen goniómetros digitales o electrogoniómetros que pueden medir más grados de libertad, y permiten valorar diferentes puntos relacionándolos con un sistema fijo de coordenadas, sin embargo no son de uso tan frecuente en la práctica clínica, siendo utilizados en mayor medida en el ámbito de la valoración del daño corporal o en la investigación.

Para la medición de la fuerza se pueden usar tanto test clínicos como sistemas de dinamometría. Estas técnicas aportan información relacionada con la fuerza ejercida por el sujeto, siendo muy interesantes para la valoración y rehabilitación de lesiones, fundamentalmente cuando éstas tienen un origen muscular.

Existen dinamómetros manuales o electrónicos. En este caso la diferencia radica en la obtención de los resultados, es decir, en el almacenaje de la señal en un ordenador para el posterior tratamiento de la misma y el análisis de los resultados. Los dinamómetros se usan para la valoración de la acción muscular isométrica, es decir la fuerza que se ejerce en un determinado ángulo, sin que se produzca movimiento angular. Este tipo de mediciones es útil para establecer la posición en la que se produce una mayor disminución de la fuerza y conocer a partir de la misma cuál es la posible lesión del paciente (aunque ésta no sea una herramienta de valoración de la estructura corporal). Sin embargo, precisamente por la naturaleza de la valoración, no proporciona información relativa a la calidad y precisión del movimiento.

Existen otras herramientas que permiten medir la fuerza, como los aparatos isocinéticos y las células de carga, si bien su uso en la práctica clínica es menos común.

Valoración del hombro mediante técnicas de análisis de movimientos

El análisis de movimientos humanos tiene por objeto registrar información cuantitativa sobre la mecánica del sistema músculo-esquelético durante la ejecución de una tarea motora (Cappozzo, Della Croce, Leardini y Chiari, 2005). Su aplicación en la práctica clínica puede aportar información que no se limita a la medida de los rangos de movilidad, siendo posible, por ejemplo, estimar las fuerzas y los momentos articulares mediante dinámica inversa o analizar aspectos relacionados con la coordinación o con el control motor (Cappozzo *et al.*, 2005; Spinelli, Wattananon, Silfies, Talaty y Ebaugh, 2014).

Generalmente se utilizan sistemas de medida que calculan el movimiento de los segmentos corporales que son accesibles desde el exterior. Sin embargo, también existen técnicas con las que es posible registrar el movimiento de los elementos internos del cuerpo humano. De entre ellas, la fluoroscopia es probablemente la técnica más utilizada en el estudio del hombro (Kon, Nishinaka, Gamada, Tsutsui y Banks, 2008; Matsuki *et al.*, 2011, 2012). La gran utilidad de este sistema es que permite estudiar de forma directa la repercusión de la lesión sobre las estructuras que conforman el complejo articular del hombro. Su principal inconveniente es, además de su elevado precio, que se trata de una técnica ionizante y, por lo tanto, puede suponer un riesgo de salud potencial del paciente. Por este motivo el uso de la fluoroscopia para valoración funcional es muy limitado, siendo empleada fundamentalmente en el diagnóstico de la patología.

En consecuencia, el movimiento humano se mide normalmente con sensores que se colocan sobre la piel. Los sensores permiten calcular el movimiento de los segmentos corporales y, asumiendo un modelo mecánico del cuerpo humano, se estima la cinemática articular. La técnica de referencia en el análisis de movimientos humanos es la fotogrametría (de los Reyes-Guzmán *et al.*, 2014; Hamacher, Bertram, Fölsch y Schega, 2012), si bien los sensores inerciales (IMUs) se han convertido en una alternativa que ha ganado mucha popularidad en los últimos años. A continuación se describirán brevemente ambos sistemas.

La fotogrametría permite la obtención de información espacial a partir de imágenes planas, registradas mediante dos o más cámaras de vídeo de alta velocidad. El seguimiento del movimiento de cada segmento corporal se realiza mediante marcadores que se adhieren a la piel en los puntos anatómicos de interés. Los marcadores usados de forma más habitual están recubiertos de un material reflectante, lo que aumenta su visibilidad en la imagen captada por las cámaras (figura 1.3).



Figura 1.3: Persona instrumentada con marcadores reflectantes realizando un análisis de la marcha con fotogrametría (imagen cedida por el IBV)

El sistema realiza un análisis de las imágenes de todas las cámaras y calcula la posición de los marcadores en cada instante en el espacio. A partir de las coordenadas de cada cámara, el sistema reconstruye la posición del marcador en tres dimensiones y, finalmente, calcula la cinemática articular aplicando el modelo mecánico desarrollado.

Una de las principales limitaciones de la fotogrametría es que el espacio de medida debe ser calibrado y las condiciones de iluminación controladas para un resultado óptimo de la medida (Chiari, Della Croce, Leardini y Cappozzo, 2005, p. 2). Por este motivo los estudios de fotogrametría habitualmente se realizan en entorno de laboratorio.

En los últimos años se ha popularizado el uso de los IMUs, ya que su principal ventaja frente a la fotogrametría es su mayor portabilidad. Son dispositivos que están equipados con un conjunto de sensores (giróscopos, acelerómetros y magnetómetros) que miden velocidad angular, aceleración y la dirección del campo magnético y calculan la orientación del sensor mediante algoritmos de fusión de datos.

Esta tecnología está todavía en un proceso de evolución y la utilización de los IMUs para el análisis de movimientos humanos tiene ciertas limitaciones. Un primer inconveniente es que estos sensores presentan errores de medida debidos a la deriva en la integración de los datos del giróscopo y a la alteración que puede introducir la proximidad de elementos ferromagnéticos (Palermo, Rossi, Marini, Patanè y Cappa, 2014). Además, los IMUs no proporcionan información de su posición en el espacio, lo que supone un problema considerable en el análisis de movimientos humanos. Debido a ello, la posición relativa de los ejes del sensor con respecto a los ejes anatómicos es desconocida y es necesario aplicar protocolos de calibración anatómica para obtenerla. La precisión con la que se mide el movimiento articular depende del protocolo utilizado y no existe a día de hoy una estandarización en este sentido (Cutti y Veeger, 2009). Las fuentes de error descritas afectan directamente a la reproducibilidad y a la precisión de la medida, por lo que actualmente el uso de los IMUs en aplicaciones clínicas y biomecánicas es todavía limitado (Hamacher *et al.*, 2012).

En este contexto, la fotogrametría continúa siendo actualmente la técnica de referencia en el análisis de movimientos humanos, siendo una técnica inocua y no invasiva y con elevada precisión y velocidad de registro (Baydal-Bertomeu, 2013). Además, existen multitud de estudios que demuestran la elevada fiabilidad y reproducibilidad de la fotogrametría en el estudio del movimiento del hombro (Garofalo *et al.*, 2009; Jaspers *et al.*, 2011; Lempereur, Brochard, Mao y Rémy-Néris, 2012), lo que es un requisito necesario para la aplicación clínica (Rau, Disselhorst-Klug y Schmidt, 2000).

En comparación a otras técnicas de valoración de la actividad funcional, se ha demostrado que la medida del rango articular de forma instrumentada tiene mayor fiabilidad que la realizada mediante goniómetros manuales (van de Pol *et al.*, 2010). Además, existe un consenso en que las técnicas de análisis de movimientos en 3D tienen una precisión y reproducibilidad superior a los goniómetros electrónicos (García-Alsina, García, Moranta y Pleguezuelos, 2005; Lea y Gerhardt, 1995).

En relación a las escalas y los cuestionarios funcionales, si bien su utilidad es innegable, el resultado no siempre se correlaciona bien con la gravedad de la lesión. Por ejemplo, pacientes con inestabilidad de hombro pueden tener puntuaciones cercanas al máximo en la escala de Constant independientemente de la severidad de sus lesiones (Conboy, Morris, Kiss y Carr, 1996). Por el contrario, el análisis de movimientos humanos hace posible valorar el desempeño de actividades de la vida diaria mediante datos cuantitativos, eliminando el componente subjetivo asociado a la evaluación mediante cuestionarios (Coley *et al.*, 2007; Jaspers *et al.*, 2011; Körver, Heyligers, Samijo y Grimm, 2014; Roren *et al.*, 2012). Por lo tanto estas técnicas proporcionan una información complementaria a la opinión del paciente que permitiría al clínico apoyar la toma de decisiones con datos objetivos y precisos (Ricci *et al.*, 2014). Este es un tema relevante, ya que actualmente no existe un instrumento de medida válido y fiable que permita medir los cambios clínicamente relevantes en pacientes con dolor de hombro (van der Heijden, 1999).

Además de sus elevadas prestaciones técnicas, el análisis del movimiento del hombro puede aportar un valor añadido al clínico ya que le aporta información acerca de cómo se ha ejecutado el movimiento (Garofalo *et al.*, 2009). Como resultado de la medida se obtienen variables cinemáticas diferentes a los rangos, como la velocidad, la aceleración, o la variabilidad del movimiento. A través de estas variables es posible derivar información relativa a aspectos como el control neuromuscular o la coordinación, que pueden aportar al clínico información más específica del estado funcional del paciente con dolor de hombro (Spinelli *et al.*, 2014).

A pesar de las múltiples ventajas descritas, en la actualidad las técnicas de análisis de movimientos se emplean principalmente en el ámbito de la investigación. Su baja implantación en el ámbito clínico se debe, principalmente, a la complejidad de los procedimientos de instrumentación y de medida y a los tiempos elevados que implica realizar una valoración (Rau *et al.*, 2000).

En el siguiente apartado se revisará el estado del arte de la fotogrametría como técnica para el estudio del movimiento del hombro y se analizarán los requisitos necesarios para que un procedimiento de valoración del dolor de hombro mediante fotogrametría pueda implantarse con éxito en el ámbito clínico.

1.5. Valoración funcional del hombro con fotogrametría

En este apartado se presenta una revisión de los aspectos más importantes a considerar en relación a la puesta a punto de un procedimiento de medida del movimiento del hombro, de aplicación al ámbito clínico. En el primer punto se tratarán los aspectos más relevantes en el desarrollo del procedimiento de medida: la definición del modelo cinemático, la selección del gesto de estudio, la importancia del método elegido para representar el movimiento y los principales errores de medida asociados a la fotogrametría.

Posteriormente, se realizará una descripción del concepto de variabilidad asociado al análisis del movimiento humano. Se tratará la gestión de los errores de la medida con fotogrametría, la evaluación de la reproducibilidad del procedimiento de medida y el estudio de la variabilidad intrasujeto, como variable de interés en la valoración de personas con dolor de hombro.

Por último, se analizarán los requisitos que debe tener un procedimiento de análisis cinemático del hombro mediante fotogrametría para ser de utilidad en la práctica clínica.

1.5.1. Análisis cinemático del hombro

Los primeros pasos para la realización de un análisis de movimientos serían los siguientes (Kontaxis, Cutti, Johnson y Veeger, 2009): (i) formulación de hipótesis del estudio; (ii) definición de las variables de estudio; (iii) definición del modelo biomecánico y (iv) selección del gesto a analizar. En este apartado se presenta una revisión de los modelos biomecánicos más empleados y los gestos principales analizados en el estudio del hombro. A partir de esta base se desarrollaron los procedimientos de medida que permitieron el cálculo de las variables cinemáticas y la validación de las hipótesis ligadas a los objetivos del presente trabajo.

1.5.1.1. Modelos cinemáticos del hombro

De acuerdo con la revisión realizada por Anglin y Wyss (Anglin y Wyss, 2000a), los primeros estudios de la cinemática del complejo articular del hombro comenzaron a realizarse en los años 50 del siglo XX. Probablemente debido a la elevada complejidad anatómica y funcional de la articulación del hombro, la disparidad de técnicas de medida, procedimientos, instrumentación y métodos de cálculo y representación del movimiento utilizados por los diferentes autores desde entonces ha sido grande.

Hoy en día continúan utilizándose multitud de modelos cinemáticos diferentes para el estudio del hombro, muchas veces definidos de forma específica en función de las características y necesidades particulares del estudio. La problemática que esto conlleva quedó plasmada en el estudio que llevó a cabo Leardini (Leardini, Biagi, Belvedere y Benedetti, 2009) con la finalidad de determinar el mejor modelo biomecánico para el estudio del movimiento del tronco. Para ello utilizó una instrumentación con 14 marcadores reflectantes y analizó diferentes gestos funcionales, calculando los resultados con los 8 modelos biomecánicos de tronco más habitualmente empleados. Sus resultados reflejaron diferencias significativas entre los modelos en la mayoría de las variables calculadas, con errores de cálculo muy elevados. Su conclusión final fue que debía conocerse perfectamente el modelo a utilizar si se pretendía hacer un uso clínico de las

medidas, puesto que la información proporcionada por cada modelo biomecánico era diferente.

Múltiples iniciativas se han emprendido en busca de una estandarización que permita a los investigadores y clínicos compartir información y comparar resultados entre los estudios realizados (Cappozzo *et al.*, 2005; Cutti y Veeger, 2009; Kontaxis *et al.*, 2009; Wu *et al.*, 2005). Tratando de alinear los diferentes esfuerzos en la misma dirección, la *Sociedad Internacional de Biomecánica* (SIB) realizó una propuesta de modelo biomecánico de referencia para el estudio del miembro inferior y, posteriormente, del miembro superior (Wu *et al.*, 2002, 2005). Esta segunda iniciativa nació del *International Shoulder Group* (ISG), perteneciente a la SIB, siendo su objetivo que, siempre que sea posible, los investigadores y clínicos utilicen el mismo protocolo de instrumentación por marcadores y una definición del movimiento de los segmentos corporales común. Para ello propuso un Sistema de Coordinación Articular (SCA) para el hombro compuesto por dos sistemas coordinados, uno de referencia y otro móvil para cada articulación. Los objetivos de este SCA fueron la unificación de las referencias óseas, el idéntico uso de sistemas locales coordinados y la información homogénea en cuanto a los movimientos del hombro con estos estándares recomendados (Wu *et al.*, 2005). Además de conseguir el uso de unos sistemas de referencia unificados por parte de toda la comunidad investigadora, la SIB pretendía que dichos sistemas definidos se asemejaran lo más posible a la terminología empleada en el ámbito clínico. En esta línea, se intentó caracterizar el movimiento de todo el complejo articular del hombro, describiendo por separado la cinemática de cada una de las cinco articulaciones, y el movimiento del sistema de referencia distal respecto al proximal utilizando los ángulos de Euler (figura 1.4).

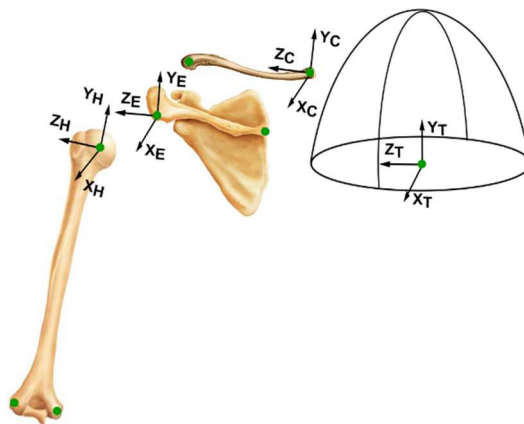


Figura 1.4: Representación de los sistemas de coordenadas locales del hombro según la SIB

Sin embargo, el modelo cinemático de la SIB no ha estado exento de críticas, principalmente asociadas a la representación del movimiento mediante los ángulos de Euler (Hagemeister, Senk, Dumas y Chèze, 2011; Levasseur, Tétreault, de Guise, Nuño y Hagemeister, 2007; Senk y Chèze, 2006). Por ello y, probablemente también debido a la complejidad del modelo biomecánico de la SIB, éste no es, ni mucho menos, el único

modelo utilizado en la actualidad para el estudio del movimiento del hombro. Tomándolo como referencia, el modelo de la SIB pretende analizar de la forma más fidedigna posible el comportamiento fisiológico del complejo articular del hombro. Para ello utiliza 13 marcadores reflectantes colocados en puntos anatómicos específicos y una medida de calibración para determinar el centro de la articulación glenohumeral. En contraposición se han desarrollado modelos mucho más sencillos que estudian el comportamiento global de la articulación empleando un número mínimo de marcadores (García-Alsina *et al.*, 2005; Garofalo *et al.*, 2009; Schmidt, Disselhorst-Klug, Silny y Rau, 1999). Paralelamente, sistemas comerciales de análisis de movimientos, como VICON (Vicon Motion systems Ltd, OMG Plc (formerly Oxford Metrics Ltd) o BTS (Bioengineering Technology Systems [BTS], Milán, Italia), incorporan también protocolos de instrumentación específicos que son también empleados en numerosas investigaciones. De éstos, el modelo que incluye Vicon utiliza 13 marcadores reflectantes, y estima el comportamiento articular a partir del movimiento del húmero respecto al tórax (C. Schwartz, Lempereur, Burdin, Jacq y Rémy-Néris, 2007), mientras que el de BTS utiliza 6 marcadores para calcular el movimiento del húmero respecto al tórax y estima el centro articular por antropometría (Rab, Petuskey y Bagley, 2002).

Al margen de los ejemplos mencionados, múltiples modelos diferentes se han utilizado durante la última década para el desarrollo de estudios específicos (Lovern *et al.*, 2010; Murray y Johnson, 2004; Sethi, Patterson, *et al.*, 2013; van Andel, Wolterbeek, Doorenbosch, Veeger y Harlaar, 2008). La propia finalidad del estudio o bien la falta de los requerimientos tecnológicos necesarios para la utilización de los modelos anteriormente descritos son la justificación de su empleo. Así, puede hacerse una diferenciación general de los modelos cinemáticos del hombro en base a dos posibles metodologías de análisis (Anglin y Wyss, 2000b):

1. La que analiza el movimiento de todo el complejo articular en su conjunto. Esto supone el estudio del movimiento del húmero respecto al tórax.
2. La que intenta modelar el comportamiento las cinco articulaciones que componen el complejo articular del hombro por separado. En este caso el interés está principalmente centrado en el movimiento del húmero respecto a la escápula, es decir, el estudio de la articulación glenohumeral.

La primera opción puede resultar más conveniente para determinadas aplicaciones clínicas (Cutti, Paolini, Troncosi, Cappello y Davalli, 2005; Garofalo *et al.*, 2009; Helm y Pronk, 1995; Kontaxis *et al.*, 2009) debido principalmente a la menor complejidad metodológica y de instrumentación y el menor tiempo de realización del análisis. Sin embargo, esta aproximación resulta insuficiente cuando se requiere información específica sobre el comportamiento individual o coordinado entre las articulaciones del hombro. Cuando se utiliza la segunda aproximación en la mayoría de las ocasiones se siguen las recomendaciones de instrumentación y representación del movimiento de la SIB.

1.5.1.2. Movimientos analizados en la valoración cinemática del hombro

A la falta de estandarización en el uso de modelos biomecánicos se le une la diversidad de movimientos estudiados en el hombro. A diferencia de lo que ocurre en el miembro

inferior donde el movimiento funcional más analizado es la marcha humana, en el miembro superior no existe un gesto funcional de referencia para los investigadores que facilite la realización de un avance común en una misma dirección (Anglin y Wyss, 2000b). La naturaleza libre del movimiento del brazo es completamente diferente de la naturaleza más restrictiva, repetible o cíclica de la marcha. La función principal del miembro superior es altamente variable y adaptable a la tarea que se esté realizando, por lo que su medición es bastante más compleja (Rau *et al.*, 2000). Quizá esta elevada complejidad sea el motivo de que la dedicación al estudio de la biomecánica del miembro superior ha sido comparativamente muy inferior a la del miembro inferior (Rab *et al.*, 2002).

En esta coyuntura, el gesto a estudiar se define, en cada caso, en base a los objetivos del estudio. Así, existen dos enfoques principales: el estudio de la funcionalidad del miembro superior en la ejecución de actividades de la vida diaria y el análisis de la función a través de la ejecución de movimientos analíticos (Kontaxis *et al.*, 2009).

Multitud de autores han diseñado sus estudios para valorar el desempeño de AVD, incluyendo actividades que representen movimientos típicos de algún deporte o de desempeño del puesto de trabajo (Anglin y Wyss, 2000b; Ludewig y Cook, 2000; Murray, 1999; Murray y Johnson, 2004; Pearl *et al.*, 1992; van Andel *et al.*, 2008; Westerhoff *et al.*, 2009). La principal ventaja de este enfoque es la posibilidad de correlacionar los resultados con escalas clínicas validadas que incluyan las mismas actividades valoradas (p.ej. Constant, SF36, Oxford, DASH, Mayo Elbow, SHUEE o AHA) (Rau *et al.*, 2000). En contraposición, es difícil definir patrones de normalidad en este tipo de movimientos debido a la variedad de patrones biomecánicos que permiten alcanzar un mismo. Si existe una restricción física, el paciente puede utilizar estrategias compensatorias que no necesariamente darán una información específica al valorador sobre la lesión objetivo (Anglin y Wyss, 2000b).

El estudio de movimientos analíticos es el enfoque utilizado por la mayoría de los autores para el análisis del movimiento del miembro superior. Una ventaja de esta aproximación es que la biomecánica articular en estos movimientos es conocida en detalle y sirve de referencia para la interpretación de los resultados del estudio (Kapandji, 1998; Kendall *et al.*, 2007). Además, la comparación de datos entre estudios de autores diferentes es más factible, debido a que los protocolos de medida utilizados suelen ser semejantes. Por último, la mayor facilidad de estandarización y protocolización de los movimientos permite aumentar la reproducibilidad de los resultados, posibilitando la obtención de valores de referencia normales con los que comparar las medidas de patológicos (Anglin y Wyss, 2000b).

1.5.1.3. Representación física del movimiento del hombro

La descripción del movimiento de un segmento o del movimiento relativo entre segmentos puede hacerse desde enfoques diferentes, entre ellos los más conocidos son: los ángulos de Euler y el eje finito de rotación. Sin embargo, la interpretación de un mismo movimiento puede ser muy diferente cuando se utilizan dos métodos de representación distintos (Cappozzo *et al.*, 2005).

Como se comentó con anterioridad, el modelo cinemático de la SIB utiliza los ángulos de Euler para representar el movimiento del hombro. Así, el movimiento de cada articulación se describe como una sucesión de tres rotaciones consecutivas del sistema de referencia ligado al segmento distal con respecto al sistema proximal. La secuencia de rotación no es siempre la misma para cada articulación del complejo del hombro, ya que en cada caso se definió aquella con mejor correspondencia con la terminología empleada en el ámbito clínico (Wu *et al.*, 2005).

Para el estudio del movimiento del húmero respecto al tórax y del húmero respecto a la escápula, la secuencia de rotación recomendada es la $YX'Y''$, que utiliza el orden de rotaciones plano de elevación/elevación/rotación (figura 1.5).

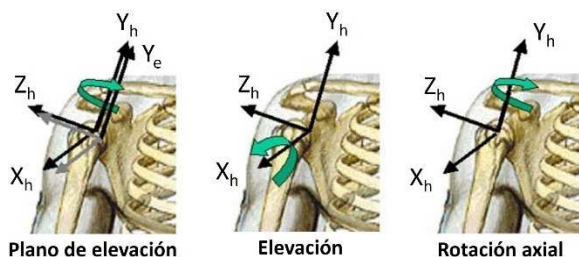


Figura 1.5: Sistemas de coordenadas locales y secuencia de rotaciones propuestos la SIB para el estudio del movimiento de la articulación escapulohumeral (Wu *et al.*, 2005)
 X_h, Y_h, Z_h : ejes de referencia del húmero; Y_e : eje Y de la escápula

Las recomendaciones de la SIB en este sentido, sin embargo, no están exentas de críticas. Algunas son inherentes a la utilización de los ángulos de Euler como método de cálculo, como la indeterminación matemática de los valores angulares cerca de 0° o de 180° conocido también como Gimbal Lock (Hagemeister *et al.*, 2011; Levasseur *et al.*, 2007; C. Schwartz *et al.*, 2014; Senk y Chèze, 2006). En particular, Senk y Chèze demostraron el mejor comportamiento de la secuencia $XZ'Y''$ frente a la $YX'Y''$ para la representación del movimiento de elevación humeral en el plano escapular (Senk y Chèze, 2006). Phadke *et al.* alcanzaron la misma conclusión en un estudio posterior, centrado en la interpretación del movimiento de la articulación glenohumeral utilizando diferentes secuencias de rotación.

Así, múltiples autores optan por la alternativa de representar el movimiento de elevación en secuencias de flexión/abducción/rotación o de abducción/flexión/rotación, en función de si los movimientos se ejecutan en el plano sagital o frontal respectivamente (Cutti, Giovanardi, Rocchi, Davalli y Sacchetti, 2008; Kontaxis *et al.*, 2009; Parel *et al.*, 2012; C. Schwartz *et al.*, 2014).

Esto tiene el inconveniente de que los resultados obtenidos con secuencias distintas no son comparables, debido a que la descripción del movimiento mediante los ángulos de Euler es dependiente del orden en el cual las rotaciones ocurren (Cappozzo *et al.*, 2005; Phadke, Braman, LaPrade y Ludewig, 2011). Este hecho se ilustra en la figura 1.6.

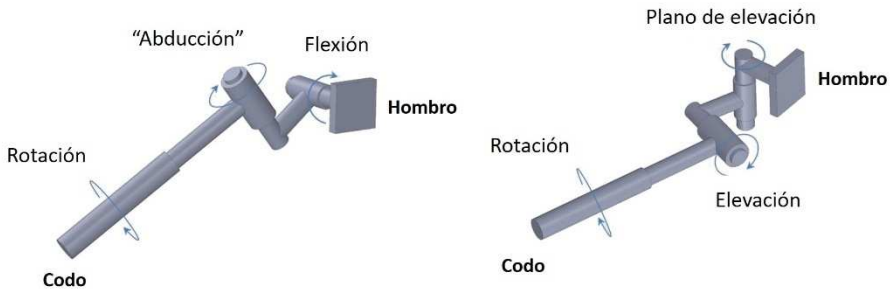


Figura 1.6: Representación del movimiento del hombro mediante la secuencia flexión/abducción/rotación (izquierda) y plano de elevación/elevación/rotación (derecha) (elaboración propia basada en (Anglin y Wyss, 2000b))

Para evitar este problema, pueden utilizarse otros métodos diferentes a los ángulos de Euler. La representación del movimiento por medio del vector orientación se basa en el teorema de Chasles, según la cual para cualquier movimiento finito hay una línea, el eje finito de rotación, de tal manera que el movimiento se puede descomponer en un desplazamiento a lo largo de dicho eje seguido o precedido por una rotación alrededor de él.

La ventaja de esta representación frente a las secuencias de Euler es que presenta una representación unívoca de la orientación relativa entre los dos segmentos. El principal inconveniente, sin embargo, radica en que la representación del movimiento respecto a los ejes fijos del sistema de referencia global limita la interpretación clínica del movimiento cuando éste se realiza en planos no paralelos a los ejes globales. La idoneidad del uso de uno u otro método dependerá, en cada caso, del objetivo y la aplicación final de las medidas a realizar.

1.5.1.4. Errores asociados al análisis de movimientos humanos con fotogrametría

La fotogrametría es actualmente la técnica de referencia en el análisis de movimientos humanos, debido principalmente a su elevada precisión. Sin embargo existen múltiples factores que deben ser controlados para que el resultado de la medida no se vea afectado. Las fuentes de error que pueden alterar la precisión de un análisis con fotogrametría han sido analizadas con anterioridad por múltiples autores (Anglin y Wyss, 2000b; Chiari *et al.*, 2005; Della Croce, Leardini, Chiari y Cappozzo, 2005; Kontaxis *et al.*, 2009; Leardini, Chiari, Della Croce y Cappozzo, 2005; M. H. Schwartz, Trost y Wervey, 2004). Atendiendo a su origen, los tres errores principales son: (i) los errores instrumentales; (ii) los errores del valorador y (iii) los artefactos de los tejidos blandos (Evans, 2013).

Los errores instrumentales se refieren exclusivamente a la precisión del instrumento de medida utilizado en el cálculo del movimiento en tres dimensiones. Estos errores están relacionados con aspectos como la calibración del sistema de medida, la digitalización de los marcadores o el procesado de señal para reducir el ruido aleatorio (Chiari *et al.*, 2005).

Los errores del valorador son debidos a la diferente ejecución del procedimiento de valoración por parte de distintos observadores. Se trata, por tanto, de errores metodológicos cuyo origen puede ser múltiple. Algunos ejemplos son la palpación de

puntos anatómicos, la obtención de medidas antropométricas del sujeto o la ejecución de los procedimientos para localizar los centros articulares (Della Croce *et al.*, 2005; M. H. Schwartz *et al.*, 2004).

Finalmente están los errores debidos a los artefactos de los tejidos blandos. Se trata de errores de medición, ya que son debidos a las propias limitaciones de la técnica para medir mediante marcadores superficiales el movimiento de los segmentos corporales que están debajo de la piel (Cutti *et al.*, 2005; De Rosario, Page, Besa, Mata y Conejero, 2012; Leardini *et al.*, 2005).

La evolución tecnológica y el desarrollo de procedimientos óptimos de calibración y suavizado (Chiari *et al.*, 2005; Page, De Rosario, Mata, Hoyos y Porcar, 2006) ha permitido reducir de forma considerable los errores instrumentales que son, en la actualidad, de pequeña magnitud en comparación a los otros dos tipos (Anglin y Wyss, 2000b). En este sentido, el estudio realizado por Williams (Williams, 1996) demostró que el error del cálculo de la posición 3D de los marcadores era muy inferior al efecto de la incorrecta localización anatómica de los marcadores (error del valorador) y de los artefactos de los tejidos blandos. Concretamente, estas dos fuentes de error están consideradas las más importantes en el estudio de movimientos humanos (Campbell, 2009; Stagni, Fantozzi y Cappello, 2006). Además, existe un error asociado al método de representación del movimiento utilizado, que debe también ser tratado con precaución. Estos tres errores se analizan en mayor profundidad en los siguientes apartados.

Artefactos de los tejidos blandos

El efecto del artefacto de los tejidos blandos se puede dividir en dos: la deformación relativa entre los marcadores ligados al segmento y el movimiento relativo de los marcadores respecto al hueso subyacente (De Rosario *et al.*, 2012). Con respecto al primero de ellos, su efecto ha quedado acotado gracias a los múltiples métodos desarrollados para compensar la deformación relativa de los sistemas de marcadores (Alexander y Andriacchi, 2001; Chèze, Fregly y Dimnet, 1995; Donati, Camomilla, Vannozzi y Cappozzo, 2007). Además, la utilización de sistemas técnicos de coordenadas (STC) para el cálculo del movimiento, permite evitar el uso de localizaciones anatómicas, generalmente más sensibles a los ATB (Cappozzo, Catani, Della Croce y Leardini, 1995; Leardini *et al.*, 2005; Stagni *et al.*, 2006). Otras opciones, como el empleo de sistemas de marcadores sobre estructuras rígidas o su instalación sobre brazaletes que aumenten la rigidez de la piel, también contribuyen a limitar este tipo de error (Anglin y Wyss, 2000b; Cutti *et al.*, 2005; Page, De Rosario, *et al.*, 2006; Rau *et al.*, 2000; Schmidt *et al.*, 1999). Finalmente, se ha demostrado de forma experimental que el error en el cálculo del movimiento producido por la deformación relativa de los marcadores es muy pequeño en comparación al debido al movimiento relativo de los huesos y la piel (De Rosario *et al.*, 2012).

Este segundo tipo de error es más difícil de controlar. El análisis de movimientos humanos con marcadores sobre la piel se fundamenta en el supuesto de que los marcadores superficiales pueden representar el movimiento del segmento óseo que se produce por debajo de los mismos (Cappozzo *et al.*, 1995). El movimiento relativo entre el hueso y la capa externa de la piel puede corromper de forma notable el cálculo del movimiento (Kontaxis *et al.*, 2009). El miembro superior, con su gran rango de movimiento, se

considera particularmente susceptible de sufrir el artefacto del tejido blando (Cutti, Cappello y Davalli, 2006; Rau *et al.*, 2000; Schmidt *et al.*, 1999). Las rotaciones axiales, son especialmente susceptibles al error debido a los ATB y pueden ser infravaloradas, con lo que deben ser analizadas con precaución (Cutti *et al.*, 2005; Rau *et al.*, 2000). Varios autores han calculado los errores en la medida de la rotación axial comparando con marcadores unidos al hueso (Hamming, Braman, Phadke, LaPrade y Ludewig, 2012; Ludewig, Cook y Shields, 2002), encontrando diferencias medias de 5° en elevaciones y de hasta 30° en movimientos de rotación. En esta dirección, diversas técnicas de compensación han sido desarrolladas orientadas a la corrección de los errores de medida de la rotación humeral y la pronosupinación de codo (Cutti *et al.*, 2006, 2005; Roux, Bouilland, Godillon-Maquinghen y Bouttens, 2002; Schmidt *et al.*, 1999). A pesar de los esfuerzos realizados, estas técnicas todavía no están suficientemente validadas y no existe consenso en qué metodología debería emplearse para reducir el error generado por los ATB (Campbell, 2009; Kontaxis *et al.*, 2009).

El efecto de los ATB es también notorio en el cálculo del movimiento de la articulación glenohumeral, debido al movimiento de la escápula bajo la piel. Concretamente, la precisión en el seguimiento de la escápula con marcadores superficiales decrece rápidamente a partir de 120 grados de elevación humeral (McClure, Michener, Sennett y Karduna, 2001). Por este motivo, los estudios relacionados con el movimiento glenohumeral no acostumbran a presentar resultados por encima de 120° (Hamming *et al.*, 2012; Phadke *et al.*, 2011; C. Schwartz *et al.*, 2014; Warner, Chappell y Stokes, 2012). Además, la técnica no ha sido aún validada con sujetos patológicos, por lo que el método de palpación estática es más recomendado en la valoración de pacientes (Kontaxis *et al.*, 2009).

Errores en la localización de puntos anatómicos

Los errores en la identificación de puntos anatómicos pueden causar imprecisión en el cálculo de los ángulos, así como otros derivados de la posición y la orientación, como la velocidad angular, la aceleración o los momentos (Cappozzo *et al.*, 1995; Donati *et al.*, 2007; Riemer, Hsiao-Weckler y Zhang, 2008; Schwartz y Rozumalski, 2005). Además, los errores de cálculo pueden ser mayores al sumarse con el artefacto del tejido blando (Della Croce, Cappozzo y Kerrigan, 1999). Los errores resultantes pueden ser de una magnitud considerable, afectando también a la reproducibilidad de la medida. Como ejemplo, la fiabilidad en la palpación de varias referencias en el miembro inferior y pelvis se estimó en el rango de 13-24 mm para un observador y de 6-21mm entre observadores (Della Croce *et al.*, 1999). En un estudio similar para el miembro superior, Williams (Williams, 1996) midió errores medios de 16 mm en la colocación de marcadores para un observador, aumentando hasta 21mm al comparar entre varios observadores. En términos angulares, se han reportado errores de 2° debidos a la colocación de marcadores por palpación en el hombro observando, por otra parte, una elevada variabilidad entre sujetos (De Groot, 1997).

En caso de seguir las recomendaciones de la SIB, la definición del sistema de referencia ligado al húmero, por ejemplo, es muy sensible a los errores de localización anatómica. En primer lugar, pequeñas modificaciones en la identificación del epicóndilo medial y del epicóndilo lateral del húmero pueden afectar de forma sustancial a la dirección del eje

de flexoextensión, debido principalmente a la proximidad de los puntos anatómicos (Wu *et al.*, 2005). La identificación con palpación mediante un puntero y el seguimiento referenciados a un STC puede contribuir a reducir los errores (Cappozzo *et al.*, 2005). La alternativa sugerida por la SIB para superar esta limitación pasa por instrumentar el miembro superior completo y utilizar el eje y del antebrazo para definir el plano de rotación del húmero (Wu *et al.*, 2005). Sin embargo esta solución tiene varios inconvenientes, por un lado el incremento en el número de marcadores que aumenta el tiempo de instrumentación y el riesgo de oclusiones y, por otro, los posibles errores de cálculo por la alineación de ejes para flexiones de brazo menores de 15° (Schmidt *et al.*, 1999).

El modelo biomecánico de la SIB requiere, además, de la localización del centro de rotación de la articulación glenohumeral (GH), que define el extremo superior el eje “y” del sistema de coordenadas del húmero. Éste debe ser estimado de forma indirecta por ecuaciones de regresión o por métodos funcionales de optimización articular. Una mala identificación afectará por completo al sistema de coordenadas anatómico, lo que producirá grandes errores en el cálculo de la cinemática y cinética del hombro y del resto de articulaciones del miembro superior (Riemer *et al.*, 2008). En este sentido, Rab estimó que 10mm de error en la localización del GH puede producir cambios en los ángulos humerales de 5° (Rab *et al.*, 2002). En la actualidad se utilizan dos metodologías en la determinación del GH, los métodos predictivos y los funcionales. Los métodos predictivos se basan en la relación entre la localización de referencias anatómicas o las longitudes antropométricas y el centro de la articulación. Estos métodos requieren, por lo tanto, la palpación de las referencias óseas que son usadas en el método de estimación para predecir el la localización del centro de rotación. Entre los métodos predictivos existentes, el ISG recomienda el modelo escapular basado en regresión (Meskers, Van Der Helm, Rozendaal y Rozing, 1998). Los métodos funcionales se basan determinar la localización de GH analizando la trayectoria de los marcadores en el brazo durante la realización de movimientos de calibración esféricos. Existen dos tipos principales de algoritmos funcionales: Algoritmos de ajuste esférico y los métodos basados en el eje instantáneo de rotación. Los métodos de ajuste esférico suponen una aproximación geométrica, calculando el centro y el radio para un ajuste esférico óptimo de la trayectoria de los marcadores superficiales ligados al brazo (Gamage y Lasenby, 2002; Halvorsen, Lesser y Lundberg, 1999; Leardini *et al.*, 1999; Piazza, Okita y Cavanagh, 2001). Por otra parte, los algoritmos basados en el eje instantáneo de rotación (Woltring, Huiskes y De Lange, 1985) calculan la velocidad angular y aceleración del segmento distal relativa al proximal.

El ISG sólo recomienda utilizar, siempre que sea posible, el método del eje instantáneo de rotación que, sin embargo, ha sido discutido debido al excesivo tiempo de cálculo y por ser extremadamente sensible con las velocidades angulares bajas (Camomilla, Cereatti, Vannozzi y Cappozzo, 2006; Monnet, Desailly, Begon, Vallée y Lacouture, 2007). Precisamente éste último inconveniente hace que no tenga demasiada aplicación en el campo de la medicina, debido a los problemas de realizar las medidas de calibración en personas con patología (Stokdijk, Nagels y Rozing, 2000). La alternativa sugerida por la SIB es el métodos predictivo de Meskers (Meskers, Van Der Helm, *et al.*, 1998), si bien Stokdijk demostró la existencia de errores de localización así como una relativa baja

fiabilidad (Stokdijk *et al.*, 2000). Por otra parte, este método es incorrecto desde el punto de vista mecánico, ya que introduce necesariamente sesgos debidos a los errores accidentales y a los ATB (De Rosario, Page, Besa y Valera, 2013). Por este motivo se han planteado alternativas mucho menos sensibles a estos errores (De Rosario, Page y Mata, 2014).

Estos inconvenientes hacen que muchos autores prefieran métodos para la identificación GH que usen referencias anatómicas que sirvan a otros propósitos en el análisis del movimiento (Klopčar y Lenarčič, 2006; Mackey, Walt, Lobb y Stott, 2005; Rab *et al.*, 2002). En este sentido es muy común la estimación de GH a partir de un offset vertical desde un marcador en el acromion, probablemente el método más sencillo pero con elevado nivel de incertidumbre. La recomendación es que la elección de uno u otro método se realice buscando el equilibrio entre la precisión y la aplicación práctica (Anglin y Wyss, 2000).

Errores asociados al método de representación del movimiento

Al margen de las descritas en la literatura científica, existe una fuente de error metodológico que habitualmente no se tiene en consideración. La elección del método matemático de representación del movimiento, como se explicó en el punto anterior, implica la obtención de una medida diferente de los ángulos en cada caso. En este sentido, está bien documentado que algunas secuencias de Euler tienen problemas de gimbal lock en el estudio de movimientos típicos del brazo y, particularmente, en la elevación humeral (Lempereur *et al.*, 2012; Senk y Chèze, 2006). Además, la representación de los ángulos también influye en la propagación de los errores accidentales (Woltring y Huiskes, 1994) y de los artefactos de los tejidos blandos (Page, De Rosario, Mata y Besa, 2014, p. 2).

En consecuencia cada representación tendrá asociado, además de una medida diferente de los ángulos, un error relacionado con el método de cálculo. La magnitud del error es, a día de hoy, desconocida puesto que no existen estudios que analicen la influencia de las representaciones del ángulo sobre la fiabilidad del movimiento. Por lo tanto, el desarrollo de un procedimiento de medida que consiga un control adecuado de los ATB y una localización precisa de los puntos anatómicos, podría no dar los resultados esperados de precisión si el método seleccionado para representar el movimiento presenta una elevada propagación del error en la actividad estudiada.

1.5.2. Variabilidad en la valoración funcional del hombro

La valoración funcional a través del análisis de movimientos humanos busca habitualmente diferenciar el movimiento sano del patológico y medir de forma objetiva el cambio que se produce en el estado funcional del paciente a lo largo del tiempo (McGinley, Baker, Wolfe y Morris, 2009). Cuando se realiza la comparación de los resultados de un análisis de movimientos, ya sea con valores de referencia de la población normal o con una valoración previa del mismo sujeto, debe considerarse que las diferencias encontradas no son únicamente debidas a cambios funcionales del paciente. Así, siempre existe variabilidad entre los resultados de dos medidas realizadas, aunque correspondan al mismo sujeto y hayan sido registradas en las mismas condiciones de medida (M. H. Schwartz *et al.*, 2004). Dicho de otra manera, si una persona intenta repetir

dos veces el mismo movimiento, las dos acciones nunca serán idénticas (Stergiou y Decker, 2011).

Para poder valorar si los cambios en la medida son clínicamente relevantes es necesario diferenciar entre la variabilidad debida a una modificación del estado funcional del paciente y la que procede del error de la medida o a cambios naturales en la ejecución del movimiento (Gorton III, Hebert y Gannotti, 2009).

En los siguientes puntos se describirá la variabilidad en el análisis de movimientos humanos y sus componentes. Se explicará cómo se determina el error del procedimiento de medida, como paso necesario para poder identificar si los resultados de la valoración son clínicamente relevantes. Por último, se presentarán los métodos habitualmente utilizados para estudiar la variabilidad intrasujeto, como variable de interés clínico.

1.5.2.1. Variabilidad en el análisis de movimientos humanos

Tradicionalmente la variabilidad obtenida en la medida del movimiento humano era ignorada y tratada como ruido debido a múltiples factores (Evans, 2013). Se entendía, por lo tanto, que un movimiento podía ser repetido de manera idéntica por el sujeto, y que las diferencias entre dos registros eran errores de la medida.

Hoy en día es conocido que el movimiento humano es de naturaleza variable y que las diferencias en el movimiento realizado por distintos sujetos o dentro del mismo sujeto son naturales (M. H. Schwartz *et al.*, 2004). Por tanto, la variabilidad es una característica inherente del movimiento humano, que aparece tanto en personas sanas como en patológicas y que tiene un componente biológico y otro de error de la medida (Stergiou, Harbourne y Cavanaugh, 2006).

Existen cuatro factores principales que contribuyen a la variabilidad del movimiento humano (Gorton III *et al.*, 2009): (i) el sistema de medida; (ii) el valorador; (iii) el sujeto y (iv) el tiempo (figura 1.7).

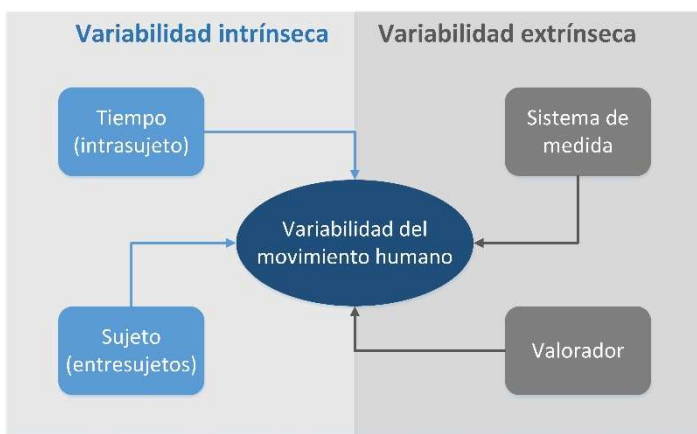


Figura 1.7: Representación de las diferentes factores que contribuyen a la variabilidad del movimiento humano

El conjunto de la variabilidad del sistema de medida y la debida al valorador es conocido como variabilidad extrínseca (M. H. Schwartz *et al.*, 2004). Se trata de errores de medida independientes del sujeto de estudio. Incluyen los errores asociados al instrumento de medida utilizado y las diferencias que aparecen en los resultados cuando el análisis es realizado por valoradores distintos.

En consecuencia, el resultado de un análisis de movimientos humanos estará compuesto por el movimiento real ejecutado por el sujeto más la variabilidad extrínseca, es decir el error instrumental y el debido al valorador.

$$Movimiento_{medido} = Movimiento_{ejecutado} + Error_{instrumental} + Error_{valorador} \quad (1.1)$$

El conjunto de la variabilidad del factor sujeto y del tiempo es conocido como variabilidad intrínseca, ya que están asociado al individuo valorado (M. H. Schwartz *et al.*, 2004). La variabilidad intrínseca es una característica natural del ser humano. El factor sujeto se refiere a las diferencias en los movimientos realizados por personas distintas, es decir la variabilidad entresujetos. Estas diferencias suceden en la población sana y en la patológica y, en muchas ocasiones, están relacionadas con aspectos como la edad, el sexo o las características antropométricas (Evans, 2013).

Por último, el factor tiempo representa los cambios que aparecen en el movimiento realizado por el mismo sujeto en repeticiones distintas de la medida, es decir la variabilidad intrasujeto. Estos cambios están asociados a la naturaleza variable del ser humano por lo que aparecen en personas sanas y patológicas, si bien el comportamiento puede ser distinto en ambos grupos debido al efecto de la lesión. A modo de ejemplo, sería variabilidad natural del movimiento registrado entre dos medidas de un sujeto sano la derivada de cambios en su estado de ánimo o en las condiciones de iluminación o de temperatura del laboratorio. Esta variabilidad natural puede verse alterada en sujetos con patología. Por ejemplo, la variabilidad de marcha humana es mayor en personas con riesgo de sufrir caídas (Hausdorff, Rios y Edelberg, 2001; Mbourou, Lajoie y Teasdale, 2003).

De este modo, el movimiento ejecutado por el sujeto tendría un componente relacionado con su estado funcional y otro debido a la variabilidad intrasujeto. Con ello, el resultado de un análisis de movimientos sería:

$$Movimiento_{medido} = Estado\ funcional + Var_{intrasujeto} + Error_{ins} + Error_{val} \quad (1.2)$$

Al comparar el movimiento medido con una valoración previa del mismo paciente o con valores de referencia normales el clínico encontrará diferencias entre los dos resultados. Para determinar si las diferencias son clínicamente relevantes o aleatorias es necesario tener una estimación de la magnitud de la parte variable de la medida (la variabilidad intrasujeto y los errores) (M. H. Schwartz *et al.*, 2004).

El error del sistema de medida se puede cuantificar a través de experimentos controlados, sin embargo el error debido al valorador y la variabilidad natural dependen de cada individuo y solo pueden estimarse a través de estudios de repetibilidad y de reproducibilidad (Bartlett y Frost, 2008). La realización de un estudio de reproducibilidad con personas sanas permite, además, cuantificar la variabilidad intrasujeto en personas sin lesión. De este modo se obtiene un valor de referencia de la variabilidad natural, con

el que es posible comparar para identificar cambios en la variabilidad intrasujeto relacionados con la patología.

1.5.2.2. Valoración del error del procedimiento de medida

El conocimiento de la magnitud del error del procedimiento de medida permite a los equipos clínicos minimizar el riesgo de sobreestimar pequeñas diferencias realmente insignificantes y tener una mayor confianza cuando los resultados del tratamiento son superiores al error de medida (McGinley *et al.*, 2009). La determinación de este error puede realizarse de forma experimental a través de los estudios de repetibilidad y de reproducibilidad.

Debido a que existe cierta confusión en la literatura respecto a la terminología empleada en este ámbito, a continuación se resume brevemente la propuesta por Bartlett y Frost (Bartlett y Frost, 2008) que será la empleada a partir de este momento en el presente trabajo. Un estudio de repetibilidad se refiere a la realización de medidas repetidas a uno o varios sujetos bajo condiciones idénticas (p.ej. mismo método y mismo observador). En un estudio de reproducibilidad se analizan las variaciones en las medidas realizadas a uno o varios sujetos bajo condiciones diferentes (p.ej. valoradores distintos).

Cuando el propósito es valorar el error de un procedimiento de medida para uso clínico lo habitual es realizar estudios de reproducibilidad. Generalmente se mide la reproducibilidad entre observadores (variabilidad debida al valorador) y entre días (variabilidad intrasujeto). Para ello, varios valoradores repiten las medidas a un grupo de sujetos que, además, participan en varias sesiones de medida en días distintos. Puesto que el error del sistema de medida está siempre presente, mediante este experimento se obtiene una estimación de la variabilidad total del procedimiento de medida.

Los resultados de los estudios de repetibilidad y de reproducibilidad se valoran con medidas de fiabilidad y de concordancia, que se describirán con mayor detalle a continuación (Parel *et al.*, 2014).

Fiabilidad de la medida

Las medidas de fiabilidad valoran en qué medida los sujetos de la muestra de estudio pueden ser diferenciados unos de otros, a pesar de los errores de medida (de Vet, Terwee, Knol y Bouter, 2006). La principal medida de fiabilidad utilizada en el análisis de movimientos humanos es el Coeficiente de Correlación Intraclase (ICC). El ICC proporciona una medida relativa de la fiabilidad de una muestra poblacional concreta, tomando valores entre 0 y 1.

Por ser una medida relativa a la muestra de estudio, el valor del ICC es muy dependiente de la dispersión de la misma, por lo que el resultado obtenido no debe extrapolarse a poblaciones con características diferentes (Weir, 2005). La fiabilidad no es una medida del error, así, un ICC elevado no indica necesariamente un error de medida pequeño, especialmente si la muestra de estudio es heterogénea. Por este motivo, es recomendable siempre acompañar las medidas de fiabilidad de medidas de concordancia.

Concordancia de la medida

Las medidas de concordancia valoran la proximidad de los resultados obtenidos en medidas repetidas del mismo experimento al mismo sujeto, es decir, el error de la medida. El resultado se expresa en las mismas unidades que la variable medida, por lo que su interpretación es inmediata. La principal medida de concordancia utilizada en el análisis de movimientos humanos es el Error Estándar de Medida (SEM). El SEM, a diferencia del ICC, puede considerarse independiente de la muestra de estudio y está directamente asociado al procedimiento de medida (de Vet *et al.*, 2006).

Cuando el procedimiento de medida va a utilizarse para evaluación, las medidas de concordancia son más recomendables (de Vet *et al.*, 2006; McGinley *et al.*, 2009; Weir, 2005). Una de sus principales ventajas es que permite estimar el Mínimo Cambio Detectable (MCD), que indica al clínico las diferencias entre valoraciones que pueden considerarse clínicamente relevantes (Copay, Subach, Glassman, Polly Jr. y Schuler, 2007).

1.5.2.3. Medida de la variabilidad intrasujeto

La variabilidad intrasujeto se refiere a las variaciones que aparecen en el movimiento ejecutado por una persona, ya sea dentro de la tarea a lo largo del tiempo o entre repeticiones diferentes del gesto (Jayaraman *et al.*, 2014). La variabilidad del movimiento humano está relacionada con la estabilidad del sistema neuromuscular (Clark y Phillips, 1993) y su magnitud puede ser diferente en personas con patología o con dolor (Bergin, Tucker, Vicenzino, Van Den Hoorn y Hodges, 2014). El estudio de la variabilidad intrasujeto aporta información complementaria a las variables absolutas empleadas habitualmente. A modo de ejemplo, Moon *et al.* (Moon *et al.*, 2013) estudiaron la fuerza resultante en el hombro durante la propulsión con silla de ruedas manual en usuarios con y sin dolor. Los resultados no mostraron diferencias en la fuerza de propulsión, pero si en la variabilidad, que resultó menor en los sujetos con dolor. Como conclusión, indicaron que la variabilidad de la fuerza puede utilizarse, por sí mismo, como un marcador sensible de dolor musculoesquelético en usuarios de sillas de ruedas.

En el análisis de la marcha humana, la variabilidad se utiliza de forma generalizada como indicador de la calidad de la marcha y como predictor del estado funcional y cognitivo y de futuras caídas (Lord, Howe, Greenland, Simpson y Rochester, 2011). En este sentido, múltiples autores han reportado cambios en la variabilidad de la marcha y del equilibrio en función de la edad (Kim 2009; Owings y Grabiner 2004) y un aumento de la variabilidad de la marcha en personas con riesgo de sufrir caídas (Hausdorff *et al.*, 2001; Maki, 1997; Mbourou *et al.*, 2003).

En el miembro superior, los estudios sobre variabilidad del movimiento se han centrado principalmente en la fatiga y en el dolor (Srinivasan y Mathiassen, 2012). Los hallazgos indican que la fatiga generada por la realización de tareas repetitivas produce estrategias compensatorias que resultan, generalmente, en un aumento de la variabilidad del movimiento (Cantú, Emery y Côté, 2014; Fuller, Lomond, Fung y Côté, 2009; Qin, Lin, Faber, Buchholz y Xu, 2014). Los resultados de los estudios relativos al dolor son, por el contrario, menos concluyentes. Mientras que algunos autores reportaron un aumento de la variabilidad de las variables cinemáticas o dinámicas en personas con dolor (Jayaraman

et al., 2014; Lomond y Côté, 2010), otros resultados indican una menor variabilidad del movimiento en personas con dolor, en comparación con las personas sanas (Bergin *et al.*, 2014; Moon *et al.*, 2013; Rice, Jayaraman, Hsiao-Weckler y Sosnoff, 2014). Además, se ha estudiado tanto la presencia de dolor crónico como experimental, aunque tampoco existe un consenso. Madeleine *et al.* analizaron la ejecución de una actividad laboral en trabajadores con y sin dolor crónico de cuello y hombro, encontrando una menor variabilidad del movimiento del brazo y del tronco en las personas con dolor (Madeleine, Farina, Merletti y Arendt-Nielsen, 2002). En el mismo trabajo observaron un aumento significativo de la variabilidad del movimiento en personas sanas tras inducirles un dolor agudo mediante una inyección intramuscular de suero salino hipertónico. Lomond *et al.*, sin embargo, reportaron un incremento de la variabilidad en personas con dolor crónico de hombro al ejecutar un movimiento de alcance repetidos (Lomond y Côté, 2010).

Estos resultados, aparentemente contradictorios, podrían explicarse a partir de la teoría de la variabilidad óptima del movimiento (Stergiou *et al.*, 2006). Según esta teoría, la variabilidad es una característica natural e importante del movimiento humano. De este modo, existiría un nivel óptimo de variabilidad asociado a las habilidades motoras maduras y a los estados sanos y que sería indicativo de flexibilidad y buena salud del sistema neuromuscular. Una variabilidad por debajo del nivel óptimo sería característica de sistemas biológicos excesivamente rígidos y poco adaptables a los cambios, mientras que una variabilidad superior indicaría que los sistemas son ruidosos e inestables, demasiado sensibles a las perturbaciones. En ambas situaciones los sistemas serían menos adaptables a los cambios del entorno y estarían asociados a un desarrollo motor inmaduro o anormal o a alteraciones producidas por una patología. El ejemplo presentado por Stergiou y Decker resulta muy ilustrativo de esta teoría (Stergiou y Decker, 2011). En los niños pequeños cada zancada es muy similar a la anterior, lo que indicaría un comportamiento poco exploratorio. La variabilidad de la marcha aumenta en los adultos sanos, pero aún más en las personas mayores y en los pacientes que sufren la enfermedad de Huntington, lo que indicaría que tienen poco control de sus movimientos, y justificaría su mayor frecuencia de caídas.

Además, en el análisis de movimientos del miembro superior debe tenerse en cuenta que en la ejecución de tareas complejas es posible alcanzar el mismo resultado con múltiples combinaciones diferentes de posiciones articulares. Para la ejecución de cada movimiento el sujeto utiliza una estrategia, que se define como una única solución neuromuscular para la realización de una tarea motora (Bates, James y Dufek, 2004).

Cuando el éxito de la tarea no está comprometido, el sistema nervioso permite la ejecución de diferentes estrategias. En la presencia de dolor, el sistema nervioso exploraría las múltiples estrategias para seleccionar la solución óptima que minimiza el riesgo de sufrir dolor o una lesión (Bergin *et al.*, 2014). Así, cuando el dolor es crónico, el movimiento se limitaría a pequeñas variaciones alrededor de la estrategia óptima aprendida, obteniendo una variabilidad menor que los sujetos sanos. Sin embargo, si el sistema nervioso no es capaz de encontrar una estrategia óptima que minimice el dolor, como sucedería en pacientes con dolor agudo, continuará con la búsqueda durante toda la actividad resultando en un aumento de la variabilidad del movimiento. Así, la selección de una estrategia puede ser voluntaria o involuntaria y está condicionada por las

restricciones morfológicas del sujeto (p. ej. la existencia de una lesión), las condiciones del entorno y las características de la tarea a desarrollar (Bates *et al.*, 2004).

Por lo tanto, no se podría afirmar que el movimiento de personas con patología de hombro es más variable o menos que las personas sanas, si no es circunscribiendo el resultado a la actividad analizada. A pesar de la heterogeneidad de los estudios publicados, sí existen evidencias de un comportamiento diferente en la variabilidad del movimiento de personas con patología en comparación con la población sana. Además diversos autores han destacado la relevancia clínica de la variabilidad intrasujeto, que podría aportar información diferente y relevante para la evaluación de la eficacia de tratamientos quirúrgicos y rehabilitadores y en el seguimiento evolutivo de los pacientes (Jayaraman *et al.*, 2014; Moon *et al.*, 2013; Srinivasan y Mathiassen, 2012).

Para medir la variabilidad del movimiento intrasujeto existen dos enfoques: (i) utilizar medidas lineales tradicionales o (ii) analizar la estructura temporal de la variabilidad. En realidad, los dos enfoques son complementarios, ya que cada uno de ellos explora diferentes aspectos de la variabilidad (Harbourne y Stergiou, 2009).

Medidas lineales de variabilidad

Las medidas lineales son medidas de centralidad y por lo tanto proporcionan una descripción de la cantidad o magnitud de la variabilidad en torno a un valor medio. Aplicado al estudio del movimiento humano, suele utilizarse para comparar los resultados de varias repeticiones de la misma tarea (p.ej. elevación máxima en 5 movimientos de alcance con el brazo). La desviación estándar (DE) y el coeficiente de variación (CV) son las medidas lineales más empleadas (Cantú *et al.*, 2014; Moon *et al.*, 2013; Rice *et al.*, 2014).

Mediante las medidas lineales se cuantificaría la dispersión de las 5 medidas del ángulo de elevación alrededor del valor medio. Estas medidas no informan si la variabilidad cambia con el tiempo, ya que consideran que la variación entre las repeticiones de un movimiento son aleatorias e independientes (Harbourne y Stergiou, 2009).

En el análisis de movimientos humanos en muchas ocasiones no solo es relevante conocer si se ha cumplido el objetivo de la tarea, sino también cómo se ha alcanzado. Esto sería también de aplicación en el estudio de la variabilidad intrasujeto. Continuando con el ejemplo anterior, la dispersión en la elevación máxima alcanzada puede ser pequeña habiendo ejecutando movimientos de características muy diferentes. La figura 1.8 muestra un ejemplo de las curvas de flexión de rodilla durante la marcha (Duhamel *et al.*, 2004).

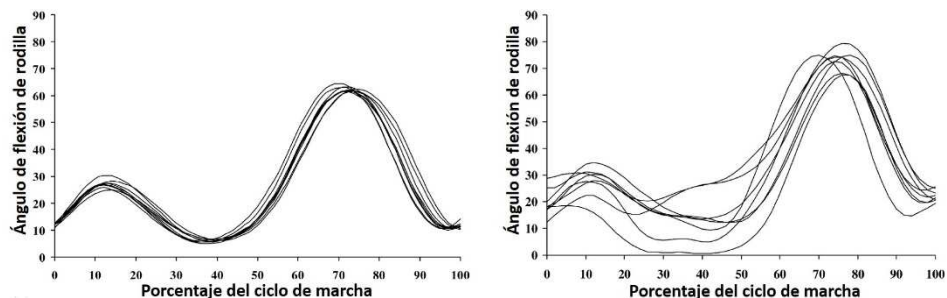


Figura 1.8: Ángulo de flexión de rodilla durante la marcha correspondiente a 9 repeticiones de un sujeto joven (izquierda) y una persona mayor (derecha) (Duhamel *et al.*, 2004)

Se observa una repetibilidad mucho mayor a lo largo de toda la curva en las nueve repeticiones realizadas por el sujeto joven. La persona mayor ejecuta de forma diferente cada ciclo de la marcha, lo que podría ser indicativo de una alteración funcional. Sin embargo, el análisis de la variabilidad de las variables discretas utilizadas habitualmente en la valoración de la marcha humana (p.ej. rangos de movimiento, longitud de zancada o velocidad media) podría no detectar estas diferencias.

Duhamel y colaboradores propusieron estudiar la fiabilidad de las curvas de marcha utilizando un ICC funcional (Duhamel *et al.*, 2004). Calculan la variabilidad de un conjunto de repeticiones ejecutadas por el mismo sujeto, obteniendo un valor entre 0 (muy variable) y 1 (muy repetible). Delval *et al.* utilizaron este método para valorar la fiabilidad de las curvas angulares de la marcha, encontrando una menor repetibilidad en pacientes con Parkinson que el sujetos sanos (Delval *et al.*, 2008).

Medidas de la estructura temporal de la variabilidad

Mediante las medidas lineales es posible valorar la variabilidad en la ejecución global de la actividad, sin embargo no informan de los cambios finos que se producen a lo largo del tiempo durante la realización del movimiento (Sethi, Patterson, *et al.*, 2013). Estos ajustes finos o variaciones realizadas durante los movimientos continuos en el tiempo se conocen como la estructura temporal de la variabilidad (Harbourne y Stergiou, 2009).

El análisis de la estructura temporal de la variabilidad permite evaluar cómo los individuos adaptan sus patrones de movimiento para superar las perturbaciones encontradas durante la ejecución de una tarea.

Existen varios métodos matemáticos que se han mostrado útiles en el estudio de la complejidad de señales biológicas, entre los que se podrían destacar el análisis del exponente de Lyapunov, la dimensión de correlación y la entropía (Stergiou, Buzzi, Kurz y Heidel, 2004). De entre ellos, probablemente el último es el que se ha aplicado en mayor medida al análisis de movimientos.

La entropía es una medida de la regularidad de una serie de datos. Pueden utilizarse diversos métodos para calcularla pero la entropía aproximada (ApEn, Approximate Entropy) es seguramente el más difundido (Pincus, 1991). Una serie se considera regular si existen patrones repetitivos en ella, de modo que la ApEn refleja la probabilidad de que

patrones “similares” no sean seguidos de otras observaciones “similares”. Una serie de tiempo que contenga muchos patrones repetitivos tendrá un valor pequeño de ApEn, mientras que a una serie menos predecible (es decir, sin patrones repetitivos, poco regular) le corresponderá un valor mayor de ApEn. En la figura 1.9 se presenta un ejemplo que ilustra el cálculo de la ApEn en tres tipos de señales distintas (Harbourne y Stergiou, 2009).

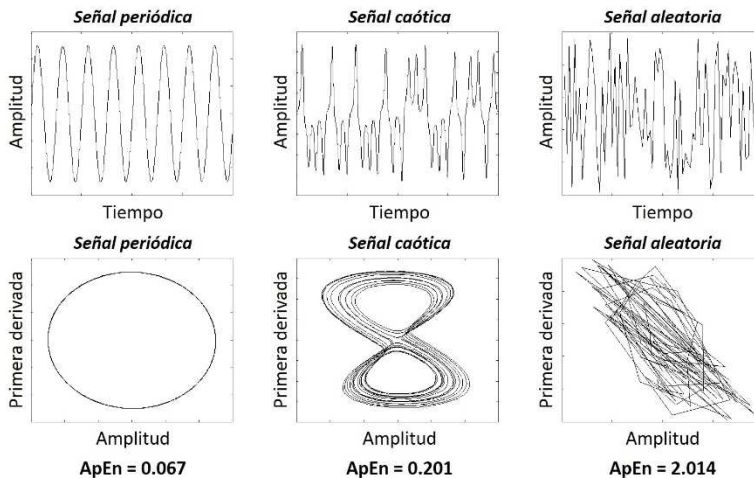


Figura 1.9: Series temporales (arriba) y diagramas de fase correspondientes (abajo) de una función periódica (izquierda), un sistema caótico, el Atractor de Lorenz (medio) y una serie temporal aleatoria (derecha). Entropía aproximada (ApEn) calculada considerando: $N = 2000$, $m = 2$ y $r = 0,2$ (elaboración propia basada en (Harbourne y Stergiou, 2009))

En la figura 1.9, es evidente que las señales representadas en función del tiempo (en la parte superior de la imagen) son diferentes entre sí. La señal de la izquierda es muy regular, la del medio parece tener algún tipo de patrón que es difícil de describir y la de la derecha no parece tener ningún patrón. En la parte inferior de la imagen se representan las mismas señales frente a su primera derivada (diagramas de fase). A la vista de los diagramas de fase, se hace evidente que la señal de la izquierda es totalmente regular, sin variación desde el primer ciclo hasta el último ciclo. La señal del medio tiene un patrón complejo, pero organizado, con rutas similares para cada ciclo pero sin repetir el mismo camino y cada ruta depende de una trayectoria anterior e influye en la siguiente trayectoria. Por último, la señal de la derecha es aleatoria, los caminos no son similares y no dependen unos de otros.

En la parte inferior de la figura 1.9 se observa que la entropía aproximada calculada en el ejemplo es prácticamente igual a cero en la señal periódica (muy predecible), resultando mayor en la señal caótica (señal más compleja) y obteniendo un valor mucho más alto para la señal aleatoria (impredecible). Harbourne y Stergiou proponen que el movimiento funcional y saludable se asemeja caos y sugieren el uso de las herramientas no lineales para determinar si una estructura caótica, o compleja, está presente en el movimiento estudiado.

En este sentido, la entropía ha demostrado una elevada sensibilidad ante pequeños cambios en el control del movimiento del miembro superior. Por ejemplo, Kojima y colaboradores encontraron diferencias en la entropía al comparar el movimiento ejecutado por sujetos sanos para trasladar con un vaso con agua y otro con un contenido sólido de peso equivalente (Kojima, Obuchi, Mizuno, Henmi y Ikeda, 2008). Observaron que al manipular el vaso con agua, los individuos realizan continuos ajustes finos para evitar que se derrame, lo que se traduce en valores de entropía más altos. Otros autores han relacionado la medida de la estructura temporal de la variabilidad con el control neuromuscular (Stergiou *et al.*, 2004).

En el análisis de movimientos humanos, existen múltiples ejemplos de estudios que han utilizado la entropía para objetivar cambios en el control neuromuscular asociados a la edad, al dolor, a la fatiga o al efecto de distintas patologías (Madeleine y Madsen, 2009; Sethi, Patterson, *et al.*, 2013; Srinivasan y Mathiassen, 2012; Stergiou y Decker, 2011; Tochigi, Segal, Vaseenon y Brown, 2012)

1.5.3. Aplicación clínica del análisis cinemático del hombro

El hombro es la articulación con mayor movilidad del cuerpo humano y su anatomía y fisiología es compleja. A pesar de que existen múltiples instrumentos para valorar la funcionalidad del hombro, cuentan con ciertas limitaciones.

Las sistemas de diagnóstico por imagen tienen una alta sensibilidad y especificidad, sin embargo la correlación de estos resultados con el estado funcional del paciente no siempre es buena (Dunn *et al.*, 2014). La utilidad de los cuestionarios y los instrumentos de medida del rango articular para valorar la repercusión funcional de la lesión es innegable. No obstante, el resultado de los cuestionarios depende en gran medida de la subjetividad del paciente (Coley *et al.*, 2007) y los goniómetros manuales presentan una baja reproducibilidad (van de Pol *et al.*, 2010).

En consecuencia, no existe un instrumento de medida válido y fiable que permita medir los cambios clínicamente relevantes en pacientes con dolor de hombro (van der Heijden, 1999).

El análisis de movimientos humanos mediante fotogrametría cumple con los requisitos técnicos necesarios y puede aportar información clínicamente relevante (García-Alsina *et al.*, 2005; Garofalo *et al.*, 2009; Lovern *et al.*, 2010; Rau *et al.*, 2000; Spinelli *et al.*, 2014). Sin embargo, a día de hoy todavía no ha conseguido implantarse de forma general en el ámbito clínico, limitándose su uso principalmente al campo de la investigación. El estudio de la marcha humana podría considerarse, probablemente, la única excepción en este sentido (McGinley *et al.*, 2009; Rau *et al.*, 2000).

A pesar de la limitada aplicación clínica del análisis del movimiento del hombro, muchos estudios de investigación han demostrado la utilidad y sensibilidad de la técnica para medir alteraciones funcionales del hombro derivadas de la patología (Alta *et al.*, 2011; de los Reyes-Guzmán *et al.*, 2014; de Toledo *et al.*, 2012; Lempereur *et al.*, 2012; Lin *et al.*, 2005; Ludewig y Cook, 2000; McClure, Michener y Karduna, 2006).

Según diversos autores, el principal motivo de la baja implantación del análisis de movimientos en la práctica clínica sería la falta de estandarización en los procedimientos de medida (Parel *et al.*, 2014; Rau *et al.*, 2000). Esta circunstancia impide comparar los resultados de distintos estudios o compartir información entre centros, lo que obstaculiza la generación de aplicaciones de uso común.

Por otra parte, las recomendaciones para la unificación de procedimientos de medida de la SIB son difícilmente aplicables en la rutina clínica debido a su complejidad. El tiempo necesario para realizar una valoración es demasiado elevado y los procedimientos de instrumentación son complejos, por lo que requiere generalmente una colaboración estrecha entre médicos e ingenieros (Rau *et al.*, 2000).

Varios autores coinciden en la opinión de que un modelo simplificado que analice el movimiento del húmero respecto al tórax puede resultar más conveniente para determinadas aplicaciones clínicas (Cutti *et al.*, 2005; Garofalo *et al.*, 2009; Helm y Pronk, 1995; Kontaxis *et al.*, 2009; Rau *et al.*, 2000). Si bien el estudio de la articulación glenohumeral tiene un innegable interés clínico, la imposibilidad de medir con precisión el movimiento de la escápula y la clavícula con marcadores superficiales justifica una simplificación del modelo en aras de una mayor usabilidad (Rau *et al.*, 2000).

A modo de ejemplo, Garofalo propuso en 2009 un protocolo de medida para aplicación clínica (Garofalo *et al.*, 2009). El objetivo era que el procedimiento de valoración se ajustara a las necesidades de la rutina clínica, basadas en su propia experiencia: (i) medir los dos hombros del paciente; (ii) ya sean musculados o delgados; (iii) de forma no invasiva; (iv) en el tiempo equivalente a realizar una anamnesis del paciente y pasar una escala funcional (i.e. 30 min); (v) sin limitación de la elevación máxima admisible; (vi) con la posibilidad de registrar múltiples repeticiones para obtener el movimiento realmente representativo del sujeto. El autor calculó una reproducibilidad elevada del procedimiento de medida y mostró su utilidad clínica, mediante el cálculo de valores de referencia normales y la comparación con ejemplos de movimientos patológicos.

Otros autores han demostrado también la utilidad clínica de la información obtenida a través de procedimientos rápidos y sencillos para el análisis del movimiento humerotorácico en diferentes ámbitos de aplicación (García-Alsina *et al.*, 2005; Rau *et al.*, 2000; Sethi, Davis, McGuirk, Patterson y Richards, 2013). Si bien estos estudios muestran resultados prometedores, se trata de esfuerzos aislados que resultan insuficientes para demostrar la utilidad clínica de estos procedimientos de valoración.

Para ello debería realizarse una investigación que incluyese, como mínimo, los siguientes aspectos: (i) determinar el error del procedimiento de medida desarrollado, (ii) estudiar la variabilidad existente en la población sana (p.ej. en función del sexo o la edad) y definir unos valores de referencia normales, (iii) analizar el comportamiento de una muestra suficiente de pacientes y, (iv) contrastar los resultados obtenidos con los instrumentos de valoración clínica habitual.

Además, el estudio del movimiento del hombro no debería limitarse a la medida de variables discretas, como los rangos articulares o la velocidad máxima de ejecución del gesto. La potencialidad de las técnicas de análisis de movimientos humanos, frente a los instrumentos de medida estáticos, es que permiten analizar cómo se ha desarrollado la

actividad y valorar aspectos como la calidad del movimiento, la estrategia o la eficiencia (de los Reyes-Guzmán *et al.*, 2014; Garofalo *et al.*, 2009). Por ejemplo, el estudio de la curva de velocidad puede dar información relacionada con el control neuromuscular (Stergiou *et al.*, 2004). Así, formas suaves y continuas indicarían un comportamiento normal, mientras que la existencia de picos y cambios repentinos en la curva indicarían un control pobre del paciente (Rau *et al.*, 2000; Spinelli *et al.*, 2014).

Asimismo, el estudio de la variabilidad del movimiento intrasujeto resulta muy interesante a nivel clínico. Sin embargo, existe cierta controversia en la relación que existe entre variabilidad y patología, ya que los resultados son contradictorios. Los múltiples modos en que el miembro superior puede realizar una misma actividad favorece la generación de estrategias compensatorias que minimicen las molestias del paciente. Así, el movimiento patológico puede resultar menos variable que el sano cuando se estudian actividades funcionales. Por el contrario, en protocolos de medida cerrados donde las estrategias compensatorias no son posibles, sería de esperar un aumento de la variabilidad del movimiento de los pacientes, derivado del menor control neuromuscular. Esta hipótesis, sin embargo, todavía no ha sido contrastada a día de hoy.

Con todo ello, se considera que el estudio del ritmo de ejecución del gesto, a partir de la curva de velocidad, y de la variabilidad intrasujeto podría aportar al clínico, en determinados casos, información mucho más sensible a los cambios funcionales del paciente que las variables discretas empleadas en la actualidad.

Capítulo 2

Objetivos

La revisión del estado del arte expuesta en el capítulo anterior pone de manifiesto las carencias existentes en la valoración de la funcionalidad del hombro doloroso. Las técnicas de análisis de movimientos presentan una alternativa que podría superar las limitaciones de los instrumentos actuales. Sin embargo, principalmente debido a su complejidad técnica y el excesivo tiempo necesario para realizar una medida, su implantación en el ámbito clínico es muy baja a día de hoy.

El **objetivo principal** de este trabajo es desarrollar un procedimiento para la valoración funcional de la articulación del hombro, basado en técnicas de análisis cinemático, que cumpla los requisitos fundamentales para ser aplicable en el ámbito clínico.

Los objetivos secundarios son:

- S1.** Definir un procedimiento de medida que permita calcular el movimiento relativo del brazo respecto al tronco y un conjunto de variables cinemáticas para explorar las características fundamentales del movimiento global del hombro.
- S2.** Analizar la variabilidad asociada a los métodos de representación del movimiento en la elevación en el plano de la escápula y seleccionar el más repetible, con el fin de minimizar su influencia sobre los errores de la medida.
- S3.** Cuantificar la reproducibilidad del procedimiento de medida en el tiempo y entre valoradores diferentes y determinar el mínimo cambio detectable de cada variable para facilitar la identificación de diferencias clínicamente relevantes.
- S4.** Analizar la existencia de diferencias en las variables cinemáticas calculadas en personas sanas, en función del sexo, la edad, la dominancia y la carga manejada.
- S5.** Definir unos valores de referencia en personas sanas, que puedan utilizarse para valorar comparativamente el estado funcional de personas con patología de hombro.
- S6.** Comprobar que el movimiento del hombro patológico, caracterizado por las variables cinemáticas definidas, es diferente al movimiento normal.
- S7.** Analizar si existe relación entre las variables cinemáticas calculadas y el dolor experimentado en el grupo de patológicos.
- S8.** Comprobar si existen diferencias en las variables cinemáticas y clínicas asociadas a la gravedad en el estado funcional del paciente.
- S9.** Comprobar si existen diferencias en las variables cinemáticas y clínicas en función de la lesión de hombro experimentada.

Capítulo 3

Material y métodos

3.1. Plan de trabajo

Para alcanzar los objetivos propuestos se elaboró un proyecto de investigación en el que se contemplaron todas las fases y objetivos del mismo, así como los procedimientos a llevar a cabo con humanos, que fueron aprobados por el comité de ética institucional.

Una vez aprobado el proyecto, el trabajo a desempeñar se dividió en seis fases. En la primera se realizó la puesta a punto del procedimiento de medida; la segunda consistió en la valoración de la reproducibilidad del procedimiento de medida; la tercera se dedicó a la realización de las medidas a personas sanas y con lesión de hombro; en la cuarta se llevó a cabo el estudio exploratorio en personas sanas; la quinta se centró en el estudio de personas con lesión de hombro; por último, en la sexta se realizó un análisis de la utilidad del procedimiento desarrollado en la práctica clínica

En la figura 3.1 se presenta un diagrama esquemático que representa las seis fases del plan de trabajo y su relación con los objetivos de la investigación. A continuación se describe con mayor detalle el trabajo realizado.

1. *Puesta a punto del procedimiento de medida.* El objetivo de la primera fase fue desarrollar una herramienta capaz de medir un movimiento habitual de hombro con la finalidad de poder determinar su capacidad funcional. Para ello, en primer lugar se determinó el gesto a valorar siendo el de elevación y descenso del brazo en el plano escapular. Éste se eligió conforme a la bibliografía existente que confirmaba que era el gesto más comúnmente empleado en la práctica diaria. Una vez elegido, se configuró la instrumentación de los sujetos, es decir, la colocación de marcadores reflectantes para la definición de los ejes articulares que permitiesen calcular el movimiento del hombro y se elaboraron los accesorios de necesarios y el protocolo de medida para asegurar la realización correcta del gesto (explicados en apartados posteriores). Finalmente, se definieron las variables cinemáticas a utilizar en el estudio y se llevó a cabo la programación informática de los algoritmos de cálculo del movimiento y de las variables características.

2. *Análisis de la reproducibilidad del procedimiento de medida.* Este análisis se llevó a cabo con la finalidad de estimar el error de absoluto de medición y es especialmente necesario cuando, como en el presente trabajo, las medidas son realizadas por diferentes observadores y en laboratorios distintos. Para ello se contactó con voluntarios, a quienes se informó de cuál iba a ser el gesto valorado y con qué procedimientos se iba a realizar. No obstante, no se les informó del objetivo real del estudio de manera que no pudiese influir sobre los resultados del mismo, y que no aumentase la fiabilidad debido a una excesiva colaboración por su parte, consiguiendo así un ciego simple. Estos sujetos realizaron el movimiento de elevación humeral en el plano de la escápula del hombro dominante un total de tres veces en dos sesiones. El primer día fueron valorados dos veces por dos valoradores distintos, y el segundo día realizaron la valoración una única vez bajo las órdenes de uno de los valoradores de la primera sesión. Como paso previo a la valoración de la reproducibilidad del procedimiento de medida, se determinó el método de representación del movimiento a utilizar, en base al criterio de maximizar la repetibilidad de la medida. Finalmente, con los resultados del método de representación

seleccionado, se realizó un análisis de la concordancia de las variables discretas y la fiabilidad de las funciones continuas, en el tiempo y entre observadores.

3. *Recogida de datos.* Una vez valorada la reproducibilidad del procedimiento de medida se comenzó la fase experimental o de recogida de datos cinemáticos. Simultáneamente se empezaron a reclutar voluntarios sin lesión de hombro y sujetos patológicos. Todos los participantes fueron instruidos sobre el procedimiento de medida y firmaron el consentimiento informado. Los participantes acudieron a la sesión de valoración, o bien en el IBV para el caso de los sujetos controles, o bien en las unidades de valoración funcional de la mutua IBERMUTUAMUR MATEPSS núm. 274, en las sedes de Alicante, Madrid o Murcia, en el caso de los sujetos patológicos. En cada sesión se comprobó que los participantes cumplieran los criterios de inclusión y exclusión. Además se les dejó un tiempo para que pudieran familiarizarse con el procedimiento y evitar el efecto del entrenamiento. En ambos grupos se recogieron datos antropométricos y en el grupo de patológicos además se registró su historia clínica y se les realizó una valoración de hombro con goniometría, dinamometría y cuestionarios funcionales.

Para llevar a cabo la valoración, los participantes eran instrumentados con los marcadores y se les colocaba en la posición de partida determinada con los accesorios de valoración. El valorador, con instrucciones claras y concisas, le iba indicando el procedimiento de medición.

4. *Estudio exploratorio en personas sanas.* En esta cuarta fase se valoró, en primer lugar, la influencia de los factores género, edad, dominancia y carga sobre las variables cinemáticas definidas. Una vez determinada que sólo el efecto carga tenía un efecto significativo sobre dichas variables, se determinaron los valores de referencia para la muestra de personas adultas sanas, que podían servir de referencia para la comparativa con el grupo de patológicos.

5. *Estudio de personas con lesión de hombro.* En esta fase se realizó el estudio comparativo entre el grupo de personas sanas y el grupo de patológicos. En primer lugar se contrastó si había diferencias entre las medidas de pacientes realizadas en los diferentes centros. A continuación, se comparó estadísticamente la repercusión, tanto de la lesión de hombro como de la carga, sobre las variables cinemáticas de la elevación escapular. Por último se estudió la relación entre el dolor experimentado por los pacientes y las variables cinemáticas calculadas.

6. *Utilidad en la práctica clínica.* Finalmente, se realizaron dos estudios en los que se dividió al grupo patológico en subgrupos atendiendo a: (i) la clasificación de las personas con lesión de hombro según su nivel de funcionalidad de miembro superior, medido con el cuestionario DASH y (ii) la clasificación de los pacientes en función de la patología de hombro diagnosticada. En ambos estudios se analizó la capacidad de las variables cinemáticas y de las herramientas de valoración clínica para diferenciar entre los grupos.

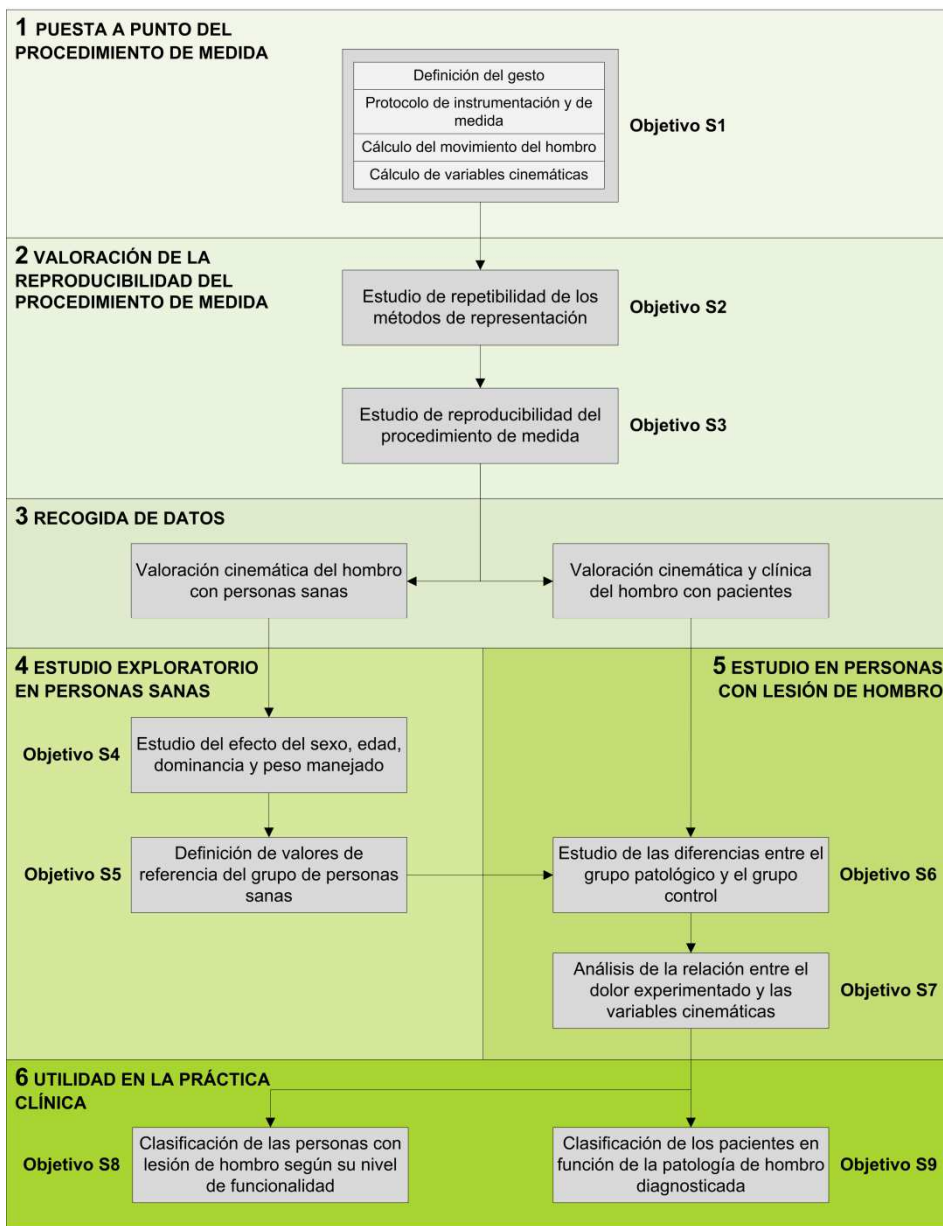


Figura 3.1: Descripción esquemática del plan de trabajo y los objetivos de la investigación

3.2. Diseño del estudio

Para el desarrollo del procedimiento para el análisis biomecánico de la elevación humeral en el plano de la escápula se llevó a cabo un estudio descriptivo correspondiente con un diseño transversal.

3.3. Medios experimentales

En este apartado se describen las herramientas para la valoración empleadas en el presente estudio.

3.3.1. Medios utilizados en el análisis cinemático del hombro

A continuación se presentan los medios experimentales utilizados para estudiar el movimiento del hombro.

Sistema de fotogrametría Kinescan/IBV

Para analizar los movimientos se utilizó el equipo de video fotogrametría Kinescan/IBV (Instituto de Biomecánica de Valencia, Valencia, Spain) (Page, Candelas y Belmar, 2006a). El sistema permite determinar las coordenadas espaciales de un conjunto de marcadores fijados a los segmentos corporales, a partir de las imágenes filmadas por un conjunto de cámaras sincronizadas. De este modo es posible registrar y analizar los movimientos humanos en tres dimensiones.

En esta investigación se ha utilizado la versión 3.0.0, que consta de 4 cámaras controladas mediante un ordenador. Se emplearon cámaras de vídeo CCTV (b/n) que incluyen una antorcha de luz infrarroja para proporcionar una iluminación artificial que mejora las condiciones del análisis de imagen. Sus prestaciones técnicas se resumen a continuación:

- CCD 1/3" de 752(H) x 582(V) pixels
- Formato TV: Estándar PAL (625 líneas/50 campos/25 fps)
- Resolución: 570 líneas TV
- Iluminación mínima: 0,07 candelas
- Relación señal/ruido: 50 dB
- Velocidad obturación: 1/50 - 1/100000 s

El error experimental del sistema de medida utilizado en la presente investigación fue analizado en un estudio previo del análisis del movimiento de la cabeza con respecto al tronco (Baydal-Bertomeu, 2013). Se concluyó que la pequeña magnitud del error del sistema de medida no tenía una influencia relevante en los cálculos cinemáticos. Los resultados del análisis fueron los siguientes:

- Error accidental en la medida de posición $< 0,7$ mm
- Error sistemático en la medida de posición = 1,9 mm/m
- Error en el cálculo del desplazamiento lineal $\approx 0,2$ mm

- Error en el cálculo del desplazamiento angular $< 0,05^\circ$

Accesorios para la realización de la medida

Con el fin de obtener una elevada reproducibilidad del procedimiento de medida se diseñaron y construyeron una serie de accesorios que pretendían controlar las condiciones experimentales. Los objetivos principales eran que todos los sujetos tuvieran la misma posición de partida y ejecutasen el gesto bajo las mismas condiciones.

Los accesorios utilizados en la investigación fueron los siguientes:

- Silla de fijación con tres cinchas, dos ubicadas en la parte postero-superior del respaldo de la silla (para el cinchado de los hombros) y otra situada en las barras metálicas laterales del respaldo para el cinchado del tronco (figura 3.2).
- Mesa regulable en altura y con tablero abatible (figura 3.2).



Figura 3.2: Cinchas de fijación y mesa regulable en altura (imágenes cedidas por el IBV)

- Dos mazas, una de 250 g y otra de 1 kg de peso (figura 3.3).
- Cuatro marcadores reflectantes para la instrumentación del tronco (figura 3.3).



Figura 3.3: Mazas y marcadores reflectantes (imágenes cedidas por el IBV)

- Inclinómetro, con soporte de fijación (figura 3.4)
- Estructura de marcadores del brazo, que consta de dos accesorios, la parte semicilíndrica de fijación del brazo en extensión y la estructura propiamente dicha con tres marcadores fijos (figura 3.4).

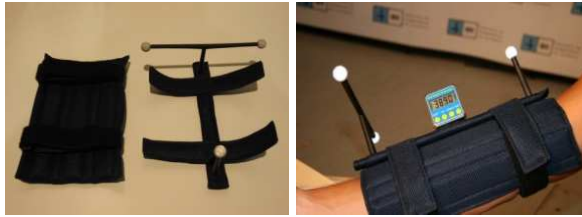


Figura 3.4: Instrumentación del brazo e inclinómetro (imágenes cedidas por el IBV)

3.3.2. Medios utilizados la valoración clínica del hombro

Además de la valoración cinemática, en las personas con dolor de hombro también se recogió información referente a los rangos articulares y la fuerza isométrica. El objetivo era poder comparar los resultados del procedimiento de medida desarrollado con la información obtenida mediante los instrumentos utilizados habitualmente en la práctica clínica. A continuación se describen las herramientas utilizadas en la valoración clínica de los pacientes.

Goniometría electrónica

Se utilizaron los goniómetros electrónicos NedSGE/IBV v.3.0 (Instituto de Biomecánica de Valencia, Valencia, España).

Los goniómetros electrónicos empleados constan de un sensor magnético que permite registrar el movimiento en un grado de libertad. El rango de movimiento capaz de medir abarca entre 0° y 315° . Su resolución es de $0,1^{\circ}$ y su precisión de $\pm 2\%$.

No requiere baterías ya que su conexión a PC para su alimentación se realiza mediante cableado. Con este sistema se permite el almacenaje de datos para su posterior procesamiento.



Figura 3.5: Sistema de goniometría electrónica NedSGE/IBV (imagen cedida por el IBV)

Dinamometría electrónica

Se utilizaron los dinamómetros electrónicos NedDFM/IBV v.3.0 (Instituto de Biomecánica de Valencia, Valencia, España).

Estos dinamómetros constan de una célula de carga extensiométrica para la medición de la fuerza isométrica. El rango de fuerzas que este sistema es capaz de medir se encuentra en el rango de 0N a 1000N. La resolución de la herramienta es de 1 N. Y su precisión de $\pm 1\%$. La respuesta dinámica del sensor (ancho de banda) es de 0 Hz a 1 kHz.

Al igual que el anterior, no requiere baterías ya que su conexión al PC para su alimentación se realiza mediante cableado. Este sistema permite almacenar los datos para su posterior tratamiento una vez finalizada la valoración.



Figura 3.6: Sistema de dinamometría electrónica NedDFM/IBV (imagen cedida por el IBV)

Escala de Constant- Murley

La escala de Constant-Murley fue desarrollada por estos dos autores y publicada en 1987 (Constant y Murley, 1987). Actualmente, es la única escala validada en Europa y tomada como *Gold-standard* (Rocourt *et al.*, 2008). De un total de 100 puntos, el 65% corresponde a datos objetivos (rango de movimiento y fuerza) y el 35% a datos subjetivos (dolor y AVD).

Dentro del apartado subjetivo, el dolor se valora en cuatro niveles: ninguno, ligero, moderado o intenso, con un total de 15 puntos. La función (20 puntos) incluye dos subapartados: el primero (10 puntos) se basa en la habilidad del paciente para el trabajo, deporte, actividades recreativas y la interferencia con el sueño; el segundo apartado (10 puntos) valora la función según los niveles de elevación del hombro a distintos segmentos anatómicos.

En cuanto a la valoración objetiva se mide la movilidad activa (40 puntos) con goniometría y referencias anatómicas y la fuerza (25 puntos) que se cuantifica de forma objetiva con un dinamómetro según el método descrito por Moseley, aunque no existe consenso en la metodología de aplicación (Johansson y Adolfsson, 2005).

Este sistema tiene las ventajas de poderse aplicar en cualquier proceso que afecte al hombro excepto en la inestabilidad, ser muy sensible a los cambios y evaluar un porcentaje alto de datos objetivos (2/3 del total).

La versión traducida al castellano del cuestionario de Constant-Murley se adjunta en el anexo C.

Escala “Disabilities of the arm, shoulder and hand” (Dash)

El DASH fue desarrollado por el Upper Extremity Collaborative Group en 1966 (Hudak *et al.*, 1996). Al contrario que la escala de Constant, se trata de un cuestionario de valoración de la ejecución de AVD que no incluye datos objetivos de movilidad o fuerza.

Valora la dificultad para realizar diversas actividades físicas que requieren de la funcionalidad de la extremidad superior (hay 21 ítems para funciones físicas), los síntomas del dolor, la actividad alterada por el dolor (5 ítems para sintomatología dolorosa) o el impacto de la discapacidad y los síntomas en actividades sociales, trabajo, sueño y el buen estado psicológico (4 ítems para funciones sociales y emocionales).

Tiene 30 preguntas con 5 posibilidades de respuesta. Cada ítem se valora con una puntuación del 1 al 5, con valores crecientes en función de la intensidad de los síntomas. La puntuación de los ítems se suma para obtener una puntuación total, que puede oscilar entre 30 y 150 puntos, y que se transforma en una escala de 0 (mejor puntuación posible) a 100 (peor puntuación posible). Los módulos opcionales, en su caso, se puntúan por separado siguiendo el mismo método. El DASH permite valorar la discapacidad percibida por el enfermo para realizar diversas actividades, incluidas actividades de la vida diaria y síntomas como el dolor, la rigidez o la pérdida de fuerza (Hervás *et al.*, 2006).

La interpretación del resultado del cuestionario es la siguiente: <15 “no existe problema”; 16–40 “existe problema, pero puede trabajar”; >40 “incapaz de trabajar” (Angst, Schwyzer, Aeschlimann, Simmen y Goldhahn, 2011).

La versión en castellano validada de la escala DASH (Hervás *et al.*, 2006) se adjunta en el anexo D.

Escala visual analógica del dolor (EVA)

Esta escala fue desarrollada por Scott y Huskinson en 1976 (Scott y Huskinson, 1979). Es una valoración completamente subjetiva del dolor que presenta el paciente. Está compuesta por una línea continua con los extremos marcados por dos líneas que indican la experiencia dolorosa (un extremo se corresponde con el “no dolor” y el otro con el “máximo dolor imaginable”) (Montero y Manzanares, 2005).

3.3.3. Material complementario

Formulario de Registro

El formulario de registro se empleó para registrar los datos de interés referentes al sujeto de estudio, tanto para la valoración del cumplimiento de los criterios de inclusión del grupo control y patológico, como para el registro de la historia clínica de los pacientes y el análisis de datos a realizar.

Como datos más relevantes, en la valoración de los sujetos del grupo control destacan los siguientes registros:

- Comprobación de cumplimiento de todos los criterios de inclusión y ninguno de exclusión del grupo control.
- Sexo, edad, altura y peso.

- Lado dominante.
- Hombro valorado (derecho o izquierdo).

La valoración clínica del paciente contenía los siguientes registros:

- Comprobación de cumplimiento de los criterios de inclusión y de exclusión del grupo de patológicos.
- Diagnóstico.
- Existencia de pruebas complementarias que justificaran el diagnóstico.
- Existencia o no de intervención quirúrgica y el tipo.
- Situación de incapacidad temporal.
- Sexo, edad, altura y peso.
- Lado dominante.
- Hombro valorado (derecho o izquierdo).
- Valoración clínica mediante las escalas EVA, DASH y Constant-Murley.
- Medida de rangos articulares del hombro con goniómetro NedSGE/IBV.
- Medida de fuerza isométrica con dinamómetro digital NedDFM/IBV.

El formulario de registro completo se adjunta en el anexo A.

Consentimiento informado

Los sujetos fueron informados sobre el objetivo del proyecto y advertidos de que su participación en él era totalmente voluntaria. Para dejar constancia de su consentimiento a participar en el estudio, se les instó a firmar un consentimiento informado que incluía además sus datos personales y el código de sujeto que le iba a identificar, siendo este último el único identificativos del sujeto en futuras referencias. El documento de consentimiento informado se presenta en el anexo B.

3.4. Protocolo de medida

3.4.1. Protocolo de análisis cinemático del hombro

3.4.1.1. Definición del gesto a analizar

Debido a que uno de los objetivos del estudio era la definición de valores de referencia normales, con los que poder valorar los resultados del movimiento patológico, se decidió estudiar un gesto analítico en lugar de una actividad de la vida diaria.

De entre éstos, se seleccionó el gesto de elevación humeral en el plano de la escápula, como gesto fundamental para valorar la función del hombro. Este movimiento, considerado la “verdadera” elevación (Michiels y Grevenstein, 1995; Poppen y Walker, 1976), es necesario para la realización de la mayoría de las actividades de la vida diaria (Hudak *et al.*, 1996; Miralles Marrero, 2000; Triffitt, 1998) y suele estar alterado en las

patologías del hombro (García-Alsina *et al.*, 2005; Yang, Chang, Chen y Lin, 2008). Probablemente por estos motivos, se trata de un gesto que ha sido ampliamente estudiado en literatura científica (Alta *et al.*, 2011; Karduna, McClure, Michener y Sennett, 2001; Lin *et al.*, 2005; Lovern *et al.*, 2010; Ludewig y Cook, 2000; McClure *et al.*, 2006; Michiels y Grevenstein, 1995; Neer, 1972; Rundquist, Anderson, Guancho y Ludewig, 2003; Stokdijk, Eilers, Nagels y Rozing, 2003), siendo además una de las actividades que se valora en algunos cuestionarios como el Constant (Constant y Murley, 1987).

Esta decisión se vio reforzada tras la realización de una reunión de expertos, todos ellos agentes implicados en la valoración del daño corporal, en la cual se convino que efectivamente ese iba a ser el gesto de estudio. Dentro del gesto de elevación se acordó estudiar por separado las fases de ascenso y de descenso, dado su interés clínico y la existencia de estudios previos que describen alteraciones biomecánicas en patológicos durante el descenso (Borstad y Ludewig, 2002; Spinelli *et al.*, 2014; Warner *et al.*, 2012).

Además, se concluyó que el gesto se ejecutaría de forma repetida y sosteniendo dos cargas de diferente peso. El interés clínico de esta decisión radicaba en estudiar el efecto del peso manejado sobre el movimiento normal y patológico y, en este último, tener la posibilidad de analizar la existencia de un comportamiento diferente asociado a naturaleza de la patología. Adicionalmente, existía un interés de índole laboral, concretamente conocer el grado en que los pacientes podían participar en actividades asociadas al puesto de trabajo, cuando éstas implicaban levantamientos repetidos de cargas.

Los pesos a manipular deberían cumplir con los requisitos ergonómicos que garantizaran la seguridad de cualquier persona sana y las recomendaciones médicas que aseguraran que la realización de la prueba no agudizará el estado del paciente. En función del gesto y la postura, la manipulación manual de cargas superiores a 3 kg puede entrañar riesgos de trastornos musculoesqueléticos debidos a esfuerzos repetitivos (Gómez y Amillo, 1997). En concordancia con esto, los estudios precedentes que estudian el efecto de la carga, suelen emplear pesos menores a éste (De Groot, Van Woensel y Van Der Helm, 1999; Kon *et al.*, 2008; Masjedi y Duffell, 2013; Michiels y Grevenstein, 1995). Así, la elevación de cargas superiores a 3 kg no fue contemplada en el estudio. Para la determinación del límite máximo de peso aconsejable para los pacientes, se realizó de una prueba piloto en las unidades de valoración funcional de IBERMUTUAMUR MATEPSS num. 274 en Madrid, Murcia y Alicante. En ella, se solicitaba a los pacientes que ejecutaran el gesto de elevación escapular sosteniendo una mancuerna y se les preguntaba acerca de sus impresiones y el dolor en la ejecución del gesto. De acuerdo mutuo con el paciente, el peso levantado se incrementaba a tramos de 250 g, hasta un máximo de 3 kg. Adicionalmente, en la siguiente sesión de rehabilitación del paciente se le preguntaba si el esfuerzo realizado durante la prueba le produjo molestias o agravamiento de la lesión en los días posteriores. Tras las pruebas realizadas, según criterio clínico de los responsables de las unidades de valoración funcional de IBERMUTUAMUR MATEPSS num. 274, el peso máximo a levantar por los pacientes se estableció en 1 kg. Este límite concuerda con las observaciones de un estudio precedente en el que los 17 pacientes con artroplastia de hombro estudiados pudieron elevar una carga de 1 libras (0,91 kg), pero solo 11 de ellos fueron capaces de levantar 4 lb (1,82 kg) (Kwon *et al.*, 2012).

El nivel de riesgo ergonómico que podría suponer la realización del protocolo de medida con estos pesos se evaluó con el sistema ERGO/IBV (García-Molina, Chirivella, Page, Moraga y Jorquera, 1997). Como margen de seguridad, se definieron unas condiciones de ejecución más desfavorables de las esperadas en realidad: duración de 1 hora con un ritmo de 5 elevaciones por minuto. Las posiciones de ejecución del gesto se estimaron a partir de datos antropométricos, utilizando el percentil 95 de la población general (Peebles, Norris, Trade y Industry, 1998).

El resultado del análisis fue un riesgo aceptable, siendo el índice compuesto obtenido para el manejo de 250 g y 1 kg de 0,52 y de 0,64 respectivamente. Valores de este índice superiores a 1 indica riesgo moderado y mayores de 1,6, riesgo inaceptable.

3.4.1.2. Protocolo de instrumentación

El protocolo de instrumentación desarrollado comenzaba sentando al sujeto en la silla de valoración, con la espalda en posición erguida y ajustando la altura del respaldo de manera que la barra superior de la silla quedara situada sobre D4-D5 aproximadamente. A continuación se describe la posición de cada uno de los marcadores de cada segmento:

Instrumentación del tronco:

Marcadores de acromion: Para localizar la posición de este marcador se buscaba el borde posterior del acromion y el borde externo de la clavícula. Entre ellos se trazaba una línea imaginaria y se colocaba el marcador en el punto medio de dicha línea, instrumentándose de forma bilateral.

Dorsal: Este marcador se colocaba en la línea de las espinosas, aproximadamente sobre D2.

Escápula: La ubicación del marcador estaba en el punto medio de la espina de la escápula.

Como se verá posteriormente (tabla 3.2), los marcadores del acromion se utilizan como referencia para el cálculo de los ejes del movimiento del tronco, mientras que el dorsal y el de la escápula se emplean únicamente para el cálculo del movimiento. Por este motivo, la localización de estos últimos requiere menor precisión.

Instrumentación del brazo:

Estructura de marcadores del brazo: En primer lugar se colocaba el accesorio semicilíndrico de forma que el brazo del paciente quedase bloqueado en extensión. Una vez ajustado se colocaba sobre el accesorio la estructura de marcadores de forma que la barra metálica con dos marcadores quedase abajo y el marcador individual quedase arriba (figura 3.7). Se tomaba como referencia el radio y el cúbito de los sujetos en la posición de partida del movimiento, es decir con pronosupinación neutra y en el plano de la escápula (p. ej. estructura de marcadores en el espacio entre el radio y el cúbito).

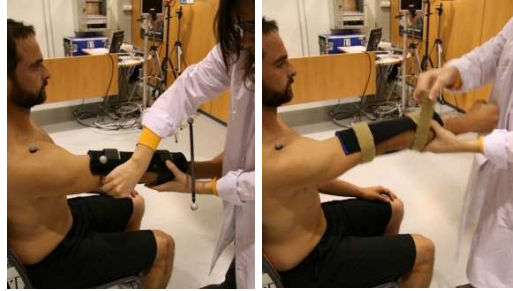


Figura 3.7: Instrumentación con los marcadores del brazo (imágenes cedidas por el IBV)

Una vez colocados todos los marcadores en la posición correcta se procedía a cinchar el paciente.

Se cinchaba el hombro contralateral al que se iba a valorar. Para ello se utilizaba la correa situada en la zona postero-superior del respaldo de la silla y se pasaba por el espacio libre entre el marcador dorsal y el marcador de la escápula, prestando especial atención para no tapar ningún marcador. A continuación se utilizaba la cincha horizontal para la fijación de tronco, ajustando muy bien con la finalidad de que el paciente moviese el tronco lo menos posible, como puede observarse en la figura 3.8.



Figura 3.8: Ajuste de las cinchas de la silla de fijación (imagen cedida por el IBV)

3.4.1.3. Posición de partida del movimiento

La posición de inicio del movimiento era la siguiente:

- 45° de elevación en el plano lateral
- 37,5° de aducción en el plano coronal

La posición de partida de la prueba debía asegurar que el ángulo formado por la línea de unión de los hombros y la línea del brazo fuese lo más próximo a 37,5° para garantizar que el gesto se ejecutase en el plano de la escápula (entre 30° y 45° de aducción).

Para facilitar la fijación de la posición de partida se diseñó un soporte de manera que los bordes formaran un ángulo de 37,5° con la línea longitudinal de la mesa (figura 3.9). De este modo, una vez fijadas las sujeciones y la instrumentación del brazo y tronco, se

indicaba al sujeto que cogiese la maza y situase el brazo extendido sobre el soporte de inicio de la prueba.



Figura 3.9: Posición de partida del movimiento de elevación (imágenes cedidas por el IBV)

El sujeto debía ubicarse de tal modo que la línea de los hombros estuviese paralela a la línea longitudinal de la mesa. A partir de ahí se modificaba la posición del sujeto para conseguir el ángulo buscado acercando o alejando la mesa al sujeto hasta que se observase que la línea del brazo era paralela a las del soporte.

La posición de referencia en flexión será de 45° en el plano lateral. Para regular la altura de la mesa, se situaba el inclinómetro en la zona central del accesorio semicilíndrico de fijación del brazo. Se situaba de forma vertical en el plano del movimiento de elevación y se regulaba la altura de la mesa hasta observar en la pantalla digital del inclinómetro el número 45,00. De esta forma se conseguía la correcta colocación en 45° de flexión en el plano de elevación, tal como se muestra en la figura 3.10.

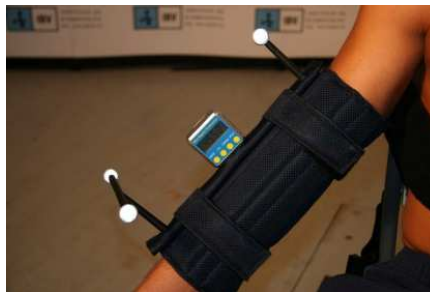


Figura 3.10: Regulación de la altura de la mesa soporte mediante un inclinómetro para fijar la elevación humeral en la posición de partida (imagen cedida por el IBV)

3.4.1.4. Protocolo de medida e instrucciones

El protocolo de medida incluía las siguientes características:

- Repetición de 5 ciclos de cada gesto para estudiar la reproducibilidad en la ejecución.
- Cada prueba se realizaba dos veces sosteniendo diferentes pesos (250 g y 1 kg) para estudiar el efecto de la carga en la ejecución del movimiento.

- Por otra parte, con el fin de evitar compensaciones del movimiento y limitaciones en el rango de movilidad del hombro, se decidió la inmovilización del hombro contralateral así como la fijación del codo en extensión.

Movimiento de elevación humeral con 250 g

La explicación que se le daba al paciente era la que sigue: “Deberá *Levantar* la maza lo más alto que pueda cuando yo le diga: “¡Arriba!”. Una vez arriba se mantendrá durante unos segundos y cuando le diga: “¡Abajo!”, volverá a bajar el brazo a su posición inicial. El movimiento deberá realizarlo de forma ligera (según sus posibilidades). Al subir mirará al frente y al bajar deberá mirar la mesa para asegurarse de que vuelve a poner el brazo en la posición de inicio dentro del carril del soporte. No deberá mover el tronco”. Cuando se acabe el gesto le pediremos que se relaje.

Una vez entendidas las explicaciones, las instrucciones que se le daban eran: “¡Arriba!” para que levantase el brazo, “Aguante” para que se mantuviese arriba durante 2-3 segundos, “¡Abajo!” para que volviese a su posición inicial y “Descanse” cuando terminaba el gesto para no fatigar al paciente. La figura 3.11 muestra una secuencia de la ejecución del gesto de *Levantar*.

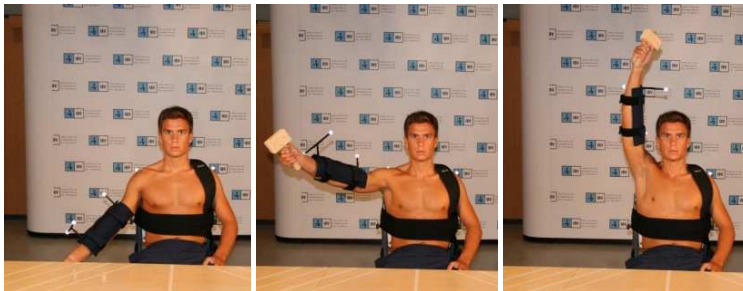


Figura 3.11: Realización de la medida con el sujeto instrumentado (imágenes cedidas por el IBV)

A modo de prueba y antes de iniciar la medida, se le pedía al paciente que cogiese la maza y realizase el gesto tal y como se iba a hacer en la valoración. Se debía tener muy en cuenta la modificación de la posición de partida del paciente y rectificar en caso que sea necesario.

Movimiento de elevación humeral con 1 kg

El protocolo de medida y las instrucciones eran idénticas a la elevación con 250 g, pero ejecutando el gesto con la maza de 1 kg.

3.4.2. Protocolo de valoración clínica del hombro

En este apartado se describen los procedimientos utilizados para la medición del rango articular y la fuerza muscular con herramientas de uso clínico habitual, además de la valoración mediante los cuestionarios de Constant Murley, DASH y EVA.

Medición de la movilidad activa del hombro con goniometría

La valoración de la movilidad activa del hombro se realizó con el sujeto sentado en una silla asegurando una posición de 90° de flexión de rodilla y con los pies apoyados en el suelo.

Para valorar la flexión y la extensión se partía de una posición en la cual los brazos estaban colgando a lo largo del cuerpo con el codo en extensión y los antebrazos en pronación. El centro del goniómetro se colocaba por debajo del acromion, sobre la cara externa del hombro y sus dos brazos verticalmente hacia abajo. Desde esta posición se le pedía al paciente que, en el plano sagital, levantase el brazo lo máximo posible y posteriormente que lo bajase a la posición de partida para sobrepasar lo máximo posible dicha posición.

La abducción y aducción se midió colocando el centro del goniómetro debajo del acromion en la parte anterior del hombro. El sujeto partía de una posición en la cual tenía los brazos relajados al lado del tronco. Se le pidió que, en el plano frontal, levantase todo lo posible el brazo y luego lo descendiese para aducirlo lo máximo posible.

La rotación externa requería que el paciente colocase el brazo en abducción de hombro 90°, flexión de codo 90° y antebrazo en pronación 90° (palma de la mano hacia abajo). Desde esta posición y colocando ambos brazos del goniómetro sobre el borde cubital del brazo (paralelos al suelo), se le pedía que rotase el brazo llevando la mano en dirección hacia arriba y hacia atrás lo máximo posible.

Medición de la fuerza muscular del hombro mediante dinamometría

La valoración de fuerza muscular de hombro incluyó la evaluación de la flexión, la abducción y la rotación interna.

Las tres valoraciones se realizaron con la misma posición de sedestación descrita en el punto anterior.

Para la valoración de la flexión, se le pidió al paciente que su posición de partida fuera con una flexión de codo de 90° y el brazo relajado a lo largo del tronco. Desde esta posición el valorador le pedía al paciente que realizase la máxima fuerza posible en dirección anterior, mientras que ésta era resistida por el valorador de forma que la acción muscular generada era isométrica.

La valoración de la abducción se realizó en la misma posición de partida que la de la flexión pero en este caso se le pedía que la fuerza la realizara lateralmente, como si quisiera despegar el brazo del tronco. El valorador resistía la fuerza ejercida por el paciente.

La valoración de la rotación interna se realizó con una posición de partida en la cual el paciente debía colocar el brazo con una abducción de 90°, una flexión de codo de 90° y el antebrazo en pronación. Desde esta posición se le pedía que realizara la máxima fuerza posible, tratando de llevar la palma de la mano hacia el suelo. La fuerza del paciente era resistida también por el evaluador.

Escala de Constant- Murley

La funcionalidad del miembro superior se midió con la escala Constant-Murley. Este cuestionario se les administró a cada uno de los sujetos, precedido por una explicación del valorador. Como se ha comentado, esta escala constaba de dos partes, una subjetiva y otra objetiva.

En cuanto a la parte subjetiva, el valorador le iba realizando las preguntas pertinentes para conocer el grado de dolor, el nivel de actividad funcional relacionada con el trabajo, deporte, actividades recreativas y la interferencia con el sueño y la posición de la mano anterior para el trabajo según los niveles de elevación del hombro a distintos segmentos anatómicos. La valoración subjetiva se realizaba siempre antes que la objetiva.

La parte objetiva constaba de dos partes, una que requería el registro de la movilidad activa y otra de la fuerza. Las medidas se realizaron con los instrumentos NedSGE/IBV y NedDFM/IBV, según los protocolos que se describen a continuación.

En cuanto a la movilidad, sólo se medía la activa y se realizaba con el paciente sentado. La flexión y abducción se medían con un goniómetro mientras que las rotaciones se medían por niveles anatómicos. La movilidad siempre se valoraba sin que el paciente llegara a sentir dolor, siendo el movimiento libre del mismo.

Por su parte, la fuerza se cuantificaba de forma objetiva con el dinamómetro en posición de sedestación. La valoración se basaba en la capacidad del paciente para resistir, sin dolor, un empuje hacia abajo en su brazo mientras él hacía una abducción a 90° o a cualquier nivel por debajo de 90°. Se mantenía la abducción resistida durante 5 segundos y el test se repetía 5 veces. La media de las 5 lecturas era la aceptada como fuerza del hombro. Está aceptada que la máxima puntuación se corresponde con 11,36 kg (Katolik *et al.*, 2005).

Escala DASH

La funcionalidad del miembro superior se midió además con la escala DASH. Este cuestionario autoadministrado se les pasó a cada uno de los sujetos, precedido por una explicación del valorador. Además, éste estuvo al lado de cada uno de los sujetos mientras cumplimentaban la escala para poder responder a los participantes en caso de duda.

Así, respondieron a cuál era su nivel de dificultad para realizar cada una de las tareas propias de los miembros superiores, con una puntuación del 1 al 5, correspondiéndose el 1 con “ninguna dificultad” y el 5 con “imposible de realizar”.

Escala visual analógica del dolor (EVA)

El dolor sufrido en la articulación se midió con la EVA. Esta escala está formada únicamente por una línea de 10 cm que expresa la intensidad del dolor, desde “sin dolor” a “máximo dolor soportable”. El valorador le explicó al paciente en qué consistía la escala y cómo debía indicar su grado de dolor, marcando con una cruz sobre la línea dicho grado.

Así el valorador podía, al finalizar, traducir el nivel de dolor indicado por la cruz en un valor dentro de un rango entre 0 y 10 puntos.

3.5. Selección de la muestra de estudio

3.5.1. Grupo control (GC)

El grupo control ha estado formado por 58 sujetos sanos, 33 hombres y 25 mujeres. De este grupo, 15 sujetos fueron utilizados para el estudio de fiabilidad y los 43 restantes, para la valoración de la influencia de la dominancia en personas sanas sobre la funcionalidad del hombro.

Grupo de fiabilidad (GF): Estuvo formado por 15 sujetos, 8 hombres y 7 mujeres a los que se les realizaron tres análisis del movimiento de elevación del hombro del miembro superior dominante. En el estudio participaron dos valoradores y se realizaron medidas a cada sujeto en dos días diferentes.

Las medidas del GF se utilizaron en el estudio de comparación de los métodos de representación y en el análisis de fiabilidad del procedimiento de medida.

Grupo de sanos (GS): Estuvo formado por 43 sujetos, 25 hombres y 18 mujeres a los que se le realizó el análisis del movimiento de elevación del hombro del miembro superior dominante y del no dominante. En el estudio participaron dos valoradores y las medidas de cada sujeto se realizaron el mismo día.

Las medidas del GS se utilizaron en el estudio del efecto de la dominancia en el movimiento del hombro.

Las medidas del grupo control (GF + GS) se utilizaron en el estudio descriptivo de la población normal y en el análisis comparativo con el grupo patológico.

Para estudiar el efecto de la edad, el GP se dividió en dos grupo (\leq de 45 años y $>$ de 45 años) en base a lo realizado en estudios previos (García-Alsina *et al.*, 2005; Soucie *et al.*, 2011).

Los sujetos del GC fueron valorados en el Laboratorio de Análisis de Movimientos Humanos del Instituto de Biomecánica de Valencia, por fisioterapeutas experimentados en el uso de las técnicas de medida utilizadas. Todos los sujetos del GC cumplían en la fecha de realización de las medidas los criterios de inclusión y exclusión descritos a continuación:

Criterios de inclusión de sujetos para el grupo de población de controles

- Tener entre 16 y 65 años y pertenecer a la población activa (conjunto de personas capaces de trabajar y que desean hacerlo, aunque estén en situación de desempleo).
- No presentar ninguna patología estructural o dolor de hombro, cervical o dorsal en el momento de realizar la prueba.

Criterios de exclusión de sujetos para el grupo de población de controles

- No cumplir los criterios de inclusión.
- Referir o tener diagnosticado algún trastorno psiquiátrico.

3.5.2. Grupo patológico (GP)

El grupo de patológicos estuvo compuesto por 37 sujetos, 27 hombres y 10 mujeres, todos ellos diagnosticados de lesión anatómica y/o alteración funcional del hombro mediante tests clínicos y pruebas diagnósticas de imagen complementarias.

Los sujetos del GP fueron valorados en las unidades de valoración funcional de IBERMUTUAMUR MATEPSS Num 274 en Madrid, Murcia y Alicante. Las medidas fueron realizadas por el equipo de valoración de cada centro, experimentados en el uso de las técnicas de medida utilizadas, tras recibir formación sobre los procedimientos de medida a utilizar por parte de los valoradores del IBV. Todos los sujetos integrantes del grupo patológico cumplen los requisitos de inclusión y exclusión descritos a continuación:

Criterios de inclusión de sujetos para el grupo de patológicos

- Tener entre 16-65 años y ser pertenecientes a la población activa (conjunto de personas capaces de trabajar y que desean hacerlo, aunque estén en situación de desempleo) independientemente de su situación de IT.
- Deberán estar diagnosticados de lesión anatómica y/o alteración funcional del hombro mediante tests clínicos y pruebas diagnósticas de imagen complementarias y encontrarse fuera del periodo agudo de su dolencia (establecido en 1 mes).

Criterios de exclusión de sujetos para la base de datos de patológicos

- No cumplir los criterios de inclusión.
- Referir o tener diagnosticado algún trastorno psiquiátrico.
- Existencia de discrepancia, según criterio médico, entre:
 - Las pruebas médicas realizadas al paciente y el cuadro clínico que presenta.
 - La pérdida de capacidad funcional de hombro que refiere el paciente y el cuadro clínico que presenta.

3.5.3. Muestreo y tamaño de la muestra de estudio

Para la selección de los integrantes de la muestra se realizó un muestreo no probabilístico, siendo un muestreo de casos consecutivos.

Para el reclutamiento de participantes en el grupo control se recurrió a la búsqueda de voluntarios informando del objetivo del estudio y de los criterios de inclusión a personas pertenecientes a la base de datos de ensayos del Instituto de Biomecánica de Valencia. Para incentivar la participación, se ofreció una gratificación en forma de cheque regalo por valor de 18 € para todos aquellos participantes. Para la selección de los integrantes del grupo de patológicos se colaboró con médicos y fisioterapeutas usuarios de la aplicación tecnológica Kinescan/IBV, seleccionando aquellos pacientes que cumplieran los criterios de inclusión.

El tamaño muestral se calculó para tres de los estudios del presente trabajo: (i) estudio de reproducibilidad del procedimiento de medida, (ii) estudio descriptivo de la población normal y (iii) estudio comparativo del patrón del movimiento entre personas sanas y con patología de hombro. A continuación se especifica cómo se realizó dicho cálculo para cada uno de los estudios.

3.5.3.1. Estudio de reproducibilidad del procedimiento de medida

El tamaño muestral del GF se determinó en base a los resultados de la revisión de estudios precedentes con un enfoque similar. Garofalo *et al.* (Garofalo *et al.*, 2009) evaluaron la fiabilidad de su protocolo de medida de valoración del hombro con 11 sujetos sanos; Jaspers *et al.* (Jaspers *et al.*, 2011) utilizaron 10 niños sin patología para validar su procedimiento de análisis cinemático del miembro superior; Roren *et al.* (Roren *et al.*, 2012) calcularon el error entre días y entre observadores en el medida del movimiento escapular con 15 sujetos sanos; Parel *et al.* (Parel *et al.*, 2012) contaron con 20 sanos y 20 patológicos en su estudio de concordancia entre operadores del protocolo de medida del ritmo escapulo-humeral; Scibek y Carcia (Scibek y Carcia, 2013) estudiaron la reproducibilidad de la elevación humeral y del movimiento escapular con una muestra de 11 participantes sin lesión del hombro.

McGinley *et al.* realizaron una revisión sistemática sobre los estudios de reproducibilidad del análisis cinemático de la marcha. Analizaron 23 trabajos que cumplían los criterios de inclusión del estudio y ninguno de ellos realizó un cálculo a priori del tamaño muestral necesario. A partir de los resultados revisados, concluyeron que en estudios con sujetos sanos una pequeña muestra ($n \approx 10$) es apropiada (McGinley *et al.*, 2009).

A partir de estos precedentes, se determinó que una muestra de 15 sujetos sanos debería ser suficiente para evaluar la reproducibilidad del procedimiento de medida desarrollado.

3.5.3.2. Estudio descriptivo de la población normal

El tamaño de la muestra necesario para un estudio descriptivo transversal se puede estimar a partir de la definición de los intervalos de confianza esperados (Hulley y Cummings, 1988). Para ello se calculan los límites superior e inferior compatibles con los datos de un estudio previo. Se necesita conocer:

- La desviación estándar de la variable de interés (DE)
- Especificar la precisión deseada (amplitud total) del intervalo (W)
- Definir el nivel de confianza deseado ($1-\alpha$)

A partir de estos datos se calcula el tamaño de la muestra necesario a partir de la siguiente fórmula:

$$N = \frac{4 \cdot Z_{\alpha}^2 \cdot DE^2}{W^2} \quad (3.1)$$

Donde Z_{α} es la desviación normal estandarizada para un error α .

Ante la ausencia de estudios previos en los que basar los cálculos, los datos se obtuvieron de las valoraciones cinemáticas realizadas al GF. Se calculó el tamaño muestral para la

elevación con 250 g y con 1 kg en las tres sesiones de medida, obteniendo 6 valores de N.

Como variable de referencia para los cálculos se utilizó el ángulo de elevación máxima. La precisión esperada se determinó a partir del error del procedimiento de medida. Se fijó un nivel de confianza del 95%. El máximo de los valores de N obtenidos se seleccionó como el tamaño de la muestra necesario para el estudio exploratorio de la población normal.

El tamaño mínimo de la muestra obtenido fue de 35 sujetos. El detalle de los cálculos se presenta en el apartado punto 4.3.1, junto con el resto de resultados del estudio de reproducibilidad del procedimiento de medida.

3.5.3.3. Estudio comparativo del patrón del movimiento entre personas sanas y con patología de hombro

Para la estimación del tamaño muestral se tomaron como referencia las diferencias encontradas en estudios previos entre los sujetos sanos y con lesión del hombro. Se utilizó para el cálculo la variable de elevación máxima, ya que es la más comúnmente usada en la práctica clínica. Con ello se pretendía asegurar una potencia suficiente en el estudio para detectar cambios significativos en esta variable y estudiar la existencia de diferencias en el resto de variables definidas en el presente trabajo.

El tamaño muestral fue calculado mediante el software G*Power versión 3.1 (University of Kiel, Germany), basándose en los resultados de estudios previos (Rundquist *et al.* 2003; Illyés y Kiss 2006; Alta *et al.* 2010). Rundquist *et al.* midieron la elevación humeral en pacientes con hombro congelado, Illyés y Kiss valoraron la inestabilidad del hombro y Alta *et al.* trabajaron con sujetos con prótesis inversa de hombro. Todos ellos calcularon el déficit de elevación humeral en los pacientes, en relación a los sujetos sin lesión.

Para el cálculo muestral se utilizaron los datos de Rundquist et al., que fue quien encontró la menor diferencia entre los grupos, concretamente 37,3° de media. Para conseguir un error alfa de 0,05 y beta de 0,20 (con una potencia del 80%) se requerían 5 sujetos en cada grupo. Dado que el diseño del estudio era factorial, es decir, se analizaba el factor grupo junto con el factor carga (ambos con dos niveles), el número de sujetos requerido fue de 9 sujetos en cada grupo.

El hecho de contar con un mínimo de 37 sujetos en cada grupo le confería al estudio una potencia superior al 95%.

3.6. Análisis cinemático del movimiento

En este apartado se describen los métodos y procedimientos utilizados para el cálculo del movimiento humero-torácico y de las variables utilizadas en el estudio. Los cálculos descritos parten de las coordenadas espaciales de los marcadores registradas con el sistema de medida Kinescan/IBV y se implementaron a través de una colección de funciones desarrolladas específicamente para el presente trabajo mediante la aplicación de cálculo científico Matlab R2010a (The Mathwork Inc., Natick, MA, USA).

3.6.1. Descripción del modelo biomecánico utilizado

En el proyecto se pretendía estudiar el comportamiento funcional de la articulación del hombro en su conjunto, a través del análisis del movimiento del húmero respecto al tronco. Para ello se implementó un modelo biomecánico constituido por dos segmentos, cada uno de los cuales se instrumentó con tres marcadores reflectantes, según están representados en el esquema de la figura 3.12.

La figura 3.12 muestra la localización y los códigos identificativos de los marcadores empleados, así como los sistemas de referencia locales asociados a cada uno de los dos segmentos, cuya definición se describe en el punto 3.6.1.1. Dichos códigos y su localización se explican en la tabla 3.1 y la tabla 3.2.

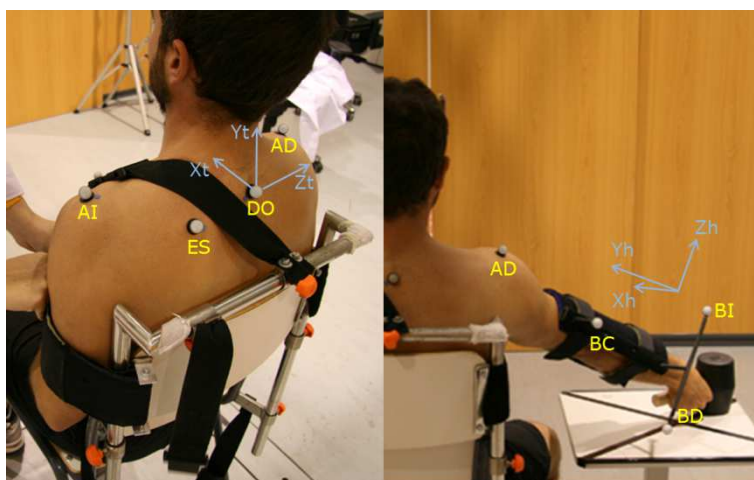


Figura 3.12: Modelo biomecánico para el estudio del hombro (imágenes cedidas por el IBV)

AI: acromion izquierdo; ES: escápula; DO: dorsal; AD: acromion derecho; BC: brazo central;
BI: brazo izquierdo; BD: brazo derecho

Como se puede observar en la tabla 3.1, el modelo estaba constituido por 6 marcadores reales y 4 virtuales (calculados a partir de los reales), que se emplearon para la definición de los sistemas de referencia y el cálculo del movimiento relativo entre los segmentos.

Tabla 3.1: Descripción de marcadores utilizados en el modelo biomecánico

CÓDIGO	NOMBRE	TIPO	LOCALIZACIÓN	SEGMENTO
AI	Acromion izquierdo	Real	Acromion izquierdo	Tronco / punto de referencia
AD	Acromion derecho	Real	Acromion derecho	Tronco / punto de referencia
DO	Dorsal	Real	Dorsal	Tronco
ES	Escápula	Real	Escápula	Tronco
AM	Acromion móvil	Virtual	Coincide con el marcador del acromion del hombro valorado: AD o AI.	Tronco
AF	Acromion fijo	Virtual	Coincide con el marcador del acromion del hombro contralateral AD o AI.	Tronco
AV	Acromion virtual	Virtual	Punto que coincide con AD en $t=1$ y se mueve con el sistema de coordenadas formado por AI-DO-ES para $t>1$	Tronco
BC	Brazo central	Real	Marcador central de la estructura fijada al brazo a valorar	Brazo
BD	Brazo derecho	Real	Marcador que queda a la derecha de la estructura fijada al brazo a valorar (*)	Brazo
BI	Brazo izquierdo	Real	Marcador que queda a la izquierda de la estructura fijada al brazo a valorar (*)	Brazo
BM	Brazo medio	Virtual	Punto medio de BD y BI.	Brazo

(*) BD y BI se son identificados a partir de la posición relativa respecto al plano formado por AD-AI-BC en la posición de partida de la prueba de *elevación con 250 g*.

3.6.1.1. Definición de los sistemas locales de coordenadas

En el presente estudio se calculó el movimiento relativo del brazo con respecto al tronco. Cada uno de los segmentos tendría ligado un sistema de referencia local, cuya definición se explica en la tabla 3.2, y puede observarse en el esquema de la figura 3.12.

Tabla 3.2: Definición de los sistemas de referencia locales

SEGMENTO	EJE	DEFINICIÓN
Tronco	Eje Z _t	(AM-AF)/ AM-AF
	Eje X _t	Perpendicular a la dirección del eje y, con z global=0, en sentido anterior.
	Eje Y _t	Perpendicular al eje x y al eje y, con sentido de z global positivo.
Brazo	Eje Y _b	(BM-BC)/ BM-BC
	Eje X _b	(BI-BD)/ BI-BD
	Eje Z _b	Resultado del producto vectorial del eje z y el eje y.

3.6.2. Cálculo del movimiento relativo

Las rotaciones del tórax y del húmero respecto de la posición inicial, en cada instante t se calcularon mediante los vectores de Rodrigues $\Omega_{T0-t}, \Omega_{H0-t}$, (Page, Galvez, De Rosario, Mata y Baydal-Bertomeu, 2009). Estos vectores se transformaron en las correspondientes matrices de rotación R_{T0-t}, R_{H0-t} mediante la fórmula de Rodrigues, considerando la matriz antisimétrica $S\{v\}$ asociada a cualquier vector $v = (x, y, z)'$:

$$S\{v\} = \begin{pmatrix} 0 & -z & y \\ z & 0 & -x \\ -y & x & 0 \end{pmatrix} \quad (3.2)$$

$$R_{i0-t} = \left(I_3 + \frac{2}{1 + \Omega'_{i0-t}\Omega_{i0-t}} (S\{\Omega_{i0-t}\} + S^2\{\Omega_{i0-t}\}) \right) \quad (3.3)$$

donde I_3 es la matriz identidad 3x3. La posición inicial del tórax se alineó con el sistema de referencia global, de manera que la matriz de orientación del tórax R_{Tt} era igual a la matriz de rotación R_{T0-t} . La matriz de orientación del segmento del húmero se obtuvo a partir de R_{H0-t} mediante la composición de la orientación definida en la posición de partida en el protocolo de medida ($\alpha=45^\circ, \beta=37,5^\circ, \gamma=0^\circ$).

$$R_{Ht} = R_{H0-t} \times \begin{pmatrix} \cos\alpha & \text{sen}\alpha\text{sen}\beta & \text{sen}\alpha\cos\beta \\ 0 & \cos\beta & -\text{sen}\beta \\ -\text{sen}\alpha & \cos\alpha\text{sen}\beta & \text{sen}\alpha\cos\beta \end{pmatrix} \quad (3.4)$$

La composición de las matrices resultantes permitió obtener la orientación relativa del húmero respecto al tórax en cada instante de tiempo, según la siguiente ecuación:

$${}^T R_{Ht} = R'_{Tt} \times R_{Ht} \quad (3.5)$$

Esta matriz se usó para obtener la representación del movimiento con las secuencias de ángulos de Euler YX'Y'' y XZ'Y''.

Para obtener la representación del movimiento relativo del húmero respecto al tórax con el vector de Rodrigues, se realizaron las operaciones equivalentes a (3.4) y (3.5) con los

vectores de Rodrigues, componiendo el movimiento mediante rotaciones sucesivas alrededor de los ejes fijos Ω_{A-B} y Ω_{B-C} (Page *et al.*, 2009):

$$\Omega_{A-C} = \frac{\Omega_{A-B} + \Omega_{B-C} - \Omega_{A-B} \times \Omega_{B-C}}{1 - \Omega'_{A-B} \cdot \Omega_{B-C}} \quad (3.6)$$

A partir de ${}^T\Omega_{Ht}$ la rotación se representó mediante el vector orientación ${}^T\theta_{Ht}$, teniendo en cuenta la relación existente entre ambos vectores: $|\Omega| = \tan(|\theta|/2)$ (Page *et al.*, 2009).

3.6.2.1. Representación del movimiento del hombro

La representación del movimiento global del complejo articular del hombro se realizó mediante tres métodos diferentes: (i) la secuencia YX'Y'' de los ángulos de Euler (ii) la secuencia XZ'Y'' de los ángulos de Euler y (iii) el vector orientación.

Secuencia de Euler YX'Y''

La secuencia YX'Y'' es la sugerida por la SIB (Wu *et al.*, 2005) para analizar este movimiento. Su interpretación es la siguiente:

1. La primera rotación se realiza respecto al eje Y_t del tronco (eje vertical) y se corresponde con el plano de elevación, según la nomenclatura propuesta por la SIB, o la abducción horizontal según la terminología anatómica.
2. La segunda rotación se produce alrededor del eje X_t del tronco y se corresponde con la elevación humeral.
3. La última rotación es respecto al eje longitudinal del húmero Y_b , correspondiendo a la rotación axial o rotación interna y externa del hombro.

Secuencia de Euler XZ'Y''

La secuencia XZ'Y'' es la alternativa propuesta para el movimiento de elevación escapular para evitar los problemas de indeterminación de la secuencia recomendada por la SIB en posiciones cercanas a 0° y 180° (Senk y Chèze, 2006). Su interpretación es la siguiente:

1. La primera rotación se realiza respecto al eje X_t del tronco y se corresponde con la flexión-extensión del hombro.
2. La segunda rotación se produce alrededor del eje Z_h del húmero y se corresponde con un movimiento de aproximación-alejamiento del brazo. Su interpretación clínica depende de la flexión previa realizada. En términos anatómicos sería, por ejemplo, una abducción del hombro si la flexión es de 0° o una abducción horizontal si la flexión es de 90° .
3. La última rotación es respecto al eje longitudinal del húmero Y_h , correspondiendo a la rotación axial o rotación interna y externa del hombro.

Vector Orientación

Además de las secuencias de Euler se utilizó la representación vectorial del giro mediante el vector orientación (Woltring y Huiskes, 1994). Esta representación es similar a la del vector de Rodrigues, es decir, el giro tiene la dirección del eje finito de rotación y su

sentido viene definido por la regla de la mano derecha. A diferencia del vector de Rodrigues el módulo de este vector es el ángulo girado en grados. Aunque la notación de Rodrigues (que utiliza la tangente del ángulo mitad) es preferible desde el punto de la ingeniería mecánica, en el ámbito clínico es mejor utilizar directamente el ángulo girado, ya que esto facilita su interpretación anatómica.

El vector orientación tiene tres componentes que se obtienen proyectando el ángulo en los ejes anatómicos, en nuestro caso en el sistema de referencia anatómico ligado al tronco. Por lo tanto, la interpretación de dichas componentes no se corresponde con giros consecutivos alrededor de cada eje, como en el caso de los ángulos de Euler.

Cabe señalar que los giros finitos no son vectores si no pseudovectores, que no verifican leyes de los espacios vectoriales. Cualquier notación para representar un giro entre dos posiciones, tanto Euler como el vector orientación en este caso, no deja de ser una convención meramente geométrica, lo que origina que los resultados puedan ser muy diferentes. Por este motivo, en los estudios donde se utilizan valores absolutos de los giros articulares es imprescindible especificar claramente las condiciones de medida, la notación utilizada y la posición de referencia. Estos factores pueden afectar notablemente a los resultados finales así como a la propagación de errores (accidentales, artefactos, etc.) y por tanto a la fiabilidad de las medidas.

El análisis del efecto de la notación utilizada en la repetibilidad de la medida es un aspecto poco tratado en la literatura y que ha sido abordado en la presente investigación. Debido a las diferencias mencionadas al describir del movimiento, a la hora de comparar resultados entre las secuencias de Euler y el vector orientación se han analizado las diferencias en los ejes más parecidos entre los 3 métodos.

3.6.3. Procesamiento de las curvas angulares

3.6.3.1. Suavizado y diferenciación

Las coordenadas de los marcadores obtenidas mediante el sistema de fotogrametría contienen un nivel de ruido aleatorio debido, fundamentalmente, a los pequeños errores inherentes a la calibración del sistema y al proceso de digitalización, es decir errores de medición. El efecto de este ruido sobre las curvas angulares es casi inapreciable, si bien su magnitud aumenta al derivar para obtener la velocidad angular (Page, Candelas y Belmar, 2006b). La forma de reducir este efecto es la realización de un suavizado que transforme la curva angular de origen en una función derivable.

En este trabajo se utilizó un suavizado de ajuste local basado en regresión polinómica (Page, Candelas, *et al.*, 2006b). Se utilizó este método debido a su simplicidad y su buen comportamiento en la estimación de las derivadas locales, un aspecto muy relevante si se pretende utilizar variables calculadas a partir de la curva velocidad angular.

3.6.3.2. Segmentación y normalización de las curvas

El movimiento de elevación humeral está constituido por una fase de ascenso y otra de descenso que, desde un punto de vista clínico, resulta relevante distinguir y estudiar de forma independiente. La curva del ángulo de elevación se utilizó para dividir los cinco

ciclos de ascenso y de descenso realizados por el sujeto. A continuación se describe el algoritmo utilizado:

- *Paso 1.* Determinar M_j , el valor máximo de la curva del ángulo de elevación $\beta_i(t)$.
- *Paso 2.* Determinar m_{j-1} , el valor de elevación mínima anterior a M_j .
- *Paso 3.* Determinar m_{j+1} , el valor de elevación mínima posterior a M_j .
- *Paso 4.* Definir los umbrales que determinan el inicio y el final de la elevación como:

$$umbral_min_j = m_{j-1} + 0,1 \times (M_j - m_{j-1}) \quad (3.7)$$

$$umbral_max_j = M_j + 0,1 \times (M_j - m_{j-1}) \quad (3.8)$$

- *Paso 5.* Determinar t_asc_inij , el instante de inicio la fase de ascenso del ciclo j . Se identifica el primer punto con un valor superior a $umbral_min_j$, buscado desde m_{j-1} y se le descuentan un número de puntos equivalentes al 1,5% de la duración total del movimiento.
- *Paso 6.* Determinar t_asc_finj , el instante final la fase de ascenso del ciclo j . Se identifica el primer punto con un valor superior a $umbral_max_j$, buscado desde m_{j-1} y se le añade un número de puntos equivalentes al 1,5% de la duración total del movimiento.
- *Paso 7.* Determinar t_des_inij y t_des_finj , los instantes de inicio y final de la fase de descenso del ciclo j , repitiendo los pasos 4-6 utilizando m_{j+1} en lugar de m_{j-1} .
- *Paso 8 y sucesivos.* Repetir los pasos 1-7, sin considerar en la curva $\beta_i(t)$ los puntos correspondientes a los ciclos previamente delimitados, hasta determinar t_asc_inij , t_asc_finj , t_des_inij y t_des_finj para los $j=5$ ciclos de elevación realizados por el sujeto.

Se realizó una inspección visual de todas las delimitaciones, corrigiendo de forma manual aquellos casos en los que la segmentación de las curvas no fue correcta.

Debido a que la duración de cada ciclo de elevación realizado por el sujeto es diferente, las curvas obtenidas como resultado del algoritmo de segmentación tienen una longitud variable. Con el fin de realizar un tratamiento conjunto de las curvas (p.ej. cálculo de curvas promedio o análisis de correlaciones) es necesario que todas tengan la misma longitud (Duhamel *et al.*, 2004). Así, cada una de las curvas de ángulo y velocidad se interpolaron utilizando un spline cúbico, del cual se tomaron 101 puntos equiespaciados.

3.6.3.3. Curvas empleadas en el estudio

La siguiente tabla describe las curvas resultantes del análisis de movimiento y que se emplearon para el cálculo de variables características del gesto.

Tabla 3.3: Descripción de las curvas utilizadas en el estudio

Curva	Descripción
$\alpha_i(t)$	Ángulo del plano de elevación del sujeto i en función del tiempo, 5 repeticiones
$\beta_i(t)$	Ángulo de elevación del sujeto i en función del tiempo, 5 repeticiones
$\gamma_i(t)$	Ángulo de rotación axial del sujeto i en función del tiempo, 5 repeticiones
$\dot{\alpha}_i(t)$	Velocidad angular del plano de elevación del sujeto i en función del tiempo, 5 repeticiones
$\dot{\beta}_i(t)$	Velocidad angular de elevación del sujeto i en función del tiempo, 5 repeticiones
$\dot{\gamma}_i(t)$	Velocidad angular de rotación axial del sujeto i en función del tiempo, 5 repeticiones
$\alpha_{ij}(n)$	Ángulo del plano de elevación del sujeto i interpolado a 101 puntos, repetición j
$\beta_{ij}(n)$	Ángulo de elevación del sujeto i interpolado a 101 puntos, repetición j
$\gamma_{ij}(n)$	Ángulo del de rotación axial del sujeto i interpolado a 101 puntos, repetición j
$\dot{\alpha}_{ij}(n)$	Velocidad angular del plano de elevación del sujeto i interpolado a 101 puntos, repetición j
$\dot{\beta}_{ij}(n)$	Velocidad angular de elevación del sujeto i interpolado a 101 puntos, repetición j
$\dot{\gamma}_{ij}(n)$	Velocidad angular del de rotación axial del sujeto i interpolado a 101 puntos, repetición j

El subíndice i representa el individuo de la muestra; El subíndice j representa el número de repetición del gesto realizado por el sujeto i

3.6.4. Cálculo de variables

La definición de las variables a calcular en el estudio se realizó en base a las siguientes hipótesis, fruto del análisis del estado del arte realizado al inicio del trabajo.

1. El rango de elevación es el parámetro clínico más relevante y está habitualmente disminuido en la personas con lesión de hombro (McClure *et al.*, 2006). Ésta, junto con la velocidad máxima son las variables descriptivas empleadas en los estudios previos y que permitirán comparar los resultados de la presente investigación.
2. El análisis del ritmo de ejecución del gesto, basado en las curvas de velocidad angular, puede aportar información relevante sobre el control neuromuscular del paciente (Spinelli *et al.*, 2014). Es de esperar que éste se encuentre alterado en personas con patología de hombro, como ha sido observado en relación a otras lesiones musculoesqueléticas (Baydal-Bertomeu, 2013).
3. La existencia de una lesión de hombro y el dolor asociado a ella puede afectar a la variabilidad en la ejecución del movimiento (Lomond y Côté, 2010). La medida de la magnitud de la variabilidad debida a la patología puede ser útil para valoración de la eficacia de los tratamientos y el seguimiento de los procesos rehabilitadores (Jayaraman *et al.*, 2014).

Con la finalidad de contrastar estas hipótesis se calcularon una serie de variables que se agrupan siguiendo estos tres criterios: (i) variables descriptivas del movimiento, (ii) variables relacionadas con el ritmo de ejecución del movimiento y (iii) variables de variabilidad del movimiento.

3.6.4.1. Variables de descriptivas del movimiento

Son variables cuyo objetivo es describir de forma global el movimiento realizado. Se trata de puntos discretos calculados sobre las curvas del ángulo y la velocidad angular. Estas variables se utilizan de forma habitual en la valoración funcional del hombro (principalmente el ángulo de elevación) y permitirán comparar nuestros resultados con estudios precedentes. Estas variables se calcularon a partir de las curvas $\beta_i(t)$ y $\dot{\beta}_i(t)$.

- **Elevación máxima:** elevación humeral máxima, en grados, durante la ejecución del gesto. Se calcula a partir de la curva $\beta_i(t)$.
- **Velocidad máxima en ascenso:** velocidad máxima, en grados por segundo, en el movimiento de elevación del miembro superior durante la ejecución del gesto. Se calcula a partir de la curva $\dot{\beta}_i(t)$ (figura 3.15).
- **Velocidad máxima en descenso:** velocidad máxima, en grados por segundo, en el movimiento de descenso del miembro superior durante la ejecución del gesto. Se calcula a partir de la curva $\dot{\beta}_i(t)$.

En las variables descritas se calculó, para cada individuo, el valor promedio de las 5 repeticiones ejecutadas.

Estas variables se utilizaron en todos los análisis incluidos en el presente trabajo. Adicionalmente, en el estudio de reproducibilidad de los métodos de representación, se calcularon las variables análogas para el movimiento en el plano de elevación y la rotación axial.

3.6.4.2. Variables relacionadas con el ritmo de ejecución del movimiento

Los sujetos normales ejecutan la elevación de una forma natural. Las curvas de velocidad resultantes del movimiento son muy similares en las fases de ascenso y de descenso con los dos pesos, sucediendo el pico de velocidad máxima muy próximo a la mitad del ciclo (figura 3.13). Como sucede en otros movimientos descritos en la bibliografía, es de esperar que una lesión del hombro altere dicho ritmo de ejecución generando curvas diferentes del patrón normal (Baydal-Bertomeu, 2013).

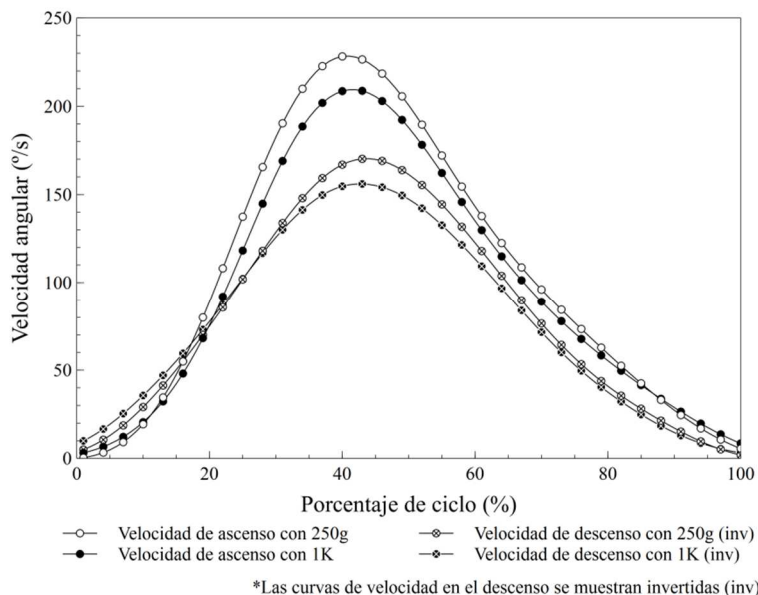


Figura 3.13: Curvas de velocidad normalizadas correspondientes a un sujeto normal

Las variables definidas para analizar el ritmo de ejecución del gesto se describen a continuación:

- **Correlación de ascenso:** Esta variable mide la semejanza de la curva de velocidad de ascenso del individuo con el patrón normal. Para ello utiliza de patrón de referencia el promedio de las curvas de velocidad de ascenso del GC. La variable se calcula como el coeficiente de correlación promedio de cada repetición de la curva de velocidad del sujeto y la curva de referencia. Se calcula, por tanto, a partir de las curvas normalizadas $\hat{\beta}_{ij_{asc}}(n)$.

La variable no tiene unidades y puede tomar valores entre -1 y 1. Un resultado igual a 1 correspondería a un ritmo de ascenso igual al patrón normal y conforme se aleja de la correlación perfecta podría indicar una alteración en el ritmo de ejecución del movimiento. La figura 3.14 ilustra de forma gráfica la interpretación de esta variable. Se observa que la forma de las curvas de los ejemplos de movimientos patológicos es claramente diferente al patrón normal, por lo que intuyen que el resultado de las correlaciones no será alto.

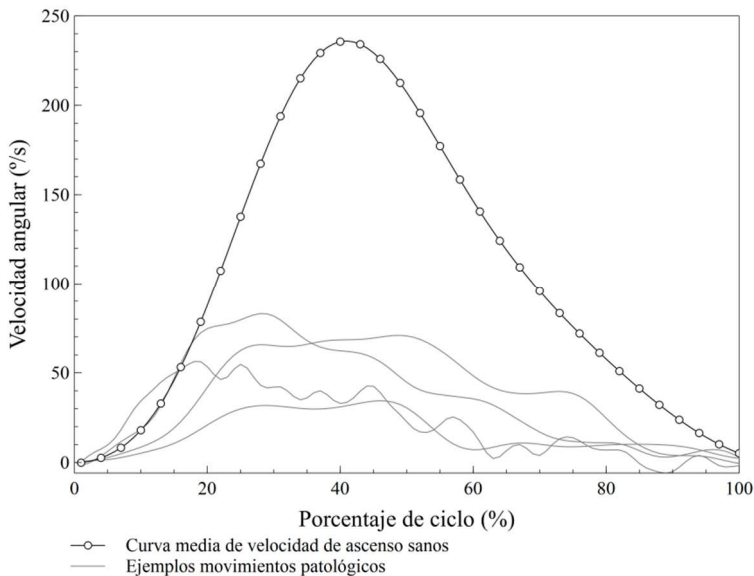


Figura 3.14: Curva de referencia para el cálculo del ritmo de ascenso y ejemplos de movimientos patológicos

- **Correlación de descenso:** Esta variable mide la semejanza del ritmo del movimiento de descenso del individuo con el ritmo normal. El cálculo y la interpretación de la variable son análogos al ritmo de ascenso. Se calcula, en este caso, a partir de las curvas normalizadas $\hat{\beta}_{ij_{des}}(n)$.
- **Instante del pico de velocidad de ascenso:** Es el instante de tiempo en el que se produce el pico máximo de velocidad en ascenso, expresando en función del porcentaje del ciclo de ascenso (figura 3.15). La velocidad máxima coincide con el final de la aceleración positiva, es decir este instante marca la duración del impulso realizado por el sujeto para ejecutar la elevación. En un movimiento normal la velocidad máxima se produce aproximadamente en la mitad del movimiento (de los Reyes-Guzmán *et al.*, 2014). Un pico de velocidad desplazado a la izquierda está relacionado con períodos de desaceleración grandes y si está desplazado hacia la derecha se relaciona con movimientos bruscos o interrumpidos (Trombly y Wu, 1999). Hipotéticamente, la tipología de lesión de hombro (por ejemplo, si tiene su origen en un músculo que actúa en el arco bajo o alto del movimiento) podría provocar una alteración del impulso inicial, produciendo un adelanto o un retraso del pico de velocidad. Diferencias en resultado de esta variable en sujetos patológicos pueden intuirse en la observación de las curvas de ejemplo en la figura 3.14.

Esta variable se calcula a partir de las curvas normalizadas $\hat{\beta}_{ij_{asc}}(n)$ y puede tener valores entre el 1% y 100% del movimiento. El resultado para cada sujeto es el promedio del valor obtenido en las cinco repeticiones del gesto.

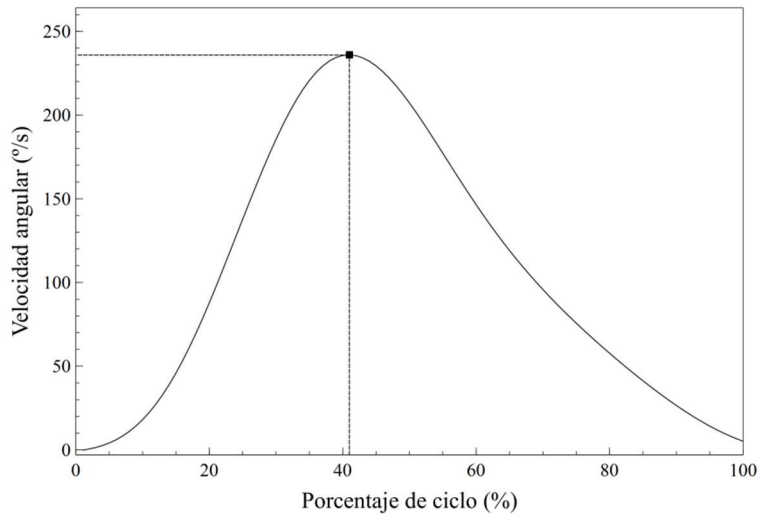


Figura 3.15: Representación gráfica del cálculo de la velocidad máxima de ascenso y del instante del pico de velocidad de ascenso, para una repetición del movimiento

Esta variable está relacionada con la correlación de ascenso de la siguiente manera:

- Valores anormales del instante de velocidad máxima de ascenso implican un cambio en la forma de la curva y tendrán asociados, por lo tanto, valores bajos de la correlación de ascenso.
 - Valores normales del instante de velocidad máxima de ascenso no implican que la forma de la curva sea normal y pueden, en consecuencia, tener asociados valores tanto normales como anormales de la correlación de ascenso.
- **Instante del pico de velocidad de descenso:** Es el instante de tiempo en el que se produce el pico máximo de velocidad en el descenso, expresando en función del porcentaje del ciclo de descenso. El cálculo y la interpretación de la variable son análogos al instante del pico de velocidad de ascenso. Se calcula, en este caso, a partir de las curvas normalizadas $\hat{\beta}_{ij_{des}}(n)$.
 - **Simetría de ascenso y descenso:** Esta variable cuantifica la diferencia entre la ejecución del movimiento en la fase de ascenso y la fase de descenso. El ritmo de ejecución del ascenso y del descenso es muy similar en los sujetos sanos (Yoshizaki *et al.*, 2009). Al representar la velocidad angular en función del ángulo (diagrama de fase) puede comprobarse que el resultado del movimiento del sujeto sano es muy simétrico respecto al eje horizontal (figura 3.16). En las personas con dolor de hombro el movimiento de ascenso (contra gravedad) es más exigente que el descenso, por lo que el gesto resultante podría ser menos simétrico.

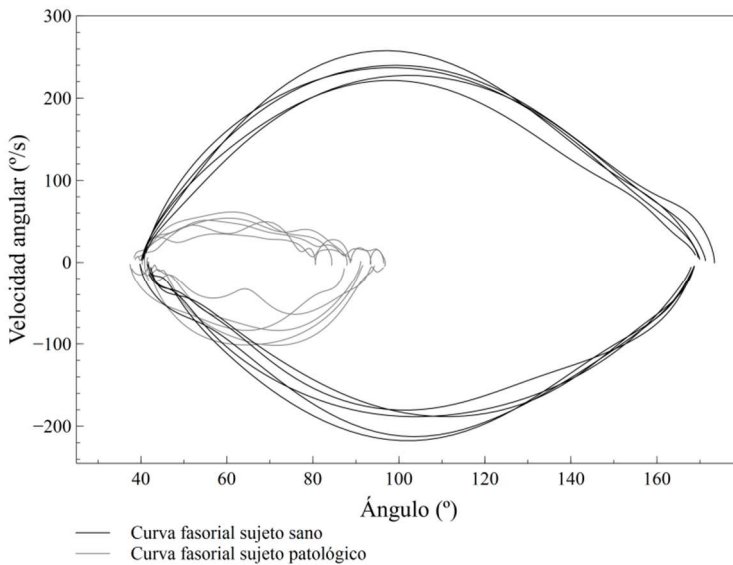


Figura 3.16: Diagramas de fase correspondientes a un sujeto normal y a uno patológico

La variable simetría mide la diferencia entre las curvas fasoriales de ascenso y descenso, expresándola como porcentaje de la curva de ascenso. Para ello utiliza un método de cálculo análogo al descrito por James para el cálculo de la variabilidad de los diagramas ángulo-ángulo (James, 2004).

En primer lugar, se calculó la curva promedio de las cinco repeticiones del movimiento, en las fases de ascenso y de descenso. En la figura 3.17 pueden observarse las curvas medias del ejemplo de la figura 3.16. El signo de las curvas de velocidad en descenso está invertido con el fin de facilitar la visualización de la simetría del movimiento.

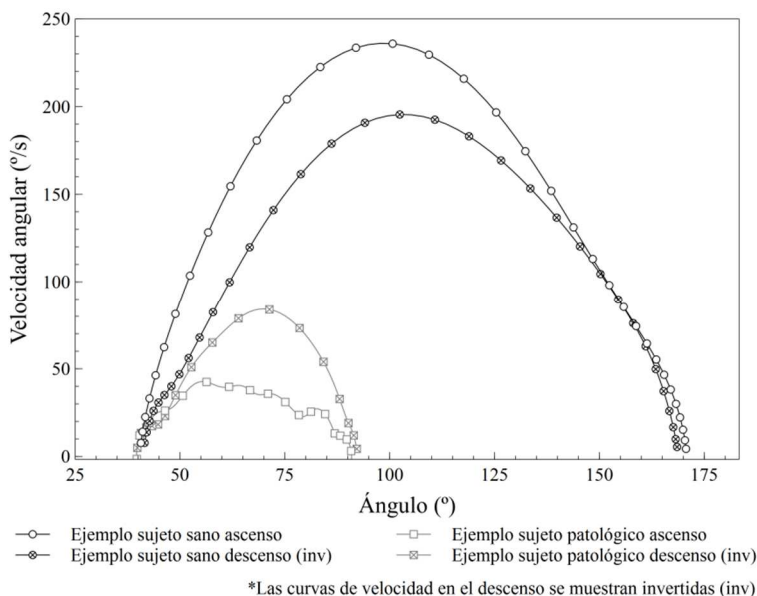


Figura 3.17: Comparación de las curvas promedio de las fases del movimiento en un sujeto sano y otro patológico para calcular la simetría de ascenso y descenso

El procedimiento de cálculo empleado se detalla a continuación:

1. Para cada muestra de la curva ($1 < i < 100$) y para cada repetición del movimiento ($1 < j < 5$) se calculó la desviación bidimensional entre la el valor correspondiente a la curva fasorial de ascenso y la inversa de la curva fasorial de descenso. El resultado por el signo de la diferencia, de modo que valores positivos indican mayor velocidad de ascenso y viceversa:

$$R_{ij} = \sqrt{(\beta_{ij_{asc}} + \beta_{ij_{des}})^2 + (\dot{\beta}_{ij_{asc}} + \dot{\beta}_{ij_{des}})^2} \times \frac{\dot{\beta}_{ij_{asc}} - \dot{\beta}_{ij_{des}}}{|\dot{\beta}_{ij_{asc}} - \dot{\beta}_{ij_{des}}|} \quad (3.09)$$

donde R_{ij} es la desviación resultante de la muestra i y la repetición j ; $\beta_{ij_{asc}}$ y $\beta_{ij_{des}}$ son los valores i de la repetición j del ángulo de elevación de ascenso y de descenso respectivamente; $\dot{\beta}_{ij_{asc}}$ y $\dot{\beta}_{ij_{des}}$ son los valores i de la repetición j de la velocidad angular de elevación de ascenso y de descenso respectivamente.

2. Cálculo de la media cuadrática de la desviación para cada repetición:

$$RMS_j = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{100} R_{ij}^2}{101}} \quad (3.9)$$

donde RMS_j es la media cuadrática de la desviación entre la fase de ascenso y descenso de la repetición j ; R_{ij} es la desviación resultante de la muestra i y la repetición j .

3. Normalización de la diferencia media calculada en la repetición j por el valor máximo de velocidad angular en ascenso, expresando el resultado en forma porcentual:

$$RMS_{j\%} = 100 \times \frac{RMS_j}{\max(\dot{\beta}_{i_{asc}})} \quad (3.10)$$

donde $RMS_{j\%}$ es la diferencia entre la fase de ascenso y descenso de la repetición j , expresado como porcentaje del rango de velocidad de la fase de ascenso de la repetición j . RMS_j es la media cuadrática de la desviación entre la fase de ascenso y descenso de la repetición j ; $\dot{\alpha}_{j_{asc}}$ es la curva de la velocidad angular de elevación de la fase de ascenso de la repetición j .

4. Cálculo de la variable simetría de ascenso y descenso para el sujeto n , como la diferencia media entre la fase de ascenso y descenso de las cinco repeticiones del gesto:

$$Simetría_n = \frac{\sum_{j=1}^5 RMS_{j\%}}{5} \quad (3.11)$$

donde $Simetría_n$ es la diferencia promedio entre las fases de ascenso y descenso de las 5 repeticiones para el sujeto n ; $RMS_{j\%}$ es la diferencia entre la fase de ascenso y descenso de la repetición j , expresado como porcentaje del rango de velocidad de la fase de ascenso de la repetición j .

La Simetría se mide en unidades porcentuales, respecto a la velocidad máxima de ascenso. Un resultado positivo indicaría que se han desarrollado velocidades mayores la fase de ascenso que en la de descenso para las mismas posiciones angulares. Valores negativos indicarían lo contrario.

3.6.4.3. Variables de variabilidad del movimiento

Mediante estas variables se pretende estudiar el efecto de una lesión del hombro sobre la variabilidad del movimiento ejecutado. El objetivo es medir la variabilidad intrasujeto considerando, tanto la repetibilidad entre los ciclos del gesto realizados por el sujeto, como la estructura temporal de la variabilidad. Las variables definidas se describen a continuación, siendo el valor calculado un promedio de los cinco ciclos realizados:

- **Coefficiente de variación de la elevación máxima:** Se calcula como el coeficiente de variación (CV) de los cinco picos de elevación máxima realizados por el sujeto.
- **Repetibilidad en ascenso:** Es la fiabilidad de las 5 repeticiones de la curva de velocidad de ascenso normalizada obtenidas por el sujeto $\dot{\beta}_{j_{asc}}(n)$. Se calculó mediante el Coeficiente de Correlación Intraclass (ICC), según el procedimiento propuesto por Duhamel *et al.* (Duhamel *et al.*, 2004), que se describe a continuación:
 1. Realización de un ANOVA de medidas repetidas de las 5 curvas de velocidad de ascenso del sujeto u , donde la repetición del gesto se introdujo como un factor intrasujeto con cinco niveles.

2. Cálculo de la repetibilidad de ascenso a partir de los resultados del ANOVA, aplicando la fórmula del ICC (1,1) (Weir, 2005):

$$Rep_asc_u = \frac{SCT_u - SCE_u}{SCT_u + (r - 1) \times SCE_u} \quad (3.12)$$

donde Rep_asc_u es la repetibilidad de las fase de ascenso para el sujeto u; SCT_u es la suma de cuadrados de la velocidad a lo largo del tiempo; SCE_u es la suma de cuadrados debido al error entre las repeticiones; j es el número de repeticiones realizadas, j=5 para todos los sujetos del estudio.

La repetibilidad de ascenso puede tener valores entre 0 y 1. Valores cercanos a 1 indican un error pequeño entre repeticiones, con lo que la variabilidad del movimiento será más alta cuando los valores de esta variable de alejen de 1.

- **Repetibilidad en descenso:** Es la fiabilidad de las 5 repeticiones de la curva de velocidad de descenso. El cálculo y la interpretación de la variable son análogos a la repetibilidad de ascenso. Se calcula, en este caso, a partir de los valores de las curvas normalizadas $\hat{\beta}_{j_des}(n)$.
- **Entropía:** Es la entropía aproximada (Approximate Entropy, ApEn) calculada sobre la curva de velocidad sin delimitar los ciclos $\hat{\beta}_i(t)$. La ApEn es una medida de la regularidad o predictibilidad de una serie temporal, que ya ha sido utilizada para medir el déficit de control de la extremidad superior en pacientes (Sethi, Patterson, *et al.*, 2013). La ApEn mide la probabilidad de que la configuración de un segmento de datos en una serie de tiempo permitirá la predicción de la configuración de otro segmento de la serie de tiempo a una cierta distancia de separación (Harbourne y Stergiou, 2009).

El cálculo de la ApEn requiere de la determinación de dos parámetros: la longitud m de la muestra a comparar y la tolerancia r. Para una serie temporal {x(n)} de N muestras finitas, y definidos los parámetros r y m, ApEn (m, r, N) se puede calcular mediante siguiente ecuación (Pincus, 1991):

$$ApEn(m, r, N) = ApEn(m, r) = \phi^m(r) - \phi^{m+1}(r) \quad (3.13)$$

$$\phi^m(r) = \left(\frac{1}{N} - m + 1\right) \sum_{i=1}^{N-m+1} \ln C_r^m(i) \quad (3.14)$$

$$C_r^m(i) = N^m(i) / (N - m + 1) \quad (3.15)$$

donde $\phi^m(r)$ se corresponde con el promedio para todo i del algoritmo natural de $C_r^m(i)$, que mide la frecuencia de patrones similares de longitud m para una tolerancia r. Para m + 1 muestras, $\phi^{m+1}(r)$ y $C_r^{m+1}(i)$ tienen igual interpretación, pero para una dimensión mayor. Los segmentos de datos con una mayor probabilidad de repetirse en la serie obtienen una ApEn baja y viceversa. Así, cuanto más elevado es el valor de ApEn, mayor es la irregularidad de la serie de datos. La entropía puede tomar valores entre 0 y 2 (Harbourne y Stergiou, 2009).

Para el cálculo de la ApEn se utilizaron los parámetros recomendados en análisis de movimientos humanos: m = 2, r = 0,2 y N = 1500 (Stergiou *et al.*, 2004).

Todas las curvas $\hat{\beta}_i(t)$ se interpolaron a 1500 puntos utilizando un spline cúbico, habiendo comprobado previamente que todos los registros tenían una longitud superior al N seleccionado.

El cálculo se implementó mediante la función en Matlab *Fast Approximate Entropy 1.0* (Mar 2012), desarrollada por *Kijoon Lee*.

3.6.4.4. Codificación de las variables

Como ya se ha explicado, el gesto analizado fue el de elevación y descenso del miembro superior en el plano escapular (5 ciclos), tanto con la maza de 250 g como la de 1 kg por lo que estas variables descritas se calcularon para los dos pesos.

En la tabla 3.4 se indica la codificación de cada variable así como las unidades con las que se mide.

Tabla 3.4: Explicación de los códigos identificativos de las variables calculadas

Variable	Código	Unidades
Elevación Máxima	E _{max}	Grados (°)
Velocidad máxima de ascenso	V _{max_asc}	Grados partido segundo (°/s)
Velocidad máxima de descenso	V _{max_des}	Grados partido segundo (°/s)
Instante del pico de velocidad de ascenso	t_V _{max_asc}	Porcentaje del ciclo de ascenso (%)
Instante del pico de velocidad de descenso	t_V _{max_des}	Porcentaje del ciclo de descenso (%)
Correlación de ascenso	Correl_asc	No tiene unidades (n.u.)
Correlación de descenso	Correl_des	No tiene unidades (n.u.)
Simetría ascenso y descenso	Simetría	Porcentaje de velocidad máxima (%)
Coefficiente de variación de la elevación máxima	CV_E _{max}	Porcentaje de elevación máxima (%)
Repetibilidad de ascenso	Rep_asc	No tiene unidades (n.u.)
Repetibilidad de descenso	Rep_des	No tiene unidades (n.u.)
Entropía	Entropía	No tiene unidades (n.u.)

En las tablas y figuras incluidas en el resto del documento las variables serán referenciadas mediante su código, en lugar del nombre completo.

3.7. Análisis estadístico y tratamiento de datos

Para la realización del análisis de datos y estudio estadístico se utilizaron la aplicación de cálculo científico Matlab R2010a (The Mathwork Inc., Natick, MA, USA) y el Predictive analysis software (PASW) versión 19.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA).

3.7.1. Comparación de los métodos de representación del movimiento

En esta apartado se presenta el análisis de repetibilidad de los tres métodos de representación del movimiento descritos en el punto 3.6.2.1. El objetivo fue seleccionar el método más repetible, que fue el empleado en el resto de la investigación.

3.7.1.1. Diseño del estudio de los métodos de representación

En el estudio de repetibilidad se utilizaron las medidas realizadas a los 15 sujetos del GF. Concretamente, se incluyeron en el análisis los 45 registros de elevación escapular sosteniendo el mazo de 250 g. Todas ellas fueron ejecutadas con brazo dominante.

El movimiento de cada sujeto se representó a través de los tres métodos:

1. Vector Orientación
2. Ángulos de Euler, secuencia YX'Y''
3. Ángulos de Euler, secuencia XZ'Y''

El movimiento se dividió en los cinco ciclos realizados y, cada uno de ellos, en las fases de elevación y descenso según los procedimientos descritos en el punto 3.6.3.2. Se utilizó una delimitación común para las tres representaciones con el fin de eliminar una posible fuente de variabilidad de los resultados. Por convencionalismo, la segmentación del movimiento se realizó a partir de las curvas del ángulo de elevación obtenidas con la secuencia YX'Y'', por ser la representación de referencia para la SIB. Las curvas de las tres rotaciones que componen el movimiento, divididas en las fases de elevación o descenso, se normalizaron a 101 puntos.

3.7.1.2. Análisis de los datos

La tabla 3.5 presenta una descripción de las variables analizadas. Obsérvese que, por simplicidad de interpretación, se ha buscado una nomenclatura común, si bien la interpretación y la notación utilizada en cada caso son diferentes tal como se indicó en el punto 1.5.1.3. Así, en este estudio se utilizará como referencia la notación plano de elevación – elevación – rotación, propuesta por la SIB.

Tabla 3.5: Variables analizadas para cada sujeto y repetición del gesto

	Descripción	YX'Y''	XZ'Y''	Vector orientación
$\alpha_{asc}(t); \alpha_{des}(t)$	Plano de elevación	$Y(t)$	$Z'(t)$	$\theta_z(t)$
$\beta_{asc}(t); \beta_{des}(t)$	Elevación	$X'(t)$	$X(t)$	$\theta_x(t)$
$\gamma_{asc}(t); \gamma_{des}(t)$	Rotación axial	$Y''(t)$	$Y''(t)$	$\theta_y(t)$
$\Delta\alpha$	Rango del plano de elevación	$\max\{\alpha_{asc}(t)\} - \min\{\alpha_{asc}(t)\}$		
β_{MAX}	Elevación máxima	$\max\{\beta_{asc}(t)\}$		
$\Delta\gamma$	Rango de la rotación axial	$\max\{\gamma_{asc}(t)\} - \min\{\gamma_{des}(t)\}$		

Las tres últimas variables son comunes a todos los métodos de representación

Se realizó un estudio de repetibilidad de las variables discretas ($\Delta\alpha, \beta_{MAX}, \Delta\gamma$) y de las funciones continuas ($\alpha_{asc}(t), \beta_{asc}(t), \gamma_{asc}(t); \alpha_{des}(t), \beta_{des}(t), \gamma_{des}(t)$) comparando las 5 repeticiones del gesto. Para la valoración de la repetibilidad se utilizaron variables de fiabilidad y de concordancia.

Repetibilidad de las funciones continuas

Como medida de fiabilidad de las funciones continuas se utilizó el ICC(1,1), según el procedimiento de cálculo descrito en el punto 3.6.4.3, utilizado para obtener la variable Rep_asc. Así se obtuvo un ICC funcional (ICC_{func}) por sujeto. El análisis de las diferencias en la distribución del ICC_{func} entre los tres métodos de representación se llevó a cabo mediante el test de Friedman y con una comparación por pares posterior mediante el estadístico de Wilcoxon.

Repetibilidad de las variables discretas

La repetibilidad de las variables escalares se estimó mediante tres estadísticos: el ICC, el SEM y el Coeficiente de Variación (CV) del SEM.

Como medida de fiabilidad se utilizó el ICC (1,1), ya que el único factor a considerar en el sujeto siendo idénticas las condiciones de registro y cálculo de las cinco repeticiones analizadas (Weir, 2005). De este modo, se calculó la fiabilidad de cada variable a partir de los resultados de un ANOVA de medidas repetidas, donde la repetición del gesto se introdujo como un factor intrasujeto con 5 niveles. A partir de los resultados del análisis de la varianza, se calculó el ICC(1,1) según la siguiente fórmula:

$$ICC_{mv} = \frac{SCS_{mv} - SCE_{mv}}{SCS_{mv} + (r - 1) \times SCE_{mv}} \quad (3.16)$$

donde ICC_{mv} es la fiabilidad de la variable v calculada con el método de representación m, para la muestra de sujetos del estudio; SCS_{mv} es la suma de cuadrados entre los sujetos; SCE_{mv} es la suma de cuadrados intrasujetos; r es el número de repeticiones realizadas, r = 5 para todos los sujetos del estudio.

El ICC proporciona una medida relativa de la fiabilidad, tomando valores entre 0 y 1. Para la interpretación de los resultados se utilizó la siguiente escala: ICC > 0,80, fiabilidad muy alta; 0,60 – 0,79, moderadamente alta; 0,40 – 0,59, moderada y < 0,40, baja fiabilidad (Jaspers *et al.*, 2011).

Como medida de concordancia se utilizó el error estándar de medida. El SEM se estimó como la raíz cuadrada de la suma de cuadrados del error del ANOVA de medidas repetidas (Weir, 2005). A partir de los términos de la ecuación (3.16):

$$SEM_{mv} = \sqrt{SCE_{mv}} \quad (3.17)$$

donde SEM_{mv} es la error estándar de medida de la variable v calculada con el método de representación m, para la muestra de sujetos del estudio; SCE_{mv} es la suma de cuadrados intrasujetos obtenida del ANOVA de medidas repetidas.

El SEM da un valor absoluto del error de la medida. El Coeficiente de Variación del SEM (CV_{SEM}) complementa la información dada por el SEM al dar un orden de magnitud del error en relación con el tamaño de la variable a la que hace referencia. Se calculó como el ratio entre el SEM y el valor medio de la variable examinada:

$$CV_{SEM_{mv}} = 100 \times \frac{SEM_{mv}}{\bar{X}_{mv}} \quad (3.18)$$

donde $CV_{SEM_{mv}}$ es el CV del SEM_{mv} de la variable v calculada con el método de representación m , para la muestra de sujetos del estudio; \bar{X}_{mv} es el valor medio de la variable v y el método m .

3.7.2. Reproducibilidad del procedimiento de medida

El presente estudio se llevó a cabo con los siguientes objetivos:

1. Determinar si los resultados del procedimiento de medida son reproducibles entre días y entre observadores. Este estudio es necesario cuando se pretende analizar de forma conjunta medidas realizadas en entornos diferentes, como las medidas del GC y del GP en la presente investigación.
2. Cuantificar el error del procedimiento de medida, para cada una de las variables de estudio. Ello es necesario para poder interpretar las diferencias entre las medidas realizadas a un sujeto o entre sujetos.

Los cálculos se realizaron para el ángulo de elevación y la velocidad de elevación en las fases de ascenso y de descenso ($\beta_{asc}(t), \beta_{des}(t), \dot{\beta}_{asc}(t), \dot{\beta}_{des}(t)$) calculados con la secuencia XZ'Y'', seleccionada a partir de los resultados de repetibilidad de los métodos de representación.

3.7.2.1. Diseño del estudio de reproducibilidad

La muestra de estudio la constituyeron los 15 sujetos del GF, cuyas características fueron descritas en el punto 3.5.1.

El análisis de la reproducibilidad se realizó con la colaboración de dos observadores fisioterapeutas que realizaron dos sesiones de medida de valoración funcional de hombro con un espacio de tiempo entre ellas de 8-10 días. A todos los sujetos se les dijo que podían realizar sus tareas cotidianas de forma habitual entre las dos sesiones de medida.

Tras un periodo de tiempo de familiarización, en la primera sesión se realizaron dos mediciones idénticas al mismo sujeto. De forma contrabalanceada se determinó el orden en que los observadores realizaron las mediciones, así, el primer sujeto de los 15 que se midieron, fue valorado por el observador 1 y se fue alternando con el observador 2 a lo largo de las valoraciones de todos los sujetos. En esta sesión cada uno de los observadores tenía que realizar la valoración completa, lo que incluía la colocación del sujeto en la silla, el ajuste de la misma, así como la adaptación de la mesa, la colocación de los marcadores y estructuras de fijación, la colocación de la posición de partida, el registro del movimiento y finalmente la instrucción sobre la ejecución de los gestos a analizar. Entre la medida uno y la medida dos se dejó un espacio de tiempo de cinco minutos para que el paciente pudiese levantarse de la silla de valoración y descansar. Al finalizar el periodo de descanso, el observador 2 empezaba la medición desde el principio.

En la segunda sesión, los sujetos fueron medidos siempre por el mismo observador, el número 2. En esta sesión, se realizaba la valoración completa, tal y como se ha indicado en el párrafo anterior.

De esta manera se realizaron tres análisis diferentes de la reproducibilidad del procedimiento de medida:

1. **Reproducibilidad entre observadores, en el día (2obs1día):** reproducibilidad de las medidas realizadas por los dos observadores diferentes en el mismo día.
2. **Reproducibilidad entre días (1obs2días):** reproducibilidad de las medidas realizadas por el mismo observador en dos días diferentes.
3. **Reproducibilidad entre días y entre observadores (2obs2días):** reproducibilidad de las medidas realizadas por los dos observadores diferentes en dos días diferentes.

3.7.2.2. Análisis de los datos

Se analizó, por una parte, la reproducibilidad de las variables discretas definidas en el punto 3.6.4 y, por otra, la reproducibilidad de las curvas del ángulo de elevación y la velocidad angular correspondiente, en las fases de ascenso y de descenso.

Reproducibilidad de las funciones continuas

Para analizar la reproducibilidad de las curvas de ángulo y velocidad angular se utilizó el Coeficiente de Correlación Múltiple (CMC), como estimador de la fiabilidad del procedimiento de medida. Se utilizó un procedimiento en dos pasos, análogo al empleado en estudio precedentes (Garofalo *et al.*, 2009; Parel *et al.*, 2012) :

1. Evaluar la consistencia de las medidas de cada sujeto en cada sesión de medida. Para ello se utilizó el CMC1 (3.19)
2. Descartar del estudio aquellos sujetos que no tuvieran una consistencia intrasesión alta (CMC1 < 0,85)
3. Calcular la fiabilidad entre valoradores y entre días utilizando el CMC2 (3.20)

$$CMC1 = \sqrt{1 - \frac{\frac{\sum_{i=1}^O \sum_{j=1}^R \sum_{k=1}^A (Y_{ijk} - \bar{Y}_{ik})^2}{OA(R-1)}}{\frac{\sum_{i=1}^O \sum_{j=1}^R \sum_{k=1}^A (Y_{ijk} - \bar{Y})^2}{O(RA-1)}}} \quad (3.19)$$

Dónde: k = 1..A (A = 100) es el número de puntos de la curva. j = 1..R (R = 5) es el número de repeticiones realizadas por cada observador. i = 1..O (O = 2) diferencia entre las curvas obtenidas por cada observador. Y_{ijk} es el valor de la variable en el punto k, en la repetición j, obtenido por el observador i. Y_{ik} es la media de los valores obtenidos por el observador i en el instante k en todas las repeticiones. Y es la gran media de todas las curvas de todos los observadores.

$$CMC2 = \sqrt{1 - \frac{\frac{\sum_{i=1}^O \sum_{j=1}^R \sum_{k=1}^A (Y_{ijk} - \bar{Y}_k)^2}{A(OR - 1)}}{\frac{\sum_{i=1}^O \sum_{j=1}^R \sum_{k=1}^A (Y_{ijk} - \bar{Y})^2}{(ORA - 1)}}} \quad (3.20)$$

Dónde: $k = 1..A$ ($A = 100$) es el número de puntos de la curva. $j = 1..R$ ($R = 5$) es el número de repeticiones realizadas por cada observador. $i = 1..O$ ($O = 2$) diferencia entre las curvas obtenidas por cada observador. Y_{ijk} es el valor de la variable en el punto k , en la repetición j , obtenido por el observador i . Y_k es la media de los valores obtenidos por el observador i en el instante k en todas las repeticiones. Y es la gran media de todas las curvas de todos los observadores.

El CMC proporciona una medida relativa de la fiabilidad, tomando valores entre 0 y 1. Para la interpretación de los resultados se utilizó la siguiente escala (Jaspers *et al.*, 2011): $CMC > 0,95$ excelente; $0,85 - 0,95$, muy bueno; $0,75 - 0,85$, bueno; $0,65 - 0,75$, moderado y $CMC < 0,65$, pobre.

Reproducibilidad de las variables discretas

El primer paso de este estudio consistió en analizar la existencia errores sistemáticos entre las sesiones de medida. Por ejemplo, una formación inadecuada de los valoradores o un efecto aprendizaje en los sujetos evaluados introduciría un sesgo en los resultados obtenidos entre cada sesión de medida. Se utilizó el MANOVA de medidas repetidas para estudiar el efecto sobre las variables discretas en las siguientes condiciones:

1. Medida 1 frente a medida 2. Valora el efecto del orden de la medida, pero no del valorador ya que fue aleatorizado para cada sujeto.
2. Valorador 1 frente a Valorador 2, en el mismo día. Valora el efecto del valorador, si bien el orden de las medidas en el día fue diferente para cada sujeto.
3. Valorador 1 entre días. Valora si existen cambios debidos a la realización de la medida en días distintos.
4. Valorador 1 frente a Valorador 2, en días distintos. Valora el efecto del valorador, sumado a la variabilidad entre días.

A continuación se procedió a calcular la reproducibilidad de las variables discretas. Debido a la orientación clínica del procedimiento de medida, la reproducibilidad se evaluó con medidas de concordancia y no con medidas de fiabilidad (Parel *et al.*, 2012; Weir, 2005). Éstas últimas dan un valor relativo de fiabilidad, referido a la muestra analizada (o una con características similares). En este caso se utilizó el SEM, obteniendo un valor absoluto del error del procedimiento de medida. Esto permite interpretar los resultados de muestras poblacionales diferentes a la incluida en el estudio de reproducibilidad, en nuestro caso particular las personas con lesión de hombro. El SEM se calculó aplicando la definición de la ecuación (3.17). A partir del SEM se obtuvo el Mínimo Cambio Detectable (MCD), mediante la siguiente fórmula (Weir, 2005):

$$MCD = SEM \times 1,96 \times \sqrt{2} \quad (3.21)$$

Los cálculos se repitieron tres veces para obtener la reproducibilidad en las tres condiciones analizadas, obteniendo como resultado las variables en la tabla 3.6. Para facilitar la interpretación de los resultados, también se calculó la media y la desviación típica de las diferencias entre las sesiones de medida para cada sujeto (Meldrum, Shouldice, Conroy, Jones y Forward, 2014).

La tabla 3.6 muestra, a modo de resumen, las variables utilizadas en el estudio de reproducibilidad del procedimiento de medida.

Tabla 3.6: Variables utilizadas en el estudio de reproducibilidad del procedimiento de medida

Análisis	Reproducibilidad funciones continuas	Reproducibilidad variables discretas
2obs1dia	CMC ₂₁	SEM ₂₁ ; MCD ₂₁
1obs2dias	CMC ₁₂	SEM ₁₂ ; MCD ₁₂
2obs2dias	CMC ₂₂	SEM ₂₂ ; MCD ₂₂

2obs1día: dos observadores en el mismo día; 1obs2días: un observador en dos días diferentes; 2obs2días: dos observadores en dos días diferentes. El CMC calculado corresponde a la formulación CMC2

3.7.3. Cálculo de valores de referencia y patrones de normalidad

En la práctica clínica es habitual el uso de valores de referencia de la población sana, que sirven de comparación durante la valoración y seguimiento de los pacientes (M. H. Schwartz *et al.*, 2004). Cuando se definen referencias basadas en curvas, en lugar de variables discretas, suelen denominarse patrones de normalidad. En el presente trabajo, los valores de referencia de las variables discretas y los patrones de normalidad se calcularon en base a los resultados del grupo control.

En el apartado de resultados se presenta la tabla con los descriptivos de las variables cinemáticas del GC y las gráficas correspondientes a las curvas promedio y las bandas de normalidad. La utilidad de estas gráficas radica en que permiten valorar, de forma visual, si las curvas de un nuevo sujeto son estadísticamente diferentes a la población con las que calcularon las bandas de normalidad, en este caso la población normal (Cutti *et al.*, 2014). El ancho de las bandas suele establecerse para que cualquier sujeto seleccionado de forma aleatoria de entre la población en estudio esté incluido en ellas, con una probabilidad del 95% (Duhamel *et al.*, 2004).

El cálculo de las curvas se ha realizado según los siguientes procedimientos.

Variables representadas en función del tiempo

La curva media se calculó como el promedio de todas las curvas del grupo a representar. Las bandas de normalidad alrededor de la media se calcularon para cada punto asumiendo una distribución normal de la población y una confianza del 95%. A continuación se presentan las fórmulas utilizadas para los cálculos.

$$M_i = \frac{\sum_{s=1}^n \sum_{j=1}^5 x_{ij}}{n \times 5} \quad (3.22)$$

$$DE_i = \sqrt{\frac{\sum_{s=1}^n \sum_{j=1}^5 (M_i - x_{ij})^2}{n \times 5}} \quad (3.23)$$

Donde x es una curva con 101 muestras; M_i es la media de la muestra i de la curva x , para las 5 repeticiones de los n sujetos; DE_i es la desviación estándar de la muestra i de la curva x , para las 5 repeticiones de los n sujetos.

$$BN_{\text{sup}(95\%)} = M_i + 1,96 \times DE_i \quad (3.24)$$

$$BN_{\text{inf}(95\%)} = M_i - 1,96 \times DE_i \quad (3.25)$$

Donde $BN_{\text{sup}(95\%)}$ es el valor de la banda de normalidad superior para la muestra i , para un nivel de confianza del 95%; $BN_{\text{inf}(95\%)}$ es el valor de la banda de normalidad inferior para la muestra i , para un nivel de confianza del 95%.

3.7.4. Análisis estadístico de los resultados de la valoración cinemática y clínica

Para la realización del estudio estadístico descriptivo los datos se presentaron utilizando la media, la desviación típica, el mínimo, el máximo y los intervalos de confianza al 95%.

Para todas las agrupaciones de datos, según los diferentes factores empleados, se comprobó el supuesto de normalidad mediante el estadístico Shapiro-Wilk.

La comprobación del supuesto de homocedasticidad para analizar la similitud entre varianzas de diferentes muestras se realizó mediante el test de Levene. No obstante, dado el tamaño de la muestra utilizada, hay que resaltar que pequeñas diferencias en el tamaño muestral de los diferentes grupos pueden indicar una violación del supuesto de homocedasticidad. Con la finalidad de comprobar adecuadamente este supuesto, en caso de obtener un test de Levene significativo ($p < 0,05$) se comprobó ésta además con el test Hartley's FMax.

Después de haber comprobado los supuestos, y dado que el análisis de datos requería de un estudio multi-factorial, se utilizaron pruebas paramétricas para realizar los diferentes análisis del presente trabajo.

Además, debido a que la muestra de patológicos se recogió en diversos centros (tal y como se explica en apartados anteriores) se realizó un estudio para comprobar la homogeneidad de las tres muestras. Se realizó un MANOVA en el que se analizó la influencia del centro en las variables antropométricas recogidas y en las variables cinemáticas.

Con respecto a la cinemática del hombro se realizaron tres estudios: el primero sobre la caracterización de los sujetos sanos, el segundo para la comparación entre sanos y patológicos y el tercero para la caracterización de los sujetos patológicos según diagnóstico clínico y según su nivel de funcionalidad.

Para el análisis de los sujetos sanos se realizaron dos análisis. En el primero se realizó un MANOVA de cuatro factores con dos niveles cada uno de ellos: (i) grupo de edad (\leq de 45 años y $>$ de 45 años), (ii) género (hombres y mujeres), (iii) Carga (250 g y 1 kg) y (iv) Dominancia (dominante y no dominante). Después de haber comprobado que no existía un efecto de la dominancia, y con la finalidad de incrementar el tamaño muestral para aumentar la potencia estadística del estudio, se llevó a cabo el segundo análisis con la misma metodología y añadiendo los 15 sujetos del GF descrito en el apartado 3.5.1 pero con los factores, género, carga y edad y sin el factor dominancia.

En el segundo estudio se observaron las diferencias entre sujetos patológicos y sujetos sanos. Descartados los factores categorías de edad y género, este estudio se realizó mediante un MANOVA de dos factores con dos niveles cada uno: grupo (sanos y patológicos) y carga (250 g y 1 kg).

Finalmente, en la muestra de personas con patología de hombro se realizaron dos análisis con el fin de valorar la utilidad del procedimiento desarrollado en la práctica clínica.

Para el primer estudio se clasificó la muestra en dos niveles de funcionalidad según la escala DASH. Para comprobar si estos niveles de funcionalidad obtienen resultados cinemáticos diferentes se realizó un MANOVA factorial con el factor entresujetos categoría DASH (2 categorías: 2 y 3) y el intrasujetos carga (2 categorías: 250 g y 1 kg). Asimismo, se comprobó si el grado de funcionalidad de los pacientes condicionaba los resultados de las herramientas clínicas (i.e. cuestionarios, dinamometría portátil y goniometría) mediante una t de Student de medidas independientes.

En el segundo análisis se dividió la muestra en dos entidades clínicas distintas: tendinitis y rotura. Para analizar las diferencias en las variables cinemáticas según estas dos lesiones se realizó un MANOVA factorial con el factor entresujetos diagnóstico (2 categorías: tendinitis y rotura) y el intrasujetos carga (2 categorías: 250 g y 1 kg). Además, con la finalidad de conocer si las herramientas clínicas mencionadas reflejaban diferencias según si se padecía una lesión o la otra, se compararon los resultados obtenidos de ambos grupos con una t de Student de medidas independientes.

Finalmente se analizó, en el grupo de personas con lesión de hombro la relación entre las variables cinemáticas y el dolor experimentado (medido con la EVA) mediante un test de correlación de Pearson.

El nivel de significación se fijó en $p = 0,05$.

En la tabla 3.7 se presenta un resumen de los diferentes análisis estadísticos que se han llevado a cabo para cada grupo muestral.

Tabla 3.7: Resumen del análisis estadístico

Muestra	Objetivos	Técnica estadística	Factores	Variables dependientes
Grupo control (subgrupo fiabilidad)	Comparar la fiabilidad y el error absoluto de los tres métodos de representación del movimiento (grupo de fiabilidad)	- ICC _{func} - Test de Friedman		Funciones continuas de los ángulos de ascenso y descenso con 250 g, obtenidas con cada método
	Medir la reproducibilidad del procedimiento de medida, entre días y entre observadores	- ICC - SEM - CV _{SEM}		Rangos del plano de elevación y rotación axial y elevación máxima con 250 g, obtenidos con cada método
Grupo control (subgrupo sanos)	Explorar el efecto del factor dominancia	- CMC1 - CMC2		Funciones continuas de los ángulos y velocidades angulares de ascenso y descenso con 250 g y 1 kg
		- SEM - MCD		Variables cinemáticas
Grupo control (subgrupo sanos)	Explorar el efecto del factor dominancia	- MANOVA factorial mixto	- Dominancia - Carga - Edad - Sexo	Variables cinemáticas
		- Correlación de Pearson		Edad y diferencias en entropía y diferencias en velocidad máxima de ascenso.
Grupo control	Caracterizar el grupo de personas sin lesión de hombro	- MANOVA factorial mixto	- Carga - Edad - Sexo	Variables cinemáticas
Grupo patológico	Comprobar la homogeneidad de las muestras de patológicos de los 3 centros	- MANOVA de medidas independientes	- Centro (3 grupos independientes)	Variables antropométricas y cinemáticas
	Estudiar la relación entre las variables cinemáticas y el dolor experimentado	- Correlación de Pearson		Dolor y variables cinemáticas
	Analizar las diferencias entre los pacientes con grado de funcionalidad 2 y 3	- MANOVA factorial mixto - T de Student de medidas independientes	- Categoría funcionalidad (2 niveles) - Carga - Categoría funcionalidad (2 niveles)	Variables cinemáticas Variables clínicas (cuestionarios, dinamometría portátil y goniometría)
	Analizar las diferencias entre los pacientes con tendinitis y rotura	- MANOVA factorial mixto - T de Student de medidas independientes	- Diagnóstico (2 niveles: tendinitis y rotura) Carga - Diagnóstico (2 niveles: tendinitis y rotura)	Variables cinemáticas Variables clínicas (cuestionarios, dinamometría portátil y goniometría)
Grupo control vs. patológico	Analizar las diferencias entre personas con y sin lesión de hombro	- MANOVA factorial mixto	- Grupos (sanos y patológicos) - Carga	Variables cinemáticas

Capítulo 4

Resultados

4.1. Comparación de los métodos de representación del movimiento

En este apartado se presentan los resultados del estudio de repetibilidad de los métodos de representación física del movimiento del hombro. Se calculó la fiabilidad y la concordancia de las curvas angulares y de las variables discretas obtenidas con cada método con la finalidad de seleccionar aquel que introdujera un menor error en la medida.

4.1.1. Descripción de la muestra

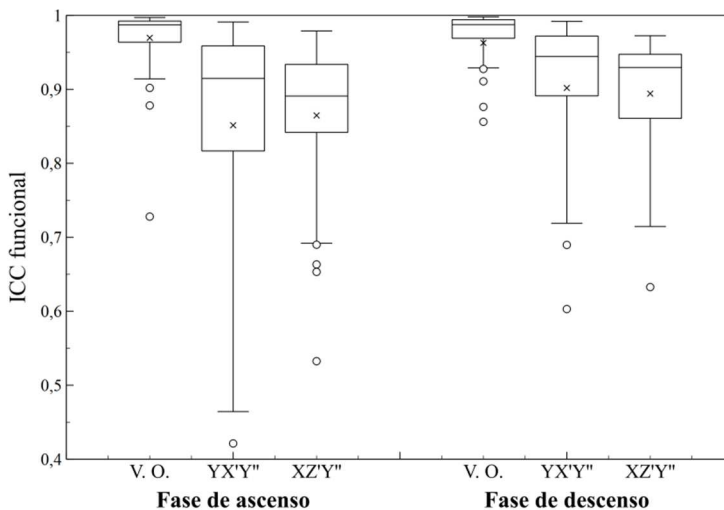
El subgrupo de la muestra utilizado para la comparación de los métodos de representación del movimiento estuvo formado por los 15 sujetos sanos pertenecientes al GF, 8 hombres y 7 mujeres, con una media (DE) de edad de 45,73 (5,59) años, siendo en mujeres de 47,00 (3,74) años y en hombres de 44,63 (6,89).

El índice de masa corporal del grupo fue de 23,98 (1,62), siendo en mujeres de 24,15 (1,35) y en hombres de 23,83 (1,90).

4.1.2. Repetibilidad de las funciones continuas

Se calculó la fiabilidad de las curvas del plano de elevación, elevación y rotación axial en las fases de elevación y descenso para cada método de representación.

La figura 4.1 muestra la distribución en la muestra de los resultados del ICC_{func} del ángulo del plano de elevación, calculado a partir de las curvas obtenidas con cada uno de los tres métodos de representación.

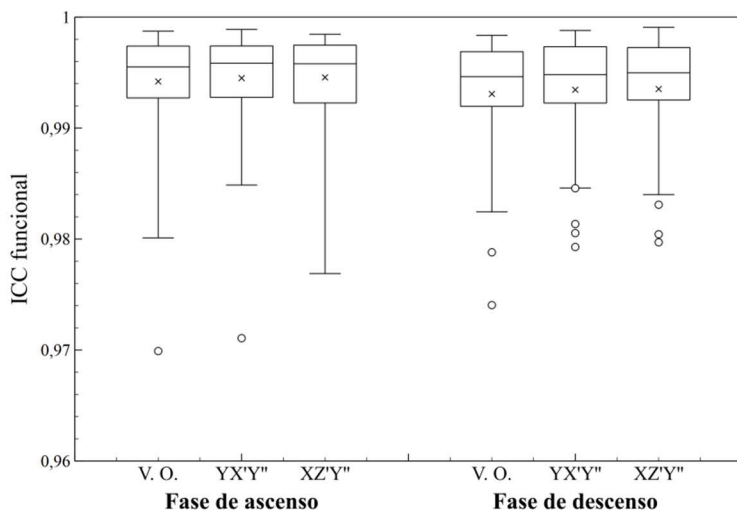


* V.O.: Vector orientación; YX'Y'': Euler YX'Y''; XZ'Y'': Euler XZ'Y''; x: media de la distribución

Figura 4.1: Distribución de los resultados del ICC_{func} del ángulo del plano de elevación para los tres métodos de representación analizados

Como se observa en la figura 4.1, los tres métodos obtuvieron una fiabilidad media muy alta ($> 0,80$) en la representación del plano de elevación, tanto en la fase de ascenso como en la de descenso. De los tres, el vector orientación obtuvo los mejores resultados observándose, además, una elevada dispersión de los resultados en los ángulos calculados con las secuencias de Euler.

La figura 4.2 muestra la distribución de los resultados del ICC_{func} del ángulo de elevación, calculado a partir de las curvas obtenidas con cada uno de los tres métodos de representación.

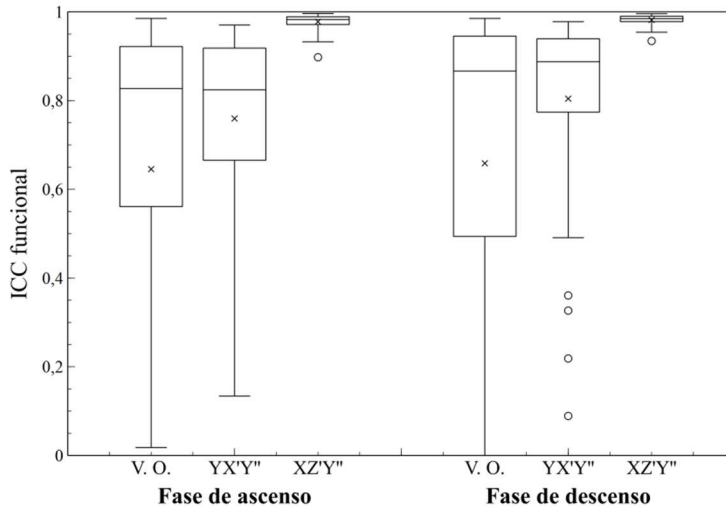


* V.O.: Vector orientación; YX'Y'': Euler YX'Y''; XZ'Y'': Euler XZ'Y''; x: media de la distribución

Figura 4.2: Distribución de los resultados del ICC_{func} del ángulo de elevación para los tres métodos de representación analizados

Los resultados del ICC calculado para el ángulo de elevación con los tres métodos fueron superiores a 0,99. Así, la fiabilidad en la representación del ángulo principal del movimiento es indiscutible en los tres casos.

La figura 4.3 muestra la distribución de los resultados del ángulo de rotación axial, calculado a partir de las curvas obtenidas con cada uno de los tres métodos de representación.



* V.O.: Vector orientación; YX'Y'': Euler YX'Y''; XZ'Y'': Euler XZ'Y''; x: media de la distribución

Figura 4.3: Distribución de los resultados del ICC_{func} del ángulo rotación axial para los tres métodos de representación analizados

La fiabilidad obtenida en la representación de la rotación axial resultó la más variable entre los métodos. Se obtuvo una fiabilidad muy elevada en la secuencia de Euler XZ'Y'' mientras que con el vector orientación y la secuencia de Euler YX'Y'' la fiabilidad promedio de la muestra fue alta, pero con valores muy dispersos en la muestra incluyendo sujetos con baja fiabilidad.

La tabla 4.1 presenta los resultados del test de Friedman realizado para contrastar la hipótesis nula de que no existían diferencias en el ICC_{func} entre los tres métodos de representación. Con la finalidad de comparar entre qué pares de métodos de representación se encontraban las diferencias se utilizó el test de Wilcoxon. El nivel de significación del test de Wilcoxon se ajustó con una aproximación de Bonferroni.

Tabla 4.1: Análisis comparativo de la fiabilidad de los tres métodos de representación

	Orientación vs YXY vs XZY	Orientación vs YXY	Orientación vs XZY	YXY vs XZY
	p Friedman	p Wilcoxon	p Wilcoxon	p Wilcoxon
$\alpha_{asc}(t)$	<0,01**	<0,01**	<0,01**	0,52
$\alpha_{des}(t)$	<0,01**	<0,01**	<0,01**	0,09
$\beta_{asc}(t)$	0,34	0,18	0,32	0,91
$\beta_{des}(t)$	<0,01**	0,02	<0,01*	0,67
$\gamma_{asc}(t)$	<0,01**	0,20	<0,01**	<0,01**
$\gamma_{des}(t)$	<0,01**	0,18	<0,01**	<0,01**

$\alpha_{asc}(t)$ es el ángulo del plano de elevación en ascenso; $\alpha_{des}(t)$ es el ángulo del plano de elevación en descenso; $\beta_{asc}(t)$ es el ángulo de elevación en ascenso; $\beta_{des}(t)$ es el ángulo de elevación en descenso; $\gamma_{asc}(t)$ es el ángulo del plano de elevación en ascenso; $\gamma_{des}(t)$ es el ángulo del plano de elevación en descenso; *: nivel de significación = 0,05; **: nivel de significación = 0,01

A la vista de los resultados del test de Friedman (tabla 4.1), se confirman como significativas las diferencias que se observadas en los gráficos de distribución del ICC. El vector de orientación es el método de representación con mayor fiabilidad para el plano de elevación mientras que la secuencia de Euler XZ'Y'' es significativamente más fiable en la representación de la rotación axial.

Asimismo, en la fase de descenso del ángulo de elevación aparece una diferencia significativa entre el cálculo con el vector orientación y la secuencia XZ'Y'', siendo la fiabilidad de esta última mayor. Sin embargo, en ambos casos la fiabilidad es casi perfecta.

4.1.3. Repetibilidad de las variables discretas

En este apartado se presentan los resultados del estudio de repetibilidad de las variables discretas, para los tres métodos de representación. La tabla 4.2 muestra la media y la desviación típica de las variables discretas, obtenidas con cada método de representación.

Tabla 4.2: Descriptivo de las variables discretas con los tres métodos de representación

	Vector Orientación		Euler YX'Y''		Euler XZ'Y''	
	M	DE	M	DE	M	DE
$\Delta\alpha$	70,4°	31,0	33,6°	14,6	15,3°	5,1
β_{\max}	162,9°	6,4	159,7°	6,0	169,4°	5,3
$\Delta\gamma$	23,7°	10,5	27,0°	15,0	62,8°	11,0

La tabla presenta los descriptivos del grupo analizado; la media (M), desviación estándar (DE); $\Delta\alpha$ es el rango en el plano de elevación; β_{\max} es el ángulo máximo de elevación; $\Delta\gamma$ es el rango de rotación axial;

En el descriptivo de las variables discretas se comprueba como el ángulo de elevación máxima calculado con las tres representaciones es muy similar. Sin embargo, los rangos de movimiento en los planos secundarios del movimiento obtenidos por los métodos difieren en gran medida.

En la tabla 4.3 se presentan los resultados de las medidas de fiabilidad y concordancia utilizadas, calculadas para las variables obtenidas con cada método de representación.

Tabla 4.3: Resultados del estudio de repetibilidad de las variables discretas con los tres métodos de representación

	Vector Orientación			Euler YX'Y''			Euler XZ'Y''		
	ICC	SEM	CV _{SEM}	ICC	SEM	CV _{SEM}	ICC	SEM	CV _{SEM}
$\Delta\alpha$	0,97	5,7°	8,1%	0,86	5,4°	16,1%	0,78	2,3°	15,2%
β_{\max}	0,92	1,8°	1,1%	0,90	1,9°	1,2%	0,87	1,8°	1,1%
$\Delta\gamma$	0,88	3,5°	14,6%	0,87	5,2°	19,2%	0,91	3,3°	5,3%

$\Delta\alpha$ es el rango en el plano de elevación; β_{\max} es el ángulo máximo de elevación; $\Delta\gamma$ es el rango de rotación axial; ICC es el coeficiente de correlación intraclase; SEM es el error estándar de medida; CV_{SEM} es el coeficiente de variación del SEM.

Como puede observarse, la fiabilidad de las variables discretas calculada con el ICC resultó muy alta para todos los casos, con la excepción del rango del plano de elevación con la secuencia XZ'Y'' que resultó moderadamente alta. Al revisar los resultados del SEM, se comprueba que la secuencia XZ'Y'' es la mejor en los tres planos del movimiento en términos de error absoluto. El CV del SEM, indicaría un mejor resultado del vector Orientación en el plano de elevación y de la secuencia XZ'Y'' para la rotación axial. Los peores resultados son, en general, para la secuencia YX'Y'', que en ningún parámetro resulta más repetible que las otras dos alternativas.

Considerando que el procedimiento de medida desarrollado es para uso clínico, el menor error absoluto (SEM) y mayor interpretación clínica de los resultados de la secuencia X'ZY'' frente al vector orientación hace al primer método más adecuado para la finalidad del presente trabajo.

4.2. Reproducibilidad del procedimiento de medida

En este punto se presentan los resultados del estudio de reproducibilidad del procedimiento de medida entre días y con distintos valoradores. Los cálculos cinemáticos que se presentan de aquí en adelante se realizaron utilizando la secuencia de Euler XZ'Y'', debido a los mejores resultados obtenidos en el estudio de reproducibilidad (punto 4.1). Asimismo se analizaron únicamente los movimientos en el plano principal del movimiento, no incluyendo en el estudio los ángulos del plano de elevación y la rotación axial.

4.2.1. Descripción de la muestra

La muestra utilizada en este estudio fue la misma que se empleó para la comparación de los métodos de representación del movimiento (GF), cuya descripción se efectuó en el punto 4.1.1. A cada sujeto de la muestra se le realizaron dos medidas de elevación humeral en el día por dos valoradores diferentes y un tercer análisis, transcurrido al menos un día, de nuevo por el observador 2.

4.2.2. Reproducibilidad de las funciones continuas

En el análisis de la consistencia de las medidas de cada sujeto en cada sesión de medida no se obtuvo ningún valor por debajo de umbral establecido (CMC1 < 0,85). De este

modo no se eliminó ningún registro y en el estudio de reproducibilidad de las funciones continuas se incluyeron los 15 sujetos del GF.

La tabla 4.4 muestra los resultados de fiabilidad (CMC2) obtenidos para las curvas de ángulo y velocidad angular de elevación, en las fases de ascenso y descenso con 250 g.

Tabla 4.4: Resultados del estudio de reproducibilidad de las curvas con 250 g

Elevación escapular con 250 g				
Análisis	$\beta_{asc}(t)$	$\beta_{des}(t)$	$\dot{\beta}_{asc}(t)$	$\dot{\beta}_{des}(t)$
CMC ₂₁	0,99 (0,00)	0,99 (0,00)	0,92 (0,02)	0,91 (0,02)
CMC ₁₂	0,99 (0,00)	0,99 (0,00)	0,91 (0,02)	0,91 (0,01)
CMC ₂₂	0,99 (0,00)	0,99 (0,00)	0,91 (0,03)	0,91 (0,01)

CMC₂₁ es el coeficiente de correlación múltiple para el análisis de 2 observadores el mismo día; CMC₂₁ para 1 observador en 2 días; CMC₂₂ para 2 observadores en 2 días; Para cada curva se muestra la media y la desviación estándar entre paréntesis.

La tabla 4.5 muestra los resultados de fiabilidad (CMC2) obtenidos para las curvas de ángulo y velocidad angular de elevación, en las fases de ascenso y descenso con 1 kg.

Tabla 4.5: Resultados del estudio de reproducibilidad de las curvas con 1 kg

Elevación escapular con 1 K				
Análisis	$\beta_{asc}(t)$	$\beta_{des}(t)$	$\dot{\beta}_{asc}(t)$	$\dot{\beta}_{des}(t)$
CMC ₂₁	0,99 (0,00)	0,99 (0,00)	0,89 (0,02)	0,90 (0,02)
CMC ₁₂	0,99 (0,00)	0,99 (0,00)	0,90 (0,02)	0,91 (0,01)
CMC ₂₂	0,99 (0,00)	0,99 (0,00)	0,90 (0,02)	0,91 (0,01)

CMC₂₁ es el coeficiente de correlación múltiple para el análisis de 2 observadores el mismo día; CMC₂₁ para 1 observador en 2 días; CMC₂₂ para 2 observadores en 2 días; Para cada curva se muestra la media y la desviación estándar entre paréntesis.

Los resultados indican una fiabilidad excelente ($> 0,95$) de todas las curvas angulares y muy buena para las curvas de velocidad ($> 0,85$), en las dos fases del movimiento y para los dos pesos manejados, en las tres condiciones estudiadas.

4.2.3. Reproducibilidad de las variables discretas

En este apartado se presentan los resultados del estudio de reproducibilidad de las variables cinemáticas. El primer paso consistió en estudiar si existían diferencias sistemáticas entre las sesiones de medida debidas al efecto del valorador o del tiempo.

De las comparaciones realizadas se encontraron diferencias exclusivamente en las velocidades máximas de ascenso y de descenso con 250 g, entre la medida 1 y la 2 del primer día. En concreto la Vmax_asc aumentó en la segunda sesión en relación a la primera una media de 26,36 %/s ($p < 0,01$) y la Vmax_des resultó 19,23 %/s mayor ($p < 0,05$). Estas diferencias no se reprodujeron en la medida con 1 kg. En el resto de

condiciones estudiadas, no se encontraron diferencias para ninguna variable, ni en el gesto con 250 g ni con 1 kg ($p > 0,05$).

Ante estos resultados se descartó la presencia de errores sistemáticos y se procedió a estudiar la variabilidad debida al valorador y al tiempo. En la tabla 4.6 se pueden ver los errores asociados al procedimiento de medida debidos al valorador, ya que compara las valoraciones realizadas por dos valoradores distintos el mismo día.

Tabla 4.6: Reproducibilidad del gesto de elevación escapular con 250 g y 1 kg. Resultados del estudio realizado con 2 observadores en 1 día

Variable	Elevación escapular con 250 g				Elevación escapular con 1 kg			
	M	DIF (DE)	SEM	MCD	M	DIF (DE)	SEM	MCD
Emax (°)	168,70	-2,01 (4,61)	3,26	9,04	168,74	0,10 (5,42)	3,83	10,61
CV_Emax (%)	0,88	-0,05 (0,53)	0,38	1,05	1,16	-0,11 (0,62)	0,44	1,21
Vmax_asc (°/s)	232,85	-6,15 (40,07)	28,33	78,54	220,94	-4,23 (27,94)	19,75	54,76
Vmax_des (°/s)	168,36	-4,14 (31,83)	22,51	62,39	158,03	-3,90 (16,23)	11,48	31,82
t_Vmax_asc (%)	39,92	0,43 (2,72)	1,92	5,33	41,36	-0,16 (2,26)	1,60	4,44
t_Vmax_des (%)	44,29	-1,39 (3,68)	2,60	7,21	43,71	-1,61 (3,66)	2,59	7,18
Correl_asc (n.u.)	0,98	0,01 (0,02)	0,01	0,04	0,98	0,00 (0,01)	0,01	0,02
Correl_des (n.u.)	0,98	0,00 (0,02)	0,01	0,04	0,98	0,01 (0,05)	0,03	0,09
Simetría (%)	4,86	-0,15 (2,12)	1,50	4,15	2,65	0,60 (2,40)	1,70	4,71
Rep_asc (n.u.)	0,95	-0,01 (0,05)	0,03	0,09	0,95	0,00 (0,03)	0,02	0,06
Rep_des (n.u.)	0,95	0,01 (0,03)	0,02	0,06	0,94	0,00 (0,03)	0,02	0,06
Entropía (n.u.)	0,16	0,00 (0,02)	0,01	0,04	0,17	-0,01 (0,05)	0,03	0,09

M es el promedio de la variable para las dos sesiones de medida. DIF es el promedio de las diferencias entre las medidas del observador 1 y el observador 2 para cada sujeto, entre paréntesis la desviación estándar (DE). SEM es el error estándar de medida. MCD es el mínimo cambio detectable

En la tabla 4.7 se pueden ver los errores asociados al procedimiento de medida debidos al tiempo, puesto que compara los resultados obtenidos por 1 valorador en 2 días diferentes.

Tabla 4.7: Reproducibilidad del gesto de elevación escapular con 250 g y 1 kg. Resultados del estudio realizado con 1 observador en 2 días

Variable	Elevación escapular con 250 g				Elevación escapular con 1 kg			
	M	DIF (DE)	SEM	MCD	M	DIF (DE)	SEM	MCD
E _{max} (°)	169,31	-3,24 (5,17)	3,66	10,13	170,02	-0,15 (5,66)	4,00	11,10
CV_E _{max} (%)	1,00	-0,29 (0,64)	0,45	1,25	1,19	0,05 (0,67)	0,47	1,31
V _{max_asc} (°/s)	237,21	-14,87 (37,38)	26,43	73,26	222,04	2,02 (15,48)	10,94	30,33
V _{max_des} (°/s)	175,21	-17,83 (33,62)	23,78	65,90	164,42	-8,88 (27,04)	19,12	53,00
t_V _{max_asc} (%)	41,11	-1,96 (3,84)	2,72	7,53	41,57	-0,27 (2,34)	1,66	4,59
t_V _{max_des} (%)	43,41	0,37 (4,66)	3,30	9,14	43,67	1,71 (4,23)	2,99	8,28
Correl _{asc} (n.u.)	0,98	0,01 (0,03)	0,02	0,06	0,98	0,00 (0,03)	0,02	0,05
Correl _{des} (n.u.)	0,97	0,01 (0,04)	0,03	0,07	0,98	0,00 (0,05)	0,03	0,10
Simetría (%)	4,95	-0,34 (2,12)	1,50	4,16	2,37	-0,03 (3,40)	2,41	6,67
Rep _{asc} (n.u.)	0,94	0,00 (0,06)	0,04	0,12	0,96	-0,01 (0,04)	0,03	0,07
Rep _{des} (n.u.)	0,95	0,02 (0,03)	0,02	0,05	0,94	0,00 (0,04)	0,03	0,08
Entropía (n.u.)	0,16	-0,02 (0,03)	0,02	0,07	0,16	0,02 (0,07)	0,05	0,13

M es el promedio de la variable para las dos sesiones de medida. DIF es el promedio de las diferencias entre las medidas del día 1 y del día 2 para cada sujeto, entre paréntesis la desviación estándar (DE). SEM es el error estándar de medida. MCD es el mínimo cambio detectable.

La tabla 4.8 muestra los errores del procedimiento de medida debidos a la acción conjunta del valorador y el tiempo, al comparar las medidas de 2 valoradores en 2 días.

Tabla 4.8: Reproducibilidad del gesto de elevación escapular con 250 g y 1 kg. Resultados del estudio realizado con 2 observadores en 2 días

Variable	Elevación escapular con 250 g				Elevación escapular con 1 kg			
	M	DIF (DE)	SEM	MCD	M	DIF (DE)	SEM	MCD
E _{max} (°)	170,32	-1,23 (5,88)	4,15	11,52	169,37	-1,16 (5,80)	4,10	11,37
CV_E _{max} (%)	1,03	-0,25 (0,58)	0,41	1,13	1,13	-0,06 (0,77)	0,54	1,51
V _{max_asc} (°/s)	240,28	-8,72 (38,50)	27,22	75,46	219,92	-2,20 (32,62)	23,06	63,93
V _{max_des} (°/s)	177,28	-13,68 (35,67)	25,22	69,90	162,47	-12,79 (28,21)	19,95	55,30
t_V _{max_asc} (%)	40,90	-2,39 (4,00)	2,83	7,84	41,49	-0,43 (2,91)	2,06	5,71
t_V _{max_des} (%)	44,11	1,76 (4,29)	3,04	8,42	42,86	0,09 (5,25)	3,71	10,29
Correl _{asc} (n.u.)	0,97	0,00 (0,04)	0,03	0,08	0,98	0,00 (0,03)	0,02	0,06
Correl _{des}	0,98	0,01 (0,03)	0,02	0,06	0,98	0,01 (0,02)	0,01	0,04
Simetría (%)	5,03	-0,18 (1,67)	1,18	3,28	2,67	0,57 (3,45)	2,44	6,75
Rep _{asc} (n.u.)	0,95	0,01 (0,08)	0,06	0,16	0,96	-0,01 (0,03)	0,02	0,06
Rep _{des} (n.u.)	0,94	0,01 (0,03)	0,02	0,06	0,94	0,00 (0,05)	0,04	0,11
Entropía (n.u.)	0,16	-0,02 (0,04)	0,03	0,08	0,16	0,02 (0,06)	0,04	0,12

M es el promedio de la variable para las dos sesiones de medida. DIF es el promedio de las diferencias entre las medidas del observador 1 y el observador 2 para cada sujeto, entre paréntesis la desviación estándar (DE). SEM es el error estándar de medida. MCD es el mínimo cambio detectable.

A la vista de los resultados se podría decir que los niveles de reproducibilidad son muy similares en las tres condiciones. A modo de ejemplo, el error estándar de medida del ángulo de elevación máxima entre las tres condiciones varía en menos de 1° , siendo el máximo error de $4,15^\circ$ cuando la valoración es realizada en días separados y por observadores distintos.

La magnitud del error del procedimiento de medida calculado en este apartado permite identificar, para cada variable, el umbral de variación que puede ser clínicamente relevante. Por ejemplo, para el ángulo de elevación máxima con 250 g el mínimo cambio detectable (MCD) indicaría que una diferencia entre dos valoraciones de un mismo sujeto superior a $11,52^\circ$ sería debida a cambios en su estado funcional con una probabilidad del 95% (tabla 4.8).

4.3. Estudio descriptivo del grupo control

En este apartado se describe el estudio sobre la caracterización de la muestra del grupo de personas sanas utilizado en el presente trabajo. Para ello se realizará una descripción de la muestra utilizada y se analizarán los aspectos más relevantes de los datos obtenidos de la valoración cinemática. Los resultados completos del estudio estadístico se presentan en el anexo E.

4.3.1. Cálculo del tamaño de la muestra

A continuación se muestran los cálculos realizados para estimar el tamaño de la muestra para este estudio descriptivo, según el procedimiento descrito en el punto 3.5.3.2. Para la realización de estos cálculos se utilizaron los resultados del estudio de reproducibilidad de las variables discretas, descritos en el apartado anterior.

Como variable de referencia para los cálculos se utilizó el ángulo de elevación máxima (E_{max}). La precisión esperada se equiparó al error estándar de medida obtenido en cada sesión. Finalmente, se fijó un nivel de confianza del 95%. Con estos parámetros de entrada, se aplicó la ecuación (3.1) para cada sesión de medida de la siguiente manera:

$$N_i^j = \frac{4 \cdot 1,96^2 \cdot DE_i^{j2}}{SEM_i^j} \quad (4.1)$$

Donde i es la sesión de medida ($1 < i < 3$) y j es el peso manejado (250 g o 1 kg). N_i^j es el tamaño de muestra calculado con los resultados de la sesión i con el peso j . DE_i^j es la desviación estándar de E_{max} en la sesión i con el peso j . SEM_i^j es el error estándar de medida de E_{max} en la sesión i con el peso j .

La tabla 4.9 muestra los datos utilizados y el resultado del cálculo en cada caso.

Tabla 4.9: Resultados del cálculo del tamaño de la muestra a partir de las medidas del ángulo de elevación máxima obtenidas en las tres sesiones del estudio de reproducibilidad

Medida	Emax con 250 g				Emax con 1 kg			
	M	DE	SEM	N	M	DE	SEM	N
Sesión 1	167,46°	3,26	4,65°	31,20	168,17°	3,83	4,15°	18,05
Sesión 2	169,94°	4,15	5,47°	26,67	169,31°	4,10	6,13°	34,34
Sesión 3	170,93°	3,66	4,59°	24,22	169,95°	5,80	6,26°	17,87

Emax es el ángulo máximo de elevación; M es el promedio de Emax para todos los sujetos en cada sesión de medida. DE es la desviación estándar. SEM es el error estándar de medida. N es el tamaño de la muestra calculado, para un nivel de confianza del 95%.

El tamaño mínimo de la muestra del grupo control (N_{GC}) se determinó como el máximo de los valores calculados:

$$N_{GC} = \max(N_i^j) = 34,34 \text{ sujetos}$$

Así, un tamaño de muestra de 35 sujetos permitiría calcular la media del ángulo de elevación máxima del GC, con una precisión de 6,13° y una confianza del 95%.

4.3.2. Descripción de la muestra

El grupo control estuvo formado finalmente por 58 sujetos sanos, 33 hombres y 25 mujeres, con una media (DE) de edad de 42,66 (11,55) años, siendo en mujeres de 44,12 (11,96) años y en hombres de 41,21 (11,25).

El índice de masa corporal del grupo fue de 25,12 (3,38), siendo en mujeres de 25,31 (3,92) años y en hombres de 24,98 (2,96).

4.3.3. Comprobación del efecto del factor dominancia en los sujetos sanos

Como paso previo a la caracterización de los sujetos sanos, se realizó un estudio para comprobar el posible efecto de la dominancia. De los 58 sujetos sanos valorados en el presente trabajo, sólo se registró el gesto de elevación de hombro bilateralmente en 43, que fueron los que se incluyeron en el análisis de la dominancia. Se realizó un MANOVA factorial con los factores intrasujeto carga y dominancia, y entre sujeto, categoría de edad y género.

Los resultados de los contrastes univariados indicaron diferencias únicamente en las variables $t_V_{max_asc}$, para el efecto aislado de la dominancia, y $t_V_{max_des}$, con respecto a la interacción dominancia x carga. No se encontraron diferencias en las interacciones de la dominancia con el género y con la edad.

Específicamente, el instante del pico de velocidad de ascenso se encontró adelantado un 1,55% de media en el hombro dominante, con respecto al no dominante. Este adelanto se produce de manera consistente tanto para la carga de 250 g, como para la de 1 kg, siendo las diferencias promedio entre los dos hombros de 1,98% y 1,09%, respectivamente. En la fase de descenso, el instante del pico de velocidad del hombro dominante con la carga de 250 g se produce más tarde que en el hombro dominante, concretamente un 1,81% en

promedio. Sin embargo, no aparecen diferencias entre los dos hombros con el manejo de 1 kg.

Si bien estos resultados podrían ser indicativos de un patrón de movimiento diferente en función de la dominancia, las diferencias encontradas en las variables t_{Vmax_asc} y t_{Vmax_desc} se consideraron aisladas y de pequeña magnitud. Con estos resultados, se concluyó que en la muestra de sujetos empleada en el presente trabajo no existía un efecto estadísticamente significativo de la dominancia ni de las interacciones de ésta con el resto de factores, tanto intrasujeto como intersujeto.

4.3.4. Análisis principal de los sujetos sanos

Una vez descartado el efecto de la dominancia en la ejecución del gesto de elevación humeral, se procedió a analizar el efecto del resto de factores en la población sana. El primer paso fue añadir a la muestra de estudio los 15 sujetos que formaron parte del análisis de fiabilidad. De este modo, se perseguía aumentar la potencia estadística al ampliar el tamaño muestral hasta 58 sujetos. El análisis presentado en este apartado se realizó a partir de las medidas de elevación escapular con el brazo dominante, que fue el registrado en el GF.

En este caso, el MANOVA factorial incluyó el factor intrasujetos carga y los factores entresujetos categoría de edad y género.

4.3.4.1. Análisis de los resultados del estudio estadístico

La tabla 4.10 muestra, a modo de resumen, los resultados significativos obtenidos en los contrastes univariados para los factores analizados y sus interacciones. Se presenta el tamaño del efecto para cada variable, expresado como la eta cuadrado parcial (η^2_p), y el nivel de significación. La interpretación del tamaño del efecto se realizó según la siguiente categorización: pequeño, $0,01 \leq \eta^2_p < 0,06$; mediano, $0,06 \leq \eta^2_p < 0,14$, grande, $\eta^2_p \geq 0,14$ (Gray y Kinnear, 2012). Los resultados detallados del MANOVA pueden consultarse en el anexo E.

Tabla 4.10: Resultados de los contrastes univariados del grupo control

	Carga	Sexo	Edad	Carga x Sexo	Carga x Edad	Sexo x Edad	Carga x Sexo x Edad
E _{max} (°)							
CV_E _{max} (%)						0,09*	
V _{max_asc} (°/s)	0,13**				0,10*		
V _{max_des} (°/s)	0,20**			0,14**			
t_V _{max_asc} (%)	0,09*						
t_V _{max_des} (%)							
Correl_asc (n.u.)							
Correl_des (n.u.)							
Simetría (%)							
Rep_asc (n.u.)							
Rep_des (n.u.)							
Entropía (n.u.)	0,12**				0,10*		

Los datos representan el tamaño del efecto, expresado mediante la eta cuadrado parcial. *: nivel de significación = 0,05; **: nivel de significación = 0,01.

A continuación se analizarán los resultados obtenidos para cada factor y las interacciones entre ellos.

Factor carga

Como se puede apreciar en la tabla 4.10 de contrastes univariados, de los factores que se incluyeron en el análisis estadístico del GC, la carga fue el factor que presentó un mayor número de variables dependientes significativas. Concretamente, el efecto de la carga resultó significativo para la velocidad máxima de la elevación humeral en el ascenso y en el descenso. La velocidad de ascenso con 1 kg resultó un 4,32% más baja en promedio que cuando el gesto se realizó con el mazo de 250 g. Del mismo modo, en el descenso la velocidad con 1 kg se redujo en un 6,51%. Además, el instante del pico de velocidad de ascenso se retrasó con el manejo de 1 kg un 0,93% del ciclo de elevación, si bien la significación es débil y el tamaño del efecto en esta variable ($\eta^2_p = 0,09$) es menor que en las velocidades. Por último, se observó un aumento de la entropía al levantar 1 kg, en relación a la elevación de 250 g.

Factor sexo

El género no tuvo, de forma aislada, influencia significativa sobre ninguna de las variables analizadas.

Factor edad

De igual manera tampoco se encontró influencia de la edad, como factor aislado, sobre de las variables de estudio.

Interacción de la carga y el sexo

Si bien no existieron diferencias entre hombres y mujeres en la velocidad de ejecución del movimiento, sí aparecieron entre estos, con el manejo de los pesos. En concreto la velocidad de descenso máxima con 1 kg en las mujeres fue un 11,58% más baja que con 250 g. En el caso de los hombres, la diferencia de la velocidad entre los pesos fue solo de un 1,59%. El tamaño del efecto es, en este caso, grande ($\eta^2_p = 0,14$). Sin embargo, el hecho de que la velocidad de ejecución del movimiento no fuera controlada podría restar peso a esta variable a la hora de utilizarla como discriminadora entre grupos. Por otra parte, en la fase de ascenso no se encontró un comportamiento distinto entre los sexos al manejar los dos pesos.

Interacción de la carga y la edad

Se encontró un efecto de la interacción entre la carga y la edad tanto para la velocidad máxima de ascenso como para la entropía. Concretamente, en las personas mayores de 45 años la velocidad máxima alcanzada al levantar la carga de 1 kg resultó un 7,95% más baja que con 250 g. Esto contrasta con los menores de 45 años, donde apenas existieron diferencias (0,54%).

En el caso de la entropía, también se apreció un efecto del peso levantado en las personas mayores de 45 años. La suavidad de la curva de velocidad en este grupo disminuyó al levantar 1 kg, encontrando un incremento de la entropía del 17,83% en comparación con el manejo de 250 g. Por el contrario, no se encontró influencia del peso en los menores de 45 años (3,26%).

Al asilar el factor carga, la entropía con 250 g resultó similar en los dos grupos de edad. Sin embargo, en la elevación con 1 kg se observó una entropía más alta en los mayores de 45 años en comparación con el grupo más joven. No obstante, aunque estas diferencias tendían a la significación, no se alcanzó el nivel prefijado de 0,05 ($p = 0,054$).

Interacción del sexo y la edad

Los resultados indicaron una reducción del coeficiente de variación de la elevación máxima en hombres mayores de 45 años, en relación al grupo más joven. En las mujeres, sin embargo, no se encontraron diferencias entre los grupos de edad para el CV_Emax, aunque resultó mayor en el grupo de más de 45. Derivado de esta aparente contradicción entre el comportamiento de los sexos, aparecieron diferencias entre los hombres y las mujeres mayores de 45 años.

Del resto de resultados, no aparecieron diferencias de esta interacción en ninguna otra variable relacionada con la variabilidad del movimiento. Este hecho, sumado a que el tamaño del efecto no fue elevado ($\eta^2_p = 0,09$) condujo a la conclusión de que se trataba de un resultado aislado, probablemente derivado de la configuración de la muestra de estudio.

Interacción de la carga, el sexo y la edad

La interacción de los tres factores analizados no tuvo influencia significativa sobre ninguna de las variables analizadas.

4.3.4.2. Valoración del efecto de los factores analizados en el GC

Tras el análisis de los resultados se determinó que el factor carga era el único que tenía un efecto significativo en la elevación humeral en el grupo de personas sanas. La magnitud de la carga influyó de forma aislada y en las interacciones con el sexo y con la edad en las variables relacionadas con la velocidad, no teniendo efecto en el rango ni en la variabilidad del movimiento.

En la interacción de la carga con la edad se obtuvieron, además, diferencias en la entropía. Los resultados serían indicativos de un menor control neuromuscular con el aumento de la edad y del peso levantado. Sin embargo, a nivel clínico los 45 años no suponen un umbral de corte que determine el inicio aproximado de problemas musculares y/o óseos que pudieran alterar la funcionalidad del hombro. Con el objetivo de cuantificar la influencia de la edad y su interacción con la carga, se calculó el coeficiente de correlación de Pearson entre la edad y la diferencia del resultado obtenido en cada variable al manejar los dos pesos (var(250 g) – var(1 kg)). Los resultados de las correlaciones indicaron que no existía una relación significativa entre la entropía y la edad ($r = -0,16$, $p > 0,05$) y sí una relación significativa pero débil entre la edad y la velocidad máxima de ascenso ($r = 0,27$, $p = 0,04$). Con estos resultados se decidió descartar el factor edad para el análisis del GP.

Con respecto al factor sexo, no tuvo influencia significativa de forma aislada sobre ninguna de las variables y, sólo al interactuar junto con los factores edad y carga, aparecieron diferencias en las variables CV_Emax y Vmax_des, respectivamente. Con estos resultados se concluyó que, en la muestra de personas sanas incluidas en la investigación, no existían diferencias entre los hombres y las mujeres al realizar el gesto de elevación escapular con 250 g y 1 kg.

4.3.5. Valores de referencia y patrones de normalidad

Dado que la mayoría de variables sobre la ejecución del movimiento no se vieron influenciadas por los dos factores entre-sujetos analizados (i.e. sexo y categoría de edad) se decidió realizar la caracterización de los sujetos normales como un único grupo teniendo en cuenta exclusivamente el factor intrasujetos carga.

4.3.5.1. Valores de referencia de la población normal

En la tabla 4.11 se presentan los valores de referencia de la población normal para las variables cinemáticas incluidas en el presente trabajo.

Tabla 4.11: Descripción de las variables obtenidas por el grupo control

	250 g			1 kg		
	Media (DE)	p5	p95	Media (DE)	p5	p95
E_{max} (°)	167,82 (7,15)	156,90	178,68	166,77 (8,37)	151,82	176,78
CV_E_{max} (%)	1,25 (0,88)	0,31	3,52	1,43 (0,87)	0,45	3,20
V_{max_asc} (°/s)	240,72 (63,37)	144,87	377,86	230,61 (62,74)	130,00	352,43
V_{max_des} (°/s)	188,19 (42,00)	124,98	259,26	178,09 (41,22)	117,11	249,37
t_V_{max_asc} (%)	40,16 (3,39)	33,99	46,66	41,18 (3,62)	34,98	49,01
t_V_{max_des} (%)	46,09 (4,94)	37,96	54,72	44,93 (5,22)	38,35	54,80
Correl_asc (n.u.)	0,98 (0,03)	0,93	1,00	0,97 (0,04)	0,90	1,00
Correl_des (n.u.)	0,96 (0,05)	0,85	1,00	0,95 (0,06)	0,80	1,00
Simetría (%)	3,44 (3,02)	-0,62	8,40	2,93 (3,70)	-0,53	8,84
Rep_asc (n.u.)	0,94 (0,03)	0,87	0,98	0,94 (0,07)	0,85	0,99
Rep_des (n.u.)	0,93 (0,06)	0,83	0,98	0,93 (0,04)	0,83	0,98
Entropía (n.u.)	0,16 (0,03)	0,12	0,21	0,17 (0,03)	0,11	0,31

La tabla presenta los descriptivos para el grupo control. Se muestra la media (M), desviación estándar (DE), el percentil 5 (p5) y el percentil 95 (p95), para las medidas realizadas sosteniendo la maza de 250 g y la de 1 kg.

Estos valores de referencia del grupo de personas sanas permitieron valorar si las repercusiones funcionales producidas por una lesión del hombro se ven reflejadas en cambios significativos en las variables cinemáticas calculadas en el presente trabajo.

4.3.5.2. Patrones de normalidad

En este punto se presentan las curvas promedio y las bandas de normalidad del grupo control. La comparación de las curvas generadas por un nuevo individuo con los patrones de normalidad permite identificar, de forma visual, alteraciones del movimiento a lo largo del ciclo de ejecución del gesto. Así, podría afirmarse con un 95% de confianza que un sujeto no pertenece a la población normal si el trazado de la curva registrada queda fuera de las bandas de normalidad.

Curvas características de la población sana con 250 g

En las gráficas siguientes se pueden observar las curvas características de la elevación humeral del GC con 250 g. La figura 4.4 muestra el patrón de normalidad del ángulo de ascenso con 250 g.

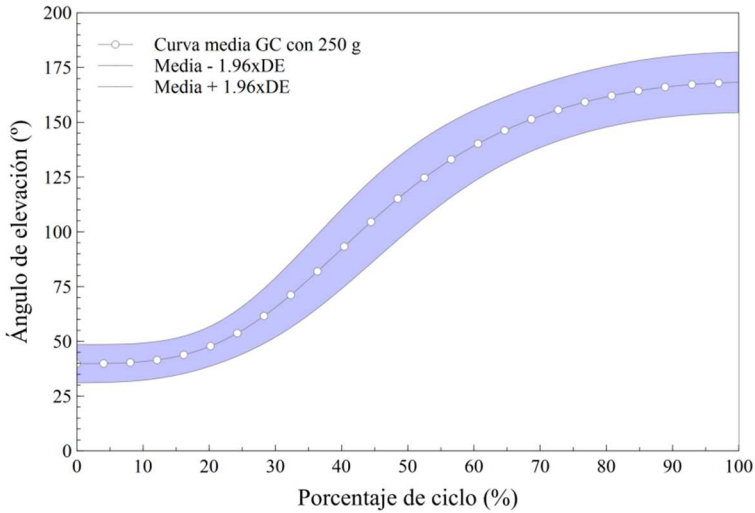


Figura 4.4: Curva media y bandas de confianza de la curva del ángulo de elevación en la fase de ascenso con 250 g

La figura 4.5 muestra el patrón de normalidad del ángulo de descenso con 250 g.

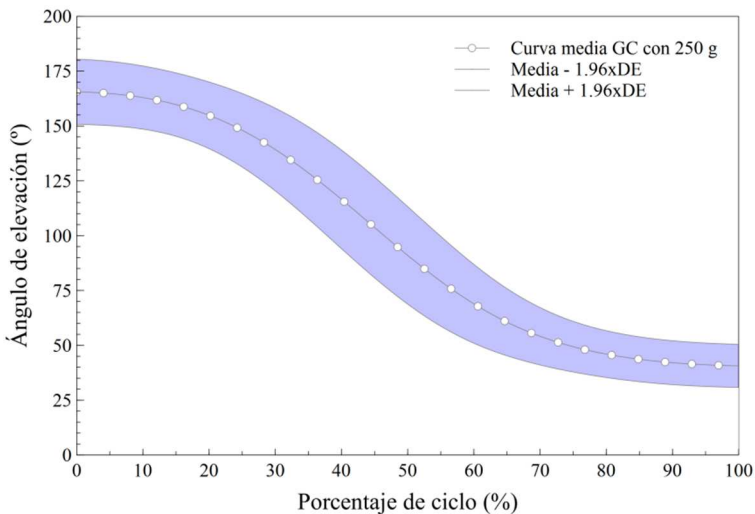


Figura 4.5: Curva media y bandas de confianza de la curva del ángulo de elevación en la fase de descenso con 250 g

La figura 4.6 muestra el patrón de normalidad del ángulo de ascenso con 250 g.

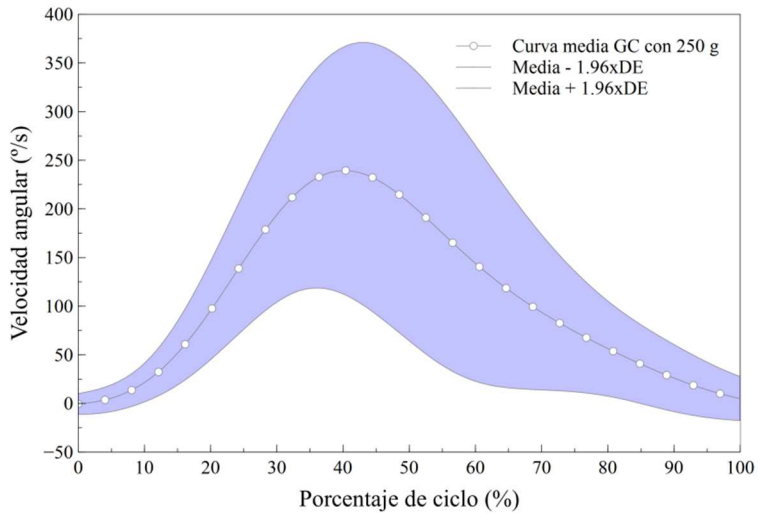


Figura 4.6: Curva media y bandas de confianza de la curva de la velocidad angular de elevación en la fase de ascenso con 250 g

La figura 4.7 muestra el patrón de normalidad del ángulo de descenso con 250 g.

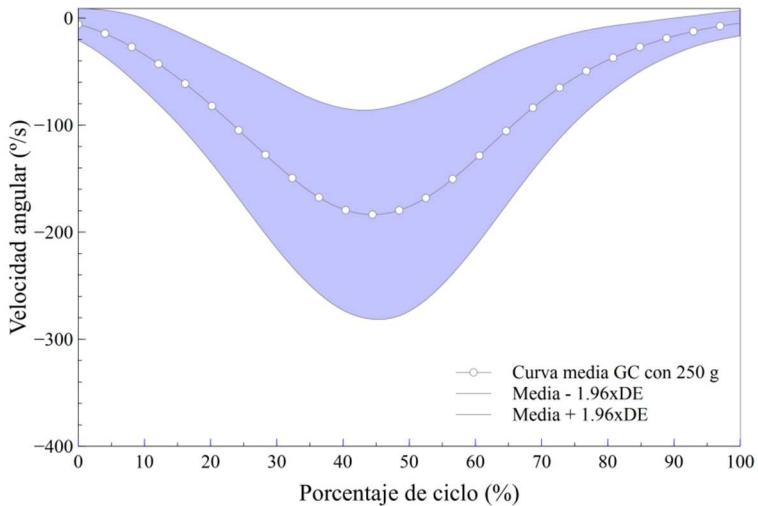


Figura 4.7: Curva media y bandas de confianza de la curva de la velocidad angular de elevación en la fase de descenso con 250 g

Curvas características de la población sana con 1 kg

En las gráficas siguientes se pueden observar las curvas características de la elevación humeral del GC con 1 kg. La figura 4.8 muestra el patrón de normalidad del ángulo de ascenso con 1 kg.

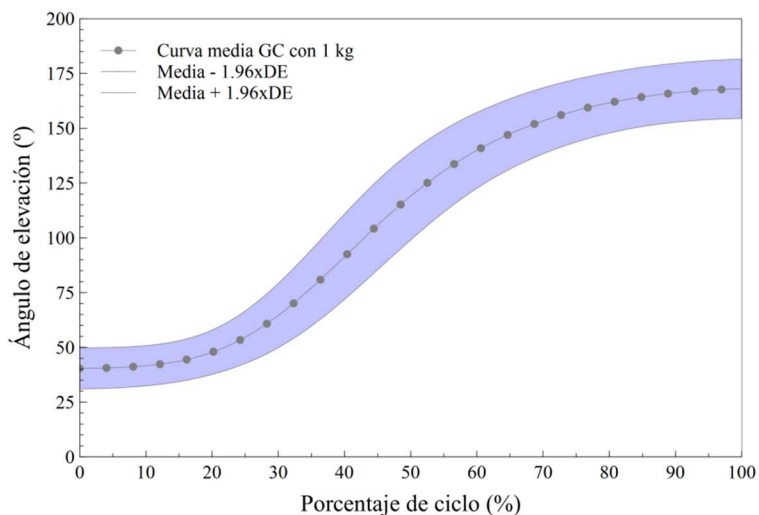


Figura 4.8: Curva media y bandas de confianza de la curva del ángulo de elevación en la fase de ascenso con 1 kg

La figura 4.9 muestra el patrón de normalidad del ángulo de descenso con 1 kg.

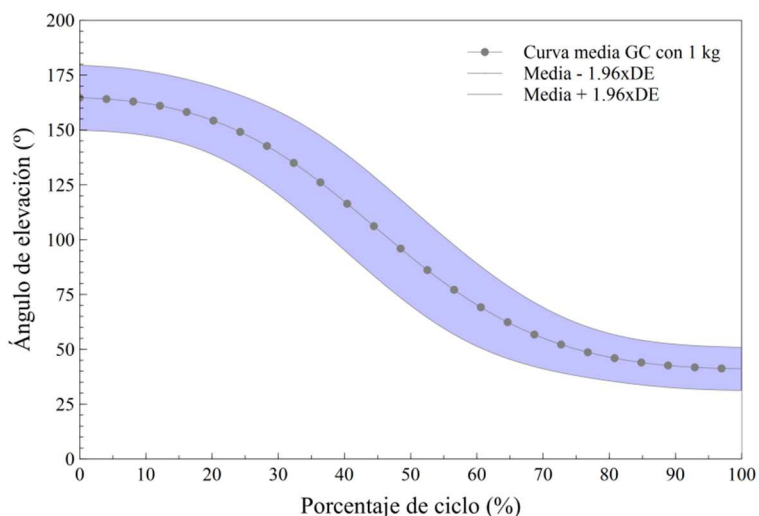


Figura 4.9: Curva media y bandas de confianza de la curva del ángulo de elevación en la fase de descenso con 1 kg

La figura 4.10 muestra el patrón de normalidad del ángulo de ascenso con 1 kg.

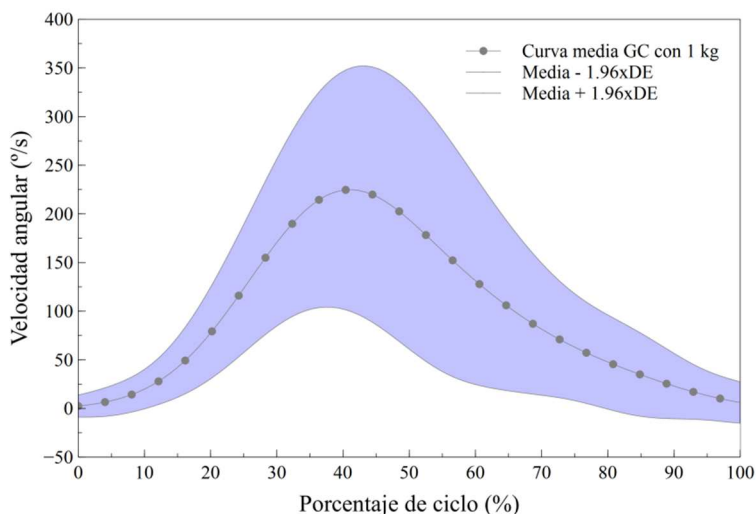


Figura 4.10: Curva media y bandas de confianza de la curva de la velocidad angular de elevación en la fase de ascenso con 1 kg

La figura 4.11 muestra el patrón de normalidad del ángulo de descenso con 1 kg.

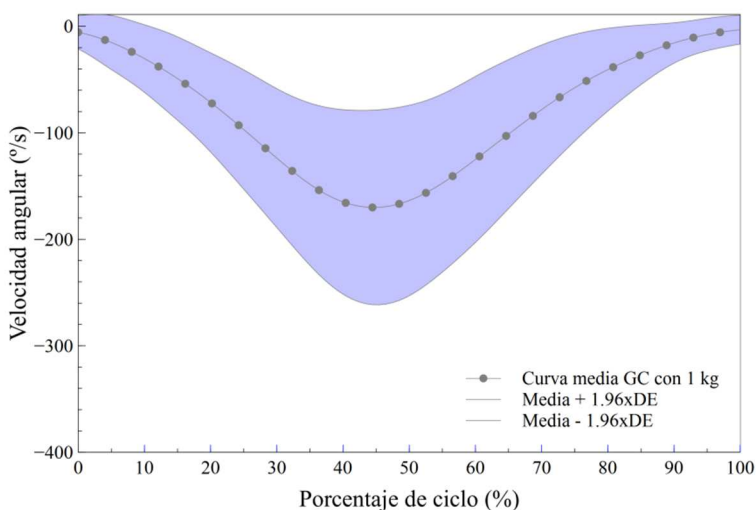


Figura 4.11: Curva media y bandas de confianza de la curva de la velocidad angular de elevación en la fase de descenso con 1 kg

En las figuras previas, se observa que las curvas del ángulo de ascenso y de descenso son muy similares en el GC, tanto en la forma de la curva media, como en la magnitud de las bandas de normalidad. En la elevación con los dos pesos, el movimiento promedio del GC se caracteriza por una curva suave, sin cambios bruscos de forma. La dispersión,

estimada por la DE, es pequeña y relativamente constante a lo largo de todo el movimiento, si bien es menor en las posiciones inferiores del gesto.

Las curvas de la velocidad angular de ascenso y de descenso muestran un comportamiento parecido a las curvas angulares: similitud entre ascenso y descenso y suavidad en la forma de la curva. El grosor de las bandas de normalidad es, sin embargo, mayor que en las curvas de angulares lo que indica una mayor dispersión de la velocidad en el GC. El protocolo de medida, basado en la ejecución del gesto a una velocidad cómoda, justifica este resultado.

Al comparar las gráficas obtenidas para el levantamiento de 250 g de 1 kg se deduce que, en términos generales, el comportamiento del GC en el manejo de los dos pesos es muy similar, como indicaban los valores de referencia en la Tabla 4.11.

4.4. Análisis del patrón de movimiento del hombro patológico

En este apartado se describe el estudio sobre la caracterización de la muestra de población con patología de hombro y la comparación con el grupo de personas sanas.

La muestra de patológicos estuvo compuesta por 37 sujetos, que fueron medidos unidades de valoración funcional de IBERMUTUAMUR MATEPSS núm. 274 en Alicante (8), Madrid (12) y Murcia (17). El primer paso del estudio del GP fue comprobar la homogeneidad de las tres muestras. El objetivo principal era descartar la existencia de diferencias en las valoraciones cinemáticas entre los centros, que podrían ser indicativos de errores sistemáticos en la aplicación del procedimiento de medida. Adicionalmente, se comprobó la homogeneidad de las características antropométricas de las tres muestras.

Se realizó un MANOVA factorial con las variables cinemáticas, con el factor intrasujetos carga con dos niveles (i.e., 250 g y 1 kg) y el factor entresujetos centro con tres niveles (i.e., Alicante, Madrid y Murcia). Los resultados del análisis indicaron que no existían diferencias en ninguna de las variables analizadas ($p > 0,05$). Asimismo, se realizó un ANOVA con los datos antropométricos y el factor entresujetos centro, verificando que no tampoco existían diferencias en este caso ($p > 0,05$).

Comprobada la homogeneidad de las muestras recogidas en los tres centros, el grupo de patológicos estuvo finalmente compuesto por 37 sujetos, 10 mujeres y 27 hombres con una edad media (desviación estándar) de 49,81 (11,27) años, con un mínimo de 23 años y un máximo de 64 años, siendo la edad media en las mujeres de 49,20 (11,98) años y en hombres de 54,04 (11,23) años.

El índice de masa corporal del grupo fue de 27,71 (4,32), siendo en mujeres de 28,09 (7,39) y en hombres de 27,57 (2,63).

Todos los sujetos del GP fueron diagnosticados de lesión anatómica y/o alteración funcional del hombro mediante tests clínicos y pruebas diagnósticas de imagen complementarias por facultativos especialistas en valoración del daño corporal. La descripción de la muestra en función del tipo de patología de hombro se presenta en la tabla 4.12.

Tabla 4.12: Descripción de la muestra patológica por tipo de patología

Tipo de patología	n (%)
Tendinitis del tendón supraespinoso	19 (51,35)
Rotura del tendón supraespinoso	9 (24,32)
Luxación	3 (8,11)
Fractura	2 (5,41)
Artritis	2 (5,41)
Lipoma supraescapular. Atrofia del supraespinoso e infraespinoso	1 (2,70)
Distensión Hombro Izdo.	1 (2,70)

En la tabla 4.13 se muestran los descriptivos de los datos antropométricos y de los resultados de la valoración clínica de las personas con patología.

Tabla 4.13: Descripción de las variables antropométricas y clínicas de la muestra de personas con patología de hombro

	IMC	Edad	EVA	Constant	DASH	N
M (DE)	27,71 (4,32)	49,81 (11,27)	5,16 (2,06)	50,35 (17,78)	47,46 (20,61)	37
Mín.	19,88	23,00	0,50	24,00	15,00	
Máx.	41,28	64,00	8,00	91,00	90,00	

La tabla presenta los descriptivos para el grupo completo de patológicos. Se muestra la media (M), desviación estándar (DE), el mínimo (Mín.) y el máximo (Máx.). IM: Índice de masa corporal; EVA: escala visual analógica de dolor, Constant: cuestionario de funcionalidad de hombro de Constant-Murley; DASH: cuestionario de funcionalidad de hombro *Dissability of the arm, shoulder and hand*.

4.4.1. Comparación del movimiento de personas sanas y con lesión de hombro

En este apartado se presentan los resultados obtenidos al comparar el grupo de personas sanas con el de las personas con lesión de hombro. Tras descartar del análisis los factores categoría de edad y sexo, se realizó el estudio comparativo entre el GC y el GP con los siguientes factores: grupo (dos niveles: sanos y lesionados) y carga (dos niveles: 250 g y 1 kg).

En la tabla 4.14 se presentan los resultados descriptivos de la interacción grupo*carga así como las diferencias estadísticamente significativas entre los niveles de la interacción. Los resultados detallados del MANOVA pueden consultarse en el anexo E.

Tabla 4.14: Análisis comparativo de la cinemática del grupo control y del grupo patológico

	250 g		1 kg		Diferencias en grupo		Diferencias en carga	
	GC	GP	GC	GP	250 g	1 kg	S	P
Emax (°)	167,82 (7,15)	112,53 (28,73)	166,77 (8,37)	95,78 (35,11)	**	**		**
CV_Emax (%)	1,25 (0,88)	3,33 (1,88)	1,43 (0,87)	4,67 (2,93)	**	**		**
Vmax_asc (°/s)	240,71 (63,37)	74,58 (55,24)	230,62 (62,75)	55,89 (49,26)	**	**	**	**
Vmax_des (°/s)	188,19 (42)	74,62 (41,67)	178,09 (41,22)	60,19 (40,13)	**	**	**	**
t_Vmax_asc (%)	40,16 (3,39)	32,71 (9,11)	41,19 (3,62)	38,82 (12,1)	**			**
t_Vmax_des (%)	46,09 (4,94)	38,54 (8,63)	44,93 (5,22)	39,40 (10,44)	**	**		
Correl_asc (n.u.)	0,98 (0,03)	0,69 (0,29)	0,97 (0,04)	0,70 (0,33)	**	**		
Correl_des (n.u.)	0,96 (0,05)	0,87 (0,14)	0,95 (0,06)	0,84 (0,26)	**	**		
Simetría (%)	3,44 (3,02)	-5,84 (10,38)	2,93 (3,7)	-9,88 (15,24)	**	**		**
Rep_asc (n.u.)	0,94 (0,03)	0,64 (0,22)	0,94 (0,07)	0,54 (0,28)	**	**		**
Rep_des (n.u.)	0,92 (0,06)	0,71 (0,17)	0,93 (0,04)	0,67 (0,22)	**	**		**
Entropía (n.u.)	0,16 (0,03)	0,30 (0,1)	0,17 (0,05)	0,39 (0,15)	**	**		**

Los datos se expresan con la media (desviación estándar); GC es el grupo control; GP es el grupo patológico; n.u.=no tiene unidades; S=sanos; P=patológicos; *: nivel de significación=0,05; **: nivel de significación=0,01

Como puede observarse en la tabla 4.14, el estudio estadístico reflejó diferencias entre las personas sanas y las personas con patología del hombro en todas las variables analizadas en la elevación con 250 g. Al levantar 1 kg, aparecieron diferencias en todas las variables salvo en el instante del pico de velocidad de ascenso. En análisis de los resultados se hará en base a las tres categorías de variables definidas en el estudio.

Variables de descriptivas del movimiento

El grupo patológico presentó, en relación al grupo control, una elevación máxima disminuida y menores valores máximos de velocidad en el ascenso y el descenso, tanto en el movimiento con 250 g como con 1 kg. Las diferencias entre los dos grupos fueron sustanciales, con una reducción del 32,95% y del 42,57% en la elevación con 250 g y 1 kg, respectivamente, y de entre el 60% y del 75% para las velocidades máximas en las dos fases del movimiento.

El efecto de la magnitud de la carga manejada también resultó mayor en el GP. El ángulo de elevación máxima se redujo un 14,88% con 1 kg, mientras que no se apreciaron diferencias en el GC. La velocidad máxima de ascenso y de descenso disminuyeron al aumentar la carga en los dos grupos, si bien en mayor medida en las personas con lesión de hombro (25,06% y 19,34%) que en el GC (4,19% y 5,37%).

En la figura 4.12 se presentan dichas diferencias gráficamente mediante la representación de los diagramas de fase medios de las personas sanas y las personas con patologías de hombro en la elevación con las dos cargas.

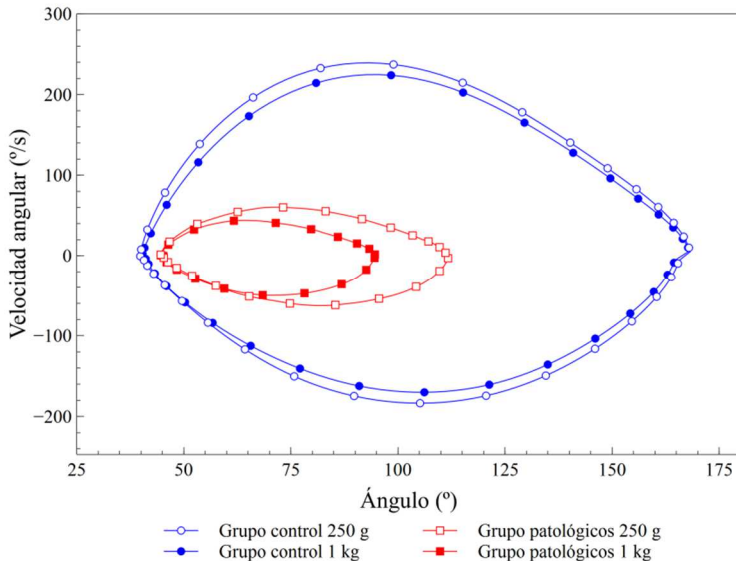


Figura 4.12: Curvas fasoriales medias del GC y del GP en la elevación de 250 g y 1 kg

Variables relacionadas con el ritmo de ejecución del movimiento

Todas las variables relacionadas con el ritmo de ejecución del movimiento presentaron diferencias entre los dos grupos para el movimiento con 250 g. Las correlaciones de ascenso y de descenso resultaron más bajas en el GP, siendo mayor la diferencia respecto al GC en la fase de elevación. Estas variables no se vieron influidas por la magnitud de la carga en ninguno de los dos grupos.

Los instantes de los picos de velocidad se adelantaron en el GP, en comparación al GC, en el ascenso y en el descenso salvo t_{Vmax_asc} con 1 kg, donde el estudio no reflejó diferencias entre los grupos. Ésta última fue la única variable que presentó comportamiento distinto con las cargas, produciéndose el pico máximo de velocidad en las personas con lesión de hombro más tarde al manejar 1 kg que 250 g.

A modo de ejemplo, la figura 4.13 muestra las cinco repeticiones de las curvas de velocidad de ascenso con las dos cargas de un sujeto perteneciente al GP. Las curvas se representan junto con las bandas de normalidad del grupo control. A simple vista se comprueba que las curvas del paciente se encuentran fuera de las bandas correspondientes a la población sana. Además, en consonancia con los resultados del GP, se puede observar un adelanto de los picos de velocidad del paciente frente a la curva normal. La morfología de las curvas del sujeto patológico es también diferente de la media del GC, lo que resultaría en valores reducidos en las correlaciones de ascenso con 250 g y 1 kg, en este caso.

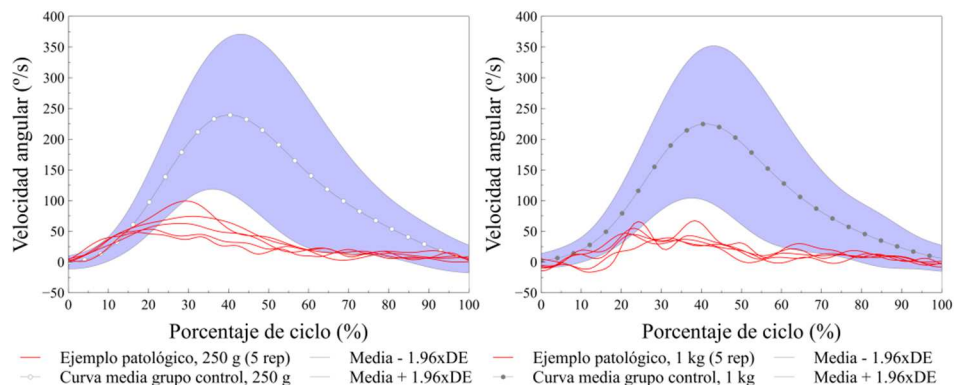


Figura 4.13: Ejemplo de las curvas de velocidad angular en la fase de ascenso de un sujeto patológico junto con las bandas de normalidad del grupo control. Se muestran los resultados con 250 g (izquierda) y con 1 kg (derecha)

Con respecto a la simetría del movimiento, se encontraron diferencias entre los grupos con el manejo de las dos cargas. Los valores positivos en la simetría del GC indican un área mayor de la curva fasorial en la fase de ascenso frente a la de descenso. Por el contrario, el GP presenta valores negativos que indican una predominancia del descenso frente al ascenso. En las personas con patología, la simetría del movimiento resultó además menor con la carga de 1 kg, encontrándose valores negativos de la variable significativamente más altos que con 250 g.

Variables de variabilidad del movimiento

El movimiento del grupo patológico resultó más variable que el realizado por las personas sanas. Todas las variables que miden aspectos relacionados con la variabilidad del movimiento resultaron significativas al estudiar las diferencias entre los grupos. En relación a la carga manejada, el GC no presenta diferencias, mientras que en el GP únicamente la repetibilidad en el descenso presenta los mismos resultados con el peso de 250 g y con el de 1 kg.

Al comparar el movimiento realizado por los sujetos del GP en las 5 repeticiones de elevación escapular ejecutadas, se encontró una mayor variación en el ángulo máximo alcanzado (CV_Emax) y una menor la repetibilidad de las curvas de ascenso y de descenso (Rep_asc y Rep_des). La repetibilidad entre las 5 repeticiones de las curvas de velocidad y del rango de elevación alcanzado pueden observarse en el ejemplo presentado en la figura 4.13 y en la figura 4.14, correspondientes al mismo sujeto perteneciente al GP.

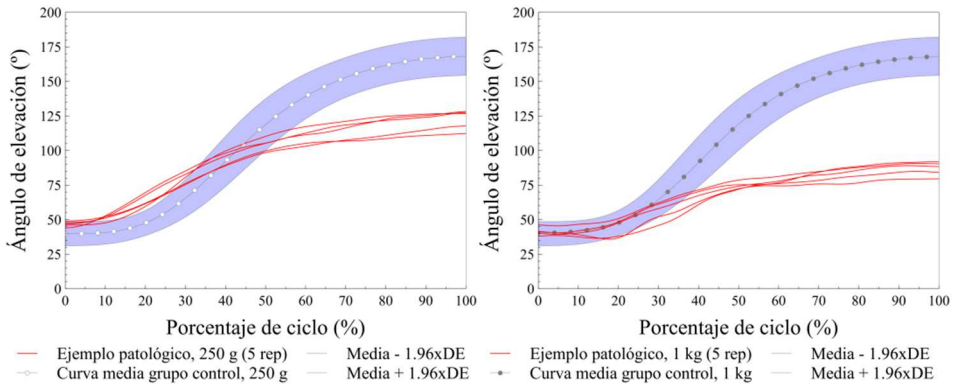


Figura 4.14: Ejemplo de las curvas angulares en la fase de ascenso de un sujeto patológico junto con las bandas de normalidad del grupo control. Se muestran los resultados con 250 g (izquierda) y con 1 kg (derecha)

La variabilidad de la estructura temporal de la curva de velocidad, calculada mediante la entropía, resultó aumentada en las personas con patología de hombro y con el manejo de 1 kg. Estos resultados indicarían un menor control neuromuscular de los pacientes, que se vería afectado en mayor medida al incrementar la magnitud de la carga levantada.

4.4.2. Relación de las variables cinemáticas con el dolor

En este apartado se presentan los resultados de la correlación de Pearson realizada para establecer la relación entre las variables cinemáticas (i.e., descriptivas, relativas al ritmo de ejecución y de variabilidad) y el dolor percibido por los miembros del GP, valorado con la EVA.

A continuación se presenta la tabla 4.15, con el valor del coeficiente de correlación de Pearson para las relaciones significativas del dolor con cada una de las variables. En el anexo E se puede consultar este coeficiente para aquellas variables en las que la relación no alcanzó niveles de significación

Tabla 4.15: Correlación entre el dolor percibido y las variables cinemáticas

	E _{max}	V _{max_asc}	V _{max_des}	Corr_ele	Corr_des	Rep_asc	Simetría	Entropía
250 g	-0,438**	-0,468**	-0,345*	-0,329*	-0,373*	-0,479**	-0,406*	0,523**
1 kg	-0,424**	-0,489**	-0,377*	-0,357*		-0,51**	-0,43**	0,407*

Los datos presentan el coeficiente de correlación de Pearson (r). *: nivel de significación = 0,05; **: nivel de significación = 0,01

Como se observa en la tabla 4.15, las mayores correlaciones con el dolor percibido se encontraron en las variables de variabilidad (la entropía y la repetibilidad de ascenso) y en las descriptivas del movimiento (la elevación máxima y la velocidad de ascenso).

4.5. Análisis de la utilidad del análisis de movimientos en la práctica clínica

En este apartado se realiza el estudio sobre la utilidad del sistema desarrollado para establecer patrones de movimiento en función de la funcionalidad de hombro que presentan los pacientes según el cuestionario clínico DASH y/o en función de un determinado diagnóstico clínico.

4.5.1. Resultados de la valoración cinemática según el nivel de funcionalidad

En esta sección se analizan los resultados de las variables cinemáticas en función del grado de funcionalidad registrado con el cuestionario DASH. Los sujetos del grupo patológico se clasificaron en base al resultado obtenido en la valoración mediante el cuestionario funcional, de acuerdo al siguiente criterio (Angst *et al.*, 2011):

- Categoría 1 (DASH<15), “no existe problema”
- Categoría 2 (16<DASH<40), “existe problema, pero puede trabajar”
- Categoría 3 (DASH>40), “incapaz de trabajar”

En el GP no se encontró ningún paciente con una puntuación inferior a 15, de modo que el análisis se realizó únicamente considerando las categorías DASH 2 y 3. A continuación se presentan los datos antropométricos y las puntuaciones medias de los cuestionarios segmentados según estas categorías DASH (tabla 4.16).

Tabla 4.16: Descripción de las variables antropométricas y clínicas de la muestra de personas con patología de hombro, divididas según la puntuación del cuestionario DASH

		IMC	Edad	EVA	Constant	DASH	N
Categoría DASH 2	M (DE)	27,05 (3,77)	47,69 (12,85)	3,81 (2,09)	63,08 (19,07)	24,62 (6,85)	13
	Mín.	19,88	23,00	0,50	29,00	15,00	
	Máx.	32,42	62,00	7,00	91,00	37,00	
Categoría DASH 3	M(DE)	28,04 (4,63)	50,62 (10,43)	5,90 (1,71)	43,46 (12,81)	59,83 (13,62)	24
	Mín.	23,01	29,00	4,00	24,00	45,00	
	Máx.	41,28	64,00	8,00	70,00	90,00	

La tabla presenta los descriptivos para los subgrupos categoría DASH 2 y DASH 3. Se muestra la media (M), desviación estándar (DE), el mínimo (Mín.) y el máximo (Máx.). IM: Índice de masa corporal; EVA: escala visual analógica de dolor, Constant: cuestionario de funcionalidad de hombro de Constant-Murley; DASH: cuestionario de funcionalidad de hombro *Dissability of the arm, shoulder and hand*.

En comparación con los sujetos con DASH 2, los pacientes pertenecientes a la categoría DASH 3 obtuvieron también una funcionalidad más baja medida con la escala de Constant, así como un nivel más alto de dolor percibido. Los dos grupos no mostraron diferencias en relación al índice de masa corporal y la edad.

Para contrastar la hipótesis de que el movimiento de las personas con patología de hombro cambia en función de su capacidad funcional funcionalidad se realizó un MANOVA

factorial con las variables cinemáticas, considerando el factor entresujetos categoría DASH (2 categorías: 2 y 3) y el intrasujetos carga (2 categorías: 250 g y 1 kg).

En la tabla 4.17 se presentan los resultados descriptivos de la interacción categoría*carga así como las diferencias estadísticamente significativas entre los niveles de la interacción. Los resultados detallados del MANOVA pueden consultarse en el anexo E.

Tabla 4.17: Análisis comparativo de la cinemática del hombro entre las categorías de funcionalidad DASH

	250 g		1 kg		Diferencias en categoría DASH		Diferencias en carga	
	DASH2	DASH3	DASH2	DASH3	250 g	1 kg	DASH2	DASH3
Emax (°)	132,17 (27,93)	101,89 (23,44)	124,40 (36,99)	80,28 (22,4)	**	**		**
CV_Emax (%)	3,02 (2,03)	3,90 (1,81)	3,50 (2,92)	5,09 (2,9)				**
Vmax_asc (°/s)	115,67 (64,64)	52,32 (33,54)	92,68 (54,92)	35,96 (32,33)	**	**	**	**
Vmax_des (°/s)	106,19 (40,44)	57,52 (31,56)	89,67 (35,72)	44,22 (33,14)	**	**	**	**
t_Vmax_asc (%)	32,11 (9,42)	33,04 (9,12)	34,95 (7,51)	40,92 (13,66)				**
t_Vmax_des (%)	40,97 (7,74)	37,23 (8,95)	42,26 (8,63)	37,84 (11,16)				
Correl_asc (n.u.)	0,75 (0,27)	0,65 (0,31)	0,86 (0,15)	0,62 (0,37)		*		
Correl_des (n.u.)	0,92 (0,11)	0,85 (0,15)	0,93 (0,07)	0,79 (0,32)				
Simetría (%)	-3,97 (12,93)	-6,86 (8,85)	-6,98 (18,57)	-11,45 (13,28)				*
Rep_asc (n.u.)	0,76 (0,19)	0,58 (0,21)	0,76 (0,2)	0,42 (0,24)	*	**		**
Rep_des (n.u.)	0,83 (0,15)	0,65 (0,16)	0,80 (0,14)	0,61 (0,23)	**	**		
Entropía (n.u.)	0,20 (0,06)	0,35 (0,09)	0,27 (0,11)	0,46 (0,13)	**	**	*	**

Los datos se expresan con la media (desviación estándar); n.u.=no tiene unidades; DASH2: Grupo clasificado en la categoría 2 del cuestionario DASH; DASH3: Grupo clasificado en la categoría 3 del cuestionario DASH
*: nivel de significación = 0,05; **: nivel de significación = 0,01

Como puede observarse en la tabla 4.17, se encontraron diferencias en el movimiento realizado entre las dos categorías DASH estudiadas, que también presentaron un comportamiento distinto en relación a la magnitud de la carga manejada. En análisis de los resultados se hará en base a las tres categorías de variables definidas en el estudio.

Variables de descriptivas del movimiento

Los pacientes pertenecientes a la categoría DASH 3 presentaron, en relación a la categoría DASH 2 diferencias en todas las variables de descriptivas del movimiento. El ángulo de elevación máxima con 250 g resultó disminuido un 22,91% en la categoría 3 frente a la 2, siendo mayor la diferencia entre grupos al aumentar la carga a 1 kg (35,47%). Las diferencias entre las dos categorías en las velocidades máximas fueron mayores en el ascenso con 250 g y 1 kg (54,77% y 61,20%) que en el descenso (45,83% y 50,69%).

Con el incremento del peso levantado, los pacientes con DASH 3 experimentaron una reducción del 21,21% en la elevación máxima alcanzada, mientras que los pertenecientes a DASH 2 no mostraron diferencias. Las velocidades máximas en el ascenso y en el descenso, sin embargo, fueron diferentes en ambos grupos al comparar las dos cargas levantadas. La velocidad de ascenso en la categoría DASH 2 resultó un 19,88% más baja

con 1 kg, mientras que la diferencia en los sujetos con DASH 3 fue de un 31,27%. En la fase de descenso, el efecto del peso manejado resultó menor en los dos grupos, pero siendo mayor la diferencia en la categoría 3 (23,12%) que en la 2 (15,56%).

En la figura 4.15 se presentan dichas diferencias gráficamente, mediante la representación de los diagramas de fase medios de las personas sanas y los pacientes clasificados mediante la escala DASH en las categorías 2 y 3.

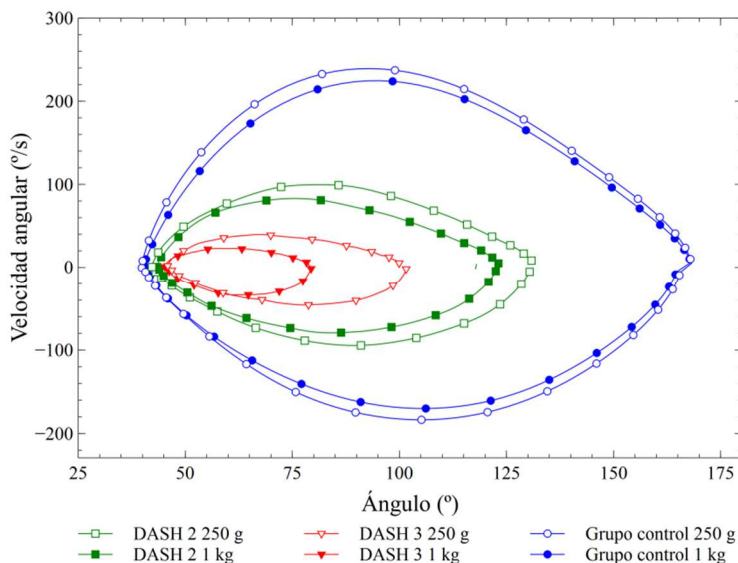


Figura 4.15: Comparación de los diagramas de fase de las categorías DASH y del grupo control con 250 g y 1 kg

Variables relacionadas con el ritmo de ejecución del movimiento

De éstas variables, únicamente se encontraron diferencias entre las dos categorías DASH en la correlación de ascenso al levantar 1 kg, que resultó menor en la categoría 3 que en la 2. El incremento de la carga levantada tampoco tuvo ningún efecto en el ritmo de ejecución del movimiento de los sujetos pertenecientes al DASH 2, mientras que los pacientes con DASH 3 presentaron un retardo en el pico de velocidad de ascenso y una disminución de la simetría al elevar 1 kg.

Variables de variabilidad del movimiento

Al comparar el movimiento en las 5 repeticiones de elevación escapular ejecutadas, los pacientes con DASH 3 obtuvieron una variabilidad más alta que los DASH 2. El coeficiente de variación del ángulo máximo fue la única variable que no diferenció entre los dos grupos. Sin embargo, la categoría DASH 3 presentó valores más bajos en Rep_asc y Rep_des en el gesto realizado tanto con 250 g como con 1 kg.

El incremento del peso supuso un aumento de la variación en el ángulo máximo alcanzado (CV_Emax) y de la variabilidad del movimiento en la fase de ascenso (Rep_asc) en los

pacientes con DASH 3. La categoría DASH2, no mostró diferencias en función de la carga manejada.

Por último, se encontraron diferencias en la entropía entre las dos categorías DASH, siendo mayor en los pacientes con menor funcionalidad en la ejecución del movimiento con las dos cargas. Las dos categorías presentaron, además, un aumento de la entropía con el incremento del peso manejado de 250 g a 1 kg.

Con el objetivo de ilustrar el efecto del nivel de funcionalidad en la variabilidad intrasujeto se presentan, a modo de ejemplo, los resultados correspondientes a dos pacientes de los grupos DASH 2 y DASH 3 (figura 4.16 y figura 4.17).

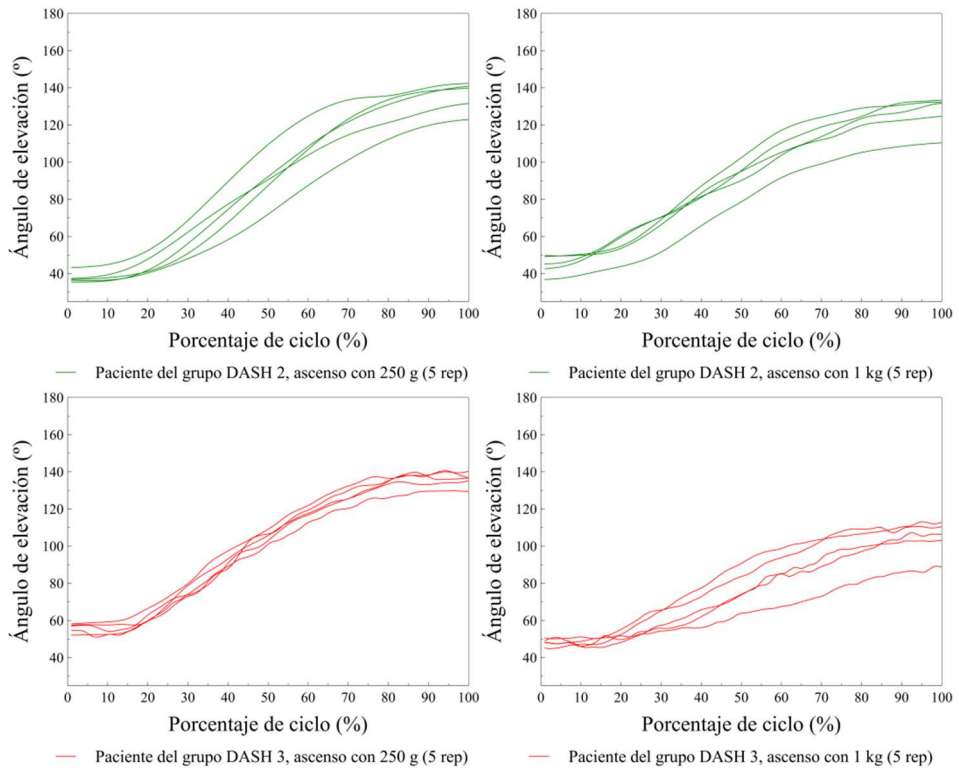


Figura 4.16: Curvas del ángulo de elevación de ascenso correspondientes a un paciente del grupo DASH 2 (arriba) y a otro del DASH 3 (abajo). Las gráficas de la izquierda muestran los resultados con 250 g y las de la derecha con 1 kg

En la figura 4.16 se observa que al levantar la maza de 250 g ambos pacientes alcanzan un ángulo de elevación máxima similar (alrededor de 135°). Sin embargo, al ejecutar el movimiento con el peso de 1 kg el comportamiento de los dos sujetos es distinto. Mientras que el sujeto con DASH 2 no muestra diferencias apreciables con el manejo de los dos pesos, el paciente con menor nivel funcional es incapaz de mantener el rango de elevación con la maza de 1 kg y muestra, además, un claro incremento de la variabilidad del movimiento entre las cinco repeticiones del gesto.

Las curvas de velocidad angular, presentadas en la figura 4.17, muestran una disminución de la velocidad máxima al incrementar el peso en los dos sujetos.

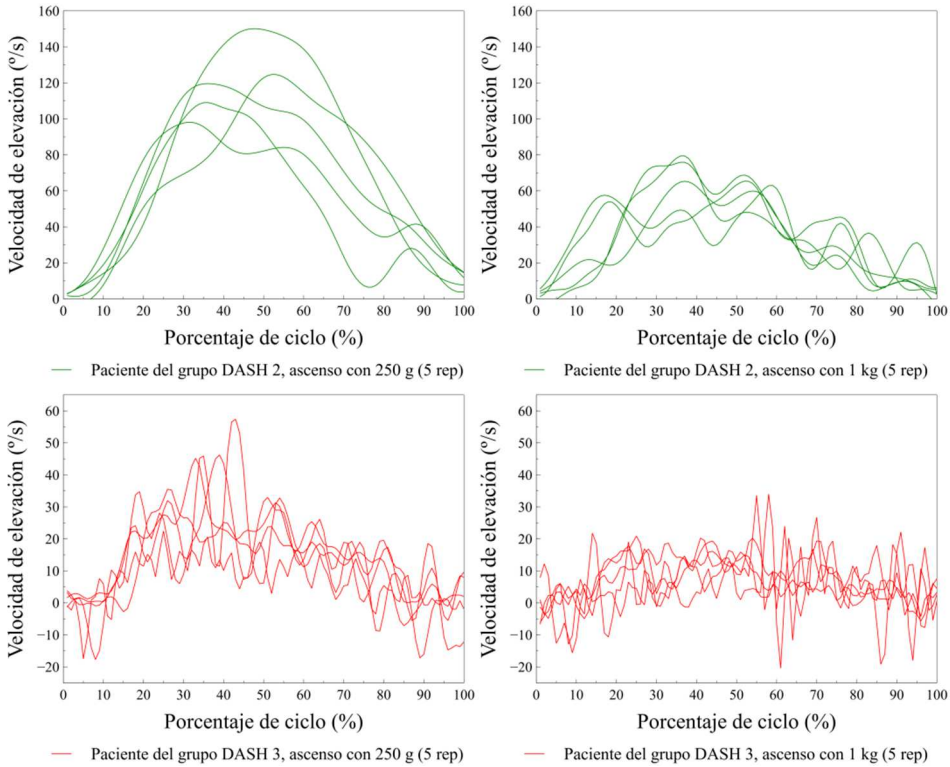


Figura 4.17: Curvas de la velocidad angular de ascenso correspondientes a un paciente del grupo DASH 2 (arriba) y a otro del DASH 3 (abajo). Las gráficas de la izquierda muestran los resultados con 250 g y las de la derecha con 1 kg.

Además se observa una menor suavidad de las curvas de velocidad del sujeto con DASH3. Los picos que presentan estas curvas se reflejan en valores más elevados de la entropía y pueden indicar alteraciones del control neuromuscular. En este caso, el sujeto con menor funcionalidad tendría un control bajo con 250 g y que se acentuaría al levantar 1 kg. En el paciente con un nivel funcional más alto, el control neuromuscular sería mejor, si bien parece empeorar al incrementar el peso manejado.

4.5.2. Resultados de la valoración clínica según el nivel de funcionalidad

En este apartado se analizan los resultados de las variables clínicas obtenidas mediante instrumentos de uso común en la práctica clínica (i.e. cuestionarios, goniometría y dinamometría portátil) grado de funcionalidad registrado con el cuestionario DASH.

Se incluyeron como variables en este apartado, la puntuación de la escala EVA; el rango articular de hombro de los movimientos flexión, extensión abducción, aducción y rotación interna y externa; y la fuerza isométrica de abducción, flexión y rotación interna.

Dado que el DASH es un cuestionario de funcionalidad, se excluyó en este análisis el cuestionario de Constant, ya que también analiza la funcionalidad del hombro.

Los resultados del análisis mostraron que el grado de funcionalidad según DASH puede verse reflejado por el resultado de la escala EVA, siendo más baja la puntuación de dolor para la categoría 2 ($M = 3,81$, $ET = 2,02$) que para la 3 ($M = 5,90$, $ET = 1,71$, $t(35) = 3,74$, $p < 0,01$).

Además, la valoración clínica mostró diferencias entre las dos categorías en algunas medidas, encontrando un mayor rango articular y fuerza muscular en los pacientes con mayor funcionalidad. En concreto, el rango de flexión fue significativamente mayor en los pacientes con una graduación 2 ($M = 135,00$, $ET = 9,25$) que en los de grado 3 ($M = 103,08$, $ET = 5,00$, $t(35) = 3,33$, $p < 0,01$). Lo mismo ocurrió con la extensión, que fue mayor en el DASH2 ($M = 44,46$, $ET = 2,69$) que en DASH3 ($M = 37,83$, $ET = 1,88$, $t(35) = 2,05$, $p < 0,05$). Finalmente los pacientes con grado 2 tuvieron mayor rotación externa ($M = 72,00$, $ET = 6,26$) que los de grado 3 ($M = 56,58$, $ET = 4,01$, $t(35) = 2,16$, $p < 0,05$).

En cuanto a la fuerza muscular, la medida de abducción fue mayor en los pacientes con DASH2 ($M = 15,00$, $ET = 1,73$) que en los de DASH3 ($M = 9,08$, $ET = 0,77$, $t(35) = 3,61$, $p < 0,01$). La fuerza de flexión, también fue mayor en los pacientes con grado 2 ($M = 14,77$, $ET = 1,35$) que con grado 3 ($M = 11,13$, $ET = 1,02$, $t(35) = 2,14$, $p < 0,05$).

Por el contrario, las medidas de los rangos articulares de abducción y aducción y la fuerza de rotación interna no presentaron diferencias entre las categorías de funcionalidad ($p < 0,05$).

La figura 4.18 presenta el tamaño del efecto del nivel de funcionalidad en las variables clínicas y cinemáticas, cuantificado con el eta cuadrado parcial. En estas últimas, el tamaño del efecto se ha calculado para cada variable, sin considerar el factor carga de forma aislada.

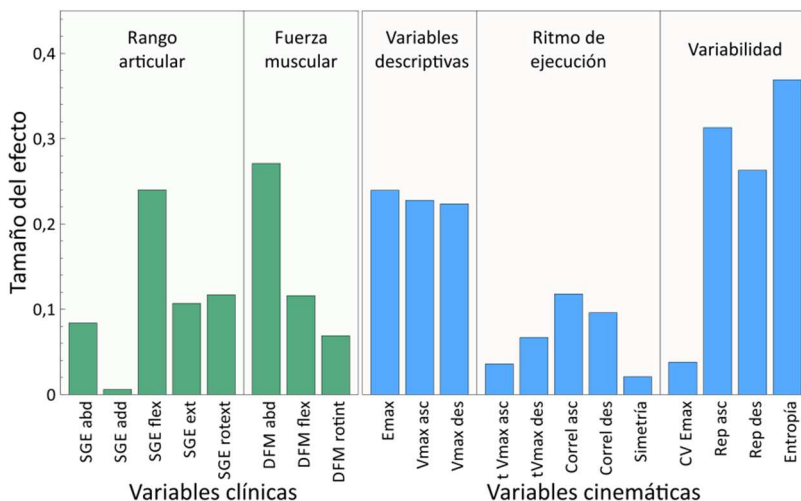


Figura 4.18: Tamaño del efecto en la categoría DASH de las variables clínicas y las variables cinemáticas

En la gráfica se puede observar la mayor capacidad discriminatoria entre niveles funcionales de las variables cinemáticas frente a las clínicas. El efecto del nivel de funcionalidad es alto en las variables de variabilidad y las variables descriptivas del movimiento, siendo menor en las variables del ritmo de ejecución. Respecto a las variables clínicas, la fuerza de abducción y el rango de flexión son las que presentan los valores más altos del eta cuadrado parcial.

4.5.3. Resultados de la valoración cinemática según el diagnóstico

En este apartado se analizan los resultados de las variables cinemáticas en función del tipo de patología que presentan los pacientes con lesión de hombro incluidos en el estudio.

Los sujetos patológicos se organizaron en tres grupos según el criterio de diagnóstico médico realizado por facultativos expertos valoración del sistema músculo-esquelético. El grupo 1 estuvo compuesto por 18 sujetos con tendinitis del tendón supraespinoso, el grupo 2 lo formaron pacientes con rotura o desgarró de alguno de los tendones que forman parte del complejo del manguito de los rotadores y el tercer grupo incluyó un grupo heterogéneo de patologías de múltiple etiología. Este último grupo se descartó para el análisis presentado en el presente apartado, puesto que no presentaba síntomas relacionados con una única patología, sino que éstos podían ser debidos a distintas causas.

En este estudio se analizó el efecto en las variables descriptivas del movimiento del factor entresujetos diagnóstico (dos niveles: tendinitis y rotura) y el del factor intrasujetos carga (dos niveles: 250 g y 1 kg).

A continuación se presentan los datos antropométricos y las puntuaciones medias de los cuestionarios segmentados según el diagnóstico clínico (tabla 4.18). No se observaron

diferencias en los datos antropométricos y clínicos entre los dos tipos de diagnóstico, salvo en la edad que resultó algo superior en las personas con rotura ($p < 0,05$).

Tabla 4.18: Descripción de las variables antropométricas y clínicas de la muestra de personas con patología de hombro, divididas según las patologías analizadas

		IMC	Edad	EVA	Constant	DASH	N
Tendinitis	M (ET)	27,52 (4,92)	46,89 (10,70)	4,68 (2,56)	52,58 (20,49)	44,95 (22,57)	19
	Mín.	19,48	29,00	0,50	24,00	16,00	
	Máx.	41,28	63,00	8,00	91,00	89,00	
Rotura	M(ET)	28,24 (3,58)	57,00 (7,07)	5,67 (1,22)	44,44 (13,05)	45,78 (18,92)	9
	Mín.	24,62	43,00	4,00	27,00	15,00	
	Máx.	36,84	64,00	8,00	61,00	80,00	

Se muestra la media (M), la desviación estándar (DE), el mínimo (Mín.) y el máximo (Máx.). IMC: Índice de masa corporal; EVA: escala visual analógica de dolor, Constant: cuestionario de funcionalidad de hombro de Constant-Murley; DASH: cuestionario de funcionalidad de hombro Dissability of the arm, shoulder and hand.

En la tabla 4.19 se presentan los resultados descriptivos de la interacción diagnóstico*carga así como las diferencias estadísticamente significativas entre los niveles de la interacción. Los resultados detallados del MANOVA pueden consultarse en el anexo E.

Tabla 4.19: Análisis comparativo de la cinemática del hombro entre pacientes con tendinitis y con rotura

Diagnóstico	250 g		1 kg		Diferencias en diagnóstico		Diferencias en carga	
	Tendinitis	Rotura	Tendinitis	Rotura	250	1 kg	Tendinitis	Rotura
E_{max} (°)	121,14 (32,57)	100,50 (15,14)	110,61 (38,57)	76,31 (18,34)	*		**	**
CV_E_{max} (%)	2,83 (1,58)	3,61 (1,88)	3,64 (2,04)	5,51 (2,5)	*			*
V_{max_asc} (°/s)	96,79 (66,61)	45,38 (18,83)	76,04 (59,7)	29,22 (16,88)	*	*	**	
V_{max_des} (°/s)	85,35 (48,38)	64,24 (32,85)	73,68 (47,38)	46,84 (25,78)			**	**
t_V_{max_asc} (%)	35,96 (8,23)	26,51 (7,64)	37,78 (7,12)	34,96 (12,95)	**			**
t_V_{max_des} (%)	41,97 (8,38)	35,20 (8,94)	40,63 (9,46)	41,27 (8,35)				*
Correl_asc (n.u.)	0,83 (0,21)	0,41 (0,28)	0,85 (0,17)	0,56 (0,23)	**	**		
Correl_des (n.u.)	0,91 (0,09)	0,81 (0,2)	0,90 (0,1)	0,85 (0,24)				
Simetría (%)	-1,51 (9,94)	-13,23 (8,02)	-6,63 (15,41)	-19,02	**		*	
Rep_asc (n.u.)	0,71 (0,22)	0,54 (0,18)	0,60 (0,29)	0,45 (0,26)			*	
Rep_des (n.u.)	0,69 (0,19)	0,71 (0,17)	0,73 (0,16)	0,63 (0,26)				
Entropía (n.u.)	0,25 (0,1)	0,33 (0,08)	0,35 (0,16)	0,44 (0,14)			**	**

Los datos se expresan con la media (desviación estándar); n.u.= no tiene unidades; S = sanos; *: nivel de significación = 0,05; **: nivel de significación = 0,01

Como puede observarse en la tabla 4.19, se encontraron diferencias en el movimiento realizado entre los dos diagnósticos estudiados, que también presentaron un

comportamiento distinto en relación a la magnitud de la carga manejada. En análisis de los resultados se hará en base a las tres categorías de variables definidas en el estudio.

Variables de descriptivas del movimiento

Los resultados indicaron que la elevación máxima al levantar 1 kg se encontraba disminuida en los pacientes con rotura un 31,01%, al comparar con el grupo de tendinitis. La velocidad máxima de ascenso también fue menor en los pacientes con rotura, en este caso tanto al levantar 250 g (53,11%) como 1 kg (61,57%). No se encontraron diferencias en el descenso.

El efecto del aumento de la carga levantada fue mayor en los pacientes con rotura, que experimentaron una reducción del 24,07% del ángulo de elevación máximo, frente al 8,69% del grupo de tendinitis. La disminución en velocidad de descenso fue de un 27,09% y un 13,67%, respectivamente. En la fase de ascenso, la velocidad de los sujetos con tendinitis resultó un 21,44% más baja al manejar 1 kg, mientras las diferencias en rotura no fueron significativas.

Para ilustrar estos resultados se muestran, en la figura 4.19, las curvas medias del ángulo de elevación en ascenso de los dos diagnósticos.

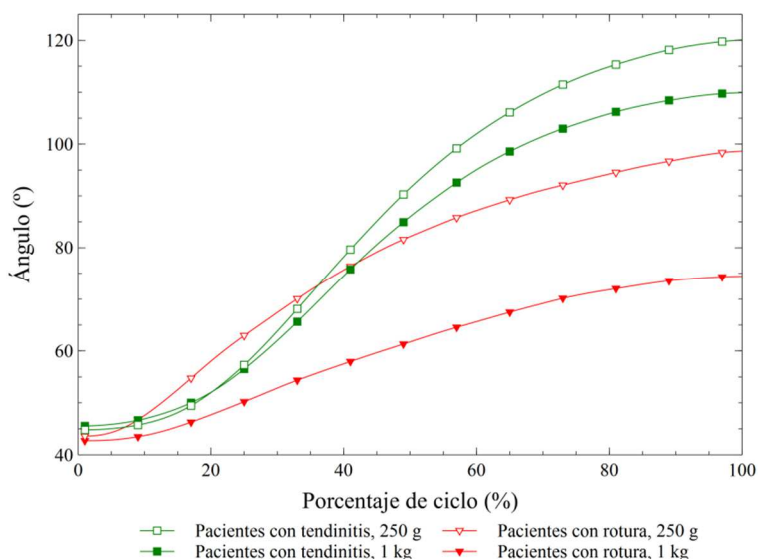


Figura 4.19: Curvas medias del ángulo de elevación en ascenso de los grupos de pacientes con tendinitis y con rotura al levantar 250 g y 1 kg

Variables relacionadas con el ritmo de ejecución del movimiento

En la elevación con 250 g, se encontraron diferencias entre los diagnósticos en el instante del pico de velocidad de ascenso, la correlación de ascenso y la simetría. Al levantar 1 kg, únicamente Correl_asc resultó discriminadora entre los dos grupos. Los pacientes con rotura obtuvieron correlaciones menores y valores negativos más altos en la simetría del movimiento, lo que indicaría una mayor afectación en el ascenso que el grupo de

tendinitis. Además se observó un adelantamiento del pico de velocidad de ascenso, que puede observarse en la figura 4.20.

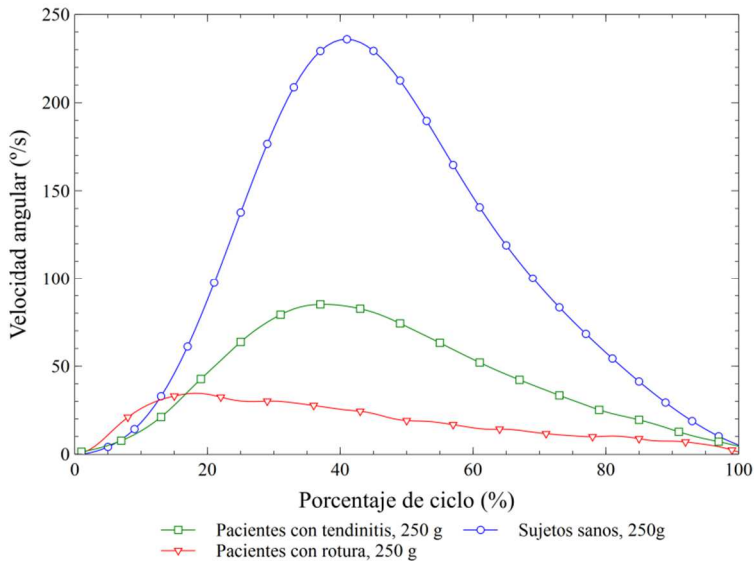


Figura 4.20: Curvas medias de la velocidad de elevación en ascenso de los grupos de pacientes con tendinitis y con rotura al levantar 250 g

El incremento de la carga levantada tuvo efecto en los instantes de los picos de velocidad de los pacientes con tendinitis, que se retrasaron al manejar la carga de 1 kg, tanto en el ascenso como en el descenso. En el grupo de tendinitis se encontraron diferencias en la simetría del movimiento, que obtuvo valores negativos mayores con 1 kg.

Variables de variabilidad del movimiento

La única diferencia encontrada entre los grupos en la variabilidad del movimiento fue el coeficiente de variación del ángulo máximo alcanzado al levantar 1 kg, que resultó mayor en los pacientes con rotura. Rep_asc, Rep_des y la entropía no resultaron variables discriminatorias entre grupos de diagnóstico para ninguna de las cargas manejadas.

En la comparación del levantamiento de 250 g y 1 kg, Los pacientes con rotura obtuvieron un CV_Emax más alto al levantar 1 kg que con 250 g. Además, se observó una disminución de la repetibilidad de las curvas de la fase de ascenso en el grupo de tendinitis.

Respecto a la estructura temporal de la variabilidad, tanto los pacientes con tendinitis como los diagnosticados de rotura mostraron un aumento de la entropía del movimiento al levantar 1 kg, en comparación a 250 g.

4.5.4. Resultados de la valoración clínica según el diagnóstico

En este apartado se analizan los resultados de las variables clínicas obtenidas mediante instrumentos de uso común en la práctica clínica (i.e. cuestionarios, goniometría y dinamometría portátil) en función del diagnóstico clínico.

Se incluyeron como variables en este apartado, la puntuación de la escala EVA, la del DASH y la del Constant-Murley; el rango articular de hombro de los movimientos flexión, extensión abducción, aducción y rotación interna y externa; y la fuerza isométrica de abducción, flexión y rotación interna.

Los resultados del análisis indicaron que no existían diferencias estadísticamente significativas entre los grupos de diagnóstico ni en los cuestionarios, ni en el rango articular de los diferentes movimientos de hombro medido con goniometría, ni en la fuerza isométrica de hombro medida con dinamometría portátil ($p>0,05$).

La figura 4.21 presenta el tamaño del efecto del diagnóstico de las variables clínicas y cinemáticas, cuantificado con el eta cuadrado parcial. En estas últimas, el tamaño del efecto se ha calculado para cada variable, sin considerar el factor carga de forma aislada.

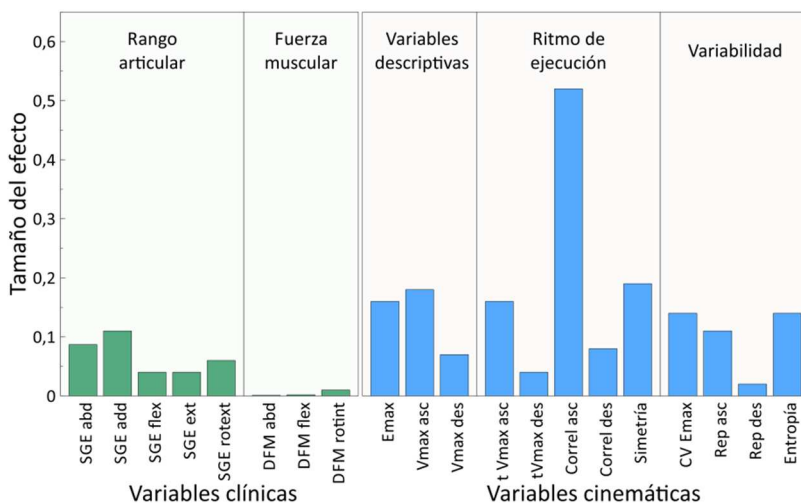


Figura 4.21: Tamaño del efecto en la diagnóstico de las variables clínicas y las variables cinemáticas

En la gráfica se puede observar la elevada capacidad discriminatoria entre patologías de las variables del ritmo de ejecución del gesto y, en particular, de la correlación de ascenso. Las variables descriptivas y de variabilidad también tienen un efecto grande, si bien únicamente en la fase de ascenso. Las variables clínicas, sin embargo, tienen efectos pequeños, en especial las fuerzas en el que son casi nulos.

Capítulo 5

Discusión

5.1. Protocolo de medida

En la valoración funcional del miembro superior no se dispone de un gesto estándar de estudio, a diferencia de lo que sucede con el análisis la marcha en el miembro inferior (Anglin y Wyss, 2000b). Debido a ello, cada autor selecciona el gesto más adecuado en función de las características y objetivos del estudio en cuestión (Kontaxis *et al.*, 2009). Dentro de los objetivos del presente estudio está la definición de valores de referencia de personas sanas, por lo que el estudio de gestos analíticos, en lugar de actividades de la vida diaria, resulta más recomendable (Anglin y Wyss, 2000b).

Dentro de los movimientos analíticos, se decidió estudiar la elevación humeral en el plano de la escápula, que es uno de los gestos más estudiados en la literatura científica debido a su importancia como elevación funcional (Michiels y Grevenstein, 1995; Poppen y Walker, 1976).

La elevación escapular se realiza entre los 30° y 45° en el plano frontal anterior. Con el fin de reproducir este gesto con la mayor fiabilidad, la posición de partida en el protocolo de medida se estableció en 37,5° de abducción horizontal, con lo que se pretendía garantizar que la ejecución del gesto en su totalidad se efectuara en el plano de la escápula.

Asimismo, se definió una posición de partida de 45° de elevación humeral y con el brazo en reposo sobre una mesa. Esta configuración se debe a motivos (i) funcionales, ya que el requerimiento mínimo para la mayoría de actividades de la vida diaria son 45° de flexión (Michiels y Grevenstein, 1995); (ii) metodológicos, se busca una mayor estandarización de la posición de partida para todos los sujetos que garantice la ejecución del gesto en el plano escapular y (iii) técnicos, ya que así se solucionan los posibles problemas asociados al cálculo de los ángulos de Euler (Gimbal Lock), que pueden aparecer en ángulos de elevación inferiores a 30° (Senk y Chèze, 2006).

En la revisión bibliográfica realizada no se han encontrado estudios que tengan un enfoque similar, ya que normalmente el gesto analizado tiene una posición de partida en el cero anatómico. Por esto, de todas las variables analizadas, el ángulo máximo, y no el rango de movilidad, será la variable más comparable con el resto de estudios. Respecto a la velocidad máxima, tanto en la fase de ascenso como en la de descenso, aunque sí se referenciarán otros estudios, habrá que tener en cuenta los factores de distorsión que serán, por un lado, el punto de partida distinto de cero, que provocará velocidades menores, y por otro lado, la realización del gesto con dos pesos distintos (250 g y 1 kg).

La decisión de ejecutar la elevación escapular con dos cargas distintas partió del interés clínico de conocer el efecto del peso manejado en el movimiento realizado por pacientes con dolor de hombro. El movimiento del hombro implica un balance preciso entre movilidad y estabilidad (de Toledo *et al.*, 2012). Al elevar un peso, la carga sobre la articulación del hombro aumenta, por lo que se producen ajustes internos en la articulación para mantener dicho balance. Así, se han observado diferencias en el ritmo escapulohumeral durante la elevación escapular en personas sanas (Kon *et al.*, 2008; Pascoal, Van Der Helm, Pezarat Correia y Carita, 2000). Cuando existe una lesión en el hombro, el balance entre movilidad y estabilidad es más difícil de mantener. Por este

motivo, el incremento del peso levantado suele tener en personas con patología un efecto mayor que en personas sanas (de Toledo et al., 2012; Kwon et al., 2012).

Para estudiar el gesto de elevación, en el presente estudio, se ha puesto a punto un modelo biomecánico y una instrumentación para calcular el movimiento del húmero respecto al tronco mediante fotogrametría.

Existen distintos modelos biomecánicos para el análisis del movimiento del hombro dependiendo del enfoque de valoración que se requiera. Múltiples estudios han optado por evaluar el movimiento de la articulación glenohumeral mediante la aplicación del modelo biomecánico recomendado por la Sociedad Internacional de Biomecánica (Fayad *et al.*, 2006; Langenderfer, Rullkoetter, Mell y Laz, 2009; Levasseur *et al.*, 2007) que incluye el análisis del conjunto de articulaciones que conforman el hombro. Este enfoque, sin embargo, no está exento de problemas, en especial los errores de medida debidos a los artefactos de los tejidos blandos a la hora analizar el movimiento de la escápula mediante marcadores externos, fundamentalmente en elevaciones superiores a 120° (García-Alsina *et al.*, 2005; Karduna *et al.*, 2001; Lovern *et al.*, 2010; Senk y Chèze, 2006).

En cuanto a la instrumentación cabe resaltar que el modelo propuesto por la SIB requiere de la precisa colocación de marcadores en puntos anatómicos, así como de la localización del centro de la articulación glenohumeral. La incorrecta localización de estos marcadores puede suponer errores en la definición de los ejes de referencia articular (Cutti *et al.*, 2005; Wu *et al.*, 2005). De hecho el artículo de De Groot (De Groot, 1997) reportó errores de 2° debidos a la colocación de marcadores por palpación y Williams (Williams, 1996) midió errores medios de 16 mm en la colocación de marcadores para un observador, aumentando hasta 21 mm al comparar entre varios observadores. En cuanto a la localización del centro la articulación glenohumeral es necesario realizar medidas adicionales de calibración para obtener un resultado preciso (Stokdijk *et al.*, 2000). Esto supone un incremento del tiempo de valoración, pero además hay que considerar que los procedimientos de determinación del centro articular no están diseñados para patológicos, por lo que en casos de cierta gravedad la medida posiblemente no podría ser realizada.

Otra de las posibles aproximaciones para la valoración de hombro es el análisis del movimiento torácico-humeral como alternativa simplificada del modelado articular completo que incluye el húmero, la clavícula y la escápula (Anglin y Wyss, 2000b).

La presente investigación se enmarca dentro de una línea de trabajo cuyo fin es la implantación del uso de las técnicas de valoración funcional en la práctica clínica. La integración de la valoración biomecánica, la historia clínica del paciente y las pruebas diagnósticas realizadas dotarían al clínico de una visión global sobre la etiología y las consecuencias funcionales de la misma. Para alcanzar este fin, la metodología desarrollada necesita adaptarse a las necesidades del personal y del entorno clínico (Rau *et al.*, 2000). Por este motivo, la metodología propuesta en el presente trabajo propone un análisis de la funcionalidad global del complejo articular del hombro, sin pretender analizar la biomecánica de cada articulación por separado. Este enfoque puede ser más conveniente en determinadas aplicaciones clínicas (García-Alsina *et al.*, 2005; Garofalo *et al.*, 2009; Kontaxis *et al.*, 2009). En primer lugar se reduce el tiempo de medida y la especialización del valorador al simplificar la instrumentación y los procedimientos y, en

segundo lugar, es más fácil controlar las fuentes de error instrumental, lo que debería contribuir de forma positiva a la reproducibilidad de los resultados.

Con la intención de simplificar el procedimiento de instrumentación y reducir los tiempos de medida, el modelo propuesto incluye únicamente 7 marcadores reflectantes. Con el objetivo de minimizar las dos fuentes más importantes de error de la medida, los ATB y la incorrecta localización de marcadores, únicamente los dos marcadores situados en los acromiones corresponden a localizaciones anatómicas concretas. El marcador en el acromion contralateral se utiliza en el cálculo del movimiento del tronco, si bien es conocido que el uso de marcadores anatómicos en el registro del movimiento está desaconsejado debido a los errores de cálculo que pueden generar (Cappozzo *et al.*, 2005). Por ejemplo, una localización o identificación poco precisa del epicóndilo y la epitróclea en el modelo de la SIB genera una definición incorrecta de los ejes ligados al húmero y, consecuentemente, se producirían errores importantes en la medida (Wu *et al.*, 2005). Sin embargo, el efecto en el modelo desarrollado en este trabajo es muy limitado. En primer lugar, se trata de puntos anatómicos muy prominentes, ausentes por lo general de tejidos blandos excesivos que dificulten su localización por parte de personal clínico experimentado, en segundo lugar, en caso de un error de localización éste sería muy pequeño en términos relativos con respecto a la distancia inter-acromial, minimizando el efecto sobre la definición de la dirección de los ejes anatómicos (Anglin y Wyss, 2000b). Por último, la alta visibilidad de los acromiones para el sistema de fotogrametría y la limitación del movimiento del tronco, cinchado a la silla, evitan cualquier problema de identificación y seguimiento de los marcadores durante la digitalización.

Se decidió colocar los marcadores del brazo sobre una estructura rígida. Esta opción tiene múltiples ventajas, destacando la mejor visibilidad de los marcadores, que facilita la digitalización y minimiza los errores instrumentales y elimina el movimiento relativo entre los marcadores debido a los artefactos de la piel (Anglin y Wyss, 2000b; Cappozzo *et al.*, 1995; Cutti *et al.*, 2005; Rau *et al.*, 2000). Éste último aspecto, por otra parte, impide la aplicación de algoritmos de compensación de los artefactos de los tejidos blandos basados en la deformación del sólido rígido formado por los marcadores (Anglin y Wyss, 2000b), si bien estas técnicas están todavía en fase de desarrollo y validación (Kontaxis *et al.*, 2009). El principal inconveniente del método empleado es, sin embargo, que se pierde la referencia anatómica para la representación de la rotación humeral. Este hecho no se consideró crítico en la presente investigación, ya que la utilización de la rotación humeral se limitó al uso del rango angular en el estudio de repetibilidad de los métodos de representaciones. Los problemas metodológicos de sobra conocidos en el cálculo de la rotación axial (diferencias entre métodos de representación y efecto de los ATB) (Anglin y Wyss, 2000a; Cappozzo *et al.*, 2005) motivaron que se optara por la solución de instrumentación idónea para minimizar los errores de medida del ángulo principal del movimiento.

A pesar de los problemas de medida descritos, es innegable el interés clínico del estudio de la rotación humeral. Por este motivo, en la definición del protocolo de medida la posición de partida del movimiento se realiza en rotación neutra. De este modo, si se define como referencia de rotación axial 0 en la posición de partida, el signo del ángulo en la ejecución del gesto de elevación debería permitir diferenciar entre rotación interna y externa (C. Schwartz *et al.*, 2014). Por estar alejado del objetivo de la investigación, la

validación de este cálculo no fue realizada y debería tenerse en cuenta en futuros estudios que utilicen este modelo para analizar la rotación humeral.

Como se ha comentado previamente, los marcadores del brazo se instalaron sobre una férula rígida que se fijaba alrededor del brazo a la altura de la articulación del codo. El cierre mediante velcros facilitaba la instrumentación por parte del valorador, siendo muy rápida al no requerir una localización precisa. Una función adicional de la férula era limitar la flexión de codo durante el movimiento. Esta decisión buscaba evitar dos problemas potenciales que podrían afectar a la reproducibilidad del movimiento: (i) la flexión del codo permitiría al sujeto reducir el momento aplicando en el hombro, permitiéndole alcanzar una mayor elevación humeral y (ii) el error incontrolado que introduciría en la medida el diferente efecto de los artefactos de la piel en función de la flexión del codo (Cutti *et al.*, 2005).

En la definición del protocolo de medida, se decidió ejecutar la elevación escapular en posición de sedestación, solución adoptada por múltiples autores con anterioridad (Matsuki *et al.*, 2011; Mell *et al.*, 2005). Ello permitió fijar la espalda a la silla mediante cinchas para evitar las inclinaciones de tronco que suceden durante la realización del gesto unilateral y que pueden reducir el movimiento efectivo del hombro en la elevación del brazo (Jaspers *et al.*, 2011; Mell *et al.*, 2005; C. Schwartz *et al.*, 2014). Helm y Pronk (Helm y Pronk, 1995) propusieron como solución a este problema el análisis con elevación de los dos miembros simultáneamente, pero existen varios motivos para haber adoptado un método diferente al éste. En primer lugar, la valoración simultánea puede garantizar que no exista inclinación de tronco, a no ser que el movimiento con los dos miembros sea absolutamente síncrono. Además, la efectividad del protocolo es limitada en caso de sujetos con afectación bilateral o si se pretende caracterizar el movimiento del miembro sano y por último, el método requiere de una colaboración absoluta por parte del sujeto.

Una vez instrumentado, cada sujeto realizó cinco repeticiones de la elevación humeral en el plano de la escápula con los pesos de 250 g y 1 kg. La velocidad de ejecución del movimiento no fue controlada, permitiendo a cada sujeto realizar el gesto al ritmo que le resultase confortable. Si bien esta opción ha sido empleada por múltiples autores (Matsuki *et al.*, 2011; Mell *et al.*, 2005; C. Schwartz *et al.*, 2014) tiene el inconveniente, frente a un movimiento a velocidad máxima, de limitar el potencial de la velocidad como variable discriminatoria, ya que la dispersión de los resultados es mayor especialmente en la población sana. Por otra parte, la realización del gesto a una velocidad confortable favorece el alcance de los límites de movilidad máximos y una mayor repetibilidad del movimiento (Baydal-Bertomeu, 2013). Este segundo argumento tuvo finalmente mayor peso en el desarrollo del protocolo de medida, dada la importancia de la reproducibilidad de la medida en las aplicaciones de uso clínico.

5.2. Comparación de los métodos de representación

Precisamente con el fin de mejorar la reproducibilidad de los resultados se llevó a cabo el estudio de repetibilidad de los métodos de representación del movimiento. El objetivo fue seleccionar el método que introdujera la menor variabilidad en la medida de la elevación humeral en el plano de la escápula.

Los resultados del estudio han mostrado importantes diferencias en los rangos del movimiento calculados mediante las secuencias de Euler $YX'Y''$ y $XZ'Y''$ y el vector orientación. El ángulo de elevación resulta muy similar en los tres casos, pero los valores de rotación axial y del plano de elevación son muy distintos con cada representación, tal como habían descrito previamente otros autores (Phadke *et al.*, 2011; Senk y Chèze, 2006).

Por otra parte, en el análisis de la repetibilidad de las funciones continuas se han observado unos resultados muy parecidos en las fases de ascenso y de descenso, en todos los ángulos y métodos de representación. Este hecho es indicativo, como ya se había mencionado con anterioridad, de que la ejecución de la elevación y del descenso humeral en el plano de la escápula son muy similares en personas sanas.

En el ángulo de elevación, se han obtenido valores excelentes del ICC funcional para los tres métodos de representación. Si bien el estudio estadístico muestra un menor ICC_{func} del vector orientación con respecto a las secuencias de Euler, el elevado valor de fiabilidad ($> 0,99$) resta relevancia a estas diferencias. En el estudio de repetibilidad de las variables discretas, los resultados son también muy buenos para la elevación con las tres representaciones, tanto en el ICC ($\geq 0,87$), como en el SEM ($\leq 1,9^\circ$), y el CV_{SEM} ($\leq 1,2\%$).

Las diferencias importantes aparecen en la repetibilidad en los ángulos secundarios. En el ángulo del plano de elevación los mejores resultados son para la vector orientación. Éste ha obtenido un ICC funcional más alto que las secuencias de Euler, no hallándose diferencias estadísticas entre estas últimas. La repetibilidad de las variables discretas, requiere una interpretación conjunta de los resultados. Si bien el vector orientación tiene los mejores valores de ICC y CV_{SEM} , también le corresponde el mayor error absoluto. En contraposición, la secuencia $XZ'Y''$ tiene el valor más bajo de ICC pero el mejor SEM. Estas discrepancias están relacionadas con la dependencia del ICC de la distribución de la variable en la muestra de estudio, lo que resulta en valores más altos del ICC cuando la dispersión es elevada (Weir, 2005). Las medidas del error en términos absolutos, como el SEM, no están afectados por la dispersión de la muestra (de Vet *et al.*, 2006), por lo que serían más adecuados para realizar la comparación de los resultados en este caso.

En el ángulo de rotación axial, la secuencia $XZ'Y''$ consigue los mejores resultados en todos los casos. La fiabilidad de las curvas en ascenso y en descenso es excelente y estadísticamente superior a los otros dos métodos de representación. En las variables discretas, tiene los mejores valores de ICC, SEM y CV_{SEM} , siendo los peores resultados los de la secuencia $YX'Y''$, probablemente porque los cálculos en las posiciones próximas a la elevación máxima pueden verse afectados por el gimbal lock (Lempereur *et al.*, 2012). Esta hipótesis estaría apoyada por los resultados de estudios previos en los que la elevación máxima se mantuvo en posiciones alejadas de las configuraciones singulares ($< 120^\circ$). En particular, Ludewig y Cook obtuvieron una fiabilidad excelente en la rotación axial (ICC $> 0,97$) (Ludewig y Cook, 2000), mientras que Lin *et al.* reportaron SEM inferiores a $2,5^\circ$ en las tres rotaciones (Lin *et al.*, 2005).

El SEM observado en este trabajo para los ángulos secundarios con la secuencia el $YX'Y''$ es comparable a los datos aportados por Meskers y colaboradores, quienes midieron errores superiores a 7° (Meskers, Vermeulen, De Groot, Van Der Helm y Rozing, 1998).

Esos errores son relativamente grandes en comparación con el rango de movimiento ($CV > 24\%$). Este hecho pone de manifiesto la necesidad de interpretar con precaución los resultados obtenidos en la medida de los movimientos secundarios del hombro durante la elevación del brazo (Yang, Lu, Chou, Chang y Lin, 2009). Estos estudios deberían estar respaldados por un análisis de fiabilidad y del cálculo del MCD con el fin de evitar que valores más pequeños que el error del procedimiento de medida puedan ser interpretados como clínicamente relevantes (Copay *et al.*, 2007).

Los resultados calculados para la secuencia XZ'Y'' en este trabajo son ligeramente menores que los obtenidos por Lempereur *et al.* (Lempereur *et al.*, 2012), aunque ese estudio no utilizó el ICC funcional de Duhamel, sino el CMC. Los resultados para YX'Y'' son similares a los de Jaspers y colaboradores (Jaspers *et al.*, 2011), si bien ellos analizaron movimientos de alcances y no la elevación escapular y emplearon también el CMC en lugar del ICC_{func.} No se han encontrado estudios que midieran la fiabilidad de la elevación humeral utilizando el vector orientación.

De acuerdo con la hipótesis planteada en el trabajo, el método de representación utilizado afecta a la variabilidad del movimiento. Estas discrepancias entre representaciones están relacionadas con las no linealidades de la composición de la rotación, que amplifican el efecto de los errores de medida de formas variadas y complejas (Page *et al.*, 2014). En el caso particular de la elevación en el plano de la escápula, la secuencia YX'Y'' tiene los mayores efectos de amplificación de los errores. Este hecho es relevante, puesto que se trata de la secuencia recomendada por la SIB para el estudio de este movimiento. Los resultados presentados deberían tenerse especialmente en cuenta en los estudios que pretendan comparar los rangos de rotación humeral calculados utilizando esta representación (Lin *et al.*, 2005; Ludewig y Cook, 2000; Yang *et al.*, 2009).

Los resultados obtenidos en este estudio son exclusivamente aplicables al movimiento humero-torácico durante la elevación humeral en el plano escapular y podrían, sin duda, ser muy distintos en el análisis de otros movimientos. Debería prestarse una atención especial a la fiabilidad del método de representación en aquellos casos en los que la información de los movimientos secundarios es clínicamente relevante (por ejemplo, en la escápula).

Además, la determinación de los errores asociados a la descripción del movimiento es especialmente necesario en aquellos experimentos en los que, como sucede en el presente trabajo, la variabilidad intrasujeto pretenda utilizarse como una variable característica del movimiento humano (Bates *et al.*, 2004).

En el presente trabajo se ha optado finalmente por la selección de la secuencia XZ'Y'' como método de representación del movimiento. Esta sugerencia, además, coincide con otros autores que recomiendan su utilización en lugar de la YX'Y'' para el estudio de la elevación escapular (Phadke *et al.*, 2011; Senk y Chèze, 2006).

A pesar de que los resultados del vector orientación también son buenos, se ha considerado que la excelente fiabilidad de la secuencia de Euler en rotación axial y su menor error absoluto en los tres planos del movimiento eran aspectos diferenciadores. Adicionalmente, el vector orientación tiene el inconveniente de que su interpretación clínica no es fácil, ya que los ángulos no están referidos a los planos anatómicos. Este

hecho es particularmente relevante dado que la presente investigación pretende desarrollar un procedimiento de uso clínico.

En el siguiente apartado se tratan los resultados del estudio de reproducibilidad del procedimiento de medida, entre valoradores y entre días. Los cálculos de las variables cinemáticas analizadas se realizaron a partir de los ángulos representados mediante la secuencia de Euler XZ'Y''.

5.3. Reproducibilidad del procedimiento de medida

Uno de los aspectos más importantes para un sistema de medida de uso clínico es que tenga una elevada reproducibilidad (McGinley *et al.*, 2009). Por este motivo, se ha llevado a cabo un estudio experimental para determinar la reproducibilidad del procedimiento de medida en el cálculo de las funciones continuas y de las variables discretas.

La fiabilidad de las curvas angulares en ascenso y en descenso ha sido excelente tanto entre días como entre valoradores ($CMC \geq 0,99$). Las curvas de velocidad han mostrado una fiabilidad muy buena en todos los casos ($CMC \geq 0,89$). Estos resultados están en consonancia con los estudios precedentes. Jaspers *et al.* obtuvieron valores excelentes del CMC del ángulo de elevación entre dos sesiones de medida en el análisis de actividades funcionales con niños (Jaspers *et al.*, 2011). Garofalo *et al.* reportaron valores de CMC muy buenos al comparar las medidas de dos valoradores en el estudio del ritmo escapulo-humeral, tanto en el ascenso como en el descenso, durante la elevación del brazo en los planos frontal y sagital (Garofalo *et al.*, 2009). No obstante, no se han encontrado trabajos previos que estudiaran la fiabilidad de las curvas de velocidad ni la reproducibilidad considerando sesiones de medida y valoradores distintos.

Una vez comprobada la fiabilidad de las funciones continuas, se procedió a determinar el error del procedimiento de medida para cada una de las variables incluidas en el estudio. Al analizar la existencia de errores sistemáticos debidos al valorador o a la sesión de medida, se han encontrado diferencias en las velocidades máximas de ascenso y de descenso con 250 g entre las dos sesiones de medida realizadas de forma consecutiva. Ambas velocidades aumentaron un 12% en la segunda medida.

Puesto que el orden del valorador fue aleatorizado, los cambios fueron debidos exclusivamente al sujeto valorado. Estas diferencias se consideran motivadas por un efecto calentamiento de los sujetos y, probablemente, podrían reducirse aumentando el entrenamiento del sujeto previo a la valoración. No obstante, el hecho de que las diferencias no se reprodujeran en el manejo de la carga de 1 kg, ni aparecieran en otras variables provoca que su efecto sea limitado. Por otra parte, como se comentó anteriormente, la decisión de realizar el gesto a una velocidad cómoda para el paciente ya se tomó con el conocimiento de que su uso como variable discriminatoria sería limitado debido a una mayor dispersión de los resultados.

No se encontraron otras diferencias entre las sesiones de medida, ni en el gesto con 250 g ni con 1 kg, por lo que se descartó la existencia de un sesgo en la medida debido a los valoradores o al tiempo (registros en días separados) y se procedió a determinar el error del procedimiento de medida.

El error se calculó mediante el SEM y, a partir de éste, se estimó MCD para cada una de las variables incluidas en el estudio. El MCD permite a los clínicos interpretar las diferencias entre dos valoraciones del mismo sujeto y determinar si los cambios observados en las variables son clínicamente relevantes o deben considerarse variabilidad propia de la medida (Copay *et al.*, 2007).

En la presente investigación se ha calculado el MCD en tres condiciones distintas: (i) el sujeto es medido por dos valoradores distintos en el mismo día; (ii) el sujeto es medido por el mismo valorador en dos días distintos; (iii) el sujeto es medido por dos valoradores y en dos días distintos.

La reproducibilidad obtenida se considera muy alta en todas las variables, con la excepción de las velocidades, donde el SEM es generalmente superior al 10% de la velocidad máxima en el manejo de las dos cargas. En el resto de variables, los errores resultan de pequeña magnitud. Lamentablemente, sólo se ha podido comparar con la literatura previa la elevación máxima, encontrando que el SEM máximo obtenido en nuestro trabajo ($4,15^\circ$) es de una magnitud similar al obtenido por Jaspers *et al.* en el alcance superior ($4,7^\circ$) (Jaspers *et al.*, 2011).

Adicionalmente, no se observan diferencias entre el SEM con el manejo de las dos cargas ni entre las tres condiciones estudiadas. Este último aspecto indicaría que la reproducibilidad de la medida es independiente del valorador y de la sesión de medida, lo que resulta crucial en los sistemas de aplicación clínica. Con ello se alcanzaría uno de los primeros objetivos del trabajo, el desarrollo de un procedimiento de medida sencillo y rápido de instrumentar pero con una elevada reproducibilidad en los resultados.

5.4. Estudio descriptivo del grupo de personas sanas

Como paso previo a la evaluación de pacientes con dolor de hombro, se estudió el comportamiento de una muestra de sujetos sanos, considerando el efecto del sexo, la edad y la dominancia, como factores que podían influir en las características del movimiento ejecutado.

En primer lugar se estudió el efecto de la dominancia, encontrando tan solo un efecto aislado y de pequeña magnitud en los instantes de los pico de velocidad de ascenso y de descenso al levantar 250 g. En un primer análisis se relacionó este cambio del patrón de movimiento con la menor fuerza del brazo no dominante, sin embargo la ausencia de diferencias con el manejo de 1 kg descartaría esta hipótesis.

Al revisar la literatura científica, se encontró que la mayoría de autores concluyeron que no existen diferencias en el factor dominancia en el gesto de elevación humeral, si bien sí se han encontrado en las rotaciones y en la cinemática escapular (Barnes, Van Steyn y Fischer, 2001; Matsuki *et al.*, 2011; C. Schwartz *et al.*, 2014; Yoshizaki *et al.*, 2009). Sin embargo, la falta de consenso en los resultados y la pequeña magnitud de las diferencias hace que diversos autores propongan el miembro contralateral como patrón de comparación para el lado afecto (Macedo y Magee, 2008; Roren *et al.*, 2012).

Macedo y Magee sí reportaron diferencias estadísticamente significativas entre el lado dominante y no dominante al medir con goniómetro manual el rango activo de abducción

del complejo del hombro de mujeres (Macedo y Magee, 2008). No obstante, no encontraron significancia en las diferencias en el mismo movimiento ejecutado de forma pasiva, ni en el rango de flexión activa o pasiva. La diferencia media registrada entre lados fue de 3°, con un MCD calculado en el mismo estudio de alrededor de 6°, con lo que los mismos autores concluyen que dicha diferencia no es clínicamente relevante. Esta conclusión, además, es común a todas las diferencias encontradas en los rangos articulares tanto en el miembro superior como en el inferior.

Cabe resaltar, sin embargo, que los estudios existentes hasta el momento analizan principalmente el rango de movimiento, pero no variables asociadas a la velocidad y a la variabilidad del movimiento, como las calculadas en el presente trabajo. Además los protocolos de medida y las técnicas de registro tampoco son directamente comparables con nuestro estudio. En cualquier caso, después de haber comprobado que nuestros resultados estaban en consonancia con los estudios previos se concluyó que la dominancia no tenía un efecto significativo sobre los valores cinemáticos de movilidad de hombro en personas sanas.

Con respecto al sexo, el análisis estadístico determinó que no tenía influencia sobre ninguna de las variables cinemáticas analizadas en la muestra de personas sin patología de hombro. Estos resultados se consideran lógicos, ya que la prueba realizada no implica el desarrollo de un nivel elevado de esfuerzo, por lo que la diferencia de fuerza inherente al género no debería apreciarse en la ejecución del gesto (Heyward, Johannes-Ellis y Romer, 1986). Al analizar la interacción con la carga en nuestro trabajo, hemos encontrado que las variables cinemáticas de los hombres y de las mujeres son similares, tanto al levantar la carga de 250 g como la de 1 kg. Al evaluar cómo afectaba la magnitud del peso manejado en cada sexo, aparecen diferencias únicamente en las velocidades máximas en el descenso. Si bien en los hombres no se aprecian cambios con la carga, las mujeres ejecutaron el movimiento de descenso más rápido con 250 g que con 1 kg. En la fase de ascenso también se ha observado en las mujeres una disminución de la velocidad al aumentar el peso ($p < 0,05$), si bien en este caso, las diferencias con el comportamiento del grupo de hombres no fueron significativas.

Al revisar la literatura científica para contrastar estos hallazgos, se han encontrado pocas referencias que emplearan como variable la velocidad del movimiento. El estudio de García-Alsina *et al.* utilizó variables angulares, de velocidad y de variabilidad (CV) en el análisis de la elevación en el plano frontal con fotogrametría, no encontrando diferencias entre hombres y mujeres en ninguna de las variables (García-Alsina *et al.*, 2005). Doriot y Wang midieron con fotogrametría los rangos de movilidad del miembro superior, con el sujeto en posición de sedestación (Doriot y Wang, 2006). Los autores observaron diferencias entre los sexos en la pronación del codo y la abducción de la muñeca y del tronco, pero no en el movimiento del hombro en ningún plano.

Soucie *et al.* midieron un mayor rango de flexión del hombro en las mujeres que en los hombres, en edades superiores a 20 años (Soucie *et al.*, 2011). Sin embargo, este estudio es difícilmente comparable con el nuestro ya que se valoró el movimiento pasivo asistido por el clínico y, además, la posición del paciente fue en decúbito supino. Las diferencias medias entre los sexos medidas con goniómetro manual fueron de 4°, por lo que los mismos autores concluyen que no son diferencias clínicamente relevantes. Del mismo

orden de magnitud fueron los resultados de Barnes *et al.* al quienes, midiendo también con goniómetro y en decúbito supino, cuantificaron en 3,1° el mayor rango de elevación activa de las mujeres y en 2,5° la diferencia en la movilidad pasiva (Barnes *et al.*, 2001).

Otros autores han estudiado la activación muscular del trapecio durante diferentes posiciones de la elevación escapular, sin observar influencia del sexo en los resultados (Szucs y Borstad, 2013). Finalmente, hay estudios que ni siquiera contemplan este factor en su análisis, lo que apoyaría la idea de que el sexo no tiene un efecto relevante en el análisis del movimiento durante la elevación en el plano de la escápula (Michiels y Grevenstein, 1995; Ogston y Ludewig, 2007; Romeo, Mazzocca, Hang, Shott y Bach, 2004; Yang *et al.*, 2008).

Con estos antecedentes, y considerando el hecho de que la velocidad de ejecución fuese no controlada, se concluyó que el sexo no influía en el resultado del análisis cinemático desarrollado en el presente trabajo.

Para estudiar el efecto del factor edad, decidimos segmentar la población en mayores y menores de 45 años tal y como se había realizado en estudios previos (García-Alsina *et al.*, 2005; Soucie *et al.*, 2011). En el presente estudio no se han encontrado diferencias en la ejecución del gesto entre estos grupos de edad, sin tener en cuenta el resto de factores. Nuevamente en el estudio de Soucie *et al.* se observaron diferencias en el rango pasivo de flexión de hombro en función de la edad (Soucie *et al.*, 2011). Las diferencias medias fueron de 3,9° en el caso de las mujeres y de 4,8°, en el caso de los hombres, por lo que no resultan a priori diferencias relevantes a nivel clínico. Además, deben considerarse las diferencias del protocolo con respecto al nuestro, expuestas anteriormente. Sin embargo, el estudio de Doriot y Wang, que sí utilizó una metodología de análisis similar a la del presente trabajo, encontró una pérdida de alrededor de 15° de flexión de hombro en hombres y en mujeres mayores con respecto a un grupo más joven (Doriot y Wang, 2006). No obstante, cabe resaltar que en el estudio de Doriot y Wang se compararon dos grupos de edad bien diferenciados (i.e. un grupo de jóvenes entre 20 y 35 años y otro de mayores de entre 65 y 80 años), mientras que en nuestro trabajo se analizaron dos grupos pertenecientes a la edad adulta (i.e. grupo entre 20 y 45 años y entre 46 y 60 años). Considerando estas divergencias, sería sensato suponer que la valoración de un grupo de mayor edad podría arrojar resultados distintos a los obtenidos en nuestro grupo control.

En el estudio de Barnes *et al.* se concluyó que el rango de la mayoría de movimientos del hombro disminuía con la edad (Barnes *et al.*, 2001). En este caso, estimaron el efecto de la edad mediante una regresión lineal. Para ello se segmentó la muestra de sujetos en grupos de 11-20, 21-30, 31-40, 41-50, 51-60 y 61-70. A pesar de observar una disminución continuada del rango de abducción con la edad, no sucedió lo mismo con la flexión, que sólo se vio afectada en personas mayores de 41 años. Midieron, en éstos, una reducción de 10° en la flexión de hombro en las tres últimas décadas, si bien los propios autores consideraron este cambio como funcionalmente relevante. Es probable que, como sucedió en el estudio de Doriot y Wang, la inclusión de un grupo de mayor edad (61-70), sumado al cálculo del efecto de la edad mediante regresión lineal sea la razón de la diferencia en las conclusiones obtenidas en la presente investigación.

Al analizar conjuntamente los factores sexo y edad se vio que su interacción no era significativa en la mayoría de variables. Sólo se han observado diferencias en el

coeficiente de variación de la elevación máxima, que disminuyó con la edad en los hombres y resultó más alto en las mujeres mayores de 45 años que en los hombres de su misma edad. Estos resultados no se vieron reforzados por diferencias en la misma dirección en otras variables de variabilidad, por lo que no se han considerado relevantes.

Únicamente el estudio de Doriot y Wang analizó el efecto de la interacción entre el sexo y la edad y tampoco encontró diferencias, ni en la movilidad del hombro ni del resto de articulaciones del miembro superior (Doriot y Wang, 2006).

Con respecto a la interacción del factor edad y carga, al comparar entre mayores y menores de 45 años, no se han encontrado diferencias entre los dos grupos de edad ni al levantar 250 g ni 1 kg. No obstante, al evaluar el efecto de la magnitud de la carga manejada aparecieron diferencias en la velocidad máxima de ascenso y en la entropía. El grupo mayor de 45 presentó diferencias en la velocidad de ascenso, que fue más alta cuando se levantaban 250 g que al levantar 1 kg. Además, la entropía también aumentó en los mayores de 45 años. Estos cambios con el peso no aparecieron en el grupo más joven. Estos resultados indicarían que con el aumento de la edad habría una mayor sensibilidad al incremento de la carga levantada, lo que se vería reflejado en una disminución de la velocidad de ejecución y de la suavidad del movimiento. Sin embargo, no se ha encontrado una correlación significativa de la edad con la entropía, ni con el cambio en esta variable al incrementar el peso. Lamentablemente, no existe bibliografía previa que haya analizado esta interacción, por lo que no resultó posible contrastar esta hipótesis con estudios previos.

Con estos resultados se decidió finalmente descartar la influencia de la edad en la muestra de personas sanas incluida en el presente trabajo. No obstante, en base a la bibliografía consultada, se considera que las diferencias encontradas podrían reflejar una tendencia que se podría ver potenciada en edades superiores a los 60 años. Concretamente, el estudio comparativo del movimiento ejecutado con diferentes pesos podría ser útil para identificar cambios en el control neuromuscular de las personas mayores, cuantificados mediante la entropía.

La carga ha sido el único factor analizado que ha tenido influencia en algunas de las variables estudiadas. Aunque en la mayoría de variables no existió un efecto estadísticamente significativo del peso levantado, sí apareció en las velocidades máximas de ascenso y de descenso, en el instante en el que se produce la velocidad máxima de ascenso y en la entropía.

Ambas velocidades se ven disminuidas cuando el gesto se realiza con 1 kg al compararlo con 250 g. En este sentido, según la Escala de Constant-Murley (Rocourt *et al.*, 2008), las estructuras músculo-tendinosas del complejo articular del hombro pueden realizar un movimiento contra resistencia de hasta 11,45 kg con el codo extendido en condiciones normales. De acuerdo con esto, la elevación de una carga de 1 kg no debería suponer un compromiso funcional en las personas sin lesión de hombro, lo que concuerda con que los límites máximos de rango, o la variabilidad del patrón del movimiento fueran estables independientemente de la carga aplicada (en este caso 250 g y 1 kg). No obstante, parece lógico pensar que ante al incremento del peso levantado, el sujeto busque reducir la velocidad de ejecución de manera que la carga solicitada en el hombro continúe dentro de unos límites de confort.

En el caso de que el protocolo solicitara una velocidad de ejecución máxima, el momento aplicado en el hombro aumentaría considerablemente con 1 kg debido a los componentes inerciales e, hipotéticamente, podrían aparecer diferencias en otras variables (p. ej. variabilidad) en lugar de en las velocidades.

También se resulta afectado por la carga el instante de tiempo en que se alcanza la velocidad máxima, que se retrasa al levantar 1 kg, con respecto a 250 g. Esto indicaría que los sujetos alargan la duración del impulso realizado cuando levantan una carga más pesada, lo que sería una consecuencia física de la disminución de la velocidad de elevación. Por último, la entropía aumenta al incrementar la carga, lo que indicaría un menor control neuromuscular al levantar un peso mayor.

Si bien no se encontraron trabajos que estudiaran el efecto de la carga en el movimiento humerotóraco, la relación entre el peso levantado y el ritmo escapulohumeral sí ha sido analizada por múltiples autores. Así, Kon et al (Kon *et al.*, 2008) observaron una reducción del movimiento escapulohumeral en personas sanas durante la abducción del hombro, en el rango de 30 a 45°, al levantar una carga de 3 kg y comparar con el movimiento ejecutado sin carga. Las conclusiones de estos autores coinciden con otros trabajos que también encontraron una alteración del ritmo escapulohumeral con el incremento del peso manejado en la elevación en distintos planos (de Toledo *et al.*, 2012; Kwon *et al.*, 2012; McQuade y Smidt, 1998; Pascoal *et al.*, 2000).

Sin embargo, otros autores como De Groot *et al.* (De Groot *et al.*, 1999) no encontraron diferencias en el ritmo de movilidad del hombro al estudiar varias posiciones de elevación en el plano frontal con distintos pesos sujetos a las muñecas (i.e. 0, 0,9, 1,9 y 2,9 kg). Resultados similares se observaron en el estudio de Michiels y Grevenstein (Michiels y Grevenstein, 1995), quienes tampoco reportaron diferencias estadísticamente significativas entre el gesto de elevación escapular realizado sin peso, con 1 kg y con 2 kg. Helm y Pronk (Helm y Pronk, 1995) y Ludewig y Cook (Ludewig y Cook, 2000) alcanzaron idéntica conclusión en sus estudios.

De Toledo *et al.* justificaron las diferencias en las conclusiones alcanzadas por los distintos autores en la diversidad de metodologías empleadas para registrar el movimiento de la escápula (de Toledo *et al.*, 2012). No obstante, esta controversia existente con los sujetos sanos no se encontró en la evaluación del efecto del peso en pacientes con lesión de hombro. Los estudios de Toledo *et al.* y de Kwon *et al.*, centrados ambos en pacientes con artroplastia, mostraron en éstos una influencia de las cargas manejadas en el movimiento escapular (de Toledo *et al.*, 2012; Kwon *et al.*, 2012)

Con estos antecedentes, y dado que la mayoría de variables cinemáticas no se vieron influenciadas por la dominancia ni por los factores entre-sujetos, se decidió realizar la caracterización de la muestra de sujetos sanos como un único grupo, sin dividir por la edad o el sexo y considerando solamente el factor intrasujetos carga. De este modo, se calcularon los valores de referencia del grupo control y los patrones de normalidad de las curvas angulares y de velocidad para la elevación escapular con 250 g y 1 kg. Estos datos serán la referencia de comparación que permitirá determinar si el resultado de la valoración cinemática de un nuevo individuo se encuentra dentro de la normalidad.

Al revisar los resultados de los valores de referencia calculadas para las personas sanas, se observaron unos valores medios (desviación estándar) de elevación máxima de 167,82 (7,15)° para la elevación con 250 g y de 166,77 (8,37)° para la elevación con 1 kg, siendo la máxima obtenida de 179,81° y 178,78° para elevación con 250 g y con 1 kg respectivamente.

Estos resultados estarían en consonancia con la American Academy of Orthopaedic Surgeons, que establece la abducción máxima para sujetos normales en 180° (American Academy of Orthopaedic Surgeons, 1965). Los ángulos de elevación máxima obtenidos concuerdan también con las mediciones realizadas con goniómetro manual en trabajos previos con grandes muestras de estudio (Barnes *et al.*, 2001; Soucie *et al.*, 2011).

Sin embargo, al comparar los resultados de este trabajo con los de otros estudios que utilizan sistemas de análisis de movimientos para medir la elevación del húmero respecto al tronco, aparecen ciertas discrepancias. Por ejemplo, García-Alsina *et al.* (García-Alsina *et al.*, 2005) midieron con fotogrametría una elevación media del brazo respecto al tronco de 142°, con un máximo de 165°. Doriot y Wang (Doriot y Wang, 2006) con la misma técnica de medida registraron un valor medio de flexión lateral máxima de 151°. Por último, Runquist *et al.* (Runquist *et al.*, 2003) emplearon un sistema electromagnético y obtuvieron un rango máximo de 150,7° de elevación en el plano de la escápula.

La divergencias entre los resultados de estudios de análisis de movimientos humanos son inherentes al uso de diferentes técnicas y procedimientos de medida (Leardini *et al.*, 2009). No obstante, es destacable que todos los trabajos precedentes mostraran valores de elevación más bajos que nuestro estudio. Al margen de la instrumentación, estas diferencias podrían ser debidas a tres factores principales: (i) el movimiento analizado; (ii) la velocidad de ejecución y (iii) las restricciones impuestas en el protocolo medida.

Con respecto al movimiento estudiado, García-Alsina *et al.* y Runquist *et al.* analizaron la elevación en el plano frontal, sin embargo Doriot y Wang midieron en el plano escapular. La velocidad de ejecución fue máxima en García-Alsina *et al.*, pero no controlada en los otros dos estudios. La principal diferencia con nuestro estudio, común a las tres investigaciones precedentes, parece residir en los protocolos de medida utilizados. García-Alsina *et al.* y Runquist *et al.* midieron a los sujetos en bipedestación y Doriot y Wang en sedestación, pero ninguno de ellos fijó el movimiento del tronco ni limitó la flexión del codo.

En nuestro estudio estas decisiones se tomaron con el objetivo de forzar al sujeto a alcanzar el máximo rango de movilidad con el hombro, evitando las compensaciones del tronco y el codo y mejorando la reproducibilidad de la medida. A la vista de los resultados, en consonancia con los rangos anatómicos descritos en la bibliografía clínica, parece ser que las medidas adoptadas efectivamente logran un incremento de la movilidad activa del hombro, en comparación con los protocolos de ejecución más libre. Además, se obtuvo su coeficiente de variación del ángulo máximo del 1,25% (0,88) para el gesto realizado con 250 g y del 1,43% (0,87) para el realizado con 1 kg. Estos valores son menores que los obtenidos por García-Alsina *et al.*, que reportaron CV medio del 2,20%. Este dato podría indicar que, efectivamente, la fijación del codo y el tronco contribuirían a mejorar la reproducibilidad del movimiento ejecutado por los sujetos.

En cuanto al resto de variables descriptivas del movimiento, es decir las velocidades, se observó que, durante la fase de ascenso, la velocidad es de 240,71 (63,37)°/s en el caso del gesto realizado con 250 g, mientras que en el gesto realizado con 1 kg, es de 230,61 (62,74)°/s. Es destacable la elevada dispersión medida en la muestra de personas sanas ($CV \approx 25\%$). Este hecho es lógico debido al protocolo de velocidad no controlada y limita su uso como variable discriminatoria.

Por otra parte se observó una disminución de la velocidad en la fase de descenso con respecto a la de ascenso. Este hecho podría ser debido al control del movimiento que ejercían los sujetos en el descenso con el fin de posicionar la maza en el lugar correcto y de evitar un impacto excesivo con la mesa. Por desgracia, estos resultados no han podido ser comparados con trabajos previamente publicados, ya que los estudios que analizan el ascenso y el descenso durante la elevación se centran en el ritmo escapulohumeral, sin prestar atención a la velocidad de ejecución (Borstad y Ludewig, 2002; Warner *et al.*, 2012; Yoshizaki *et al.*, 2009).

Respecto a las variables que analizan el ritmo de ejecución del gesto, el valor del instante del pico de velocidad resultó diferente en el ascenso y en el descenso. Estas diferencias sin duda son debidas al efecto de la gravedad, que actúa como freno del impulso en el ascenso y lo favorece en el descenso. Es lógico, por tanto, el retraso observado en el pico de velocidad al bajar el brazo, con respecto a la elevación. Estas variables mostraron también una elevada dispersión en el grupo control ($CV \approx 10\%$), derivada probablemente de la ejecución del movimiento a velocidades no controladas.

Las diferencias entre la ejecución del ascenso y del descenso se representan por medio de la variable simetría. Ésta mostró valores medio ligeramente positivos ($\approx 3\%$) tanto para el movimiento con 250 g como con 1 kg. Esto es indicativo de que las personas sanas desarrollan velocidades algo más altas en el ascenso que en el descenso, a lo largo de todo el ciclo del movimiento y con las dos cargas.

La variable correlación, obtuvo valores muy elevados en ascenso y descenso con los dos pesos ($> 0,95$). No se observaron diferencias en los valores obtenidos entre las fases del movimiento ni con el peso manejado y presentó valores bajos de dispersión. Los resultados obtenidos fueron los esperados, ya que esta variable se calcula a través de una correlación con la curva media del propio grupo control. Por tanto, la principal utilidad de esta variable es en la evaluación de personas con patología de hombro, en quienes permitirá determinar si el ritmo de ejecución del movimiento se asemeja al de los sujetos sanos.

Las medidas de variabilidad utilizadas presentaron valores muy bajos en el grupo control, en las dos fases del movimiento y con las dos cargas. Ninguna de estas variables presentó resultados diferentes al comparar entre pesos o fases. El coeficiente de variación de la elevación máxima obtuvo valores menores del 1,5% que, según se comentó anteriormente, son más bajos que la literatura consultada. La repetibilidad en el ascenso y en el descenso obtuvo valores excelentes ($> 0,93$), considerando que límite establecido por Duhamel *et al.* para una buena repetibilidad de las curvas de marcha es 0,83 (Duhamel *et al.*, 2004).

Por último, el valor absoluto de la entropía no permite muchas interpretaciones, ya que su valor es muy dependiente del movimiento y la variable analizada. En este sentido, no se encontró en la bibliografía un estudio de la entropía en movimientos elevación del brazo. Sí que resultó interesante comprobar que la entropía no cambió en personas sanas con el manejo de las cargas de 250 g y 1 kg. En este sentido, Kojima *et al.* (Kojima *et al.*, 2008) estudiaron un gesto de levantamiento y descenso de un vaso desde la altura del ombligo a la altura de los ojos. Los autores pretendían analizar si existían diferencias en personas sanas al realizar el gesto en dos condiciones distintas, una levantando el vaso lleno de agua y otra con el vaso conteniendo una masa del mismo peso que del agua. Su hipótesis era que la ejecución del movimiento con el vaso con agua suponía un mayor control neuromuscular para evitar que ésta se derramase. Efectivamente, la entropía resultó mayor cuando el con el vaso con agua en los 19 sujetos analizados.

En nuestro estudio, sin embargo, al no encontrar diferencias en la entropía entre 250 g y 1 kg puede concluirse que el incremento del peso levantado no altera el control neuromuscular en las personas sanas.

5.5. Análisis del patrón de movimiento del hombro patológico

Los resultados del estudio comparativo entre el grupo control y el de las personas con patología del hombro, presentan valores significativamente distintos en todas las variables cinemáticas. Además, dentro del grupo de patológicos, se observan también diferencias en la mayoría de las variables al comparar los gestos realizados con los pesos de 250 g y 1 kg, mientras que en el grupo de personas sanas sólo ocurre en la variable velocidad, tal y como se ha comentado anteriormente. De este modo, se puede afirmar que el procedimiento de medida desarrollado y las variables definidas son capaces de diferenciar entre el movimiento ejecutado por las personas sanas y por las personas con lesión del hombro, cumpliendo con uno de los objetivos principales del trabajo.

Las variables descriptivas del movimiento, muestran unos valores mucho más bajos de elevación máxima en el GP que en el GC, con una reducción de 32,95% en el movimiento realizado con 250 g y del 42,57% con 1 kg. Igualmente las velocidades máximas, en ascenso y descenso, aparecen muy disminuidas en el grupo patológico en el movimiento ejecutado con los dos pesos.

La reducción de la movilidad en la elevación es uno de los signos más frecuentes en los pacientes que sufren dolor de hombro y ya había sido reportado en estudios previos con patologías diversas (Illyés y Kiss, 2006; McClure *et al.*, 2006; Mell *et al.*, 2005; Rundquist *et al.*, 2003; Yang *et al.*, 2008). Illyés y Kiss, en pacientes con inestabilidad de hombro; McClure *et al.*, en síndrome subacromial; Mell *et al.*, en desgarros del manguito de los rotadores; Rundquist *et al.* y Yang *et al.*, en patología hombro congelado.

Esta limitación del rango de elevación es debida a que los diferentes segmentos que componen el complejo articular del hombro cambian de posición durante el movimiento, rotando y estirando las estructuras que están lesionadas y ocasionando por tanto más dolor. Al incrementar la carga levantada, este dolor se puede ver incrementado, limitando todavía más el rango de elevación, como se observa en nuestro estudio. En este sentido, Kwon *et al.* observaron un efecto diferente del peso manejado durante la elevación

escapular en pacientes con artroplastia de hombro total inversa y personas sanas (Kwon *et al.*, 2012). En la misma línea, De Toledo *et al.* encontraron diferencias en el movimiento escapular de pacientes con artroplastia al incrementar la carga levantada, cosa que no ocurrió en el grupo sin lesión de hombro (de Toledo *et al.*, 2012).

Además, Scibek *et al.* demostraron que la velocidad de ejecución de la elevación, tanto en ascenso como en descenso, aumenta al reducir el dolor del paciente (Scibek, Mell, Downie, Palmieri-Smith y Hughes, 2010). Este resultado estaría en consonancia con la reducción de la velocidad máxima observada en el GP de nuestro trabajo, que se produce en las dos fases del movimiento, y se ve acrecentada con el incremento de la carga levantada.

Las variables relacionadas con el ritmo de ejecución del movimiento han mostrado también diferencias entre los dos grupos. Los valores más bajos de las personas con dolor de hombro en las correlaciones de ascenso y de descenso son indicativos de que la forma en que se ejecuta el movimiento para alcanzar la elevación máxima es diferente que en el grupo control. Este resultado estaría en la línea de estudios previos que observaron alteraciones en el ritmo escapulohumeral y en la secuencia de activación muscular en pacientes durante la elevación humeral.

Por ejemplo, Mell *et al.* analizaron el ritmo escapulohumeral de personas sanas y dos grupos de pacientes con tendinitis y rotura del manguito de los rotadores (Mell *et al.*, 2005). Los autores encontraron diferencias entre el grupo sin lesión y los sujetos con rotura, así como entre las dos patologías de hombro. Sin embargo el movimiento del grupo con tendinitis no resultó distinto del sano. Scibek *et al.* fueron un paso más allá al demostrar una mejoría en el ritmo escapulohumeral de personas con rotura del manguito rotador, tras reducir el dolor mediante una inyección de lidocaína (Scibek, Mell, Downie, Carpenter y Hughes, 2008). En pacientes con inestabilidad multidireccional de hombro, Illyés y Kiss observaron un ritmo glenohumeral y escapulohumeral distinto a las personas sanas, así como diferencias en los tiempos de activación muscular (Illyés y Kiss, 2006). En su estudio sobre la alteración de actividad muscular en pacientes con síndrome subacromial, Ludewig y Cook reportaron una menor activación del serrato anterior durante la elevación escapular (Ludewig y Cook, 2000). En la misma patología, Worsley *et al.* observaron una activación tardía en el ascenso y una finalización temprana en el descenso del serrato anterior y del trapecio bajo (Worsley *et al.*, 2012).

Los hallazgos descritos ponen de manifiesto la existencia de alteraciones en la secuencia de activación muscular y en el movimiento interarticular en diversas patologías del hombro. Estas alteraciones afectan necesariamente al comportamiento global del complejo articular del hombro, caracterizado por el movimiento humerotorácico. En las variables calculadas en nuestro estudio este patrón anómalo se refleja, además de en los valores bajos de las correlaciones de ascenso y descenso, en la simetría del movimiento y en los instantes de los picos de velocidad máxima en las dos fases.

Los valores de la variable simetría se han invertido en el grupo patológico, es decir, se han obtenido valores negativos en contraste con los valores positivos del grupo control. Los sujetos sanos realizan un gesto controlado en el ascenso y en el descenso. No les afecta la magnitud de la carga ni si el sentido del movimiento es a favor o contra gravedad. Como resultado el movimiento es muy similar en las dos fases, obteniendo valores de

simetría positivos (aunque muy cercanos a cero) con los dos pesos manejados. Sin embargo, en las personas con lesión de hombro esta simetría no se cumple, produciéndose un área mayor de la curva fasorial en la fase de descenso frente a la de ascenso. Esto concuerda con los resultados de las correlaciones, que son más cercanos a la normalidad en el descenso que en el ascenso. De forma conjunta, estos datos muestran una mayor afectación en la fase de ascenso en los sujetos con patología de hombro que resultó, además, agravada al incrementar la magnitud de la carga levantada con valores negativos de simetría significativamente mayores.

Estos resultados resultan lógicos desde la perspectiva de que en la fase de ascenso el hombro debe vencer la fuerza de la gravedad, siendo necesario un mayor esfuerzo para aumentar la velocidad de elevación. El descenso se realiza a favor de la gravedad y la situación es la contraria, la velocidad aumenta mientras no se realice una fuerza de frenado. Las personas con dolor de hombro limitarían el esfuerzo en el ascenso, obteniendo velocidades más bajas, y también en el descenso, favoreciendo en este caso alcanzar velocidades mayores y resultando finalmente en valores negativos de simetría.

Los instantes de los picos de velocidad máxima del GP, adelantados con respecto al GC en las dos fases, aportan información también en esta línea. El adelanto del pico de velocidad en el ascenso sería indicativo de una concentración del esfuerzo en el impulso inicial del movimiento, completando el resto de la elevación con la inercia generada al principio. Este comportamiento podría deberse a una estrategia de evitación del dolor, ya que uno de los signos de afectación del manguito de los rotadores (principal estructura de la estabilidad del hombro) es presentar un arco doloroso durante la elevación del miembro superior entre los 70° y los 110°. De este modo, los pacientes tratarían de concentrar los esfuerzos en posiciones más bajas, que les permitirían reducir el dolor.

El adelanto del pico de velocidad máxima en el descenso indica que las personas con dolor de hombro comienzan antes que los sanos a contrarrestar la acción de la gravedad, desacelerando el movimiento. Con este comportamiento, tratarían de evitar alcanzar velocidades altas, que implicarían la realización de un mayor esfuerzo de frenado, y en consecuencia, un incremento del momento aplicado en el hombro. Estas interpretaciones, sin embargo deben ser tomadas con precaución ya que la heterogeneidad de la patología del hombro presente en la muestra del GP únicamente permite, en este análisis, extraer conclusiones de carácter general.

Con respecto a la variabilidad del movimiento, se han encontrado diferencias en todas las variables calculadas entre las personas sanas y las personas con patología del hombro, tanto en la elevación con 250 g como con 1 kg. La repetibilidad de ascenso y de descenso es más baja en el GP y el coeficiente de variación de la elevación máxima más alto, indicando una mayor variación entre los cinco levantamientos realizados. Además, la entropía es mayor en las personas con dolor de hombro lo que refleja un menor control del movimiento ejecutado que en los sujetos sanos. Al contrario de lo que ocurre en el GC, la variabilidad del movimiento patológico aumenta al incrementar el peso levantado. Este efecto se observa en todas las variables con la excepción de la repetibilidad en el descenso.

De este modo se puede concluir que, en la elevación escapular, el movimiento patológico es menos repetible que el sano y que, además, el incremento de la carga manejada aumenta la variabilidad en las personas con lesión de hombro.

La comparación de nuestras conclusiones con la bibliografía científica que estudia la variabilidad del movimiento en personas con lesión del hombro es complicada, puesto que en ella aparecen resultados aparentemente contradictorios. Algunos autores reportaron una mayor variabilidad en el miembro superior en personas con dolor (Jayaraman *et al.*, 2014; Lomond y Côté, 2010; Madeleine, Mathiassen y Arendt-Nielsen, 2008), mientras otros observaron un movimiento más repetible en pacientes que en personas sanas (Bergin *et al.*, 2014; Moon *et al.*, 2013; Rice *et al.*, 2014). Además, Madeleine y colaboradores observaron una menor variabilidad en pacientes con dolor crónico, pero un incremento significativo en las personas sanas tras inducirles un dolor experimental mediante una inyección intramuscular de solución salina hipertónica (Madeleine *et al.*, 2008).

Esta contradicción tendría una explicación con la teoría de la variabilidad óptima del movimiento (Nicholas Stergiou, Harbourne y Cavanaugh 2006). Según esta teoría, existe un nivel óptimo de variabilidad asociado a las personas sanas y que es indicativo de flexibilidad y buena salud del sistema neuromuscular. Valores de variabilidad por encima o por debajo de este nivel son característicos de sistemas menos adaptables a los cambios del entorno y pueden ser debidos a alteraciones producidas por una patología. En particular, una variabilidad más baja de la normal es característica de sistemas biológicos excesivamente rígidos, mientras que una variabilidad superior indica que el sistema es inestable y demasiado sensible a las perturbaciones.

Siguiendo esta teoría, la menor variabilidad encontrada en sujetos con dolor crónico se debería a que los sujetos restringen sus acciones a aquellos movimientos y posiciones en que son capaces de minimizar las molestias (Srinivasan y Mathiassen, 2012). Así, el paciente crónico habría desarrollado estrategias compensatorias para los gestos que realiza habitualmente, con el fin de alcanzar un desempeño óptimo. Entonces, el sistema neuromuscular restringiría las alternativas de movimiento a pequeñas variaciones alrededor de la estrategia compensatoria, resultando en una variabilidad reducida.

Por el contrario, cuando el dolor es agudo o inducido, el sujeto no dispone de una estrategia óptima aprendida, por lo que el sistema nervioso exploraría continuamente movimientos alternativos que redujesen la molestia, contribuyendo a un aumento de la variabilidad.

Sin embargo, no todos los resultados apuntan en esta dirección. Bergin *et al.* estudiaron un movimiento de desviación radio-cubital en personas sanas antes y después de un dolor inducido con salina hipertónica (Bergin *et al.*, 2014). Su hipótesis era que los movimientos de flexoextensión de muñeca y pronosupinación de codo (los únicos permitidos por el protocolo) aumentarían tras la inyección, como estrategia de evitación del dolor. Contrariamente a su teoría, la variabilidad de los movimientos resultó igual o menor en la medida con dolor, mientras que el porcentaje de acierto en la tarea no se vio afectado. Como los propios autores apuntaron, el hecho de que el dolor no impidiese completar la tarea con la desviación radio-cubital podría ser la explicación de la no aparición de movimientos complementarios.

Este ejemplo es ilustrativo de la interrelación existente entre la variabilidad del movimiento y las características de la actividad analizada y que debe siempre considerarse en el diseño del estudio (Bates *et al.*, 2004). En primer lugar, las estrategias compensatorias serán posibles siempre y cuando el éxito de la tarea no esté comprometido. Además, estas estrategias son comportamientos adquiridos por el sistema neuromuscular relativos al desarrollo de una actividad conocida y que no serán de aplicación cuando el sujeto tenga que ejecutar una tarea no habitual.

En este sentido, la bibliografía contiene diversos ejemplos que describen el desarrollo de estrategias compensatorias del dolor de hombro en el análisis de movimientos del miembro superior asociados al trabajo o a AVD. Por ejemplo, Lomond y Côté reportaron adaptaciones del movimiento de los segmentos distales en personas con dolor de cuello y hombro en una tarea de alcances repetidos (Lomond y Côté, 2010). Otros autores, además, han comprobado que estas estrategias compensatorias tienen como resultado una reducción de la movilidad y de la variabilidad del movimiento del hombro.

Madeleine y Madsen midieron la variabilidad en una tarea de deshuesado en la industria cárnica, con sujetos con dolor de cuello y hombro y personas sin dolor (Madeleine y Madsen, 2009). Después de 6 meses observaron en los trabajadores sin lesión una disminución de la variabilidad entre ciclos en todos los segmentos y un aumento de la complejidad del movimiento entre la cabeza-hombro. La complejidad se midió con la entropía aproximada y su aumento estaría relacionado con el aprendizaje de la tarea. Por el contrario, en las personas con dolor, se encontró una disminución de la variabilidad entre ciclos y de la entropía en el movimiento cabeza-hombro pero un aumento de estos dos parámetros en el movimiento codo-cadera. Según los autores, este comportamiento se debería a una estrategia compensatoria de los pacientes, que les permitía realizar con éxito la actividad con una reducción las molestias en el hombro y en el cuello.

En la misma dirección, el estudio de Jayaraman y colaboradores, observó un aumento de la variabilidad del movimiento de la muñeca durante la fase de recuperación de la propulsión con silla de ruedas manual en usuarios con dolor de hombro (Jayaraman *et al.*, 2014). No obstante, no existieron diferencias entre los dos grupos en la potencia desarrollada. Los autores concluyeron que esta alteración del patrón de movimiento de la muñeca era consecuencia de un comportamiento de evitación de posturas dolorosas del hombro.

También en estudios con usuarios de silla de ruedas manual, Moon *et al.* y Rice *et al.* observaron una disminución de la variabilidad de la fuerza de propulsión en las personas con dolor de hombro (Moon *et al.*, 2013; Rice *et al.*, 2014). Como en el trabajo de Jayaraman *et al.*, no se encontraron diferencias con los sanos en la fuerza resultante. Por desgracia, el diseño de estos estudios no permite conocer si la disminución de la variabilidad de la fuerza está asociada con estrategias de movimiento compensatorias del dolor del hombro.

Sethi y colaboradores estudiaron el gesto de alcanzar y agarrar una botella de gaseosa en personas sanas y pacientes con daño cerebral (Sethi, Patterson, *et al.*, 2013). Reportaron una tendencia (no significativa) hacia una mayor variabilidad en los pacientes en los ángulos del miembro superior, medidos con la desviación estándar. Sí observaron diferencias significativas en la entropía aproximada, constatando una menor variabilidad

de la estructura temporal de las curvas angulares en los pacientes. Se observó además una mayor contribución del movimiento del codo y muñeca, frente al del hombro. Los autores achacaron estos resultados a estrategias compensatorias adquiridas para alcanzar el objetivo con el mínimo esfuerzo. El elevado tiempo de evolución de los pacientes (más de 71 meses de media) apoyarían esta conclusión. Además, el mismo grupo de investigación midió un incremento de la entropía en un pequeño grupo de pacientes con daño cerebral al reproducir este experimento tras un entrenamiento intensivo de dos semanas (Sethi, Davis, *et al.*, 2013). Este hecho indicaría que la mejoría del entrenamiento proporciona al sistema neuromuscular unos límites de movimiento sin dolor más allá de la estrategia aprendida, lo que resultaría en un aumento de la variabilidad al buscar nuevas soluciones para realizar con éxito la tarea.

Los ejemplos descritos son ilustrativos de cómo las personas con dolor de hombro desarrollan movimientos suplementarios del resto de articulaciones del miembro superior, con el fin de ejecutar las tareas limitando las molestias del hombro. Las actividades estudiadas representan movimientos habituales para los sujetos de estudio (del trabajo o AVD), por lo que a lo largo del tiempo pudieron desarrollar estrategias óptimas de ejecución para reducir el dolor, tal como se discutió anteriormente.

Precisamente las conclusiones del estudio de Lomond y Côté (Lomond y Côté, 2010) van en esta línea. Los autores analizaron una tarea de alcances repetidos en el plano horizontal. El protocolo, sin embargo, incluyó una serie de particularidades que lo diferencian de los estudios comentados anteriormente. Los sujetos debían alcanzar de forma repetida dos objetivos que estaban situados a la altura del hombro. Se colocó un tope físico que impedía descender el brazo, por lo que el movimiento quedaba restringido al plano horizontal, siendo un gesto poco funcional. Por último, los objetivos se situaron a una distancia equivalente al 30% y 100% de la longitud del brazo, con lo que el alcance final era máximo. Al medir a personas sanas y con dolor de hombro observaron, en el segundo grupo, una limitación del movimiento del hombro, que compensaban con el tronco para completar la tarea, y una mayor variabilidad del movimiento del brazo.

Esta mayor variabilidad en personas con dolor crónico contrasta con los resultados de Madeleine y Madsen (Madeleine y Madsen, 2009). Lomond y Côté justifican estas diferencias precisamente en las características de la actividad analizada. Madeleine y Madsen observaron que el dolor de hombro y cuello resultaba en una variabilidad más baja al ejecutar una tarea relacionada con el desempeño diario del puesto de trabajo. Sin embargo, en la investigación de Lomond y Côté, la actividad era nueva para la persona, no era funcional e implicaba alcances máximos. En consecuencia el sujeto no disponía de una estrategia óptima de ejecución aprendida y la exploración de posibles soluciones de minimización del dolor tendría como resultado una mayor variabilidad del movimiento del brazo.

Siguiendo este razonamiento, la mayor variabilidad encontrada en nuestro trabajo cobra sentido. Los pacientes deben ejecutar una elevación máxima con las compensaciones de codo y tronco restringidas. Así, el sistema neuromuscular se encontraría ante una situación nueva, en la que no es capaz de alcanzar el objetivo (elevación máxima) ni de utilizar estrategias de limitación del dolor conocidas. De este modo, no existen soluciones

óptimas y el resultado, como se observa en nuestro estudio, es un rango articular reducido junto con un aumento de la variabilidad del movimiento.

Esta interpretación se ve reforzada por la relación encontrada entre la variabilidad del movimiento y el dolor percibido por los pacientes. Se ha obtenido una correlación moderada ($r > 0,4$) entre el resultado de la escala de EVA y diversas variables cinemáticas, siendo la entropía ($r = 0,52$) y la repetibilidad de ascenso ($r = 0,48$) las que presentan una correlación más alta en la elevación con 250 g. La velocidad máxima de ascenso, el ángulo máximo de elevación y la simetría también tienen una correlación moderada. A mayor dolor, el rango de movilidad, la velocidad, la simetría y la repetibilidad entre ciclos disminuyen al mismo tiempo que aumenta la entropía.

En las variables de variabilidad la correlación fue menor ($r < 0,4$) en el CV de la elevación máxima y en la repetibilidad de descenso. Estos datos indicarían, por un lado, una menor sensibilidad de la variable CV_Emax frente a medidas de variabilidad funcionales (ICC_{func}), para medir los efectos del dolor. Por otro lado, se observaría una menor influencia del dolor en la fase de descenso, lo que es coherente con los hallazgos en las variables del ritmo de ejecución del gesto, discutidos previamente.

Al margen de los estudios mencionados anteriormente, que comparan sujetos con y sin dolor, no se ha encontrado ningún trabajo que haya analizado específicamente la correlación entre la variabilidad y el dolor percibido en el hombro. Con respecto a los rangos de movilidad, la aproximación más cercana se encontró en el trabajo de Sarig Bahat *et al.* (Sarig Bahat, Weiss, Sprecher, Krasovsky y Laufer, 2014) en el que estudiaron a pacientes con dolor crónico de cuello. Obtuvieron coeficientes de correlación negativos cercanos a 0,5 entre la escala EVA y los rangos de movilidad cervical en los planos analíticos, lo que está en la línea de nuestros resultados.

Por otra parte, Scibek y colaboradores encontraron una relación entre el dolor y la velocidad de elevación del brazo, lo que también apoyaría nuestras observaciones (Scibek *et al.*, 2010). En este caso no hicieron una correlación sino que midieron a los pacientes antes y después de ponerles inyección e lidocaína. La reducción del dolor se objetivó mediante la escala EVA.

Parece relevante mencionar el estudio de Dunn *et al.*, quienes analizaron la posible relación entre el dolor percibido por el paciente y la severidad de la lesión en pacientes con rotura del manguito de los rotadores (Dunn *et al.*, 2014). Realizaron una regresión lineal múltiple con el EVA como variable dependiente y las características anatómicas de la lesión (tamaño de la rotura, retracción, migración de la cabeza humeral y atrofia muscular) como independientes. A pesar de disponer de datos de 393 pacientes, no encontraron una asociación significativa.

En contraposición a este resultado, existen evidencias de que el dolor afecta a los patrones de movimiento (Hodges y Tucker, 2011). Los resultados obtenidos en nuestro estudio resaltan, además, la relación de la EVA con la variabilidad intrasujeto, lo que refuerza el interés del análisis de movimientos humanos como técnica para estudiar los efectos del dolor.

No obstante nuestro trabajo muestra también algún dato contradictorio. En particular, se observa una disminución del coeficiente de correlación al levantar 1 kg en el ángulo de

elevación máxima y, en mayor medida, en la entropía ($r = 0,523$ con 250 g y $r = 0,407$ con 1 kg). Este hecho no sucede en las velocidades ni en la repetibilidad de ascenso. Al revisar el informe estadístico (anexo E) observamos que la interacción entre el grupo y la carga levantada no es significativa para las velocidades y que el tamaño del efecto en la repetibilidad de ascenso no es elevado ($\eta^2_p = 0,09$). Por el contrario, los mayores efectos se producen en Emax ($\eta^2_p = 0,28$) y en la entropía ($\eta^2_p = 0,24$).

Partiendo del supuesto de que el aumento del peso manejado implica un mayor dolor en los pacientes, carece de sentido que las variables más sensibles al incremento de la carga en el GP se correlacionen peor con el EVA al levantar 1 kg. Sin embargo, es importante considerar también la heterogeneidad de la muestra en el GP. Es decir, debido a la variedad de diagnósticos y niveles de gravedad incluidos en el grupo sería de esperar un comportamiento no homogéneo en el GP entre el incremento de dolor y el peso levantado.

Estas consideraciones ponen de manifiesto una posible limitación del estudio, ya que el dolor percibido por los pacientes sólo se recogió al inicio de la primera medida y no tras cada elevación. En consecuencia, el posible incremento de dolor al aumentar el peso levantado no se ha registrado y entonces la mejor correlación con 1 kg se obtiene con las variables que menos cambian entre los dos levantamientos. Por este motivo, los resultados de correlación calculados en el levantamiento de 1 kg deben ser interpretados con precaución.

Como conclusión, para futuros estudios sobre el efecto del dolor sería recomendable utilizar grupos de patología más homogéneos y recoger información sobre el dolor percibido en las diferentes etapas de la valoración.

5.6. Análisis de la utilidad del análisis de movimientos en la práctica clínica

En la presente investigación, además de desarrollar una herramienta capaz de diferenciar entre personas sanas y personas con lesión de hombro, se pretendía determinar si el análisis de movimientos humanos podía aportar un valor diferencial al clínico, en comparación con las herramientas de valoración de uso habitual.

En particular se planteó el objetivo de evaluar si la metodología propuesta permitía discriminar patrones de movimiento en función del nivel de funcionalidad derivada de la lesión de hombro y/o en función del tipo de patología experimentada. Los resultados se contrastarían con los métodos de valoración clínica habituales: goniometría, dinamometría y cuestionarios funcionales.

Con este fin se realizó un doble estudio. En primer lugar, sirviéndose de la puntuación registrada con el cuestionario DASH, se estableció una clasificación de funcionalidad en tres niveles (Angst *et al.*, 2011). Una puntuación de DASH menor de 15 supone un estado en el que no existen problemas funcionales, de 16 a 40 existe alteración funcional pero se es capaz de trabajar y > 40 no puede trabajar. Una vez clasificada la muestra de personas patológicas, se analizó la existencia de diferencias en las variables cinemáticas analizadas en función del nivel de funcionalidad.

En segundo lugar, se estudió las diferencias en la elevación escapular realizada por dos grupos de pacientes, agrupados por tipo de patología. Cabe mencionar que la muestra de sujetos que compone el GP se seleccionó mediante un muestreo no aleatorizado de casos consecutivos. Este hecho llevó a que no se realizara una selección previa de patologías, sino que se admitieran todas las personas con lesión de hombro, siempre y cuando cumplieran los criterios de inclusión y exclusión.

Por esta razón, finalizada la fase de medidas, se trató de establecer una clasificación según el tipo de patologías que finalmente conformaron la muestra. Así, se vio que la muestra podía dividirse claramente en dos grupos, uno formado por tendinitis del tendón supraespinoso y otro compuesto por rotura del supraespinoso. Quedó un tercer grupo formado por diversas patologías al que se le denominó “otras patologías” y que se descartó de este análisis.

5.6.1. Valoración cinemática y clínica según el nivel de funcionalidad

Los dos grupos compuestos para este análisis no han presentado diferencias en el IMC y en la edad. Sí que han obtenido una puntuación distinta de la escala de Constant, lo que es lógico puesto que mide la capacidad funcional, y de la EVA. Con respecto al dolor percibido, los pacientes con un DASH2 tienen un valor significativamente más bajo que el DASH3, lo que indica una relación entre la funcionalidad y el dolor en la muestra de estudio.

La revisión de los resultados muestra que la metodología desarrollada es capaz de reconocer patrones de movimiento distintos en función del nivel de funcionalidad de los pacientes. Dado que hasta la fecha no existen estudios previos que hayan utilizado este enfoque, los resultados de nuestro trabajo no pueden compararse con la literatura científica. Como alternativa, en este apartado se comparan los resultados del análisis cinemático con los obtenidos mediante la valoración clínica con las técnicas de medida de uso habitual.

Con respecto al análisis cinemático, las principales diferencias entre los niveles de la escala DASH se han obtenido en las variables descriptivas del movimiento y en la variabilidad. Las variables relacionadas con el ritmo de ejecución del movimiento son las que peor discriminan entre las dos categorías de funcionalidad. A continuación se discuten los resultados en mayor detalle.

Todas las variables descriptivas del movimiento muestran diferencias entre los dos grupos, tanto en el levantamiento con 250 g como con 1 kg. Como cabía esperar, el ángulo de elevación máxima que alcanzan los participantes es menor cuando el índice de funcionalidad es más bajo. En el nivel 3 existe una reducción en el rango, con respecto al DASH2, del 22,91% al realizar el gesto con 250 g y del 35,47% con 1 kg. Además, el incremento del peso manejado supone una reducción significativa del rango de movimiento en los pacientes con funcionalidad más baja, lo que no sucede en el grupo con menor afectación.

Asimismo, la velocidad se reduce significativamente con ambas cargas con la disminución de la funcionalidad. Concretamente durante la fase de ascenso se ha obtenido una reducción del 54,77% en el levantamiento con 250 g y del 61,02% con 1 kg. Durante

la fase de descenso esta reducción fue del 45,84% y del 50,67% respectivamente. Si bien la velocidad disminuye en los dos grupos al aumentar el peso, el efecto no es diferente en relación al nivel de funcionalidad. Como se ha comentado anteriormente, el hecho de que la velocidad de ejecución sea espontánea en lugar de máxima puede contribuir a aumentar la dispersión de las medidas y mermar la capacidad discriminativa de esta variable.

La relación existente entre la limitación del ángulo máximo y el nivel de funcionalidad es evidente, ya que la elevación es un movimiento necesario para la realización de la mayoría de las actividades de la vida diaria (Hudak *et al.*, 1996; Miralles Marrero, 2000; Triffitt, 1998). Además, muchas AVD requieren del manejo de utensilios, por lo que la información obtenida mediante la ejecución de la prueba con dos cargas podría ser muy útil para el clínico. En este sentido, se ha comprobado que la elevación máxima de los pacientes con DASH3 se reduce al incrementar el peso, lo que sin duda contribuye a limitar aún más su capacidad funcional, hecho que sería desconocido midiendo únicamente los rangos articulares.

Los resultados obtenidos están sin duda relacionados con el dolor experimentado por los pacientes, sustancialmente mayor en el grupo con DASH3. Como se vio en el apartado anterior, existe una correlación elevada entre la puntuación de la EVA y las variables descriptivas del movimiento. En particular, la relación entre el dolor y la velocidad de elevación ya fue reportada anteriormente por Scibek *et al.* (Scibek *et al.*, 2010).

Con respecto a las variables relacionadas con el ritmo de ejecución del movimiento únicamente la correlación de ascenso con 1 kg presenta diferencias entre las dos categorías de funcionalidad. Además el instante del pico de velocidad máxima de ascenso y la simetría han mostrado cambios en el grupo DASH3 al incrementar el peso manejado. No se han encontrado diferencias entre los grupos ni en realización a la carga manejada en la fase de descenso. Estos resultados indican que los sujetos con una funcionalidad menor tienen una mayor alteración en la fase de ascenso, lo que tiene sentido debido a su mayor exigencia, como se discutió en apartados precedentes. Debido a la diversidad de etiologías presentes en los grupos resulta complejo realizar interpretaciones relacionadas con las afectaciones derivadas de la patología.

Por otra parte se ha comprobado una mayor variabilidad del movimiento en los pacientes con peor funcionalidad. Así, se han encontrado diferencias entre los dos grupos en todas las variables calculadas, tanto en la elevación con 250 g como con 1 kg, con la excepción del CV_Emax.

El hecho de no encontrar diferencias en el coeficiente de variación de la elevación máxima puede ser debido a la heterogeneidad de patologías incluidas en los grupos junto con el limitado tamaño de la muestra. Es posible que, por estos motivos, la potencia estadística no haya sido suficiente para detectar diferencias que, a priori, podrían ser clínicamente relevantes (alrededor del 30% en 250 g y del 45% con 1 kg). El hecho de que las medidas funcionales de variabilidad (ICC_{func}) sí presenten diferencias indicaría una mayor sensibilidad de estas variables para detectar cambios funcionales. No en vano comparan la información relativa a toda la curva y no únicamente los valores máximos alcanzados.

Nuevamente el incremento del peso levantado tiene un mayor efecto en el grupo DASH3 que en el DASH2. Las personas con menor funcionalidad experimentan un aumento del CV_Emax y una disminución de la repetibilidad en el ascenso al levantar 1 kg, algo que no sucede en los pacientes con DASH2. La repetibilidad en la fase de descenso, sin embargo, no se ve alterada con el peso.

Con respecto a la variabilidad de la estructura temporal del movimiento, la entropía ha presentado diferencias entre DASH2 y DASH3 en los dos levantamientos. Además la entropía aumentó significativamente con el manejo de 1 kg en los dos grupos. Estos resultados indicarían que los sujetos con menor funcionalidad tienen un control motor más bajo, que les impide ejecutar el gesto con suavidad, y que empeora al incrementar el peso levantado. La configuración de los grupos nos impide determinar si estos cambios en la entropía son debidos a la limitación funcional o están directamente asociados con el dolor percibido por el paciente que, como se demostró en el apartado anterior, son variables muy correlacionadas.

Cabe mencionar que la entropía ha obtenido el mayor tamaño del efecto ($\eta^2_p = 0,44$) de todas las variables cinemáticas en la discriminación entre niveles de funcionalidad. Este hecho es significativo del potencial de esta variable para detectar cambios en el movimiento ejecutado, algo que ya apuntaron Sethi *et al.* al emplearla para objetivar mejorías tras un entrenamiento intensivo con pacientes con daño cerebral (Sethi, Davis, *et al.*, 2013).

Como se ha expuesto, este es el primer trabajo que estudia las variables cinemáticas obtenidas en la elevación escapular en relación a la clasificación de funcionalidad de los pacientes, en este caso registrada con el cuestionario DASH. Para contrastar los resultados del análisis cinemático, se planteó realizar en paralelo medidas con otro grupo de herramientas que se suele utilizar en el ámbito clínico, como son la goniometría, la dinamometría portátil y las escalas y cuestionarios.

Al explorar el comportamiento de los sujetos clasificados según la funcionalidad con el cuestionario DASH se observó que existían diferencias en el dolor entre las categorías 2 y 3, siendo un 54,86% más alto en la categoría 3. Esto es lógico ya que la percepción sobre la capacidad que los sujetos tienen para realizar esas tareas está, seguramente, condicionada por el dolor que padecen al ejecutarlas.

Al comparar las medidas realizadas a los pacientes con los goniómetros, se obtuvieron diferencias significativas entre las categorías de DASH en los rangos de flexión, de extensión y de rotación externa, que resultaron menores en los pacientes con DASH3. Por el contrario, los rangos en abducción y en aducción no resultaron diferentes.

En cuanto a las medidas con dinamómetros, los pacientes con DASH2 mostraron mayor fuerza de abducción y de flexión que los sujetos con DASH3. En rotación interna no aparecieron diferencias entre los dos grupos.

De entre las variables clínicas, el efecto del nivel de funcionalidad fue claramente mayor en la fuerza de abducción y el rango de flexión. En particular, el tamaño del efecto del rango de flexión fue del mismo orden que el del ángulo de elevación máxima medido con fotogrametría. Este resultado es lógico, ya que estas dos medidas deberían estar muy relacionadas.

En relación a la fuerza, el déficit medido en el grupo con DASH3 estaría relacionado con las mayores diferencias encontradas en las variables cinemáticas de estos pacientes al incrementar el peso. De este modo, la comparación de la elevación con diferentes cargas podría aportar al clínico información relacionada con la fuerza que puede ejercer el paciente, lo que supone un valor añadido al estudio del movimiento.

En trabajos previos, Itoi y colaboradores ya observaron un aumento de la fuerza isocinética de abducción al reducir el dolor mediante una inyección de lidocaína en pacientes con rotura del tendón supraespinoso (Itoi, Minagawa, Sato, Sato y Tabata, 1997). Empleando un procedimiento equivalente, Ben-Yishay *et al.* reportaron una mayor fuerza al reducir el dolor en el 93% de los participantes, que presentaban síndrome subacromial (Ben-Yishay *et al.*, 1994).

Los resultados de este análisis ponen de manifiesto que la metodología desarrollada para el estudio de la elevación escapular es capaz de diferenciar entre dos niveles de funcionalidad, al igual que la dinamometría y la goniometría. Las variables descriptivas del movimiento y, especialmente las de variabilidad resultan muy prometedoras en este sentido debido a que presentan los mayores efectos al comparar los niveles de funcionalidad.

Además, el interés clínico del análisis cinemático del miembro superior, frente a la medida de la fuerza y los rangos articulares, ya ha sido destacado con anterioridad. Diversos autores han defendido la relevancia de la información aportada por la velocidad y la calidad del movimiento, así como por la variabilidad. La utilidad de estas variables en la ayuda en la toma de decisiones relativas a la capacidad funcional estaría centrada en la prescripción de tratamientos rehabilitadores, la valoración de la eficacia de intervenciones clínicas o la valoración de la posible reincorporación a la actividad laboral (Scibek *et al.*, 2010; Spinelli *et al.*, 2014).

Para estas aplicaciones, la mayor precisión y superior reproducibilidad de la fotogrametría frente a la goniometría podría ser un aspecto muy relevante para aumentar la capacidad de detectar pequeños cambios en el paciente (Garofalo *et al.*, 2009; Jaspers *et al.*, 2011; Lempereur *et al.*, 2012; van de Pol *et al.*, 2010). No en vano estas características representan un requisito necesario para un sistema de valoración de aplicación clínica (Rau *et al.*, 2000).

5.6.2. Valoración cinemática y clínica según el diagnóstico

En este análisis se segmentó a la muestra en dos tipos de patologías de hombro (i.e. tendinitis y rotura) con el objetivo de comprobar si la metodología desarrollada era capaz de identificar patrones de movimiento distintos en función del diagnóstico. El estudio se reprodujo con las herramientas habituales del ámbito clínico, con el fin de conocer si el análisis cinemático del hombro podría añadir valor a la información que manejan en la actualidad.

Los dos grupos compuestos para este análisis no han presentado diferencias en el IMC ni en la puntuación de los cuestionarios de Constant y DASH ni de la EVA. Este dato es relevante ya que las diferencias encontradas entre los grupos no estarán relacionadas con la capacidad funcional o el dolor, sino exclusivamente con las repercusiones

biomecánicas de la patología. Con respecto a la edad, el grupo de personas con rotura tiene una media de edad superior en algo más de 10 años ($p < 0,05$).

Los resultados del análisis reflejan que el procedimiento de valoración cinemática desarrollado permite identificar diferencias en el movimiento de elevación escapular del hombro según la patología sufrida. En este caso, las variables descriptivas del movimiento y las variables relacionadas con el ritmo de ejecución del gesto son las que mejor discriminan entre las pacientes con tendinitis y con rotura, no encontrándose diferencias en la variabilidad entre los dos diagnósticos. A continuación se discuten los resultados con mayor detalle.

Las variables descriptivas del movimiento presentan diferencias entre los dos grupos, especialmente en el levantamiento con 1 kg. La elevación máxima alcanzada es menor en los pacientes con rotura, si bien sólo alcanza significación estadística al levantar 1 kg donde disminución de la movilidad con respecto a los pacientes con tendinitis es superior al 30%. Mell y colaboradores ya midieron un menor rango de elevación en los sujetos con rotura al comparar los mismos diagnósticos (Mell *et al.*, 2005).

La velocidad máxima de ascenso también es menor en los pacientes con rotura, en este caso tanto al levantar 250 g (53,11%) como 1 kg (61,57%). Sin embargo, no se han encontrado diferencias significativas en la fase de descenso.

Como era de esperar, el incremento del peso levantado afecta a los dos grupos en el ángulo máximo de elevación y las velocidades, si bien tiene un mayor efecto en los sujetos con rotura.

Mell y colaboradores, relacionaron las diferencias encontradas en el ritmo escapulohumeral a la pérdida de fuerza y funcionalidad del manguito rotador en las personas con rotura, más que con el dolor (Mell *et al.*, 2005). Esta conclusión concuerda con nuestros resultados. En primer lugar, no existen diferencias en la puntuación de la EVA entre los grupos de diagnóstico. En segundo lugar, las velocidades máximas tan disminuidas en los pacientes con rotura podrían relacionarse con la afectación de la fuerza muscular. Por último, el aumento de las diferencias entre diagnósticos al incrementar el peso manejado indica una mayor afectación del grupo de roturas ante una demanda de fuerza superior, algo que ya fue descrito por Oh *et al.* (Oh, Jun, McGarry y Lee, 2011).

Las variables relacionadas con el ritmo de ejecución del movimiento han sido las que han presentado mayores diferencias entre los pacientes con tendinitis o con rotura del supraespinoso. En particular, la correlación de ascenso ha tenido el mayor tamaño del efecto de todas las variables ($\eta^2_p = 0,52$) en la discriminación entre los dos grupos. Los pacientes con rotura se han caracterizado por una correlación más baja en el ascenso con los dos pesos y un adelanto del instante del pico de velocidad con 250 g. No se apreciaron diferencias en la fase de descenso en estas variables. Finalmente, la mayor afectación en el ascenso tiene como consecuencia una menor simetría del movimiento en el grupo de rotura, que resulta significativa sólo con 250 g.

Mell y colaboradores ya describieron diferencias en el ritmo escapulohumeral entre pacientes con rotura o tendinitis del manguito de los rotadores y sujetos sanos (Mell *et al.*, 2005). El comportamiento de los pacientes con tendinitis no resultó distinto al de las personas sin lesión, mientras que los sujetos con rotura mostraron un ritmo de elevación

alterado. Estos resultados concuerdan perfectamente con los valores bajos de $corr_asc$, t_Vmax_asc y simetría obtenidos por nuestro grupo de roturas. El grupo de tendinitis ha tenido resultados mejores aunque por debajo de los valores de referencia normales. Esta discrepancia con los datos de Mell *et al.* podría deberse fundamentalmente a que la elevación humeral en sus medidas se limitó a 120° en lugar de al máximo alcanzable.

Mell *et al.* observaron en la curva del ritmo escapulohumeral de los pacientes con rotura una pendiente mucho más pronunciada en las primeras fases de la elevación que los que tenían tendinitis y que los sujetos sanos (Mell *et al.*, 2005). Éste hecho representa una contribución superior de la escápula, frente al movimiento glenohumeral, en los instantes iniciales de la elevación. Este hallazgo estaría relacionado con el adelanto del instante del pico de velocidad de nuestro estudio. Hipotéticamente, el pico máximo de velocidad estaría asociado con el impulso del movimiento escapular que inicia el gesto, y que se completaría con el movimiento glenohumeral posterior. Probablemente, la mayor exigencia de fuerza al incrementar el peso levantado no permite mantener este comportamiento de predominancia escapular, lo que se reflejaría en el retraso observado en el pico de velocidad al levantar 1 kg con respecto al manejo de 250 g.

Además, en relación a la contribución de la escápula, se ha observado en las gráficas angulares que los sujetos con rotura comienzan algunos ciclos de elevación en un ángulo incluso más pequeño que la posición de partida protocolizada en la prueba (45°). Esto sería indicativo de que los pacientes realizan una elevación escapular como estrategia compensatoria para ejecutar la elevación humeral, que les permitiría reducir la contribución de la articulación glenohumeral o minimizar el dolor. De hecho, Mell *et al.* observaron también una mayor elevación escapular en los pacientes con rotura que los que tenían tendinitis, particularmente en las primeras fases de la elevación (Mell *et al.*, 2005).

Estos hallazgos ponen de manifiesto el valor añadido que podría aportar al clínico la medida del movimiento de elevación escapular. Al igual que en la escápula, el efecto de los artefactos de la piel y la dificultad en la localización de los centros articulares impiden alcanzar una elevada precisión en la medida de la clavícula (Rau *et al.*, 2000). No obstante, sería interesante valorar alternativas de medida simplificadas, con el fin de aportar al clínico una estimación de la contribución de la elevación escapular al movimiento, sin que ello suponga reducir la usabilidad del procedimiento de medida.

Las variables calculadas han mostrado una elevada variabilidad del movimiento en los dos grupos, siendo mayor en términos generales en el grupo con rotura. Sin embargo únicamente han aparecido diferencias significativas entre los diagnósticos en el coeficiente de variación de la elevación máxima con 1 kg, que es mayor en las personas con rotura. Este resultado podría estar relacionado con la hipótesis descrita en la discusión de las variables relativas al ritmo de ejecución del gesto. Las personas con tendinitis alterarían su ritmo escapulo-humeral al incrementar el peso, aumentando la contribución de la articulación glenohumeral para dar respuesta a la mayor solicitud de fuerza. Esta nueva estrategia no permitiría evitar las molestias derivadas de la lesión, lo que supondría un menor control del movimiento y resultaría en una mayor dispersión en la elevación máxima alcanzada.

Previamente se discutió la elevada correlación existente entre el dolor percibido y las variables de repetibilidad y entropía. La ausencia de diferencias en estas variables entre los diagnósticos refuerza la teoría de la asociación entre la variabilidad y el dolor, ya que los grupos que tampoco presentan una puntuación de la EVA distinta.

La variabilidad del movimiento ha aumentado en los dos grupos con el incremento del peso. En particular, el mayor tamaño del efecto de la carga, sin considerar el grupo, se produce en la entropía ($\eta^2_p = 0,46$). Esto indica que el control del movimiento empeora al levantar 1 kg en los dos diagnósticos. Como se comentó anteriormente, de conocer la puntuación de la EVA al final de cada levantamiento, en lugar al principio de la valoración, podría determinarse si este aumento de la entropía con el peso está relacionado con el dolor.

En cualquier caso, como sucedió en el análisis de los niveles de funcionalidad, la entropía muestra una elevada sensibilidad cambios de las demandas físicas en personas con lesión de hombro, por lo que podría aportar información muy útil para identificar pequeños cambios en la evolución de la lesión.

En esta línea se ha pretendido valorar si las variables obtenidas mediante el análisis cinemático de la elevación escapular aportarían al clínico información nueva y relevante que al evaluar a los pacientes con las herramientas clínicas tradicionales.

Los resultados del estudio estadístico han mostrado que ninguna de las medidas obtenidas mediante las herramientas tradicionales es capaz de diferenciar entre las personas con tendinitis y las personas con rotura del manguito rotador. En relación a las valoraciones mediante escalas y cuestionarios, ni la puntuación de dolor registrado con la EVA, ni la puntuación de funcionalidad del DASH, ni siquiera la de Constant (que incluye tests físicos) presentan diferencias estadísticas entre los grupos.

La subjetividad de la valoración, así como la influencia del dolor en la puntuación obtenida con estas herramientas, son desventajas que ya han sido destacadas anteriormente y que pueden explicar estos resultados (Coley *et al.*, 2007; Lin *et al.*, 2005). Además, incluso la escala de Constant que cuenta con un parte de valoración física, presenta en algunos casos una baja fiabilidad (Rocourt *et al.*, 2008). Por otra parte, Dunn *et al.* demostraron que la percepción subjetiva del dolor y de la capacidad funcional no está correlacionada con la gravedad de la lesión, concretamente en su estudio la rotura del manguito de los rotadores (Dunn *et al.*, 2014).

En este sentido, Garofalo y colaboradores ya apuntaron que el análisis de movimiento humanos podría aportar soluciones para superar algunas de estas limitaciones (Garofalo *et al.*, 2009). Según los autores, los cuestionarios funcionales del hombro aportan información muy valiosa sobre la movilidad general, la potencia, la funcionalidad y la estabilidad. Sin embargo no analizan cómo se ejecuta el movimiento ni describen alteraciones específicas del ritmo de movimiento glenohumeral, los cuales consideran de elevado interés clínico.

Los resultados de nuestro estudio, que consiguen diferenciar dos diagnósticos principalmente mediante variables relacionadas con el ritmo de ejecución del gesto, apoyarían esta afirmación.

Asimismo, las medidas del rango articular con goniómetro y de la fuerza isométrica con dinamómetro tampoco han sido capaces de discriminar entre los dos grupos de diagnóstico. Esto indica que la información obtenida mediante las medidas pasivas del rango articular y a través de la ejecución de un movimiento activo no son equivalentes. En este caso, la elevación máxima registrada con el análisis del movimiento ha mostrado una mayor utilidad.

Finalmente, las variables obtenidas mediante el análisis del movimiento de elevación humeral en el plano de la escápula han demostrado una mayor capacidad discriminatoria que las herramientas de valoración clínica tradicionales.

En base a nuestros resultados podría afirmarse que las variables descriptivas del movimiento y de variabilidad serían un buen indicador del estado funcional, dado su potencial para diferenciar entre los dos niveles definidos a partir de la puntuación del cuestionario DASH. Estas variables serían por tanto muy útiles para la valoración de la capacidad funcional del paciente o para la realización del seguimiento evolutivo de las lesiones y poder así objetivar cambios en el estado de la lesión.

Por otra parte, las variables relacionadas con el ritmo de ejecución del movimiento han mostrado una buena capacidad discriminatoria entre los pacientes con tendinitis y con rotura del manguito de los rotadores. Los resultados son indicativos de que estas variables dan una información más fina, relacionada con la calidad del movimiento ejecutado, que podría ser útil para la prescripción y seguimiento de tratamientos rehabilitadores o, incluso, como información de ayuda al diagnóstico.

En nuestro estudio se ha estudiado el gesto de elevación humeral en el plano de la escápula, que ha sido útil para encontrar diferencias en las variables cinemáticas de personas con tendinitis y con rotura. Probablemente, para el análisis de diagnósticos con afectaciones funcionales distintas (p. ej. hombro congelado o inestabilidad del hombro) el estudio de otros movimientos podría aportar información más relevante.

Sin embargo, estas observaciones deben tomarse con precaución debido al reducido tamaño y la heterogeneidad de la muestra de personas con patología de hombro analizada en nuestra investigación. Sería necesario llevar a cabo estudios de mayor magnitud con el fin de alcanzar conclusiones más específicas acerca de la utilidad clínica del análisis cinemático del hombro.

Capítulo 6

Conclusiones

Las conclusiones de este trabajo son:

1. El procedimiento desarrollado para la valoración funcional del hombro, basado en fotogrametría, cumple los requisitos fundamentales para ser aplicado en el ámbito clínico, ya que utiliza un protocolo de instrumentación que incluye un limitado número de marcadores adheridos a la piel, ubicados en puntos anatómicos fáciles de identificar por el personal clínico y no requiere de conocimientos técnicos específicos para su aplicación.
2. Se ha desarrollado un procedimiento de medida que calcula el movimiento relativo del brazo respecto al tronco y lo describe mediante tres tipos de variables cinemáticas: descriptivas del movimiento, relativas al ritmo de ejecución y de variabilidad.
3. Se ha comprobado que el método de representación del movimiento influye en los errores de medida y se ha seleccionado la secuencia de Euler XZ'Y'' por ser el método que genera menor error en el estudio de la elevación humerotorácica en el plano de la escápula.
4. Se ha demostrado una alta reproducibilidad del procedimiento de medida, tanto en el estudio con el mismo observador en el mismo día, como entre dos observadores en el día y dos observadores en distintos días. Mediante este análisis se ha definido el mínimo cambio detectable para cada variable.
5. Se han observado diferencias significativas únicamente en algunas variables cinemáticas en función de la carga manejada en el grupo de personas sanas. Los demás factores, es decir, el sexo, la edad y la dominancia no han tenido un efecto significativo en este grupo muestral.
6. Se han definido unos valores de referencia de la elevación en el plano escapular en una muestra de personas sanas con el fin de evaluar si el procedimiento de medida es capaz de discriminar entre población sana y patológica.
7. El procedimiento de medida desarrollado consigue diferenciar significativamente el patrón de movimiento del hombro en función de si existe o no lesión en el mismo. Todas las variables cinemáticas presentan alteraciones con la lesión existiendo, además, un efecto significativo de la carga manejada en la mayoría de ellas.
8. Se ha constatado que existe una relación significativa entre las variables cinemáticas de variabilidad y las descriptivas del movimiento y el dolor experimentado en el grupo de patológicos. La entropía es la variable que presenta el coeficiente de correlación más alto.
9. Las variables cinemáticas permiten establecer diferencias significativas según la gravedad del estado funcional de los pacientes, medido con el cuestionario DASH, siendo las variables descriptivas y las de variabilidad las que mejor discriminan entre ambas muestras.

10. Las variables cinemáticas calculadas permiten establecer diferencias significativas entre sujetos con tendinitis y sujetos con rotura, siendo las variables relativas al ritmo de ejecución del gesto las que mejor discriminan entre ambos grupos. Las variables clínicas registradas con los goniómetros y los dinamómetros no fueron capaces de diferenciar entre los dos grupos de diagnóstico.

Bibliografía

- Alegre, C. y Navarro, A. (1997). El hombro. *Monografías Médico-Quirúrgicas Del Aparato Locomotor. Editorial Masson.*
- Alexander, E. J. y Andriacchi, T. P. (2001). Correcting for deformation in skin-based marker systems. *Journal of Biomechanics*, 34(3), 355–361.
- Alta, T. D., Bergmann, J. H., Veeger, D. J., Janssen, T. W., Burger, B. J., Scholtes, V. A. y Willems, W. J. (2011). Kinematic and clinical evaluation of shoulder function after primary and revision reverse shoulder prostheses. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 20(4), 564–570. doi:10.1016/j.jse.2010.08.022
- American Academy of Orthopaedic Surgeons. (1965). *Joint motion: method of measuring and recording.* Churchill Livingstone.
- Anglin, C. y Wyss, U. P. (2000a). Arm motion and load analysis of sit-to-stand, stand-to-sit, cane walking and lifting. *Clinical Biomechanics*, 15(6), 441–448. doi:10.1016/S0268-0033(99)00093-5
- Anglin, C. y Wyss, U. P. (2000b). Review of arm motion analyses. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 214(5), 541–555.
- Angst, F., Schwyzer, H.-K., Aeschlimann, A., Simmen, B. R. y 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. *Arthritis Care and Research*, 63(SUPPL. 11), S174–S188. doi:10.1002/acr.20630
- Barnes, C. J., Van Steyn, S. J. y 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. doi:10.1067/mse.2001.115270
- Bartlett, J. W. y Frost, C. (2008). Reliability, repeatability and reproducibility: Analysis of measurement errors in continuous variables. *Ultrasound in Obstetrics and Gynecology*, 31(4), 466–475. doi:10.1002/uog.5256
- Bates, B. T., James, C. R. y Dufek, J. S. (2004). Single-subject analysis. In N. Stergiou (Ed.), *Innovative Analyses of Human Movement* (pp. 2–28). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Baydal-Bertomeu, J. M. (2013). *Cinemática del raquis cervical. Definición de patrones de movimiento para la valoración funcional en el síndrome del latigazo cervical.* (Tesis doctoral, Universitat Politècnica de València). Recuperada de <http://riunet.upv.es/handle/10251/18341>
- Ben-Yishay, A., Zuckerman, J. D., Gallagher, M., & Cuomo, F. (1994). Pain inhibition of shoulder strength in patients with impingement syndrome. *Orthopedics*, 17(8), 685-688.

- Bergin, M. J. G., Tucker, K. J., Vicenzino, B., Van Den Hoorn, W. y 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. doi:10.1007/s00421-013-2777-6
- Borstad, J. D. y Ludewig, P. M. (2002). Comparison of scapular kinematics between elevation and lowering of the arm in the scapular plane. *Clinical Biomechanics*, 17(9-10), 650–659.
- Caballer, A. J. P. (2004). *Patología del aparato locomotor en ciencias de la salud*. Ed. Médica Panamericana.
- Cadogan, A., Laslett, M., Hing, W. A., McNair, P. J. y Coates, M. H. (2011). A prospective study of shoulder pain in primary care: prevalence of imaged pathology and response to guided diagnostic blocks. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 12(1), 119.
- Camomilla, V., Cereatti, A., Vannozzi, G. y Cappozzo, A. (2006). An optimized protocol for hip joint centre determination using the functional method. *Journal of Biomechanics*, 39(6), 1096–1106. doi:10.1016/j.jbiomech.2005.02.008
- Campbell, A. C. (2009). *Identification of the glenohumeral joint rotation centre: an MRI validation study*. (Tesis doctoral, University of Western Australia). Recuperado de [http://research-repository.uwa.edu.au/en/publications/identification-of-the-glenohumeral-joint-rotation-centre-an-mri-validation-study\(0a212632-4c49-42bf-8435-172145bbf558\)/export.html](http://research-repository.uwa.edu.au/en/publications/identification-of-the-glenohumeral-joint-rotation-centre-an-mri-validation-study(0a212632-4c49-42bf-8435-172145bbf558)/export.html)
- Cantú, H., Emery, K. y Côté, J. N. (2014). Effects of additional external weight on posture and movement adaptations to fatigue induced by a repetitive pointing task. *Human Movement Science*, 35, 1–16. doi:10.1016/j.humov.2014.02.003
- Cappozzo, A., Catani, F., Della Croce, U. D. y Leardini, A. (1995). Position and orientation in space of bones during movement: Anatomical frame definition and determination. *Clinical Biomechanics*, 10(4), 171–178. doi:10.1016/0268-0033(95)91394-T
- Cappozzo, A., Della Croce, U. D., Leardini, A. y Chiari, L. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: theoretical background. *Gait & Posture*, 21(2), 186–196. doi:10.1016/j.gaitpost.2004.01.010
- Chèze, L., Fregly, B. J. y Dimnet, J. (1995). A solidification procedure to facilitate kinematic analyses based on video system data. *Journal of Biomechanics*, 28(7), 879–884.
- Chiari, L., Della Croce, U. D., Leardini, A. y Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 2: Instrumental errors. *Gait & posture*, 21(2), 197–211.
- Clark, J. E. y Phillips, S. J. (1993). A longitudinal study of intralimb coordination in the first year of independent walking: a dynamical systems analysis. *Child Development*, 64(4), 1143–1157.

- Coley, B., Jolles, B. M., Farron, A., Bourgeois, A., Nussbaumer, F., Pichonnaz, C. y Aminian, K. (2007). Outcome evaluation in shoulder surgery using 3D kinematics sensors. *Gait & Posture*, 25(4), 523–532. doi:10.1016/j.gaitpost.2006.06.016
- Collins, S. L., Moore, R. A. y McQuay, H. J. (1997). The visual analogue pain intensity scale: what is moderate pain in millimetres? *Pain*, 72(1), 95–97.
- Conboy, V. B., Morris, R. W., Kiss, J. y Carr, A. J. (1996). An evaluation of the Constant-Murley shoulder assessment. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 78(2), 229–232.
- Constant, C. R. y Murley, A. G. (1987). A clinical method of functional assessment of the shoulder. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 214, 160–164.
- Copay, A. G., Subach, B. R., Glassman, S. D., Polly Jr., D. W. y Schuler, T. C. (2007). Understanding the minimum clinically important difference: a review of concepts and methods. *The Spine Journal*, 7(5), 541–546. doi:10.1016/j.spinee.2007.01.008
- Curtis, K. A., Tyner, T. M., Zachary, L., Lentell, G., Brink, D., Didyk, T., ... Pacillas, B. (1999). Effect of a standard exercise protocol on shoulder pain in long-term wheelchair users. *Spinal Cord*, 37(6), 421–429. doi:10.1038/sj.sc.3100860
- Cutti, A. G., Cappello, A. y Davalli, A. (2006). In vivo validation of a new technique that compensates for soft tissue artefact in the upper-arm: Preliminary results. *Clinical Biomechanics*, 21(SUPPL. 1), S13–S19. doi:10.1016/j.clinbiomech.2005.09.018
- Cutti, A. G., Giovanardi, A., Rocchi, L., Davalli, A. y Sacchetti, R. (2008). Ambulatory measurement of shoulder and elbow kinematics through inertial and magnetic sensors. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 46(2), 169–178. doi:10.1007/s11517-007-0296-5
- Cutti, A. G., Paolini, G., Troncosi, M., Cappello, A. y Davalli, A. (2005). Soft tissue artefact assessment in humeral axial rotation. *Gait & posture*, 21(3), 341–349. doi:10.1016/j.gaitpost.2004.04.001
- Cutti, A. G., Parel, I., Raggi, M., Petracci, E., Pellegrini, A., Accardo, A. P., ... Porcellini, G. (2014). Prediction bands and intervals for the scapulo-humeral coordination based on the Bootstrap and two Gaussian methods. *Journal of Biomechanics*, 47(5), 1035–1044. doi:10.1016/j.jbiomech.2013.12.028
- Cutti, A. G. y Veeger, H. E. J. (2009). Shoulder biomechanics: today's consensus and tomorrow's perspectives. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 47(5), 463–466.
- De Groot, J. H. (1997). The variability of shoulder motions recorded by means of palpation. *Clinical Biomechanics*, 12(7–8), 461–472. doi:10.1016/S0268-0033(97)00031-4

- De Groot, J. H., Van Woensel, W. y 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. doi:10.1016/S0268-0033(98)90094-8
- Della Croce, U. D., Cappozzo, A. y Kerrigan, D. C. (1999). Pelvis and lower limb anatomical landmark calibration precision and its propagation to bone geometry and joint angles. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 37(2), 155–161. doi:10.1007/BF02513282
- Della Croce, U. D., Leardini, A., Chiari, L. y Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 4: assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics. *Gait & Posture*, 21(2), 226–237.
- De los Reyes-Guzmán, A., Dimbwadyo-Terrer, I., Trincado-Alonso, F., Monasterio-Huelin, F., Torricelli, D. y 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. doi:10.1016/j.clinbiomech.2014.06.013
- Delval, A., Salleron, J., Bourriez, J. L., Bleuse, S., Moreau, C., Krystkowiak, P., ... Duhamel, A. (2008). Kinematic angular parameters in PD: reliability of joint angle curves and comparison with healthy subjects. *Gait & Posture*, 28(3), 495–501.
- De Rosario, H., Page, A., Besa, A., Mata, V. y 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. doi:10.1007/s11517-012-0978-5
- De Rosario, H., Page, A., Besa, A. y Valera, A. (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. doi:10.1016/j.jbiomech.2013.08.006
- De Rosario, H., Page, A. y 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. doi:10.1016/j.jbiomech.2014.02.003
- De Toledo, J. M., Loss, J. F., Janssen, T. W., van der Scheer, J. W., Alta, T. D., Willems, W. J. y Veeger, D. (2012). Kinematic evaluation of patients with total and reverse shoulder arthroplasty during rehabilitation exercises with different loads. *Clinical Biomechanics*, 27(8), 793–800. doi:10.1016/j.clinbiomech.2012.04.009
- De Vet, H. C. W., Terwee, C. B., Knol, D. L. y Bouter, L. M. (2006). When to use agreement versus reliability measures. *Journal of Clinical Epidemiology*, 59(10), 1033–1039. doi:10.1016/j.jclinepi.2005.10.015

- De Winter, A. F., Jans, M. P., Scholten, R. J., Devillé, W., van Schaardenburg, D. y Bouter, L. M. (1999). Diagnostic classification of shoulder disorders: interobserver agreement and determinants of disagreement. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 58(5), 272–277.
- Donati, M., Camomilla, V., Vannozzi, G. y Cappozzo, A. (2007). Enhanced anatomical calibration in human movement analysis. *Gait & Posture*, 26(2), 179–185. doi:10.1016/j.gaitpost.2007.04.009
- Doriot, N. y Wang, X. (2006). Effects of age and gender on maximum voluntary range of motion of the upper body joints. *Ergonomics*, 49(3), 269–281. doi:10.1080/00140130500489873
- Duhamel, A., Bourriez, J. L., Devos, P., Krystkowiak, P., Destée, A., Derambure, P. y Defebvre, L. (2004). Statistical tools for clinical gait analysis. *Gait & Posture*, 20(2), 204–212. doi:10.1016/j.gaitpost.2003.09.010
- Dunn, W. R., Kuhn, J. E., Sanders, R., An, Q., Baumgarten, K. M., Bishop, J. Y., ... Wright, R. W. (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), 793–800. doi:10.2106/JBJS.L.01304
- Evans, J. N. (2013). *Investigation of the Sources of Error and Variability of On-line Motion Analysis*. (Tesis doctoral, University of Otago). Recuperada de <http://otago.ourarchive.ac.nz/handle/10523/4264>
- Fayad, F., Hoffmann, G., Hanne-ton, S., Yazbeck, C., Lefevre-colau, M. M., Poiraudau, S., ... Roby-Brami, A. (2006). 3-D scapular kinematics during arm elevation: Effect of motion velocity. *Clinical Biomechanics*, 21(9), 932–941. doi:10.1016/j.clinbiomech.2006.04.015
- Fuller, J. R., Lomond, K. V., Fung, J. y Côté, J. N. (2009). Posture-movement changes following repetitive motion-induced shoulder muscle fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(6), 1043–1052.
- Gamage, S. S. y Lasenby, J. (2002). New least squares solutions for estimating the average centre of rotation and the axis of rotation. *Journal of Biomechanics*, 35(1), 87–93. doi:10.1016/S0021-9290(01)00160-9
- García-Alsina, J., García, C., Moranta, J. y Pleguezuelos, E. (2005). Angular position, range of motion and velocity of arm elevation: A study of consistency of performance. *Clinical Biomechanics*, 20, 932–938. doi:10.1016/j.clinbiomech.2005.05.005
- García-Molina, C., Chirivella, C., Page, A., Moraga, R. y Jorquera, J. (1997). Evaluación de riesgos laborales asociados a la carga física. *Valencia: Instituto de Biomecánica de Valencia*.

- Garofalo, P., Cutti, A. G., Filippi, M. V., Cavazza, S., Ferrari, A., Cappello, A. y Davalli, A. (2009). Inter-operator reliability and prediction bands of a novel protocol to measure the coordinated movements of shoulder-girdle and humerus in clinical settings. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 47(5), 475–486.
- Gómez, J. y Amillo, H. (1997). Guía Técnica para la evaluación y prevención de los riesgos relativos a la Manipulación manual de cargas. *Instituto Nacional de Seguridad E Higiene En El Trabajo*.
- Gorton III, G. E., Hebert, D. A. y Gannotti, M. E. (2009). Assessment of the kinematic variability among 12 motion analysis laboratories. *Gait & posture*, 29(3), 398–402. doi:10.1016/j.gaitpost.2008.10.060
- Granger, C. V. 1993. Atención de la Salud. Evaluación funcional del paciente crónico. En *Medicina Física y Rehabilitación*, 4ª ed., 281–94. Editorial Médica Panamericana.
- Gray, C. D. y Kinnear, P. R. (2012). *IBM SPSS statistics 19 made simple*. Psychology Press.
- Hagemeister, N., Senk, M., Dumas, R. y Chèze, L. (2011). Effect of axis alignment on in vivo shoulder kinematics. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 14(8), 755–761. doi:10.1080/10255842.2010.493887
- Halvorsen, K., Lesser, M. y Lundberg, A. (1999). A new method for estimating the axis of rotation and the center of rotation. *Journal of Biomechanics*, 32(11), 1221–1227. doi:10.1016/S0021-9290(99)00120-7
- Hamacher, D., Bertram, D., Fölsch, C. y Schega, L. (2012). Evaluation of a visual feedback system in gait retraining: A pilot study. *Gait & posture*, 36(2), 182–186. doi:10.1016/j.gaitpost.2012.02.012
- Hamming, D., Braman, J. P., Phadke, V., LaPrade, R. F. y Ludewig, P. M. (2012). The accuracy of measuring glenohumeral motion with a surface humeral cuff. *Journal of Biomechanics*, 45(7), 1161–1168. doi:10.1016/j.jbiomech.2012.02.003
- Harbourne, R. T. y Stergiou, N. (2009). Movement variability and the use of nonlinear tools: Principles to guide physical therapist practice. *Physical Therapy*, 89(3), 267–282. doi:10.2522/ptj.20080130
- Hausdorff, J. M., Rios, D. A. y Edelberg, H. K. (2001). Gait variability and fall risk in community-living older adults: A 1-year prospective study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(8), 1050–1056. doi:10.1053/apmr.2001.24893
- Helm, F. C. T. van der y Pronk, G. M. (1995). Three-dimensional recordings and description of motions of the shoulder mechanism. *J. Biomec. Eng.*, 117, 27–40.
- Hervás, T., Navarro Collado, M. J., Peiró, S., Rodrigo Pérez, J. L., López Matéu, P. y Martínez Tello, I. (2006). Versión española del cuestionario DASH. Adaptación transcultural, fiabilidad, validez y sensibilidad a los cambios. *Medicina Clínica*, 127(12), 441–447.

- Heyward, V. H., Johannes-Ellis, S. M. y Romer, J. F. (1986). Gender Differences in Strength. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 57(2), 154–159. doi:10.1080/02701367.1986.10762192
- Hodges, P. W. y Tucker, K. (2011). Moving differently in pain: A new theory to explain the adaptation to pain. *Pain*, 152(SUPPL.3), S90–S98. doi:10.1016/j.pain.2010.10.020
- Hudak, P. L., Amadio, P. C. y Bombardier, C. (1996). Development of an upper extremity outcome measure: the DASH (disabilities of the arm, shoulder and hand: the upper extremity collaborative group). *American Journal of Industrial Medicine*, 29, 602–608.
- Hulley, S. B. y Cummings, S. R. (1988). *Designing clinical research: an epidemiologic approach*. Williams & Wilkins.
- Illyés, Á. y Kiss, R. M. (2006). Kinematic and muscle activity characteristics of multidirectional shoulder joint instability during elevation. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 14(7), 673–685. doi:10.1007/s00167-005-0012-7
- INSHT. (2011). *VII Encuesta nacional de condiciones de trabajo*. Ministerio de trabajo y asuntos sociales.
- Itoi, E., Minagawa, H., Sato, T., Sato, K. y Tabata, S. (1997). Isokinetic strength after tears of the supraspinatus tendon. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 79(1), 77–82.
- James, C. R. (2004). Considerations of movement variability in biomechanics research. In N. Stergiou (Ed.), *Innovative Analyses of Human Movement* (pp. 29–62). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Jaspers, E., Feys, H., Bruyninckx, H., Harlaar, J., Molenaers, G. y 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., Hsiao Wecksler, E. T., Beck, C. L. y 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). doi:10.1371/journal.pone.0089794
- Johansson, K. M. y Adolfsson, L. E. (2005). Intraobserver and interobserver reliability for the strength test in the Constant-Murley shoulder assessment. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 273–278.
- Kapandji, A. I. (1998). *Fisiología Articular*. Río de Janeiro: Panamericana.
- Karduna, A. R., McClure, P. W., Michener, L. A. y Sennett, B. (2001). Dynamic measurements of three-dimensional scapular kinematics: a validation study. *Journal of Biomechanical Engineering*, 123, 184.

- Katolik, L. I., Romeo, A. A., Cole, B. J., Verma, N. N., Hayden, J. K. y Bach, B. R. (2005). Normalization of the Constant score. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 14(3), 279–285.
- Kendall, F. P., McCreary, E. K., Provance, P. G., Rodgers, M. M. y Romani, W. A. (2007). *Músculos, pruebas funcionales. Postura y dolor*. Madrid: Marbán.
- Kim, H.-D. (2009). Age-related changes in the center of pressure trajectory during obstacle crossing. *Journal of Physical Therapy Science*, 21(1), 75–80.
- Klopčar, N. y Lenarčič, J. (2006). Bilateral and unilateral shoulder girdle kinematics during humeral elevation. *Clinical Biomechanics*, 21(SUPPL. 1), S20–S26. doi:10.1016/j.clinbiomech.2005.09.009
- Kojima, M., Obuchi, S., Mizuno, K., Henmi, O. y Ikeda, N. (2008). Power spectrum entropy of acceleration time-series during movement as an indicator of smoothness of movement. *Journal of Physiological Anthropology*, 27(4), 193–200. doi:10.2114/jpa2.27.193
- Kontaxis, A., Cutti, A. G., Johnson, G. R. y Veeger, H. E. J. (2009). A framework for the definition of standardized protocols for measuring upper-extremity kinematics. *Clinical Biomechanics*, 24(3), 246–253. doi:10.1016/j.clinbiomech.2008.12.009
- Kon, Y., Nishinaka, N., Gamada, K., Tsutsui, H. y Banks, S. A. (2008). The influence of handheld weight on the scapulohumeral rhythm. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 17(6), 943–946. doi:10.1016/j.jse.2008.05.047
- Körver, R. J. P., Heyligers, I. C., Samijo, S. K. y Grimm, B. (2014). Inertia based functional scoring of the shoulder in clinical practice. *Physiological Measurement*, 35(2), 167–176. doi:10.1088/0967-3334/35/2/167
- Kwon, Y. W., Pinto, V. J., Yoon, J., Frankle, M. A., Dunning, P. E. y 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.
- Langenderfer, J. E., Rullkoetter, P. J., Mell, A. G. y Laz, P. J. (2009). A multi-subject evaluation of uncertainty in anatomical landmark location on shoulder kinematic description. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 12(2), 211–216.
- Lea, R. D. y Gerhardt, J. J. (1995). Range-of-motion measurements. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, 77(5), 784–798.
- Leardini, A., Biagi, F., Belvedere, C. y Benedetti, M. G. (2009). Quantitative comparison of current models for trunk motion in human movement analysis. *Clinical Biomechanics*, 24(7), 542–550.
- Leardini, A., Cappozzo, A., Catani, F., Toksvig-Larsen, S., Petitto, A., Sforza, V., ... Giannini, S. (1999). Validation of a functional method for the estimation of hip joint centre location. *Journal of Biomechanics*, 32(1), 99–103. doi:10.1016/S0021-9290(98)00148-1

- Leardini, A., Chiari, L., Della Croce, U. D. y 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. y 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.
- Levasseur, A., Tétreault, P., de Guise, J., Nuño, N. y Hagemester, N. (2007). The effect of axis alignment on shoulder joint kinematics analysis during arm abduction. *Clinical Biomechanics*, 22(7), 758–766. doi:10.1016/j.clinbiomech.2007.04.009
- Lin, J., Hanten, W. P., Olson, S. L., Roddey, T. S., Soto-quijano, D. A., Lim, H. K. y Sherwood, A. M. (2005). Functional activity characteristics of individuals with shoulder dysfunctions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15(6), 576–586. doi:10.1016/j.jelekin.2005.01.006
- Lomond, K. V. y 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. doi:10.1007/s00221-010-2405-1
- Lord, S., Howe, T., Greenland, J., Simpson, L. y Rochester, L. (2011). Gait variability in older adults: A structured review of testing protocol and clinimetric properties. *Gait & Posture*, 34(4), 443–450. doi:10.1016/j.gaitpost.2011.07.010
- Lovern, B., Stroud, L. A., Ferran, N. A., Evans, S. L., Evans, R. O. y Holt, C. A. (2010). Motion analysis of the glenohumeral joint during activities of daily living. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 13(6), 803–809.
- Ludewig, P. M. y Cook, T. M. (2000). Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. *Physical Therapy*, 80(3), 276.
- Ludewig, P. M., Cook, T. M. y Shields, R. K. (2002). Comparison of surface sensor and bone-fixed measurement of humeral motion. *Journal of Applied Biomechanics*, 18(2), 163–170.
- Lugo, R., Kung, P. y Ma, B. (2008). Shoulder Biomechanics. *European Journal of Radiology*, 68, 16–24.
- Macedo, L. G. y 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. doi:10.1016/j.jmpt.2008.09.003
- Mackey, A. H., Walt, S. E., Lobb, G. A. y Stott, N. S. (2005). Reliability of upper and lower limb three-dimensional kinematics in children with hemiplegia. *Gait & Posture*, 22(1), 1–9.

- Madeleine, P., Farina, D., Merletti, R. y Arendt-Nielsen, L. (2002). Upper trapezius muscle mechanomyographic and electromyographic activity in humans during low force fatiguing and non-fatiguing contractions. *European Journal of Applied Physiology*, 87, 327–336.
- Madeleine, P. y Madsen, T. M. T. (2009). Changes in the amount and structure of motor variability during a deboning process are associated with work experience and neck–shoulder discomfort. *Applied Ergonomics*, 40(5), 887–894. doi:10.1016/j.apergo.2008.12.006
- Madeleine, P., Mathiassen, S. E. y Arendt-Nielsen, L. (2008). Changes in the degree of motor variability associated with experimental and chronic neck–shoulder pain during a standardised repetitive arm movement. *Experimental Brain Research*, 185(4), 689–698.
- Maki, B. E. (1997). Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear. *Journal of the American Geriatrics Society*, 45(3), 313–320.
- Masjedi, M. y Duffell, L. D. (2013). Dynamic analysis of the upper limb during activities of daily living: Comparison of methodologies. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 227(12), 1275–1283. doi:10.1177/0954411913502330
- 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.
- Matsuki, K., Matsuki, K. O., Yamaguchi, S., Ochiai, N., Sasho, T., Sugaya, H., ... Banks, S. A. (2012). Dynamic in vivo glenohumeral kinematics during scapular plane abduction in healthy shoulders. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 42(2), 96–104. doi:10.2519/jospt.2012.3584
- Mbourou, G. A., Lajoie, Y. y Teasdale, N. (2003). Step length variability at gait initiation in elderly fallers and non-fallers, and young adults. *Gerontology*, 49(1), 21–26. doi:10.1159/000066506
- McClure, P. W., Michener, L. A. y Karduna, A. R. (2006). Shoulder function and 3-dimensional scapular kinematics in people with and without shoulder impingement syndrome. *Physical Therapy*, 86(8), 1075.
- McClure, P. W., Michener, L. A., Sennett, B. J. y 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.
- McGinley, J. L., Baker, R., Wolfe, R. y Morris, M. E. (2009). The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: a systematic review. *Gait & Posture*, 29(3), 360–369.
- McQuade, K. J. y Smidt, G. L. (1998). Dynamic scapulohumeral rhythm: The effects of external resistance during elevation of the arm in the scapular plane. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 27(2), 125–131.

- Meerding, W. J., Bonneux, L., Polder, J. J., Koopmanschap, M. A. y van der Maas, P. J. (1998). Demographic and epidemiological determinants of healthcare costs in Netherlands: cost of illness study. *BMJ*, *317*(7151), 111–115. doi:10.1136/bmj.317.7151.111
- Meldrum, D., Shouldice, C., Conroy, R., Jones, K. y Forward, M. (2014). Test-retest reliability of three dimensional gait analysis: Including a novel approach to visualising agreement of gait cycle waveforms with Bland and Altman plots. *Gait & posture*, *39*(1), 265–271. doi:10.1016/j.gaitpost.2013.07.130
- Mell, A. G., LaScalza, S., Guffey, P., Ray, J., Maciejewski, M., Carpenter, J. E. y Hughes, R. E. (2005). Effect of rotator cuff pathology on shoulder rhythm. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, *14*(1, Supplement), S58–S64. doi:10.1016/j.jse.2004.09.018
- Meskers, C. G. M., Van Der Helm, F. C. T., RozendaaL, L. A. y Rozing, P. M. (1998). In vivo estimation of the glenohumeral joint rotation center from scapular bony landmarks by linear regression. *Journal of Biomechanics*, *31*(1), 93–96. doi:10.1016/S0021-9290(97)00101-2
- Meskers, C. G. M., Vermeulen, H. M., De Groot, J. H., Van Der Helm, F. C. T. y Rozing, P. M. (1998). 3D shoulder position measurements using a six-degree-of-freedom electromagnetic tracking device. *Clinical Biomechanics*, *13*(4-5), 280–292. doi:10.1016/S0268-0033(98)00095-3
- Michiels, I. y 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.
- Miralles Marrero, R. C. (2000). *Biomecánica clínica del aparato locomotor*. Masson.
- Mitchell, C., Adebajo, A., Hay, E. y Carr, A. (2005). Shoulder pain: diagnosis and management in primary care. *BMJ: British Medical Journal*, *331*(7525), 1124.
- Monnet, T., Desailly, E., Begon, M., Vallée, C. y Lacouture, P. (2007). Comparison of the SCoRE and HA methods for locating in vivo the glenohumeral joint centre. *Journal of Biomechanics*, *40*(15), 3487–3492. doi:10.1016/j.jbiomech.2007.05.030
- Montero, R. y Manzanares, A. (2005). Escalas de Valoración del dolor. *Jano*, *68*(1553), 527–530.
- Moon, Y., Jayaraman, C., Hsu, I. M. K., Rice, I. M., Hsiao-Wecksler, E. T. y Sosnoff, J. J. (2013). Variability of peak shoulder force during wheelchair propulsion in manual wheelchair users with and without shoulder pain. *Clinical Biomechanics*, *28*(9-10), 967–972. doi:10.1016/j.clinbiomech.2013.10.004
- Murray, I. A. (1999). *Determining upper limb kinematics and dynamics during everyday tasks*. (Tesis doctoral, University of Newcastle upon Tyne). Recuperada de <https://theses.ncl.ac.uk/dspace/handle/10443/185>

- Murray, I. A. y Johnson, G. R. (2004). A study of the external forces and moments at the shoulder and elbow while performing every day tasks. *Clinical Biomechanics*, 19(6), 586–594. doi:10.1016/j.clinbiomech.2004.03.004
- Neer, C. S. (1972). Anterior Acromioplasty for the Chronic Impingement Syndrome in the Shoulder. A preliminary report. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 54, 41–50.
- NEERII, C. S. (1970). Displaced proximal humeral fractures Part I. Classification and evaluation. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 52(6), 1077–1089.
- Nørregaard, J., Krogsgaard, M. R., Lorenzen, T. y Jensen, E. M. (2002). Diagnosing patients with longstanding shoulder joint pain. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 61(7), 646–649.
- Nygren, A., Berglund, A. y Von Koch, M. (1995). Neck-and-shoulder pain, an increasing problem. Strategies for using insurance material to follow trends. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine. Supplement*, 32, 107.
- Ogston, J. B. y Ludewig, P. M. (2007). Differences in 3-dimensional shoulder kinematics between persons with multidirectional instability and asymptomatic controls. *American Journal of Sports Medicine*, 35(8), 1361–1370. doi:10.1177/0363546507300820
- Oh, J. H., Jun, B. J., McGarry, M. H. y Lee, T. Q. (2011). Does a critical rotator cuff tear stage exist?: a biomechanical study of rotator cuff tear progression in human cadaver shoulders. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 93(22), 2100–2109. doi:10.2106/JBJS.J.00032
- OMS. (2001). *Clasificación Internacional del Funcionamiento, de la Discapacidad y de la Salud: CIF*. (IMSERSO). Madrid: IMSERSO.
- Owings, T. M. y Grabiner, M. D. (2004). Variability of step kinematics in young and older adults. *Gait & Posture*, 20(1), 26–29. doi:10.1016/S0966-6362(03)00088-2
- Page, A., Candelas, P. y Belmar, F. (2006a). Application of video photogrammetry to analyse mechanical systems in the undergraduate physics laboratory. *European Journal of Physics*, 27, 647–655.
- Page, A., Candelas, P. y Belmar, F. (2006b). On the Use of Local Fitting Techniques for the Analysis of Physical Dynamic Systems. *European Journal of Physics* 27 (2): 273. doi:10.1088/0143-0807/27/2/010.
- Page, A., De Rosario, H., Mata, V. y Besa, A. (2014). Model of soft tissue artifact propagation to joint angles in Human movement Analysis. *Journal of Biomechanical Engineering*, 136(3). doi:10.1115/1.4026226
- Page, A., De Rosario, H., Mata, V., Hoyos, J. V. y Porcar, R. (2006). Effect of marker cluster design on the accuracy of human movement analysis using stereophotogrammetry. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 44(12), 1113–1119.

- Page, A., Galvez, J. A., De Rosario, H., Mata, V. y Baydal-Bertomeu, J. M. (2009). Optimal average path of the instantaneous screw axis in 3D human movements. In *ESMC2009, 7th EUROMECH Solid Mechanics Conference*. Recuperado de http://www.researchgate.net/profile/Alvaro_Page/publication/228500100_Optimal_Average_Path_of_the_Instantaneous_Screw_Axis_in_3D_Human_Movements/links/0912f508576147e9b8000000.pdf
- Palermo, E., Rossi, S., Marini, F., Patanè, F. y Cappa, P. (2014). Experimental evaluation of accuracy and repeatability of a novel body-to-sensor calibration procedure for inertial sensor-based gait analysis. *Measurement: Journal of the International Measurement Confederation*, 52(1), 145–155. doi:10.1016/j.measurement.2014.03.004
- Parel, I., Cutti, A. G., Fiumana, G., Porcellini, G., Verni, G. y Accardo, A. P. (2012). Ambulatory measurement of the scapulohumeral rhythm: Intra- and inter-operator agreement of a protocol based on inertial and magnetic sensors. *Gait & posture*, 35(4), 636–640. doi:10.1016/j.gaitpost.2011.12.015
- Parel, I., Cutti, A. G., Kraszewski, A., Verni, G., Hillstrom, H. y Kontaxis, A. (2014). Intra-protocol repeatability and inter-protocol agreement for the analysis of scapulo-humeral coordination. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 52(3), 271–282. doi:10.1007/s11517-013-1121-y
- Pascoal, A. G., Van Der Helm, F. C. T., Pezarat Correia, P. y Carita, I. (2000). Effects of different arm external loads on the scapulo-humeral rhythm. *Clinical Biomechanics*, 15(SUPPL. 1), S21–S24. doi:10.1016/S0268-0033(00)00055-3
- Pearl, M. L., Harris, S. L., Lippitt, S. B., Sidles, J. A., Harryman, D. T. y Matsen, 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. doi:10.1016/S1058-2746(09)80129-8
- Peebles, L., Norris, B., Trade, D. of y Industry. (1998). *Adultdata: the handbook of adult anthropometric and strength measurements: data for design safety*. Department of Trade and Industry London.
- Phadke, V., Braman, J. P., LaPrade, R. F. y Ludewig, P. M. (2011). Comparison of glenohumeral motion using different rotation sequences. *Journal of Biomechanics*, 44(4), 700–705. doi:10.1016/j.jbiomech.2010.10.042
- Piazza, S. J., Okita, N. y Cavanagh, P. R. (2001). Accuracy of the functional method of hip joint center location: Effects of limited motion and varied implementation. *Journal of Biomechanics*, 34(7), 967–973. doi:10.1016/S0021-9290(01)00052-5
- Picavet, H. S. J. y Schouten, J. S. A. G. (2003). Musculoskeletal pain in the Netherlands: prevalences, consequences and risk groups, the DMC3-study. *Pain*, 102(1–2), 167–178. doi:10.1016/s0304-3959(02)00372-x

- Pincus, S. M. (1991). Approximate entropy as a measure of system complexity. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 88(6), 2297–2301.
- Poppen, N. K. y Walker, P. S. (1976). Normal and abnormal motion of the shoulder. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, 58(2), 195–201.
- Qin, J., Lin, J.-H., Faber, G. S., Buchholz, B. y Xu, X. (2014). Upper extremity kinematic and kinetic adaptations during a fatiguing repetitive task. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24(3), 404–411. doi:10.1016/j.jelekin.2014.02.001
- Rab, G., Petuskey, K. y Bagley, A. (2002). A method for determination of upper extremity kinematics. *Gait & Posture*, 15(2), 113–119. doi:10.1016/S0966-6362(01)00155-2
- Rau, G., Disselhorst-Klug, C. y Schmidt, R. (2000). Movement biomechanics goes upwards: from the leg to the arm. *Journal of Biomechanics*, 33(10), 1207–1216. doi:10.1016/S0021-9290(00)00062-2
- Ricci, L., Formica, D., Sparaci, L., Romana Lasorsa, F., Taffoni, F., Tamilia, E. y Guglielmelli, E. (2014). A new calibration methodology for thorax and upper limbs motion capture in children using magneto and inertial sensors. *Sensors (Switzerland)*, 14(1), 1057–1072. doi:10.3390/s140101057
- Rice, I. M., Jayaraman, C., Hsiao-Weckler, E. T. y 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. doi:10.1016/j.apmr.2013.11.005
- 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.
- Riemer, R., Hsiao-Weckler, E. y Zhang, X. (2008). Uncertainties in inverse dynamics solutions: A comprehensive analysis and an application to gait. *Gait & Posture*, 27(4), 578–588. doi:10.1016/j.gaitpost.2007.07.012
- Rocourt, M. H. H., Radlinger, L., Kalberer, F., Sanavi, S., Schmid, N., Leunig, M. y Hertel, R. (2008). Evaluation of intratester and intertester reliability of the Constant-Murley shoulder assessment. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 17(2), 364–369.
- Rogers, J. C. y Holm, M. B. (1994). Accepting the challenge of outcome research: examining the effectiveness of occupational therapy practice. *Am J Occup Ther*, 48, 871–874.
- Romeo, A. A., Mazzocca, A., Hang, D. W., Shott, S. y Bach, B. R. (2004). Shoulder scoring scales for the evaluation of rotator cuff repair (Vol. 42, pp. 107–114).

- 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. doi:10.1016/j.jbiomech.2012.01.027
- Roux, E., Bouilland, S., Godillon-Maquinghen, A.-P. y Bouttens, D. (2002). Evaluation of the global optimisation method within the upper limb kinematics analysis. *Journal of Biomechanics*, 35(9), 1279–1283.
- Ruiz Sánchez, F. (2004). Correlación clínico-radiológica en la patología del manguito rotador. (Tesis doctoral, Universidad de Granada). Recuperada de <http://libro.ugr.es/handle/10481/4432>
- Rundquist, P. J., Anderson, D. D., Guanche, C. A. y Ludewig, P. M. (2003). Shoulder kinematics in subjects with frozen shoulder I. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84(10), 1473–1479.
- Sarig Bahat, H., Weiss, P. L., Sprecher, E., Krasovsky, A. y Laufer, Y. (2014). Do neck kinematics correlate with pain intensity, neck disability or with fear of motion? *Manual Therapy*, 19(3), 252–258. doi:10.1016/j.math.2013.10.006
- Schmidt, R., Disselhorst-Klug, C., Silny, J. y Rau, G. (1999). A marker-based measurement procedure for unconstrained wrist and elbow motions. *Journal of Biomechanics*, 32(6), 615–621.
- Schwartz, C., Croisier, J. L., Rigaux, E., Denoël, V., Brüls, O. y 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. doi:10.1016/j.jse.2013.08.020
- Schwartz, C., Lempereur, M., Burdin, V., Jacq, J. J. y Rémy-Néris, O. (2007). Shoulder motion analysis using simultaneous skin shape registration. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2007. EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE* (pp. 533–536).
- Schwartz, M. H. y Rozumalski, A. (2005). A new method for estimating joint parameters from motion data. *Journal of Biomechanics*, 38(1), 107–116. doi:10.1016/j.jbiomech.2004.03.009
- Schwartz, M. H., Trost, J. P. y Wervey, R. A. (2004). Measurement and management of errors in quantitative gait data. *Gait & Posture*, 20(2), 196–203.
- Scibek, J. S. y Carcia, C. R. (2013). Validation and repeatability of a shoulder biomechanics data collection methodology and instrumentation. *Journal of Applied Biomechanics*, 29(5), 609–615.
- Scibek, J. S., Mell, A. G., Downie, B. K., Carpenter, J. E. y Hughes, R. E. (2008). Shoulder kinematics in patients with full-thickness rotator cuff tears after a subacromial injection. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 17(1), 172–181. doi:10.1016/j.jse.2007.05.010

- Scibek, J. S., Mell, A. G., Downie, B. K., Palmieri-Smith, R. y Hughes, R. E. (2010). Impact of pain on shoulder elevation velocity in patients with rotator cuff tears. *Journal of Musculoskeletal Research*, 13(1), 23–33. doi:10.1142/S0218957710002429
- Scott, J. y Huskisson, E. C. (1979). Vertical or horizontal visual analogue scales. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 38(6), 560.
- Senk, M. y Chèze, L. (2006). Rotation sequence as an important factor in shoulder kinematics. *Clinical Biomechanics*, 21, S3–S8.
- Serra-Añó, P. (2011). *Determinación de los efectos del entrenamiento de fuerza de la cintura escapular en parapléjicos usuarios de silla de ruedas*. (Tesis doctoral, Universitat de València). Recuperada de <http://roderic.uv.es/handle/10550/24585>
- Sethi, A., Davis, S., McGuirk, T., Patterson, T. S. y Richards, L. G. (2013). Effect of intense functional task training upon temporal structure of variability of upper extremity post stroke. *Journal of Hand Therapy*, 26(2), 132–138. doi:10.1016/j.jht.2012.09.001
- Sethi, A., Patterson, T., McGuirk, T., Patten, C., Richards, L. G. y Stergiou, N. (2013). Temporal structure of variability decreases in upper extremity movements post stroke. *Clinical Biomechanics*, 28(2), 134–139. doi:10.1016/j.clinbiomech.2012.11.006
- Silva Fernández, L., Otón Sánchez, T., Fernández Castro, M. y Andréu Sánchez, J. L. (2010). Maniobras exploratorias del hombro doloroso. *Seminarios de la Fundación Española de Reumatología*, 11(3), 115–121. doi:10.1016/j.semreu.2010.04.004
- Soucie, J. M., Wang, C., Forsyth, A., Funk, S., Denny, M., Roach, K. E. y Boone, D. (2011). Range of motion measurements: Reference values and a database for comparison studies. *Haemophilia*, 17(3), 500–507. doi:10.1111/j.1365-2516.2010.02399.x
- Spinelli, B. A., Wattananon, P., Silfies, S., Talaty, M. y Ebaugh, D. (2015). Using kinematics and a dynamical systems approach to enhance understanding of clinically observed aberrant movement patterns. *Manual Therapy*, 20(1), 221–226.
- Srinivasan, D. y Mathiassen, S. E. (2012). Motor variability in occupational health and performance. *Clinical Biomechanics*, 27(10), 979–993. doi:10.1016/j.clinbiomech.2012.08.007
- Stagni, R., Fantozzi, S. y Cappello, A. (2006). Propagation of anatomical landmark misplacement to knee kinematics: Performance of single and double calibration. *Gait & Posture*, 24(2), 137–141. doi:10.1016/j.gaitpost.2006.08.001
- Stergiou, N., Buzzi, U. H., Kurz, M. J. y Heidel, J. (2004). Nonlinear tools in human movement. In N. Stergiou (Ed.), *Innovative Analyses of Human Movement* (pp. 63–90). Champaign, IL: Human Kinetics.

- Stergiou, N. y Decker, L. M. (2011). Human movement variability, nonlinear dynamics, and pathology: Is there a connection? *Human Movement Science*, 30(5), 869–888. doi:10.1016/j.humov.2011.06.002
- Stergiou, N., Harbourne, R. N. y Cavanaugh, J. (2006). Optimal movement variability: a new theoretical perspective for neurologic physical therapy. *Journal of Neurologic Physical Therapy: JNPT*, 30(3), 120–129.
- Stevenson, J. H. y Trojian, T. (2002). Evaluation of shoulder pain. *Journal of Family Practice*, 51(7), 605–611.
- Stokdijk, M., Eilers, P. H. C., Nagels, J. y Rozing, P. M. (2003). External rotation in the glenohumeral joint during elevation of the arm. *Clinical Biomechanics*, 18(4), 296–302.
- Stokdijk, M., Nagels, J. y Rozing, P. M. (2000). The glenohumeral joint rotation centre in vivo. *Journal of Biomechanics*, 33(12), 1629–1636. doi:10.1016/S0021-9290(00)00121-4
- Szucs, K. A. y Borstad, J. D. (2013). Gender differences between muscle activation and onset timing of the four subdivisions of trapezius during humerothoracic elevation. *Human Movement Science*, 32(6), 1288–1298. doi:10.1016/j.humov.2013.05.003
- Thomopoulos, S., Birman, V. y Genin, G. M. (2013). *Structural interfaces and attachments in biology*. Springer. Recuperado de <http://link.springer.com/content/pdf/10.1007/978-1-4614-3317-0.pdf>
- Tochigi, Y., Segal, N. A., Vaseenon, T. y Brown, T. D. (2012). Entropy analysis of tri-axial leg acceleration signal waveforms for measurement of decrease of physiological variability in human gait. *Journal of Orthopaedic Research*, 30(6), 897–904. doi:10.1002/jor.22022
- Triffitt, P. D. (1998). The relationship between motion of the shoulder and the stated ability to perform activities of daily living. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 80(1), 41.
- Trombly, C. A. y Wu, C. Y. (1999). Effect of rehabilitation tasks on organization of movement after stroke. *The American Journal of Occupational Therapy: Official Publication of the American Occupational Therapy Association*, 53(4), 333–344.
- Urwin, M., Symmons, D., Allison, T., Brammah, T., Busby, H., Roxby, M., ... Williams, G. (1998). Estimating the burden of musculoskeletal disorders in the community: the comparative prevalence of symptoms at different anatomical sites, and the relation to social deprivation. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 57(11), 649–655. doi:10.1136/ard.57.11.649
- Van Andel, C. J., Wolterbeek, N., Doorenbosch, C. A. M., Veeger, D. y Harlaar, J. (2008). Complete 3D kinematics of upper extremity functional tasks. *Gait & posture*, 27(1), 120–127. doi:10.1016/j.gaitpost.2007.03.002

- Van de Pol, R. J., van Trijffel, E. y 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. doi:10.1016/S1836-9553(10)70049-7
- Van der Heijden, G. J. (1999). Shoulder disorders: a state-of-the-art review. *Baillière's Best Practice & Research. Clinical Rheumatology*, 13(2), 287–309. doi:10.1053/berh.1999.0021
- Vecchio, P., Kavanagh, R., Hazleman, B. L. y King, R. H. (1995). Shoulder pain in a community-based rheumatology clinic. *Rheumatology*, 34(5), 440–442.
- Warner, M. B., Chappell, P. H. y Stokes, M. J. (2012). Measuring scapular kinematics during arm lowering using the acromion marker cluster. *Human Movement Science*, 31(2), 386–396.
- 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.
- Westerhoff, P., Graichen, F., Bender, A., Halder, A., Beier, A., Rohlmann, A. y Bergmann, G. (2009). In vivo measurement of shoulder joint loads during activities of daily living. *Journal of Biomechanics*, 42(12), 1840–1849. doi:10.1016/j.jbiomech.2009.05.035
- Williams, J. R. (1996). *Some aspects of the biomechanics of the elbow joint : related to prosthetic design*. (Tesis doctoral, University of Oxford). Recuperada de <http://ethos.bl.uk/OrderDetails.do?uin=uk.bl.ethos.360299>
- Windt, D. A. V. der, Thomas, E., Pope, D. P., Winter, A. F. de, Macfarlane, G. J., Bouter, L. M. y Silman, A. J. (2000). Occupational risk factors for shoulder pain: a systematic review. *Occupational and Environmental Medicine*, 57(7), 433–442.
- Woltring, H. J. y Huiskes, R. (1994). 3-D attitude representation of human joints: A standardization proposal. *Journal of Biomechanics*, 27(12), 1399–1414. doi:10.1016/0021-9290(94)90191-0
- Woltring, H. J., Huiskes, R. y De Lange, A. (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.
- Worsley, P., Warner, M., Mottram, S., Gadola, S., Veeger, H. E. J., Hermens, H., ... Stokes, M. (2013). Motor control retraining exercises for shoulder impingement: effects on function, muscle activation, and biomechanics in young adults. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 22(4), e11–e19.
- Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., ... Stokes, I. (2002). ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. *Journal of Biomechanics*, 35(4), 543–548.

- Wu, G., Van der Helm, F. C. T., 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.
- Yang, J. L., Chang, C. W., Chen, S. Y. y Lin, J. 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, 544–551.
- Yang, J. L., Lu, T. W., Chou, F. C., Chang, C. W. y Lin, J. J. (2009). Secondary motions of the shoulder during arm elevation in patients with shoulder tightness. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(6), 1035–1042. doi:10.1016/j.jelekin.2008.10.011
- Yoshizaki, K., Hamada, J., Tamai, K., Sahara, R., Fujiwara, T. y 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. doi:10.1016/j.jse.2009.02.021
- Yu, J., McGarry, M. H., Lee, Y. S., Duong, L. V. y Lee, T. Q. (2005). Biomechanical effects of supraspinatus repair on the glenohumeral joint. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 14(1S), 65S–71S.

Anexos

Anexo A. Formulario de registro

Identificador usuario			
Nombre y apellidos			
Fecha de nacimiento		Fecha prueba	
Sexo			
Peso		Altura (cms)	
Diagnóstico			
¿Ha habido cirugía previa?			
Tipo de cirugía			
Pruebas complementarias realizadas			
Tiempo evolución del dolor (en días)			
Hombro valorado		Lado dominante	
¿Existe lesión bilateral?			
Puntuación EVA		Tipo de dolor	
Puntuación Constant		Puntuación Dash	
Antecedentes			
¿Existe dolor cervical asociado?		¿Fue traumático el inicio del dolor?	
¿Existe patología psiquiátrica o ansiedad?			
Impresiones referidas por paciente durante prueba			
Impresiones referidas por clínico durante la prueba			
Comentarios			

Anexo B. Consentimiento informado

Código usuario:.....

YO, D./Dña....., con d.n.i.:.....en representación de y habiendo recibido información del proyecto: Nedhomb/ibv, desarrollado por el instituto de biomecánica de valencia, en el que voy a prestar mi colaboración realizando gestos que implican movimientos en el hombro, que serán registrados y analizados para su inclusión en una base de datos de movimientos; 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:

SÍ 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 en un fichero automatizado propiedad del Instituto de Biomecánica de Valencia cuya finalidad es la localización de personas que colaboren en la realización de estudios desarrollados por el IBV. Los datos 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 2007

Universidad Politécnica de Valencia • Edificio 9C • Camino de Vera s/n • E-46022 • VALENCIA • Tel. 34 96 387 91 60 • Fax 34 96 387 91 69 • ibv@ibv.upv.es • www.ibv.org

Anexo C. Cuestionario de Constant-Murley

Puntuación		Puntuación	
DOLOR (15 puntos)		Flexión	
Ninguno	15	0-30º	0
Leve	10	30-60º	2
Medio	5	60-90º	4
Intenso	0	90- 120º	6
MOVILIDAD CORRIENTE (20 ptos)		120º- 150º	8
Trabajo a pleno rendimiento	4	150º- 180º	10
Deporte sin limitación	4	Rotación Externa	
Sueño normal	2	Mano detrás de cabeza, codo adelantado	2
Amplitud de movimiento indoloro		Mano detrás de cabeza, codo atrasado	2
Talle	2	Mano sobre cabeza, codo adelantado	2
Ap. Xifoides	4	Mano sobre cabeza, codo retrasado	2
Cuello	6	Mano encima de la cabeza	2
Tocar cabeza	8	Rotación Interna (la mano toca con la cara dorsal)	
Encima de la cabeza	10	Muslo	0
MOVILIDAD ACTIVA (40 ptos)		Glúteo	2
Abducción		Región Lumbo-sacra	4
0-30º	0	Talle	6
30-60º	2	T12	8
60-90º	4	T7	10
90-120º	6	POTENCIA (25 puntos) 2 puntos por cada kg de peso elevado (máx 11 kg) en abducción.	
120-150º	8		
150-180º	10		

RESULTADOS GLOBALES	
Excelentes	80 puntos o más
Buenos	65-79 puntos
Medios	50-64 puntos
Malos	Menos de 50 puntos

Anexo D. Cuestionario DASH

Por favor puntúe su habilidad o capacidad para realizar las siguientes actividades durante la última semana. Para ello marque con un círculo el número apropiado para cada respuesta.

	Ninguna dificultad	Dificultad leve	Dificultad Moderada	Mucha dificultad	Imposible realizar
1.-Abrir un bote de cristal nuevo	1	2	3	4	5
2.-Escribir	1	2	3	4	5
3.- Girar una llave	1	2	3	4	5
4.- Preparar la comida	1	2	3	4	5
5.-Empujar y abrir una puerta pesada	1	2	3	4	5
6.-Colocar un objeto en una estantería situadas por encima de su cabeza	1	2	3	4	5
7.-Realizar tareas duras de la casa (p. ej. fregar el piso, limpiar paredes, etc.)	1	2	3	4	5
8.-Arreglar el jardín	1	2	3	4	5
9.-Hacer la cama	1	2	3	4	5
10.-Cargar una bolsa del supermercado o un maletín.	1	2	3	4	5
11.- Cargar con un objeto pesado (más de 5 Kilos)	1	2	3	4	5
12.- Cambiar una bombilla del techo o situada más alta que su 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 o un suéter	1	2	3	4	5
16.-Usar un cuchillo para cortar la comida	1	2	3	4	5

Anexo D

17.-Actividades de entretenimiento que requieren poco esfuerzo (p. ej. jugar a las cartas, hacer punto, etc.)	1	2	3	4	5
18.-Actividades de entretenimiento que requieren algo de esfuerzo o impacto para su brazo, hombro o mano (p. ej. golf, martillar, tenis o a la petanca)	1	2	3	4	5
19.-Actividades de entretenimiento en las que se mueva libremente su brazo (p. ej. jugar al platillo "frisbee", badminton, nadar, etc.)	1	2	3	4	5
20.- Conducir o manejar sus necesidades de transporte (ir de un lugar a otro)	1	2	3	4	5
21.- Actividad sexual	1	2	3	4	5
	No, para nada	Un poco	Regular	Bastante	Mucho
22.- Durante la última semana, ¿su problema en el hombro, brazo o mano ha interferido con sus actividades sociales normales con la familia, sus amigos, vecinos o grupos?	1	2	3	4	5
23.- Durante la última semana, ¿ha tenido usted dificultad para realizar su trabajo u otras actividades cotidianas debido a su problema en el brazo, hombro o mano?	1	2	3	4	5
Por favor ponga puntuación a la gravedad o severidad de los siguientes síntomas:					
	Ninguno	Leve	Moderado	Grave	Muy grave
24.-Dolor en el brazo, hombro o mano.	1	2	3	4	5
25.- Dolor en el brazo, hombro o mano cuando realiza cualquier actividad específica.	1	2	3	4	5

26.-Sensación de calambres (hormigueos y alfilerazos) en su brazo hombro o mano.	1	2	3	4	5
27.-Debilidad o falta de fuerza en el brazo, hombro, o mano.	1	2	3	4	5
28.-Rigidez o falta de movilidad en el brazo, hombro o mano.	1	2	3	4	5
	No	Leve	Moderada	Grave	Dificultad extrema
29.- Durante la última semana, ¿Cuánta dificultad ha tenido para dormir debido a dolor en el brazo, hombro o mano?	1	2	3	4	5
	Totalmente falso	Falso	No lo sé	Cierto	Totalmente Cierto
30.- Me siento menos capaz, confiado o útil debido a mi problema en el brazo, hombro, o mano	1	2	3	4	5

Módulo de Trabajo (Opcional)

Las siguientes preguntas se refieren al impacto que tiene su problema del brazo, hombro o mano en su capacidad para trabajar (incluyendo las tareas de la casa si ese es su trabajo principal)

Por favor, indique cuál es su trabajo/ocupación: _____

Yo no trabajo (usted puede pasar por alto esta sección).

Marque con un círculo el número que describa mejor su capacidad física en la semana pasada.

¿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 o 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

Actividades especiales deportes/músicos (Opcional)

Las preguntas siguientes hacen referencia al impacto que tiene su problema en el brazo, hombro o mano para tocar su instrumento musical, practicar su deporte, o ambos. Si usted practica más de un deporte o toca más de un instrumento (o hace ambas cosas), por favor conteste con respecto a la actividad que sea más importante para usted. Por favor, indique el deporte o instrumento que sea más importante para usted.

¿Tuvo alguna dificultad...

	Ninguna dificultad	Dificultad leve	Dificultad moderada	Mucha dificultad	Imposible
para usar su técnica habitual al tocar su instrumento o practicar su deporte?	1	2	3	4	5
para usar su técnica habitual al tocar su instrumento o practicar su deporte?	1	2	3	4	5
para tocar su instrumento habitual o practicar su deporte debido a dolor en el brazo, hombro o mano?	1	2	3	4	5
para tocar su instrumento o practicar su deporte tan bien como le gustaría?	1	2	3	4	5
para emplear la cantidad de tiempo habitual para tocar su instrumento o practicar su deporte?	1	2	3	4	5

Anexo E. Anexo estadístico

En este anexo se presentan los resultados completos del estudio estadístico, incluyendo los efectos de los diferentes factores analizados así como de sus interacciones. En todos los apartados se presentarán, de forma esquemática, los resultados de los análisis multivariados y univariados y, en el apartado del estudio del grupo control, se muestran además, las comparaciones por pares (pruebas post-hoc).

Se indican, tanto para los multivariados como para los univariados, los valores de F, los grados de libertad, el error de tipo I y el valor de eta cuadrado parcial (η^2_p). Para las comparaciones por pares se indica el grado de significación y los estadísticos descriptivos media (desviación estándar).

1. Estudio descriptivo del grupo control

1.1 Comprobación del efecto del factor dominancia en los sujetos sanos

Se ha utilizado un MANOVA factorial con los factores intrasujeto carga y dominancia, y los factores entre sujetos, categoría de edad y sexo.

Resultados de los contrastes multivariados: no se ha encontrado una interacción estadísticamente significativa para el factor dominancia ($p > 0,05$).

Resultados de los contrastes univariados: las interacciones dominancia x categoría de edad y dominancia x sexo tampoco han resultado significativas. Con respecto a la dominancia x carga, sólo es estadísticamente significativa para el t_Vmax_des $F_{(1,39)}=6,78$, $p < 0,01$, $\eta^2_p=0,15$, y al observar el efecto aislado de la dominancia, únicamente se ha encontrado significación estadística para t_Vmax_asc $F_{(1,39)}=6,58$, $p < 0,01$, $\eta^2_p=0,14$.

1.2. Análisis principal de los sujetos sanos

Se ha utilizado un MANOVA factorial incluyendo el factor intrasujeto carga y los factores entre sujetos categorías de edad y sexo para la descripción de las características del grupo de personas sin lesión de hombro.

Resultados de los contrastes multivariados: se observa un efecto estadísticamente significativo del factor carga $F_{(12,43)}=4,58$, $p < 0,01$, $\eta^2_p=0,56$, aunque no de su interacción con el resto de factores entre sujetos ($P > 0,05$).

Resultados de los contrastes univariados detallados para cada factor y sus interacciones:

- Factor carga: se observa un efecto estadísticamente significativo en las variables $Vmax_asc$: $F_{(1,54)}=7,87$, $p < 0,01$, $\eta^2_p=0,13$, $Vmax_desc$: $F_{(1,54)}=13,12$, $p < 0,01$, $\eta^2_p=0,20$, t_Vmax_asc : $F_{(1,54)}=5,33$, $p < 0,01$, $\eta^2_p=0,09$ y Entropía: $F_{(1,54)}=7,21$, $p < 0,01$, $\eta^2_p=0,12$.

- Factor sexo: no tiene un efecto estadísticamente significativo en las variables analizadas en el estudio.
- Factor categorías de edad: no tiene un efecto estadísticamente significativo en las variables analizadas en el estudio.
- Interacción de los factores carga × sexo: se observa un efecto estadísticamente significativo para la Vmax_des: $F_{(1,54)}=8,86$, $p<0,01$, $\eta^2_p=0,14$.
- Interacción de los factores carga × categorías edad: ha resultado estadísticamente significativa para Vmax_asc: $F_{(1,54)}=6,06$, $p<0,05$, $\eta^2_p=0,10$ y entropía: $F_{(1,54)}=6,15$, $p<0,05$, $\eta^2_p=0,10$.
- Interacción de los factores sexo × categoría de edad: es estadísticamente significativa únicamente para CV_Emax $F_{(1,54)}=5,13$, $p<0,05$, $\eta^2_p=0,09$.
- Interacción de los factores carga × sexo × categorías edad: no es estadísticamente significativa ($p>0,05$)

Resultados de las comparaciones por pares (pruebas post-hoc) para el factor carga y sus interacciones con el resto de factores:

- Factor carga: se observan diferencias estadísticamente significativas en la Vmax_asc, siendo mayor cuando se levantaba un peso de 250 g (M=241,43, ET=8,80) que cuando se levantaba 1 kg (M=230,99, ET=8,61; $p<0,01$). Lo mismo ocurre en la Vmax_des que también es mayor al levantar 250g (M=190,34, ET=5,92) con respecto a 1 kg (M=177,96, ET=5,77; $p<0,01$) y con el t_Vmax_des que presenta un tiempo menor al manejar 250 g (M=40,10, ET=0,47) que 1 kg (M=41,03, ET=0,50; $p<0,05$). Por último ocurre un comportamiento distinto en la entropía, que es menor al ejecutar el movimiento con 250 g (M=0,15, ET=0,004) que 1 kg (M=0,17, ET=0,50; $p<0,007$).
- Interacción de los factores carga × sexo: al comparar la Vmax_asc entre hombres y mujeres, primero con la carga de 250 g y después con la de 1 kg, no se observan diferencias estadísticamente significativas ($p>0,05$). Sin embargo, al comparar la Vmax_des entre las cargas levantadas, se observan únicamente diferencias estadísticamente significativas en el grupo de las mujeres, siendo la velocidad más alta cuando se levantaba 250 g (M=194,64, ET=9,14) que cuando se levantaba 1 kg (M=172,08, ET=8,91; $p<0,05$), aunque no en el de hombres ($p>0,05$). Lo mismo ocurre con la Vmax_asc, que presenta diferencias estadísticamente significativas en las mujeres entre cargas, siendo más alta al levantar 250 g (M=232,48, ET=13,61; $p<0,05$) que al levantar 1 kg (M=217,95, ET=13,31; $p<0,05$).
- Interacción de los factores categorías de edad × carga: se observa que la Vmas_Asc en mayores de 45 años es mayor al ejecutar el gesto con 250 g (M=246,30, ET=11,45) que al hacerlo con 1 kg (M=226,70, ET=11,20; $p<0,05$).

Al comparar la V_{max_asc} entre mayores y menores de 45 años, no se han observado diferencias estadísticamente significativas ni en 250 g ni en 1 kg ($p > 0,05$). La V_{max_des} presenta también diferencias significativas, tanto en los mayores de 45 años como en los menores. En los mayores de 45 años, la velocidad registrada ha sido mayor al levantar 250 g ($M=193,97$, $ET=8,99$; $p < 0,05$) que al levantar 1 kg ($M=186,71$, $ET=7,70$; $p < 0,05$). En los menores de 45 años ocurre lo mismo, es decir la velocidad ha sido mayor al levantar 250 g ($M=186,71$, $ET=7,70$; $p < 0,05$) que al levantar 1 kg ($M=174,32$, $ET=7,50$; $p < 0,05$). En los menores de 45 años además se observan diferencias significativas en el $t_{V_{max_asc}}$, siendo mayor al levantar 1 kg ($M=40,88$, $ET=0,76$) que 250 g ($M=39,41$, $ET=0,71$; $p < 0,05$). En la variable $t_{V_{max_des}}$ ocurre lo mismo con los mayores de 45 años, es decir el valor registrado ha sido más alto al levantar 1kg ($M=44,86$, $ET=0,97$) que al levantar 250g ($M=40,75$, $ET=0,90$; $p < 0,05$). Finalmente en la entropía también se han observado diferencias significativas en los mayores de 45 años, siendo más alta al mover 1 kg ($M=0,16$, $ET=0,01$) que al hacerlo con 250 g ($M=0,18$, $ET=0,01$; $p < 0,01$).

- Interacción de los factores sexo \times edad: se han observado diferencias estadísticamente significativas en el CV_{Emax} siendo, en mayores de 45 años, mayor en mujeres ($M=1,56$, $ET=0,17$) que en hombres ($M=0,86$, $ET=0,19$; $p < 0,01$). Además, al comparar dentro del grupo de hombres, a los mayores y menores de 45 años, se observan diferencias estadísticamente significativas también en el CV_{Emax} , siendo más alto en los menores de 45 años ($M=1,49$, $ET=0,16$) que en los mayores ($M=0,86$, $ET=0,19$; $p < 0,05$). Finalmente la $Emax$ también ha presentado diferencias estadísticamente significativas, para los mayores de 45 años, entre hombres y mujeres, siendo mayor en el grupo de hombres ($M=170,33$, $ET=1,94$) que en el de las mujeres ($M=163,67$, $ET=1,76$; $p < 0,05$).

1.3. Correlación entre la carga y la edad

A continuación se presentan los resultados del análisis de correlación de Pearson entre los factores edad y el efecto de la carga para las variables que resultaron significativas en el MANOVA para el análisis principal de los sujetos sanos.

Se observa que no existe una relación entre la diferencia de entropía (la obtenida con 1 kg con respecto a la de 250 g) y la edad ($p > 0,05$). En el caso de la diferencia de la velocidad máxima de ascenso (la conseguida con 1kg con respecto a la de 250 g) se observa una correlación significativa con la edad, aunque débil. Los resultados de este análisis complementan los obtenidos en el MANOVA y apoyan la decisión de no tener en cuenta el factor edad para ulteriores análisis.

		Dif_velascmax	Dif_entropía
Edad	r	0,269*	- 0,164
	p	0,041	0,219

Dif_velascmax = V_{max_asc} 250g - V_{max_asc} 1kg; Dif_entropía = Entropía 250g - Entropía 1kg

2. Análisis del patrón de movimiento del hombro patológico

2.1. Resultados de la cinemática de hombro entre personas sanas y con lesión de hombro

Este análisis consiste en el estudio comparativo de las variables cinemáticas entre un grupo de personas con el hombro sano y otro con lesión de hombro, teniendo en cuenta además el efecto de la carga (dos niveles: 250 g y 1 kg). Para ello se ha utilizado un MANOVA factorial.

Resultados de los contrastes multivariados: se observa que existe un efecto estadísticamente significativo del factor grupo $F_{(12,82)}=29,6$, $p<0,01$, $\eta^2_p=0,81$ y del factor carga $F_{(12,82)}=11,00$, $p<0,01$, $\eta^2_p=0,62$. Además la interacción entre ambos factores también es estadísticamente significativa $F_{(12,82)}=5,32$, $p<0,01$, $\eta^2_p=0,44$.

Resultados de los contrastes univariados detallados para cada factor y sus interacciones:

- Factor carga: se obtiene un efecto estadísticamente significativo para las variables: Emax $F_{(1,93)}=46,53$, $p<0,01$, $\eta^2_p=0,33$, Vmax_asc $F_{(1,93)}=24,38$, $p<0,01$, $\eta^2_p=0,21$, Vmax_des $F_{(1,93)}=25,93$, $p<0,01$, $\eta^2_p=0,22$, CV_Emax $F_{(1,93)}=26,07$, $p<0,01$, $\eta^2_p=0,14$, t_Vmax_asc $F_{(1,93)}=17,96$, $p<0,01$, $\eta^2_p=0,16$, Rep_asc $F_{(1,93)}=11,91$, $p<0,01$, $\eta^2_p=0,11$, Simetría $F_{(1,93)}=12,09$, $p<0,01$, $\eta^2_p=0,12$ y Entropía $F_{(1,93)}=36,24$, $p<0,01$, $\eta^2_p=0,28$.
- Factor grupo: se observa un efecto estadísticamente significativo para las variables Emax $F_{(1,93)}=226,83$, $p<0,01$, $\eta^2_p=0,71$, Vmax_asc $F_{(1,93)}=198,49$, $p<0,01$, $\eta^2_p=0,68$, Vmax_des $F_{(1,93)}=191,74$, $p<0,01$, $\eta^2_p=0,14$, CV_Emax $F_{(1,93)}=81,28$, $p<0,01$, $\eta^2_p=0,47$, t_Vmax_asc $F_{(1,93)}=15,15$, $p<0,01$, $\eta^2_p=0,14$, t_Vmax_des $F_{(1,93)}=27,66$, $p<0,01$, $\eta^2_p=0,23$, Correl_asc $F_{(1,93)}=75,18$, $p<0,01$, $\eta^2_p=0,45$, correl_des $F_{(1,93)}=20,94$, $p<0,01$, $\eta^2_p=0,18$, Rep_asc $F_{(1,93)}=132,93$, $p<0,01$, $\eta^2_p=0,59$, Rep_des $F_{(1,93)}=97,94$, $p<0,01$, $\eta^2_p=0,51$, Simetría $F_{(1,93)}=43,64$, $p<0,01$, $\eta^2_p=0,32$ y Entropía $F_{(1,93)}=115,35$, $p<0,01$, $\eta^2_p=0,55$.
- Interacción de los factores carga \times grupo: el resultado es significativo para las siguientes variables: Emax $F_{(1,93)}=36,24$, $p<0,01$, $\eta^2_p=0,28$, CV_Emax $F_{(1,93)}=9,11$, $p<0,01$, $\eta^2_p=0,09$, t_Vmax_asc $F_{(1,93)}=9,12$, $p<0,01$, $\eta^2_p=0,09$, Rep_ascenso $F_{(1,93)}=9,51$, $p<0,01$, $\eta^2_p=0,09$, Simetría $F_{(1,93)}=7,28$, $p<0,01$, $\eta^2_p=0,07$ y Entropía $F_{(1,93)}=30,02$, $p<0,01$, $\eta^2_p=0,24$.

2.2. Estudio de la relación de las variables cinemáticas con el dolor experimentado

En este apartado se presentan los resultados de la correlación de Pearson realizada para establecer la relación entre las variables cinemáticas (i.e., descriptivas, relativas al ritmo de ejecución y de variabilidad) y el dolor que los miembros del GP experimentaban, valorado con la EVA.

A continuación se presentan los valores del coeficiente de correlación de Pearson resultante del análisis de las relaciones del dolor con cada una de las variables en tres

tablas distintas: una para las variables descriptivas, otra para las relacionadas con el ritmo de ejecución y la tercera para las variables de variabilidad.

Variables descriptivas			
	E _{max}	V _{max_asc}	V _{max_des}
250 g	-0,438**	-0,468**	-0,345*
1 kg	-0,424**	-0,489**	-0,377*

Los datos presentan el coeficiente de correlación de Pearson (r). *: p<0,05; **: p<0,01

Variables de ritmo de ejecución					
	t_v_max_asc	t_v_max_des	Corr_ele	Corr_des	Simetría
250 g	-0,159	-0,049	-0,329*	-0,373*	-0,406*
1 kg	0,042	-0,058	-,357*	-0,164	-0,43

Los datos presentan el coeficiente de correlación de Pearson (r). *: p<0,05; **: p<0,01

Variables de variabilidad				
	CV_E _{max}	Rep_asc	Rep_des	Entropía
250 g	0,122	-0,479**	-0,223	0,523**
1 kg	0,182	-0,51**	-0,306	0,407*

Los datos presentan el coeficiente de correlación de Pearson (r). *: p<0,05; **: p<0,01

3. Resultados de la valoración cinemática de los sujetos patológicos según las categorías de funcionalidad DASH

Este análisis consiste en el estudio comparativo de las variables cinemáticas entre el grupo de personas con lesión de hombro cuya categoría de funcionalidad es 2 y el grupo con una categoría de funcionalidad 3, teniendo en cuenta el factor intrasujeto carga (dos niveles: 250 g y 1 kg). Para ello se ha utilizado un MANOVA factorial.

Resultados de los contrastes multivariados: se observa que existe un efecto significativo para el factor carga $F_{(12,25)}=4,60$, $p<0,01$, $\eta^2_p=0,70$, así como para el factor categoría de funcionalidad $F_{(12,24)}=2,33$, $p<0,05$, $\eta^2_p=0,54$. No obstante, no existe un efecto significativo de la interacción de ambos factores ($P>0,05$).

Resultados de los contrastes univariados detallados para cada factor y sus interacciones:

- Factor categoría de funcionalidad: existe un efecto significativo para las variables E_{max} $F_{(1,26)}=18,52$, $p<0,01$, $\eta^2_p=0,35$, V_{max_asc} $F_{(1,26)}=17,19$, $p<0,01$, $\eta^2_p=0,33$, V_{max_des} $F_{(1,26)}=16,70$, $p<0,01$, $\eta^2_p=0,32$, la Correl_asc $F_{(1,26)}=4,66$, $p<0,05$, $\eta^2_p=0,12$, la Rep_asc $F_{(1,26)}=15,93$, $p<0,01$, $\eta^2_p=0,31$, la Rep_des $F_{(1,26)}=12,51$, $p<0,01$, $\eta^2_p=0,26$, y la Entropía $F_{(1,26)}=27,763$, $p<0,01$, $\eta^2_p=0,44$.

- Factor carga: se observa un efecto significativo para las variables Emax $F_{(1,35)}=21,77$, $p<0,01$, $\eta^2_p=0,38$, Vmax_asc $F_{(1,35)}=18,33$, $p<0,01$, $\eta^2_p=0,34$, Vmax_des $F_{(1,35)}=27,20$, $p<0,01$, $\eta^2_p=0,44$, t_Vmax_asc $F_{(1,35)}=6,47$, $p<0,05$, $\eta^2_p=0,16$, CV_Emax $F_{(1,35)}=7,03$, $p<0,01$, $\eta^2_p=0,17$, Rep_asc $F_{(1,35)}=4,85$, $p<0,05$, $\eta^2_p=0,12$, la Simetría $F_{(1,35)}=5,31$, $p<0,05$, $\eta^2_p=0,13$ y la Entropía $F_{(1,35)}=30,10$ $p<0,01$, $\eta^2_p=0,462$.
- Interacción de los factores categoría de funcionalidad \times carga: únicamente se observa un efecto significativo en la variable Emax $F_{(1,35)}=4,83$, $p<0,05$, $\eta^2_p=0,12$ y Rep_asc $F_{(1,35)}=5,10$, $p<0,05$, $\eta^2_p=0,13$.

4. Resultados de la valoración cinemática de los sujetos patológicos según el diagnóstico

Este análisis consiste en el estudio comparativo de las variables cinemáticas entre el grupo de personas con rotura del tendón supraespinoso y el de personas con tendinitis del supraespinoso teniendo en cuenta el factor intrasujeto carga (dos niveles: 250 g y 1 kg). Para ello se ha utilizado un MANOVA factorial.

Resultados de los contrastes multivariados: se observa que existe un efecto significativo para el factor carga $F_{(12,15)}=3,65$, $p<0,01$, $\eta^2_p=0,75$, así como para el factor grupo $F_{(12,15)}=2,77$, $p<0,05$, $\eta^2_p=0,69$. No obstante, la interacción entre los factores no es significativa ($p>0,05$).

Resultados de los contrastes univariados detallados para cada factor y sus interacciones:

- Factor grupo de patología: se observa un efecto estadísticamente significativo para las variables Emax $F_{(1,26)}=5,09$, $p<0,05$, $\eta^2_p=0,16$, Vmax_asc $F_{(1,26)}=5,57$, $p<0,05$, $\eta^2_p=0,18$, t_Vmax_asc $F_{(1,26)}=4,82$, $p<0,05$, $\eta^2_p=0,16$, CV_Emax $F_{(1,26)}=4,28$, $p<0,05$, $\eta^2_p=0,14$, la Correl_asc $F_{(1,26)}=27,92$, $p<0,01$, $\eta^2_p=0,52$ y la Simetría $F_{(1,26)}=6,05$, $p<0,05$, $\eta^2_p=0,19$.
- Factor carga: existe un efecto significativo para las variables Emax $F_{(1,26)}=28,95$, $p<0,01$, $\eta^2_p=0,53$, Vmax_asc $F_{(1,26)}=9,40$, $p<0,01$, $\eta^2_p=0,27$, Vmax_des $F_{(1,26)}=18,66$, $p<0,01$, $\eta^2_p=0,42$, t_Vmax_asc $F_{(1,26)}=5,72$, $p<0,05$, $\eta^2_p=0,18$, CV_Emax $F_{(1,26)}=8,66$, $p<0,01$, $\eta^2_p=0,25$, Rep_asc $F_{(1,26)}=4,56$, $p<0,05$, $\eta^2_p=0,15$, la Simetría $F_{(1,26)}=6,93$, $p<0,01$, $\eta^2_p=0,21$ y la Entropía $F_{(1,26)}=22,12$, $p<0,01$, $\eta^2_p=0,46$.
- Interacción de los factores grupo de patología \times carga: se observa un efecto significativo únicamente en la variable Emax $F_{(1,26)}=4,48$, $p<0,05$, $\eta^2_p=0,15$, t_Vmax_des $F_{(1,26)}=4,23$, $p<0,05$, $\eta^2_p=0,14$.