



## **Programa de Maestría en Investigación Biomédica**

**Tesis:**

**“Movimiento escapular, distancia acromiohumeral, rango y fuerza rotacional glenohumeral en deportistas femeninas de handball de élite”**

**Autor:**

**David López García**

**Director Académico: Dr. Hamlet Eduardo Suarez Gallego**

**Tutor de Especialidad: Dr. Ing. Enrique Ferreira Vázquez**

**Co-orientadora de Especialidad: Dra. Paula Rezende Camargo**

Montevideo

Noviembre 2023

## Agradecimientos

En primer lugar, a mis padres, Pedro y Julia, por su amor y apoyo inquebrantable.

A mi esposa Cecilia por su ayuda, compañerismo, comprensión y apoyo invaluable.

A mis hijas, Emilia y Manuela, por ser mi inspiración diaria.

Al Dr. Enrique Ferreira, mi tutor, por su guía experta y constante motivación.

Al Dr. Hamlet Suarez, por su dirección y asistencia crucial en mi desarrollo académico.

A la Dra. Paula Rezende Camargo, por su generosidad y mentoría.

A Nicolas Peña, por su amistad y sabiduría compartida.

Lucas Handalian y a Pablo Iorio por su colaboración esencial al proyecto.

A mis colegas, el Dr. Hernán Pereira y Ernesto Benítez por su apoyo continuo.

A la Dra. Verónica Tutte, por su ayuda con los desafíos logísticos.

A la Universidad Católica del Uruguay por su apoyo para la realización de este proyecto.

A las deportistas que voluntariamente participaron en el estudio cuya colaboración fue fundamental.

A la ANII por su soporte financiero en mi formación.

## Resumen

**Antecedentes:** El handball es un deporte “overhead” que expone al hombro a demandas elevadas de carga durante la práctica, lo que puede llevar a esta articulación a sufrir adaptaciones específicas. La comprensión de estas adaptaciones es importante y puede ayudar a los clínicos a crear protocolos de prevención y a desarrollar programas de condicionamiento y rehabilitación para esta población.

**Objetivos:** Generar un perfil descriptivo de: 1) movimiento escapular durante la elevación y descenso de la extremidad superior en el plano escapular, 2) distancia acromiohumeral y 3) rango de movimiento y fuerza rotacional glenohumeral en deportistas femeninas de handball de élite.

**Métodos:** Se realizó un estudio transversal observacional y descriptivo en 23 jugadoras (Edad =  $22 \pm 4.3$  años; Años de práctica  $9.7 \pm 3.5$ ) de handball de élite, libres de dolor. Se valoró el movimiento escapular bilateral durante la elevación y el descenso del brazo, la distancia acromiohumeral durante la abducción activa y pasiva, y el rango de movimiento articular y la fuerza rotacional GH en rotación interna y externa. Se describen estas variables, comparándolas entre ambos brazos, y entre los grupos formados en función del déficit de rotación interna GH.

**Resultados:** No se detectaron diferencias significativas en el movimiento escapular 3D ni en la distancia acromiohumeral entre los brazos. Se observó una disminución del rango de rotación interna (Diferencia Media (DM)=  $-11.09^\circ$ ; Intervalo Confianza 95% (IC)=  $-17.70, -4.47$ ) y un incremento del rango de rotación externa (DM=  $12.82^\circ$ ; IC=  $6.07^\circ, 19.58^\circ$ ) en el hombro dominante. El torque rotacional GH en rotación externa fue mayor (DM=  $0.36 \text{ Nm/kg}$ ; IC=  $-0.008 \text{ Nm/kg}, -0.81 \text{ Nm/kg}$ ) en el hombro dominante. Las participantes con déficit de rotación interna mostraron mayores rangos de rotación superior y tilt posterior escapular durante la elevación, mayor distancia acromiohumeral en reposo y mayor disminución de esta durante la elevación de la extremidad

**Conclusión:** Los resultados sugieren que no existen diferencias en el movimiento escapular durante la elevación y descenso de la extremidad superior, ni en la distancia acromiohumeral en las diferentes posiciones de elevación GH activa y pasiva entre el brazo dominante y no dominante de las deportistas femeninas de handball de élite. Los hallazgos indican que el brazo lanzador de estas deportistas presenta diferencias en el rango rotacional y en la fuerza, que podrían representar un factor de riesgo lesional, siendo detectables en el ambiente clínico. Las deportistas que presentan GIRD, muestran mayor movimiento escapular 3D durante la elevación, mayor DAH en reposo y mayor disminución de esta durante la elevación de la ES.

## Palabras clave

Escápula, Factores de Riesgo, Fenómenos Biomecánicos, Hombro Lanzador, Manguito Rotador, Trastornos de Movimiento.

## Abstract

**Background:** Handball is an overhead sport that exposes the shoulder to high demands of load during the practice, which may lead this joint to sport-specific adaptations. Understanding these adaptations is important and may help clinicians to create preventive protocols and further develop conditioning and rehabilitation program to this population.

**Objectives:** To generate a descriptive profile of: 1) scapular motion during upper extremity raising and lowering along the scapular plane, 2) acromiohumeral distance, and 3) GH rotational range of motion and rotational strength in elite female handball athletes.

**Methods:** This is observational and descriptive cross-sectional study. Twenty-three ( $22 \pm 4.3$  years and  $9.7 \pm 3.5$  years of practice) pain free elite female handball players were assessed. Outcome measures included bilateral 3D scapular movement during raising and lowering of the arm, acromiohumeral distance during passive and active abduction, GH range of motion of internal and external rotation, and strength of the internal and external rotators. These variables were described by comparing them between both arms, and among the groups according to the GH internal rotation deficit.

**Results:** No significant differences were detected in 3D scapular motion or acromiohumeral distance between the arms. A decrease in internal rotation range of motion (Mean Difference (MD) =  $-11.09^\circ$ ; 95% Confidence Interval (CI) =  $-17.70^\circ$ ,  $-4.47^\circ$ ) and an increase in external rotation range of motion (MD =  $12.82^\circ$ ; CI =  $6.07^\circ$ ,  $19.58^\circ$ ) and in GH rotational torque in external rotation (MD =  $0.36$  Nm/kg; CI =  $-0.008$  Nm/kg,  $-0.81$  Nm/kg) were observed in the dominant shoulder. Participants with internal rotation deficit showed greater ranges of superior rotation and scapular posterior tilt during raising, greater acromiohumeral distance at rest and greater decrease of this during limb elevation.

**Conclusion:** The findings suggest there are no differences in in the scapular movement during upper extremity raising and lowering along the scapular plane, nor in the acromiohumeral distance during passive and active GH between the dominant and non-dominant arm of elite female handball athletes. The findings indicate that there are differences in rotational range of motion and strength between both arms, which could represent an injury risk factor, being detectable in the clinical sports environment. Participants with internal rotation deficit showed greater scapular 3D movement, greater DAH at rest and greater decrease of it during arm elevation.

## Keywords

Biomechanical Phenomena, Movement Disorders, Risk Factors, Rotator Cuff, Scapula, Throwing Shoulder.

## Índice de abreviaturas

<b>3D:</b> Tridimensional	<b>IC:</b> Intervalo de confianza
<b>ABD:</b> Abducción	<b>IMC:</b> índice de masa corporal
<b>AC:</b> Articulación acromioclavicular	<b>MR:</b> Manguito Rotador
<b>ADD:</b> Aducción	<b>PE:</b> Plano escapular
<b>AMC:</b> Conjunto de marcadores acromiales	<b>PF:</b> Plano frontal
<b>CAH:</b> Complejo articular del hombro	<b>PS:</b> Plano sagital
<b>CCI:</b> Coeficiente de correlación interclase	<b>PT:</b> Plano transversal
<b>CRGH:</b> Centro de rotación articulación GH	<b>Re:</b> Rotación externa
<b>DAH:</b> Distancia Acromio-humeral	<b>ReE:</b> Rotación externa escapular
<b>DE:</b> Discinesia escapular	<b>Ri:</b> Rotación interna
<b>DEst:</b> desvío estándar	<b>RiE:</b> Rotación inferior escapular
<b>EC:</b> Articulación Esternoclavicular	<b>RintE:</b> Rotación interna escapular
<b>ERG:</b> Ganancia de Re GH	<b>ROM:</b> Rango de movimiento
<b>ES:</b> Extremidad superior	<b>RsE:</b> Rotación superior escapular
<b>ET:</b> Articulación escapulotorácica	<b>TaE:</b> Tilt/Inclinación anterior escapular
<b>FR:</b> Factor de Riesgo	<b>TN:</b> Torque normalizado
<b>GH:</b> Glenohumeral	<b>TpE:</b> Tilt/Inclinación posterior escapular
<b>GIRD:</b> Déficit de Ri GH	<b>TROM:</b> Rango de movimiento total

## Contenido

Agradecimientos .....	i
Resumen.....	ii
Palabras clave.....	ii
Abstract .....	iii
Keywords .....	iii
Índice de abreviaturas .....	iv
1. Introducción .....	3
2. Justificación .....	3
3. Marco teórico.....	4
3.1. Handball/Deportes Overhead .....	4
3.2. Prevalencia lesional/ Riesgo lesional en el Handball .....	4
3.3. Complejo Articular del Hombro.....	5
3.4. El hombro lanzador .....	6
3.5. Articulación Glenohumeral .....	7
3.6. Articulación Escapulotorácica.....	8
3.7. Cinemática escapular .....	9
3.8. Estabilidad dinámica escapular.....	9
3.9. Funciones de la escápula.....	10
3.10. Discinesia escapular en el rendimiento deportivo y la posible relación con las lesiones.....	12
3.11. Adaptaciones del hombro lanzador .....	13
3.11.1. Alteración del rango rotacional GH.....	14
3.11.2. Discinesia escapular en la función del CAH.....	17
3.11.3. Desequilibrio de fuerza GH.....	18
3.11.4. Distancia acromiohumeral.....	20
3.12. Análisis cinemático del hombro.....	21
4. Objetivos .....	25
4.1. Objetivo general.....	25
4.2. Objetivos específicos .....	25
5. Metodología.....	25
5.1. Diseño de estudio .....	25
5.2. Participantes.....	26
5.3. Criterios de inclusión.....	26
5.4. Criterios de no inclusión .....	26
5.5. Lugar y fecha.....	26

5.6.	Consideraciones éticas.....	27
5.7.	Procedimiento de mediciones .....	27
5.7.1.	Cinemática escapular .....	28
5.7.2.	Distancia Acromiohumeral .....	30
5.7.3.	Rango de movimiento rotacional GH.....	32
5.7.4.	Dinamometría isométrica rotacional GH.....	33
5.7.5.	Valoración de la discinesia escapular dinámica .....	35
5.8.	Análisis estadístico .....	36
6.	Resultados.....	37
6.1.	Dominante vs No dominante.....	37
6.1.1.	Características de las participantes.....	37
6.1.2.	Cinemática escapular .....	38
6.1.3.	Distancia Acromiohumeral .....	41
6.1.4.	Rango de movimiento rotacional GH.....	42
6.1.5.	Torque Normalizado rotacional y Ratio Re/Ri GH.....	44
6.2.	División del grupo en función del déficit de Ri GH .....	44
6.2.1.	Características de las participantes.....	45
6.2.2.	Cinemática escapular .....	47
6.2.3.	Distancia Acromiohumeral .....	57
6.2.4.	Torque Normalizado rotacional y Ratio Re/Ri GH.....	59
7.	Discusión .....	60
7.1.	Dominante vs No Dominante.....	61
7.1.1.	Cinemática escapular .....	61
7.1.2.	Distancia Acromiohumeral .....	63
7.1.3.	Rango de movimiento rotacional GH.....	65
7.1.4.	Torque Normalizado rotacional y Ratio Re/Ri GH.....	67
7.2.	División del grupo en función del GIRD .....	69
7.2.1.	Cinemática escapular .....	70
7.2.2.	Distancia Acromiohumeral .....	74
7.2.3.	Torque Normalizado rotacional y Ratio Re/Ri GH.....	77
8.	Conclusiones.....	78
9.	Bibliografía.....	80

## 1. Introducción

Ante la necesidad de caracterizar el movimiento 3D escapular y su posible vinculación con las adaptaciones que se producen en el CAH debido al sobreuso reiterado durante la práctica de deportes overhead, y dado que la coexistencia de las mismas, pueden suponer un FR lesional en dicho complejo articular (Achenbach et al., 2020; Dines et al., 2009; Garrison et al., 2012; Keller et al., 2018; Tonin et al., 2013; Wilk et al., 2011, 2015), desde el área de la fisioterapia deportiva y en estrecha relación con el campo de la biomecánica clínica, los autores de este estudio se proponen generar un perfil descriptivo en deportistas femeninas de handball de élite del movimiento escapular bilateral durante la elevación del brazo en el plano escapular mediante el uso de un sistema óptico de captura de movimiento 3D, la DAH valorada ecográficamente, el ROM y el TN GH en Ri y Re. Posteriormente, se compararan las variables mencionadas entre el brazo dominante y no dominante y se dividirá a las participantes en función de su GIRD, describiendo y comparando las mismas variables entre los grupos formados, ante las hipótesis de que existen diferencias entre brazo dominante y no dominante en todas las variables descritas, con adaptaciones propias de la práctica deportiva overhead más marcadas en el brazo dominante y que se va a dar mayor coexistencia de estas adaptaciones en el grupo que mayor GIRD presente.

## 2. Justificación

Existe una alta prevalencia de lesiones del hombro lanzador en jugadores de handball de élite en general y especialmente en mujeres (Asker et al., 2018). Estas lesiones son una de las causas más comunes de discontinuidad deportiva y de la consiguiente ausencia en la práctica de este deporte de lanzamiento unilateral (Fleisig et al., 2011; Luig et al., 2018; Mlynarek et al., 2017), sin olvidar el gasto económico que las mismas suponen para los sistemas de salud (Clarsen et al., 2014). En jugadores de handball senior, el dolor en el hombro lanzador ha reportado tener un alto impacto en el rendimiento atlético, en entrenamiento (Clarsen et al., 2014; Mohseni-Bandpei et al., 2012; Myklebust et al., 2013), y en las actividades de la vida diaria (Møller et al., 2017; Myklebust et al., 2013). Dada esta situación se hacen necesarios estudios que garanticen una mejor comprensión de los posibles factores de riesgo biológicos de las lesiones específicas del handball y sus interacciones con factores físicos, que aseguren evaluaciones periódicas y el desarrollo y la implementación de estrategias específicas de prevención en el área de la fisioterapia (Achenbach et al., 2018; Mohseni-Bandpei et al., 2012; Winkelmann et al., 2021).

Con este estudio, los autores pretenden readecuar las técnicas de evaluación y de tratamiento en la población de deportistas overhead y suministrar bases científicas que fundamenten la práctica clínica de los fisioterapeutas del ámbito deportivo.

### **3. Marco teórico**

#### **3.1. Handball/Deportes Overhead**

El handball es uno de los deportes de equipo más populares alrededor del mundo, especialmente en Europa (Hadjisavvas et al., 2022), y de popularidad creciente en Sudamérica. Es un deporte de contacto muy explosivo con altas demandas técnicas y tácticas, cuyos partidos se caracterizan por ataques repetidos de alta intensidad con contacto y colisiones frecuentes entre jugadores (Kaczmarek et al., 2014; Myklebust et al., 2013; Wagner et al., 2011). Una de las características únicas del handball comparado con el resto de los deportes de lanzamiento es la amplia variedad de formas de lanzar la pelota que se ejecutan en esta disciplina deportiva. Estas variaciones incluyen la longitud de la carrera, si la pelota es lanzada mientras se salta o no y muchas otras, sin embargo, no está claro como estas variaciones pueden afectar a la biomecánica del lanzamiento (Skejø et al., 2019). La reiteración de patrones motores específicos de la práctica del handball de élite, puede provocar respuestas adaptativas en las estructuras biológicas del CAH que permiten procesar adecuadamente las cargas de entrenamiento y competición (Achenbach et al., 2019). Estas adaptaciones se caracterizan por una distribución asimétrica de la carga entre lado dominante y no dominante o entre la parte anterior y posterior del cuerpo. Muchas de estas adaptaciones causan cambios en las cargas musculares y algunas veces pueden producir cargas no fisiológicas en ciertas estructuras musculoesqueléticas, que exceden la tolerancia al estrés de estas y facilitan el desarrollo de lesiones por sobreuso (Achenbach et al., 2019).

#### **3.2. Prevalencia lesional/ Riesgo lesional en el Handball**

Un jugador de handball realiza al menos 48000 lanzamientos por temporada con una pelota que pesa entre 425 y 475 gr y a una media de velocidad de lanzamiento de 130 km/h, a lo que se deben agregar, a diferencia del resto de deportes overhead, los placajes sobre el brazo dominante en posición de lanzamiento (Fieseler et al., 2017; Kelly et al., 2004). El CAH, actuando como parte de la cadena cinética involucrada en la transferencia energética desde las extremidades inferiores a la pelota, juega un papel

central en el mecanismo de lanzamiento (Skejø et al., 2019). Se ha reportado en diversos estudios biomecánicos que la fuerza ejercida sobre el hombro lanzador durante este movimiento puede ser hasta 1.5 veces el peso corporal del individuo (Bojsen Michalsik et al., 2015; Fleisig et al., 1995; Póvoas et al., 2017). Debido a esta sobrecarga, el hombro es el complejo articular más frecuentemente lesionado en la práctica del handball, siendo las lesiones por sobreuso las más frecuentes en la práctica de este deporte y dándose una prevalencia lesional especialmente alta entre las jugadoras del sexo femenino (Aasheim et al., 2018; Almeida et al., 2013; Andersson et al., 2017; Doyscher et al., 2014; Forthomme et al., 2018). Esta diferencia en la prevalencia lesional entre sexos, puede justificarse por la menor robustez estructural del sexo femenino, que produce cargas relativas mayores en las mujeres, así como el aprovechamiento más eficiente de la cadena cinemática de lanzamiento por parte de los hombres, que genera mayor sobrecarga en las estructuras periarticulares del CAH (Hadjisavvas et al., 2022). Adicionalmente, se estima que el 48% de los jugadores de handball que reportan problemas persistentes en dicha articulación, son incapaces de participar en partidos o entrenamientos debido a dolor severo (Asker et al., 2018; Myklebust et al., 2013).

### **3.3. Complejo Articular del Hombro**

El hombro es una región del cuerpo humano de complejidad extrema. La función principal de este complejo articular es el posicionamiento de la ES en el espacio para colocar la mano de tal forma que permita realizar las funciones cotidianas. Este complejo articular está compuesto por el humero, escápula, clavícula, esternón y costillas y; la articulación GH, ET, AC, EC, y 30 músculos (Neumann, 2016; Yeşilyaprak, 2020). El movimiento de este complejo articular depende de las interrelaciones funcionales entre estas estructuras. La función integrada de los músculos del MR, los músculos estabilizadores escapulares, la cápsula articular, los ligamentos, la presión intraarticular, la concavidad glenoidea, el posicionamiento escapular, y el labrum glenoideo (anillo de fibrocartílago encargado de aumentar la concavidad glenoidea para aumentar la congruencia y estabilidad articular), proporciona no solo movimiento sino también estabilidad del complejo articular (Yeşilyaprak, 2020). La ventaja funcional que supone el altísimo grado de libertad de movimiento de la ES tiene como contrapunto un riesgo elevado de traer consigo problemas de déficits de estabilidad en la articulación GH. Únicamente la articulación EC conecta estos componentes del CAH al esqueleto axial. Estas características someten a los músculos periarticulares a una demanda mayor para estabilizar el complejo articular en el tórax durante las condiciones estáticas y dinámicas

(Neumann, 2016). Este complejo articular está involucrado en gran variedad de actividades overhead, y juega un papel protagónico en las actividades deportivas de lanzamiento supracraneales.

### **3.4. El hombro lanzador**

Ante las características anatomofuncionales mencionadas, los atletas overhead requieren un delicado equilibrio entre movilidad y estabilidad de hombro para satisfacer las demandas funcionales de sus respectivas disciplinas deportivas (Bigliani et al., 1997; Crockett et al., 2002). Estos atletas se definen como aquellos que utilizan su brazo y hombro en un arco de movimiento por encima de la cabeza para propulsar una pelota hacia el equipo contrario. Esto incluye deportes como el béisbol, handball, voleibol y tenis entre otros. La movilidad del hombro en el deportista overhead se ha encontrado excesiva (hipermóvil) a la vez que limitada (hipomóvil) comparada con hombros no expuestos a actividad deportiva overhead (Borsa et al., 2008). Los investigadores han debatido durante años sobre si esta movilidad alterada de hombro en el deportista overhead es inherente, lo que significaría que el atleta es preseleccionado para un deporte de este tipo, dado que sus características de movilidad se adecuan a las necesidades del deporte, o adquiridas a través de cambios adaptativos de las estructuras articulares (Borsa et al., 2008). Se piensa que el desarrollo hipermovilidad e hipomovilidad adquirida se debe a cambios estructurales en la capsula articular GH, ligamentos, labrum glenoideo, musculatura del MR y en las estructuras óseas debido a la exposición prolongada a actividades deportivas supracraneales (Meister, 2000; Wilk et al., 2002). Además, los investigadores especulan sobre si estas adaptaciones estructurales comprometen la estabilidad del hombro, quedando así más expuestos estos deportistas a lesiones de hombro. Se piensa que esta hipermovilidad en el hombro lanzador permite mayor ROM de Re GH durante la fase de armado previo a la fase de lanzamiento (Ellenbecker et al., 2002; Fleisig et al., 1999). Una contradicción inherente en los deportistas overhead es que el hombro lanzador debe ser suficientemente hipomóvil para llevar a cabo con máxima eficiencia la tarea overhead y suficientemente estable para prevenir una subluxación, lo que comúnmente se denomina como la “paradoja del lanzador” (Wilk et al., 1993).

Las lesiones por sobreuso en el atleta overhead son comunes y se hace preciso una comprensión profunda de los efectos a corto y largo plazo de esta actividad deportiva sobre el CAH (Borsa et al., 2008). Como dijimos anteriormente el movimiento global de este complejo articular involucra la integración de movimientos que se dan simultáneamente en cuatro articulaciones: GH, ET, AC y EC, jugando las dos primeras

un papel preponderante, pero una disfunción en cualquiera de ellas causaría una disfunción general en este complejo articular y la consiguiente pérdida de rendimiento deportivo (Borsa et al., 2008).

### **3.5. Articulación Glenohumeral**

La articulación GH es la articulación formada entre la cabeza grande y convexa del humero y la concavidad superficial de la cavidad glenoidea de la escápula (Neumann, 2016). Una cápsula articular fibrosa rodea esta articulación y se inserta a lo largo de la periferia de la fosa y el labrum hasta el cuello anatómico humeral. La capsula es laxa, pero está reforzada por los ligamentos glenohumerales y por la inserción de los músculos del MR (Neumann, 2016; Yeşilyaprak, 2020). La carga compresiva articular aumenta la estabilidad articular y es proporcionada por la contracción dinámica de estos músculos. La posición centrada de la cabeza humeral en la glena es extremadamente importante para mantener las fuerzas compresivas del MR normales para preservar de la estabilidad dinámica. De forma contraria, la debilidad de estos músculos disminuye la estabilidad y promueve una artrocinemática articular pobre (Yeşilyaprak, 2020). Además, estos músculos se encargan de contrarrestar la acción de la fuerza de cizalla del músculo deltoideo en dirección superior durante la ABD activa. Esta acción deltoidea no contrarrestada, puede resultar en un descentrado de la fuerza de reacción articular y podría provocar disfunciones mecánicas en el CAH como el síndrome de dolor subacromial y roturas del MR (Yeşilyaprak, 2020). Por lo tanto, el MR hace su mayor contribución especialmente durante el movimiento activo. La cápsula posterior, reforzada por el ligamento GH inferior, se encarga de resistir el deslizamiento posterior excesivo de la cabeza humeral y la rotación interna excesiva de la articulación (Neumann, 2016; Yeşilyaprak, 2020). La movilidad de la articulación GH se caracteriza por la magnitud de ROM rotacional y traslacional. Desde el punto de vista osteocinemático las rotaciones alrededor del eje diafisario del humero se denominan Re y Ri, mientras que a nivel artrocinemático se producen rodamientos de la cabeza humeral sobre la glena durante la elevación en el plano sagital o frontal (Borsa et al., 2008; Neumann, 2016). El movimiento traslacional es lineal en naturaleza y se describe como el deslizamiento de la cabeza humeral en la fosa glenoidea. El ROM rotacional hace referencia al movimiento fisiológico en el que las acciones del atleta ocurren voluntariamente, mientras que el ROM traslacional es denominado como accesorio, dado que estos movimientos se producen de forma involuntaria y aun así son necesarios para que el atleta consiga un ROM completo e indoloro. Es necesaria una mínima cantidad de traslación de la cabeza humeral (laxitud) en la articulación GH para que

ocurran las rotaciones humerales. Esta traslación asociada a la rotación humeral se define como movimientos acoplados (Borsa et al., 2008; Neumann, 2016).

### **3.6. Articulación Escapulotorácica**

Como se mencionó anteriormente, la segunda articulación que desempeña un papel preponderante en la funcionalidad del CAH y la ES es la articulación ET, dado que la posición efectiva del hombro, su movilidad, estabilidad, desempeño muscular y control motor son profundamente dependientes del correcto desempeño de esta (Kibler, Ludewig, et al., 2013). Esta articulación no es una articulación sinovial verdadera, se trata simplemente un punto de contacto entre la cara anterior cóncava de la escápula y la parte posterior convexa de la caja torácica (Neumann, 2016). Esta articulación fisiológica posee características articulares atípicas dada su carencia total de inserciones ligamentosas directas (Borsa et al., 2008; Neumann, 2016). Esta configuración permite un deslizamiento suave entre ambas estructuras y proporciona una amplia superficie para inserciones musculares tanto proximal como distalmente (Kibler, 1998; Neumann, 2016). Su conexión con el esqueleto axial viene dada por su unión con el extremo distal de la clavícula, y a su vez se interpone y ofrece conexión a la cabeza del humero, formando la articulación GH (Kibler, Ludewig, et al., 2013). El movimiento de esta articulación depende profundamente de las articulaciones AC y EC que permiten sus amplios desplazamientos sobre el tórax (Matsuki et al., 2012; Teece et al., 2008). Su estabilidad 3D se da en una parte menor gracias a esta morfología ósea y en mayor medida gracias a las inserciones musculares que este hueso triangular tiene en diferentes lugares de la columna y en las costillas (Neumann, 2016). Así el gran movimiento disponible (compuesto a su vez por el aporte osteocinemático de las articulaciones acromioclavicular y esternoclavicular) en la articulación ET proporciona un amplio rango de movimiento al hombro (Yeşilyaprak, 2020). La peculiar configuración de esta articulación le brinda cierto grado de estabilidad ante fuerzas dirigidas en dirección medial, pero permite una gran cantidad de rotación y traslación escapular controladas por la acción dinámica muscular (Neumann, 2016). La co-contracción de los diferentes músculos periarticulares, crea pares de fuerza que permite aumentar la estabilidad y la función de la articulación ET (Borsa et al., 2008). Podemos diferenciar tres grupos de músculos que se insertan en la escápula. El primer grupo incluye a los músculos trapecio, serrato anterior, romboides, elevador de la escapula y pectoral menor que se ocupan de la estabilización y la rotación escapular. El segundo grupo incluye los músculos extrínsecos de la articulación GH -el deltoides, bíceps, y el tríceps. Y en el tercer grupo se incluyen músculos intrínsecos del manguito rotador -el músculo

subescapular, el supraespinoso, el infraespinoso y el redondo menor (Borsa et al., 2008; Kibler, 1998).

### **3.7. Cinemática escapular**

La cinemática escapular juega un papel protagónico en la biomecánica del CAH durante la actividad deportiva y especialmente durante el gesto de lanzamiento, siendo resultado y pudiendo contribuir a la actividad dinámica de las articulaciones que conforman este complejo articular, así como en la velocidad angular del humero y de la flexibilidad de los tejidos circundantes. La escápula tiene cinco grados de movimiento (tres rotaciones propias y dos traslaciones gracias al movimiento clavicular), sin que ninguno de estos movimientos ocurra de forma aislada (Neumann, 2016). Estos movimientos se dan con respecto a la caja torácica y son generalmente descritos como RsE/RiE, TaE/TpE, ReE/RintE, traslación anterior y posterior y traslación superior e inferior escapular (Karduna et al., 2001). La RsE y la RiE se producen alrededor de un eje perpendicular al plano escapular siendo la RsE cuando el ángulo inferior se mueve lateral y superiormente. El TaE y el TpE ocurren alrededor de un eje paralelo a la espina de la escápula, siendo el TpE cuando el borde superior se mueve posterior y se aleja del tórax. La RintE y la ReE se produce alrededor de un eje vertical, siendo la ReE cuando el borde lateral de la escápula se separa posteriormente de la caja torácica (Borsa et al., 2008; Neumann, 2016).

### **3.8. Estabilidad dinámica escapular**

De entre los músculos que se ocupan del movimiento y la estabilidad escapular, el trapecio es el principal estabilizador y contiene tres componentes específicos como son el superior, medio e inferior (Neumann, 2016; Phadke et al., 2009). El movimiento escapular y clavicular requeridos para la elevación del brazo están profundamente influenciados por este músculo (Gracitelli et al., 2014; Neumann, 2016). Más específicamente, la activación de la porción superior del trapecio resultaría en una RsE escapular, mientras que la activación de las porciones media e inferior contribuyen a la traslación medial y a la ReE (Camargo & Neumann, 2019; Gracitelli et al., 2014). El trapecio inferior estabiliza el brazo durante la elevación completa y durante el posterior descenso (Neumann, 2016). El músculo serrato anterior es también requerido para una cinemática escapular eficiente. Al igual que el trapecio contiene segmentos superior, medio e inferior, y se encarga de mantener la escápula adosada al tórax, lo que previene de un exceso de RintE durante los movimientos en los que el brazo está extendido delante del cuerpo (Neumann, 2016). Biomecánicamente el serrato ayuda en la ReE de la cintura

escapular. Adicionalmente, a través de la acción de su porción inferior posibilita la RsE escapular. El movimiento y la estabilidad de la escápula en el plano frontal es de esta manera excepcionalmente dependiente del serrato. Se debe señalar que tanto el trapecio como el serrato trabajan de forma extensa en unísono para producir la ReE y el TpE (Roche et al., 2015). Los romboides mayor y menor colaboran con el trapecio en la traslación medial escapular y específicamente en conjunto con la porción media del trapecio, los romboides ayudan en la estabilidad y la movilidad de este hueso (Roche et al., 2015).

Estas acciones musculares sobre la escápula y los consiguientes resultados cinemáticos sobre la articulación ET, no son efectivos para la funcionalidad de la ES si no se producen de forma coordinada con los movimientos del humero. Esta coordinación se denomina ritmo escapulohumeral y expone de forma aparentemente simple la proporción en la que cada una de estas articulaciones aporta movimiento al humero durante la elevación de la ES. La disrupción de este ritmo ha sido ampliamente descrita como posible causa o consecuencia de lesiones en el CAH (Kozono et al., 2020). Mientras que tradicionalmente se considera esta proporción como un ratio del 2:1 para el hombro, siendo 2 grados de elevación GH por cada grado de rotación superior ET durante la elevación de la ES, estudios recientes muestran que el ratio varía ampliamente (Scibek & Carcia, 2012). Teóricamente, si un individuo intenta elevar la extremidad hasta los 180° respecto al tronco, debería haber 120° de aporte GH y 60° de RsE escapular. Un estudio de Ludewig et al. mostró a través de la colocación de agujas quirúrgicas en el hueso, que la escápula en posición de reposo descansa sobre el tórax con 5.4° de RsE, 41.1° de RintE y alrededor de 13.5° de TaE (Ludewig et al., 2009). Este estudio aportó además que para la elevación del brazo en plano sagital el ratio sería 2.4:1, 2.2:1 durante la elevación en el PE y 2.1:1 durante la elevación en el PF (Ludewig et al., 2009). Vemos que el movimiento 3D de la escápula es extremadamente complejo, con activaciones dinámicas de diferentes músculos en diferentes fases del movimiento y mostrando un ritmo escapulohumeral no tan simple como se presentó inicialmente (Jildeh et al., 2021).

### **3.9. Funciones de la escápula**

La escapula desempeña varios cometidos de extrema importancia para la correcta funcionalidad del CAH. La primera de estas funciones es la de comportarse como la parte estable de la articulación GH (Borsa et al., 2008). Para mantener su configuración articular, como se mencionó anteriormente, la escápula debe moverse de forma coordinada con el movimiento del humero de manera que se mantenga el centro

instantáneo de rotación GH (el punto dentro del cabeza humeral calculado matemáticamente que define el eje de rotación de la articulación GH) dentro de un patrón fisiológico a través del rango completo del movimiento de lanzamiento overhead (Matsen et al., 1991; Neumann, 2016). La alineación apropiada de la glena permite un aporte óptimo del subsistema estabilizador pasivo de la articulación a la movilidad GH y permite la posición más eficiente de los músculos intrínsecos del MR para generar la compresión de la enartrosis glenoidea, aumentando así la función estabilizadora dinámica del subsistema activo muscular alrededor del hombro (Neumann, 2016).

La segunda función de la escápula acompañar a la clavícula durante los movimientos de protracción y retracción sobre la caja torácica. La escápula necesita retraerse para facilitar la posición de armado del brazo durante el lanzamiento o golpeo de los deportes overhead. La consecución eficiente de esta posición proporciona el tensado de las estructuras musculares anteriores y el cambio eficiente de la fase de activación muscular de excéntrico a concéntrico en la musculatura anterior y de concéntrico a excéntrico en la posterior (Fleisig et al., 1995). Esta posición permite la siguiente fase de aceleración en el lanzamiento overhead. A medida que continua la aceleración, la escápula debe deslizarse de forma suave en dirección lateral y anterior alrededor de la pared torácica para permitir a la glena mantener una orientación adecuada en relación con el humero y también disipar parte de las fuerzas de deceleración que ocurren seguidamente a medida que el brazo viaja hacia anterior (Kibler, 1998).

El tercer rol de la escapula durante el movimiento de lanzamiento overhead es la elevación del acromion. La escápula debe rotar superiormente en la fase de armado y aceleración para elevar el acromion y aumentar el espacio subacromial, permitiendo el paso libre de los tendones del MR y reduciendo así la posibilidad de que fueran mecánicamente comprimidos (Kibler, 1998; Maenhout et al., 2013; Neumann, 2016).

El cuarto cometido de este hueso es servir como base para inserciones musculares. Los estabilizadores escapulares se insertan en el borde medial, superior e inferior de la escápula y controlan el movimiento y posición de esta para permitir que cumpla con sus diferentes roles. Los músculos intrínsecos del MR se insertan a lo largo de toda la superficie escapular y están alineados de tal forma que su actividad más eficiente, trabajando de forma concéntrica o excéntrica en una línea recta, ocurre entre los 70 y 100° de ABD de la ES (Pink MM & Jobe FW, 1996). De esta forma, están biomecánicamente considerados un “manguito compresor” para comprimir la cabeza humeral dentro del encaje de la glena (Kibler, 1998).

El último papel que desempeña la escápula en la funcionalidad del hombro es actuar como conexión en la secuencia de proximal a distal de velocidad, energía, y fuerzas que permitan al hombro funcionar como un embudo en la transmisión de todas las fuerzas recolectadas desde las piernas y el tronco a la pelota durante el lanzamiento overhead (Elliott et al., 2003; Maenhout et al., 2013). Los segmentos corporales individuales, o eslabones, están coordinados en sus movimientos por la actividad muscular y las posiciones corporales para generar, sumar y transferir fuerza a través de los segmentos hasta el eslabón terminal. Esta secuencia es habitualmente denominada la “cadena cinética” (Kibler, 1998; Neumann, 2016). La cadena cinética tiene varias funciones: (1) usar programas de activación muscular integrados para conectar temporalmente múltiples segmentos corporales y convertirlos en un segmento funcional para disminuir los grados de libertad en el movimiento completo; (2) proporcionar una base proximal estable para la movilidad distal de la ES; (3) maximizar el desarrollo de fuerza en los músculos largos del tronco y transferirla a la mano; (4) producir interacciones de momentos en articulaciones distales que generan más fuerza y energía de la que podría desarrollar la articulación por sí misma y disminuir la magnitud de las cargas aplicadas en la articulación distal, cargas que en caso de ineficiencia de esta cadena, podrían suponer un aumento del riesgo lesional de las estructuras intrínsecas del hombro durante el lanzamiento (Elliott et al., 2003); y (5) producir torques que disminuyan las fuerzas de deceleración (Fleisig et al., 1999; Hirashima et al., 2002, 2008). Para que todas estas funciones de transmisión energética sean llevadas a cabo con la máxima eficiencia es necesario que la escápula sea una plataforma estable y controlada. El brazo en su conjunto rota como una unidad alrededor de la base estable del encaje de la cabeza humeral en la glena. En muchas ocasiones, la base estable del brazo reside en la escápula más que en los pies o en el suelo, de esta manera la estabilidad de la escapula en relación con el brazo completo en movimiento es la clave en este importante momento de la secuencia de lanzamiento (Kibler, 1998).

### **3.10. Discinesia escapular en el rendimiento deportivo y la posible relación con las lesiones**

El fracaso de la escápula para moverse de forma coordinada con el húmero y brindar estabilidad dinámica al hombro se denomina DE y podría causar una ineficiencia fisiológica y biomecánica, que podría conllevar un pobre desempeño deportivo y desencadenar o exacerbar una lesión en este complejo articular. La DE es altamente prevalente en la población general asintomática y es sustancialmente más elevada en los atletas lanzadores, debido a la transferencia masiva de energía cinética que realizan

a través del hombro, a elevadas velocidades, en amplios rangos de movimiento y con altísima demanda de precisión (Aagard, 1996; Burn et al., 2016).

Los factores clínicos que acompañan a la DE pueden ser un aumento de la prominencia del borde medial y el ángulo inferior de la escápula, la elevación escapular prematura con insuficiente rotación superior y la rotación inferior deficiente durante el descenso del brazo (Sciascia & Kibler, 2010). Se piensa en la debilidad de la musculatura periescapular como principal precursora de la DE (Cools, Struyf, et al., 2014)). Específicamente, una sobre activación del trapecio superior puede ocurrir en combinación con una reducción significativa de la porción inferior del trapecio y del serrato anterior(Cools, Struyf, et al., 2014).

### **3.11. Adaptaciones del hombro lanzador**

Habitualmente se describen adaptaciones que se observan en el hombro lanzador de los deportistas overhead y que son consideradas en muchos casos como factores de riesgo lesional. Entre estas adaptaciones figuran los cambios rotacionales GH, la DE, las alteraciones de fuerza de la musculatura del MR, la disminución de la DAH y la relación de esta última con las anteriores. De todas ellas, las adaptaciones rotacionales GH es la que más atención recibe generalmente por parte de los investigadores. La rotación GH ha sido identificada como un componente clave en la biomecánica normal y anormal del gesto de lanzamiento(Kibler, Kuhn, et al., 2013). En los jugadores de handball, así como otros deportistas overhead, se han hallado repetidamente adaptaciones del ROM rotacional GH en forma de mayores rangos de movimiento en Re con la correspondiente disminución del ROM de Ri en el hombro dominante respecto al no dominante, cuando son valorados en una posición de ABD GH de 90° (Asker et al., 2018; Lubiowski et al., 2018; Myklebust et al., 2013; Seabra et al., 2017; Van Cingel et al., 2018; Winkelmann et al., 2021). El ROM aumentado en Re es comúnmente denominado ERG y la disminución del ROM de Ri es comúnmente referido como GIRD (Wilk et al., 2015). Estas modificaciones del ROM rotacional se consideran adaptaciones específicas del brazo lanzador que se han encontrado ya desarrolladas en handballistas jóvenes de élite (Achenbach et al., 2020). Se ha reportado una ERG de entre 5-12° que comúnmente es compensada con una pérdida simétrica de Ri (entre 8-15°) (Ellenbecker et al., 2002; Myers et al., 2006). De manera interesante el TROM rotacional (TROM= ROM Ri + ROM Re), no es significativamente diferente entre el brazo lanzador y el no lanzador (Crockett et al., 2002; Reagan et al., 2002). El TROM es un concepto útil para entender las adaptaciones rotacionales que se dan en el hombro lanzador y brinda una evidencia temprana de las posibles alteraciones perjudiciales que se dan en rotación en

estos deportistas (Kibler, Kuhn, et al., 2013). Al parecer en los deportes de lanzamiento, el TROM se adapta favoreciendo la Re a expensas de la Ri, dado que en estos deportes un ROM en Re mayor sumado la ABD horizontal y a la retracción escapular favorecen la fase de armado del brazo, proporcionando así una mayor velocidad durante la aceleración hacia la fase de liberación de la pelota en el lanzamiento (Borsa et al., 2008; Ellenbecker et al., 2002; Kibler, Kuhn, et al., 2013).

### **3.11.1. Alteración del rango rotacional GH**

Las alteraciones en la magnitud de la rotación GH son las adaptaciones más consistentemente asociadas con las lesiones en el hombro lanzador (Kibler, Kuhn, et al., 2013). La Ri GH ha recibido la mayor atención, porque ha sido identificada como punto clave para el desarrollo normal de fuerza; cuando se altera más allá de ciertos valores, modifican la cinemática GH, y se ve implicada en el desarrollo de lesiones en el hombro y en el codo (Dines et al., 2009; Wilk et al., 2011). Los cambios en la Ri GH y el TROM se convierten en clínicamente significativos en relación con las lesiones cuando su magnitud se asocia con lesiones en el hombro (Kibler, Kuhn, et al., 2013). Por el contrario, no existe consenso respecto a cuáles deberían ser los límites específicos. Las definiciones tradicionales para el GIRD sugieren una asimetría entre lado y lado en la Ri mayor de 20° (Kibler, Kuhn, et al., 2013). A pesar de esto, existen estudios que muestran que GIRD tan pequeño como 11° o 18° está asociado con lesiones de hombro (Myers et al., 2006; Wilk et al., 2011). Varios estudios demuestran que los deportistas lanzadores con déficit de TROM mayor de 5° respecto al lado no dominante tienen mayor índice lesional respecto a los que no lo padecen y un estudio prospectivo mostró que un GIRD mayor de 18° estaba relacionado con un aumento de 1.9 veces el riesgo de lesión de hombro (Garrison et al., 2012; Keller et al., 2018; Tonin et al., 2013; Wilk et al., 2015). Por lo tanto, estos datos sugieren que un aumento del TROM podría ser un factor protector para lesiones de hombro, mientras que una pérdida de este, así como un aumento excesivo del ERG pueden incrementar hasta 2.5 veces el riesgo lesional por sobreuso en deportistas overhead en el hombro y el codo (Achenbach et al., 2020; Keller et al., 2018).

Estos valores deben tener también en cuenta la alteración de la rotación interna debido a adaptaciones óseas. A pesar de esto, como el TROM debe ser simétrico, cambios pequeños en este valor parecen ser significativos. Por lo tanto, una asimetría (déficit mayor de 5° en el brazo dominante) en el TROM se ha mostrado predictivo de aumento del riesgo lesional. El consenso determina que el GIRD se defina como una asimetría mayor de 18° y el déficit de TROM se defina como una asimetría mayor de 5° entre un

lado y el otro (Kibler, Kuhn, et al., 2013). A pesar de que el GIRD y el déficit de TROM pueden ser considerados predictores de lesiones de hombro, no se pueden considerar causantes por sí mismos (Kibler, Kuhn, et al., 2013). Estos alteran la cinemática GH normal e imponen mayor carga a las estructuras articulares adyacentes, y pueden considerarse componentes de riesgo de lesión de hombro (Harryman et al., 1990; Mark Grossman et al., 2005). Además, el GIRD se ha encontrado en pacientes con síndrome de dolor subacromial y se considera parte de la etiología multifactorial de los procesos tendinopáticos del MR (Borich et al., 2006; Laudner et al., 2010). Aparentemente el GIRD generaría un aumento de la traslación superior de la cabeza humeral durante los movimientos de elevación de la ES y así puede contribuir al estrechamiento del espacio subacromial y a la posibilidad de producir compresión subacromial durante estos movimientos (Muraki et al., 2010).

#### **3.11.1.1. Alteraciones óseas/Retrotorsión humeral**

Existen varias causas posibles con capacidad de producir estos cambios adaptativos en los rangos rotacionales GH, como pueden ser los cambios óseos, capsulo ligamentosos y musculares. Las alteraciones torsionales óseas han sido bien descritas anteriormente (Crockett et al., 2002; Meister et al., 2005). El sometimiento diferencial a cargas rotacionales en el hombro lanzador ha demostrado producir cambios en la morfología proximal del humero en los esqueletos inmaduros, resultando en una mayor retrotorsión humeral respecto al brazo contralateral (Keller et al., 2018; Kibler, Kuhn, et al., 2013). Esta modificación torsional se ve reflejada en una pérdida de Ri GH, existiendo estudios que muestran aumento en el ROM de Re proporcionales a la disminución de Ri en el brazo lanzador (Chant et al., 2007; Myers et al., 2009). Se ha sugerido que estos cambios son una adaptación positiva ya que, como se comentó anteriormente con el aumento de ROM rotacional externo se favorece una mayor habilidad para alcanzar la posición de armado durante el gesto de lanzamiento (Burkhart et al., 2003; Keller et al., 2018). Estudios sugieren que estas modificaciones óseas que generan la retrotorsión pueden aumentar la tensión de la capsula y la musculatura posterior a medida que el brazo se mueve hacia la deceleración y crear mayor alteración de la tensión del tejido blando y en los rangos de movimiento rotacional (Kibler, Kuhn, et al., 2013; Noonan et al., 2015). Se ha encontrado, además que deportistas overhead con GIRD tienen diferencias mayores de retrotorsión humeral entre lado dominante y no dominante en comparación con los que no presentan GIRD proponiéndose, así como responsable de gran parte de la alteración del ROM rotacional, pudiendo ser otros factores responsables del resto de grados de adaptación (Achenbach et al., 2019; Hibberd et al., 2014; Noonan et al., 2015).

### **3.11.1.2. Cápsula Posterior**

Está bien documentada la alteración de la cinemática GH debido a cambios capsuloligamentosos que son asumidos como resultado de tejido cicatricial debido a sobrecarga tensil crónica a la que son sometidos la capsula y los refuerzos ligamentosos GH (Burkhart et al., 2003; Thomas et al., 2011). Se debe ser cautelosos al vincular estos cambios con el aumento del riesgo lesional dado que las alteraciones del tejido blando y su relación con las modificaciones del ROM rotacional han sido descritas con resultados conflictivos en atletas overhead adultos y jóvenes en relación con su influencia en la ocurrencia de lesiones de hombro (Achenbach et al., 2020; Clarsen et al., 2014; Thomas et al., 2011, 2012). Cápsulas posteriores engrosadas son comúnmente vistas en pruebas de imagen de pacientes con lesiones del labrum glenoideo y se han demostrado evaluaciones clínicas y técnicas terapéuticas para detectar y corregir los componentes capsulares de la movilidad articular (Myers et al., 2007; Tyler et al., 2010). Estos cambios no se tienen en cuenta para el alto porcentaje de pacientes sin engrosamiento capsular posterior en pruebas imagenológicas con cambios agudos en la magnitud del ROM de Ri tras exponerlos a lanzamientos, ni para la frecuencia de cambios rápidos en este ROM encontrados tras programas de estiramiento capsular (Kibler, 2012; Laudner et al., 2008; Reinold et al., 2008). Estos cambios más dinámicos apuntan mayormente a una causa del componente muscular (Kibler, Kuhn, et al., 2013).

### **3.11.1.3. Alteraciones musculares**

Las respuestas agudas y crónicas a la imposición de tensión de la musculatura periarticular pueden también afectar al ROM. La exposición repetitiva a la tensión puede generar un aumento de la rigidez muscular que afectaría a la movilidad articular y que no está relacionado con cambios neurológicos (Kibler, Kuhn, et al., 2013). Otra respuesta muscular a la imposición de carga está relacionada con la arquitectura del MR. El ángulo de penación de estos músculos provoca que su mayor eficiencia en la generación de fuerza sea a través de un corto rango medio de ABD y Ri pero también provoca que estén mal adaptados a resistir grandes cambios de longitud (Butterfield, 2010). Existen datos experimentales que sugieren que un aumento en los índices de tensión o de cambio de longitud de estos músculos por encima de sus límites fisiológicos normales induciría respuestas musculares que aumentarían su rigidez interna y disminuirían el ROM (Butterfield, 2010).

### 3.11.2. Discinesia escapular en la función del CAH

La DE ocurre cuando se da una disrupción notoria de la posición y movimiento típicos de la escápula, lo que puede resultar en unos movimientos atípicos e ineficientes del brazo y el CAH (Paine & Voight, 2013). La DE habitualmente ocurre de forma secundaria a diferentes patologías del hombro incluyendo la articulación alteraciones de la articulación AC, roturas del MR, fracturas de clavícula, síndrome de dolor subacromial, inestabilidad multidireccional y lesiones del labrum, y puede ser provocada por fatiga, disfunción neurológica o inhibición debida a procesos patológicos GH o subacromiales (Huang et al., 2015; Kibler, 2012). Estas alteraciones dinámicas escapulares están presentes entre el 67% al 100% de los atletas que padecen alguna patología conocida de hombro, pero también está presente en muchos individuos asintomáticos (Pluim, 2013). Se ha encontrado una prevalencia de DE del 61% en deportistas overhead contra el 33% en atletas que no practican este tipo de deportes (Burn et al., 2016ratio). Dada la mayor prevalencia, es común suponer la DE como un FR de lesiones por sobreuso, pero varios estudios solo encontraron una correlación débil no significativa (Clarsen et al., 2014; Møller et al., 2017), encontrándose además conclusiones contrapuestas entre revisiones sistemáticas recientes, lo que podría deberse al limitado número de estudios al respecto y a las diferencias metodológicas entre los mismos. Hickey et al. en su revisión sistemática concluyeron que los atletas overhead que presentan discinesia tienen un 43% más de riesgo de sufrir dolor de hombro entre los 9 y 24 meses siguientes comparado con los que no la presentan (Clarsen et al., 2014; Hickey et al., 2018; Struyf et al., 2014). En cambio, Hogan et al. en una revisión sistemática con metaanálisis más reciente concluyeron que la DE no supone un FR significativo para sufrir lesiones de hombro en atletas lanzadores de diferentes deportes (Hogan et al., 2021). De todas formas, solo un estudio con jugadores de handball fue incluido en estas revisiones. Estos resultados conflictivos pueden deberse a la falta de consenso en la valoración de la DE, como el uso de cargas externas diferentes entre estudios durante la valoración visual. Algunos estudios usan grados de severidad (normal/leve/obvia) (Clarsen et al., 2014) y otros usan una clasificación binaria (presente/no presente) (Asker et al., 2020). Se ha sugerido que esta última opción es la más confiable de las dos (Uhl et al., 2009). A pesar de esto, existen estudios que muestran que movimientos alterados escapulares son perjudiciales para la función del hombro y que la corrección de la mecánica anormal escapular disminuye los síntomas asociados con la patología de hombro (Harris et al., 2012). Se han reportado varias adaptaciones escapulares en el lado dominante en atletas overhead sin historia lesional de hombro durante la elevación de la ES, entre las que se incluyen

el aumento de RsE, RintE y retracción cuando se comparan con sujetos no lanzadores (Downar & Sauers, 2005; Myers et al., 2005). Aun así, debido a restricciones en los equipamientos de investigación 3D, no existe datos empíricos sobre la cinemática escapular durante el lanzamiento overhead, ni durante los diferentes lanzamientos/golpeos en cada uno de los deportes overhead y las consecuentes adaptaciones particulares (Borsa et al., 2008).

También se han encontrado diferencias en la posición escapular de reposo entre lado dominante y no dominante en estos deportistas. Los estudios demuestran que la escápula dominante está más protruida, internamente rotada y mayor TaE respecto al lado contralateral (Laudner et al., 2010; Oyama et al., 2008). Dado que el acromion forma parte de la escápula, parece lógico vincular esta posición escapular de reposo con la inferiorización de este techo óseo y la consiguiente disminución del espacio subacromial (Silva et al., 2010). A pesar de estos datos, los antecedentes también muestran que la escápula dominante de estos deportistas rota superiormente más que la no dominante durante la elevación de ES, lo que provocaría consecuentemente una mayor elevación del acromion durante el movimiento generando una ampliación del espacio subacromial, generando una reducción de las posibilidades de producir compresión mecánica de las estructuras que atraviesan dicho espacio (Cools, Johansson, Cambier, Vande Velde, et al., 2010; Myers et al., 2009). Se debe pensar también en el hecho de que un mal comportamiento estático y dinámico de la escápula, podría posicionar a la musculatura del MR en una situación de longitud-tensión poco ventajosa, dificultando su tarea estabilizadora GH, pudiendo así generar disminución de espacio subacromial, además de aumentar el estrés mecánico de dicha musculatura. Esto a su vez podría promover los cambios apoptóticos que se observan en procesos tendinopáticos del MR (Kibler, Ludewig, et al., 2013; Lewis, 2010; Seitz et al., 2012). De esta forma la DE podría alterar la función del CAH, empeorar los síntomas en caso de que estén presentes y podría comprometer el éxito de cualquier intervención clínica (Teixeira et al., 2021)).

### **3.11.3. Desequilibrio de fuerza GH**

Los deportistas de handball, como se mencionó anteriormente, requieren unos movimientos repetitivos por encima de la cabeza, que son discontinuos y balísticos en su naturaleza. Durante estas actividades, el brazo es propulsado poderosamente hacia delante desde cerca de la máxima Re hacia la Ri. Durante esta fase, tras el abandono de la pelota de la mano, la deceleración y frenado de la Ri y la ADD horizontal del hombro, depende ampliamente de la acción excéntrica de la musculatura Re del MR

(Seil et al., 2018). Esta sollicitación reiterada podría provocar déficits de fuerza de esta musculatura, resultando en una sobrecarga del tejido capsulo ligamentoso y del MR, y disminuyendo la habilidad de esta musculatura para desacelerar el movimiento (Hess et al., 2005). Se debe añadir que, durante la reiteración de los lanzamientos, se enfatiza la fuerza de Ri para producir cambios adaptativos que ayudarían a conseguir mayor velocidad de la pelota y mejorar la performance a través de un aumento de su fuerza (Bayios IA, 2001; Zapartidis, 2007). Este aumento de la fuerza de los músculos Ri simultáneamente con la debilidad de los Re, generaría un desequilibrio que ha sido ampliamente propuesto como un posible factor en la disfunción del hombro (Hadjisavvas et al., 2022). El ratio de fuerza Re:Ri, es la relación de equilibrio agonista antagonista y ha sido utilizado para identificar posibles factores de riesgo para patología de hombro, brindando la posibilidad de detectar deportistas overhead en hipotética situación de riesgo y de plantear programas de reentrenamiento de fuerza adecuados (Achenbach et al., 2020; Forthomme et al., 2018). Habitualmente se aceptan valores de normalidad para este ratio Re:Ri en el brazo dominante de deportistas overhead adultos, de entre 0.66 y 0.75 (Ellenbecker et al., 2000; Vodička et al., 2018), aunque varía en función de la posición del brazo durante la valoración y el tipo de activación muscular. Generalmente se describen ratios menores en el brazo dominante respecto al no dominante (entre 4-11% de diferencia) secundario al aumento habitual de la fuerza en Ri en ausencia del correspondiente aumento de la fuerza en Re (Hurd et al., 2011; Vodička et al., 2018). Hurd et al. Aportan datos para este ratio de 0.96 y de 1.05 para el brazo dominante y no dominante respectivamente (Hurd et al., 2011). Se reportan aumentos de este ratio para tenistas junior, cuanto menor es su edad y cuanto menor es su nivel de rendimiento (Vodička et al., 2018).

Existe evidencia creciente de que un aumento rápido de la carga de entrenamiento podría representar igualmente un FR lesional (Drew & Finch, 2016; Soligard et al., 2016). Este aumento de la sobrecarga, además de incrementar el tiempo de exposición del deportista, generaría un aumento de la fatiga muscular que no debería ser menospreciada, dado que existe evidencia que demuestra que un incremento de esta aumentaría la protrusión, el TaE y la traslación superior de la cabeza humeral con el consiguiente estrechamiento del espacio subacromial (Chopp et al., 2010; Teyhen et al., 2008). El aumento de carga específicamente en deportistas de handball representa un FR particularmente si se da en combinación con la presencia de debilidad de fuerza en Re o DE (Møller et al., 2017). A estos datos se suma parcialmente evidencia más reciente, que presenta como únicos elementos cuya presencia aumentaría la probabilidad de lesión en el hombro dominante de deportistas de handball la debilidad

de los músculos Re del MR y el sexo femenino, dadas las diferencias estructurales entre sexos, en el peor aprovechamiento de la cadena cinética del lanzamiento y los menores índices de cobertura de la pelota de las mujeres respecto a los hombres (Hadjisavvas et al., 2022).

La función principal de la musculatura del MR es la estabilización dinámica de la cabeza del humero en la glena durante la elevación de la ES contrarrestando la fuerza en dirección superior que ejerce el músculo deltoides durante su activación para producir el movimiento osteocinemático. Esta función sería indispensable durante la fase de armado, para mantener la máxima eficiencia artrocinemática GH. Si como vimos, es habitual que se den desequilibrios entre la musculatura del MR, parece lógico aceptar que esta alteración impida al MR contrarrestar la acción del deltoides, permitiendo así un deslizamiento excesivo en dirección craneal de la cabeza humeral, produciéndose una disminución del tamaño del espacio subacromial y la potencial compresión mecánica del tendón del supraespinoso y un síndrome de dolor subacromial (Ellenbecker & Cools, 2010; Leong et al., 2012, 2016). Aun así, esta visión tradicional de la compresión subacromial como causante de la patofisiología de los problemas del hombro lanzador no está completamente respaldada por la evidencia (Papadonikolakis et al., 2011). A pesar de que se encuentran reducciones significativas de del espacio subacromial en presencia de dolor de hombro, es complicado determinar si es causa o consecuencia de este (Benítez-Martínez et al., 2015). Además, existen estudios que muestran desgarros completos bilaterales que habitualmente provocan únicamente problemas unilaterales (Yamaguchi et al., 2006), que el contacto entre el MR y el arco subacromial es común en sujetos asintomáticos (Del Grande et al., 2016; Yamamoto et al., 2010) y que no existe correlación entre la DAH (Distancia vertical entre el borde inferior del acromion y la cabeza humeral) y la función en pacientes con patología del MR (Navarro-Ledesma et al., 2017). Toda esta evidencia sugiere que puedan existir otras causas para el inicio de la disfunción de hombro y del MR más allá de la compresión mecánica extrínseca, y que además de esta, la degeneración intrínseca puede jugar un papel aún más importante. Esta teoría apunta a una patofisiología multifactorial, con un posible inicio intratendinoso como causante de la alteración y que se pueden sumar a este, otros factores como el sobreuso (Olsen et al., 2006), los factores genéticos (Tashjian et al., 2009) o la vascularización reducida (Rudzki et al., 2008).

#### **3.11.4. Distancia acromiohumeral**

En suma, en los atletas “*overhead*”, los desequilibrios musculares del MR y la musculatura estabilizadora escapular, la DE y el GIRD han sido asociados con el

estrechamiento del DAH y las posibles consecuencias de este último. Leong et al. hallaron mayor DAH en el brazo dominante respecto al no dominante en deportistas “*overhead*” y relación entre el aumento de la fuerza de los Re de hombro y el ratio Re/Ri con aumentos en la DAH (Leong et al., 2012). Maenhout et al. a su vez, encontraron que los deportistas supracraneales con GIRD mayor de 15° mostraron menores DAH evaluada ecográficamente a 0, 45 y 60° de ABD, hipotetizando sobre la posibilidad de que la disminución de DAH pueda deberse a la presencia del GIRD (Maenhout et al., 2012). A pesar de estos datos, la literatura es conflictiva en relación con las diferencias en la DAH que puedan existir entre el hombro dominante y no dominante en deportistas supracraneales asintomáticos (Harput et al., 2016) y no se han encontrado estudios confiables que unan cambios morfológicos con parámetros rotacionales de hombro, especialmente en jugadores de handball (Lubiatowski et al., 2018).

La DAH se mostró significativamente más grande en atletas “*overhead*” respecto a controles que no participan de dichos deportes (Wang et al., 2005). Cuando se comparó las deportistas femeninas de élite con las recreacionales, la DAH era  $0.92 \pm 0.47$  mm más grande en los deportistas de élite, los cuales entrenan significativamente más horas que los recreacionales (Maenhout et al., 2013). Tanto en deportistas “*overhead*” supracraneales de élite como recreacionales la DAH en el lado dominante es  $0.94 \pm 0.18$  mm más grande que en el no dominante en todas las posiciones de elevación de la ES (Maenhout et al., 2013). Aparentemente existe relación entre el género y la DAH ya que se encontró que las mujeres presentan una DAH menor que los varones deportistas “*overhead*”.

### **3.12. Análisis cinemático del hombro**

La evaluación funcional completa del hombro actualmente supone un reto para los clínicos, dadas las características especiales de este complejo articular. Existen múltiples pruebas y escalas (cuastionario DASH, Simple Shoulder Test, The Constant Murley, Escala Visual Analógica...) utilizados en la práctica clínica cotidiana para evaluar la función del hombro (Longo et al., 2011), con excelente fiabilidad, sensibilidad y validez, pero siempre mantienen cierto punto de subjetividad (Roy et al., 2009). Bien es cierto que estas escalas pueden ir acompañadas de la valoración articular por parte del examinador, para tener una visión funcional más completa, y aun así sigue siendo insuficiente, especialmente en un complejo articular como el hombro, formado por varias articulaciones cuya función global viene dada por la compleja interacción de la cinemática aislada de cada una de ellas. Se hace necesario manejar nuevas herramientas de valoración, monitoreo y diagnóstico en el área clínica, dado el

incremento de la incidencia de las disfunciones de hombro y el progresivo envejecimiento de la población. Los sistemas ópticos de captura de movimiento aportan datos relevantes sobre el movimiento articular, la velocidad, el ROM y la proporción de aporte cinemático de cada articulación que compone un complejo articular o segmento corporal (Carnevale et al., 2019; De Baets et al., 2017; Wagner et al., 2020).

El análisis de la cinemática del hombro está en auge en el campo de la investigación, dada esta necesidad de mejorar el diagnóstico clínico y los procedimientos de rehabilitación (Carnevale et al., 2019, 2021). A nivel técnico, el monitoreo del CAH es especialmente desafiante debido a la complejidad de la cinemática articular combinada, siendo preciso el desarrollo de protocolos que saquen provecho a una tecnología de captura de movimiento fiable y no invasiva (Carnevale et al., 2019, 2021). El análisis cinemático del movimiento nos brinda la posibilidad de obtener datos objetivos sobre las características y la calidad de movimiento, para completar la información parcialmente deficiente de los test y las escalas clínicas previamente mencionadas (McHugh et al., 2020; Valevicius et al., 2018). El análisis de movimiento 3D del CAH mediante el uso de un sistema óptico de captura de movimiento, representa un instrumento válido para completar la evaluación clínica de la funcionalidad del hombro y de la ES (Topley & Richards, 2020). Estos sistemas están equipados con múltiples cámaras sincronizadas, estimando la posición 3D de una serie de marcadores mediante triangulación dentro de un volumen de captura calibrado (Robertson et al., 2013). Los marcadores pueden ser pasivos, con un recubrimiento de material fotoreflexivo, que reflejan la luz infrarroja emitida por la cámara, o activos los cuales emiten ellos mismos la luz (Robertson et al., 2013). El análisis cinemático del CAH usando un sistema óptico de captura varía mucho entre estudios en relación con los sets de marcadores, los modelos cinemáticos utilizados, los movimientos funcionales analizados, y los resultados cinemáticos reportados (Bruttel et al., 2019; Spranz et al., 2019). Durante los análisis cinemáticos se pueden colocar los marcadores de forma anatómica o de forma agrupada (cluster) (Valevicius et al., 2018). Los primeros son colocados en correspondencia con puntos de referencia anatómicos (relieves óseos), para la construcción del modelo cinemático, siendo dichos puntos de referencia esenciales para definir los sistemas de coordenadas locales de cada segmento corporal (escápula, humero, tórax) en condiciones estáticas (Boser et al., 2018). Estos sistemas de captura ópticos tienen ciertas limitaciones dadas las características de los marcadores, como son el movimiento relativo del tejido blando por debajo de la piel (artefacto de tejido blando) y la ocultación de estos durante los movimientos funcionales (Longo, De Salvatore, Carnevale, et al., 2022). La agrupación de marcadores en forma de cluster, en los que se colocan unidos geoméricamente,

posicionados en localizaciones que minimizan el artefacto de tejido blando y la contracción muscular (Cappozzo et al., 1997). A las limitaciones previamente mencionadas, merece la pena añadir que la metodología y los procedimientos experimentales involucran dificultades relacionadas con la complejidad de la biomecánica del hombro y que aún existe una falta de métodos definitivos y estandarizados para la captura de este complejo articular (Longo, De Salvatore, Carnevale, et al., 2022). Estos sistemas ópticos representan una herramienta muy poderosa en la práctica clínica ortopédica y en la evaluación y mejora de la performance deportiva, sobre todo cuando se aplica al análisis de movimiento de articulaciones complejas como la articulación del hombro (McHugh et al., 2021). El poder de estos sistemas radica en el hecho de que nos permite obtener la cinemática articular de forma precisa, con datos cuantitativos para su uso clínico o en el ámbito de la investigación (Medina-Mirapeix et al., 2019). Además, sería una forma idónea de evaluar los resultados de ciertas cirugías, individualizando el tratamiento y optimizando la recuperación postquirúrgica, así como evaluar la efectividad de un protocolo de rehabilitación (Longo, De Salvatore, Carnevale, et al., 2022).

La localización de los marcadores está basada en la necesidad de definir un modelo biomecánico del CAH y capturar de forma fiable la cinemática articular durante los movimientos de la ES (Longo, De Salvatore, Carnevale, et al., 2022). Los segmentos corporales que se incluyen en los estudios para analizar los movimientos funcionales del CAH, son el humero y el tórax, para evaluar los ángulos de elevación del humero con respecto al tórax. El segmento tórax se define mediante la colocación de marcadores en puntos de referencia anatómicos recomendados por la ISB (Wu et al., 2005), según la cual los marcadores se colocan en la incisura yugular, proceso xifoideo, proceso espinoso de la séptima vertebra cervical y proceso espinoso de la décima vertebra torácica (Bruttel et al., 2019; Friesenbichler et al., 2021; Maier et al., 2014; Ueda et al., 2021). El segmento humero es definido por el CRGH y los epicóndilos medial y lateral (Wu et al., 2005). El problema radica en que el CRGH no es un punto palpable, por lo que es preciso estimarlo a través de una de las dos técnicas recomendadas por la ISB para el CAH que son: uso de un modelo regresivo como el propuesto por Meskers (Meskers et al., 1998) o la computación del punto pivote óptimo de los vectores de posición de los ejes helicoidales durante la captura de movimiento (Stokdijk et al., 2000; Wu et al., 2005). Este último puede suponer un problema dado que requiere movimientos activos en todos los planos del espacio 3D (Maier et al., 2014; Robert-Lachaine et al., 2016; Spranz et al., 2019; Zaferiou et al., 2021) y no siempre los pacientes con disfunciones de hombro están en condiciones de realizar de forma óptima

dichos ejercicios (Longo, De Salvatore, Carnevale, et al., 2022). El método de regresión de Meskers estima el CRGH mediante computación de las posiciones de diferentes puntos de referencia anatómicos como la articulación AC, el proceso coracoideo, el triángulo espinal de la escápula, el ángulo inferior de la escápula y el ángulo acromial (Dellabiancia et al., 2017; Lee et al., 2016). Los modelos cinemáticos se definen mediante la colocación de sets de marcadores anatómicos para determinar los sistemas de coordenadas locales de cada segmento. Estos modelos pueden incluir también clusters (grupos de marcadores) posicionados sobre el segmento de interés para su seguimiento durante los diferentes movimientos y solventar las limitaciones de la colocación puramente anatómica previamente mencionados del artefacto de tejido blando y la oclusión (Cappozzol et al., 1995; Valevicius et al., 2018). Durante la necesaria calibración se define la relación entre los marcadores de los clusters y los puntos de referencia anatómicos (Boser et al., 2018).

Los sistemas de movimiento óptico nos brindan la posibilidad de valorar los patrones de movimiento escapulares anormales debido a condiciones patológicas para su correcto manejo. El segmento escápula es probablemente el más desafiante de trackear, dada su falta de centro fijo de rotación, el hecho de su comportamiento deslizante sobre el tórax y las variaciones de orientación durante los movimientos de la ES, que resultan en modificaciones de los tejidos blandos circundantes. Dada la dificultad, el método patrón oro para la captura del movimiento escapular, es a través de la colocación de agujas quirúrgicas adosadas al hueso (Karduna et al., 2001; McClure et al., 2001). A pesar de su precisión, este método no resulta viable en la práctica clínica cotidiana dada su invasividad y la necesidad del uso de anestesia para la inserción de las agujas. Entre los métodos propuestos para la evaluación funcional escapular a través de los sistemas de captura ópticos, destaca el método del AMC, en el que se coloca un cluster de tres o cuatro marcadores en la porción plana del acromion y se calibra para con el sistema coordinado anatómico de la escápula definido por el triángulo espinal de este hueso, el ángulo inferior y el ángulo acromial (Lempereur et al., 2014; Warner et al., 2015). El método AMC ha sido validado, pero solo permite traquear la escápula hasta 120° de elevación de la ES, dado que a partir de dicha elevación la valoración se ve afectada por el artefacto de tejidos blandos, por lo que se debe ser cauteloso en la interpretación de los resultados por encima de dicho ángulo de elevación (Karduna et al., 2001; van Andel et al., 2009).

La elección del movimiento específico a evaluar debe basarse en la aproximación de este a la pregunta clínica y su significancia (Valevicius et al., 2018). Los movimientos seleccionados generalmente en los protocolos pueden dividirse en dos categorías

principales: Movimientos estandarizados (en planos conocidos del espacio 3D de captura, como el PS, PF y PE, siendo este último el más habitual) y movimientos funcionales presentes en las actividades de la vida cotidiana)(Longo, De Salvatore, Carnevale, et al., 2022). A pesar del surgimiento de nuevos métodos tecnológicos para la valoración objetiva de la cinemática del CAH en ambientes desestructurados como las unidades magnetoinerciales y la realidad virtual (Carnevale et al., 2019, 2021; Longo, De Salvatore, Sassi, et al., 2022), los sistemas ópticos de captura de movimiento mediante el uso de marcadores corporales son considerados el patrón oro en investigación y para la aplicación clínica, dada su practicidad y por la posibilidad que nos brinda de evaluar la evolución y el proceso de rehabilitación de pacientes, así como la posibilidad de evaluar objetivamente los movimientos compensatorios de las diferentes articulaciones que componen el CAH (Longo, De Salvatore, Carnevale, et al., 2022).

## **4. Objetivos**

### **4.1. Objetivo general**

Generar un perfil descriptivo del movimiento escapular durante la elevación del brazo, la distancia acromioclavicular y el rango y la fuerza rotacional glenohumeral en deportistas femeninas de handball de élite.

### **4.2. Objetivos específicos**

- Comparar el movimiento escapular durante la elevación del brazo, la DAH y el ROM y la fuerza rotacional GH entre el brazo dominante y no dominante de estas deportistas.
- Describir y comparar el movimiento escapular durante la elevación del brazo, la DAH, el ROM y la fuerza rotacional GH en función de que las deportistas que presenten un GIRD mayor o menor de 15°.

## **5. Metodología**

### **5.1. Diseño de estudio**

Estudio transversal observacional descriptivo.

## **5.2. Participantes**

Fueron evaluadas en este estudio 23 jugadoras de handball de élite seleccionadas por conveniencia por la Federación Uruguaya de Handball . La Tabla 1 muestra los datos descriptivos de las participantes del estudio.

## **5.3. Criterios de inclusión**

Todas las jugadoras debían estar libres de dolor de hombro y ES al momento de la evaluación. Debían ser capaces de realizar de forma activa la elevación de la ES en los planos sagital, frontal y escapular y las rotaciones interna y externa contra resistencia, y debían tener entre 18 y 35 años para ser incluidas en el estudio.

## **5.4. Criterios de no inclusión**

Historia lesional de luxabilidad GH, fractura de clavícula, intervención quirúrgica en el CAH.

## **5.5. Lugar y fecha**

Montevideo entre julio de 2022 y julio 2023.

**Tabla 1 – Datos descriptivos de las participantes del estudio**

<b>Características de la Muestra (n=23)</b>	
<b>[21D/2Z]</b>	
<b>Masa (Kg)</b>	64.4±9.3
<b>Altura (cm)</b>	165.9±6.6
<b>IMC (Kg/m<sup>2</sup>)</b>	23.3±2.3
<b>Edad (años)</b>	22±4.3
<b>Años de Práctica Federada</b>	9.7±3.5
<b>Volumen de entrenamiento semanal (h)</b>	6.3±1.8

Media ± DEst de las características de las participantes. **IMC**= Índice de masa corporal, **D**= Diestras, **Z**= Zurdas

### 5.6. Consideraciones éticas

La recolección de los datos tuvo lugar luego de que el proyecto fuera examinado y aprobado por el Comité de Ética e Investigación de la Universidad Católica del Uruguay. Atendiendo a las concepciones éticas de Helsinki y del país, se tomó como referencia el Decreto de Ley N° 379/008 (Uruguay. 2008) sobre investigaciones con seres humanos. Todos los procedimientos siguieron las líneas de acción establecidas en dicho decreto.

Todas las participantes fueron informadas de la naturaleza de este estudio y se obtuvo el consentimiento libre e informado y el asentimiento informado de ellas.

### 5.7. Procedimiento de mediciones

Todas las medidas fueron realizadas en el mismo día para cada participante y fueron llevadas a cabo sin aleatorización por el examinador principal que contaba con más de 15 años de experiencia clínica. Las evaluaciones se llevaron a cabo en el mismo orden para todas las participantes. En primer lugar, se realizó la valoración del ROM rotacional de la articulación GH, seguido de la valoración de fuerza rotacional GH (para ambas evaluaciones se valoró primero la ES derecha y posteriormente la izquierda). En tercer lugar, se evaluó la DE, seguido por la valoración ecográfica de la DAH. Finalmente se realizó la caracterización de la cinemática escapular.

Las evaluaciones de ROM, fuerza y DAH se realizaron con la ayuda de un segundo examinador que se encargó de las valoraciones goniométricas, lecturas del dinamómetro, posicionamiento de la ES durante la valoración ecográfica. La caracterización del movimiento 3D se llevó a cabo entre el examinador principal y el ingeniero encargado del laboratorio.

### 5.7.1. Cinemática escapular

Para estimar el movimiento tridimensional de la escápula, se utilizó el sistema de captura de movimiento óptico VICON. Este sistema consta de 8 cámaras Vicon VERO con una resolución de 2.2 Megapíxeles (2048 x 1088) y una frecuencia de captura de 100 cuadros por segundo. El software NEXUS se utilizó para la digitalización precisa de los marcadores reflectivos.

Para la colocación de marcadores reflectivos en tórax, pelvis y humeros se siguieron los siguientes relieves anatómicos recomendados por la Asociación Internacional de Biomecánica (Wu et al., 2005) y según adaptaciones del modelo Plug in Gait: Incisura yugular del esternón (en el punto más profundo de la incisura), apófisis xifoides ( el punto más caudal del esternón), C7 (apófisis espinosa de la séptima vértebra cervical), T8 (apófisis espinosa de la octava vértebra torácica), articulaciones esternoclaviculares (en el punto más ventral de la articulación), estiloides radial (el punto más caudal de la apófisis estiloides radial), estiloides cubital (el punto más caudal de la apófisis estiloides cubital), epicóndilo lateral (punto más prominente del epicóndilo lateral), espinas iliacas anterosuperiores (el punto más ventral de la espina) y las espinas iliacas posterosuperiores (punto más caudal de las espina) (Figura 1 A/B).

Se colocaron además clusters rígidos en la parte intermedia del humero mediante cintas elásticas autoadhesivas, para marcadores adicionales (Figura 1 A/B). Para capturar el movimiento escapular de manera óptima y minimizar el artefacto de movimiento de la piel, se utilizó AMC construido en el laboratorio (Figura 2A). Este cluster se ubicó en la parte posterior del acromion, donde este se encuentra con la espina de la escápula (Warner et al., 2015). Este método no invasivo, ha demostrado ser fiable y se recomienda para la adquisición de datos sobre la cinemática escapular juntamente con el movimiento de la ES (van Andel et al., 2009).

Durante el proceso de calibración estática, se utilizó un puntero diseñado específicamente en el laboratorio (Figura 2B) para definir marcadores virtuales en la escápula y establecer un sistema de referencia anatómico. Mediante la calibración funcional, se estimó el CRGH utilizando un método conocido como SCoRE (Symmetrical Center of Rotation Estimation). Para recopilar los datos necesarios, y el posterior análisis

del movimiento escapular hasta los 90°, se registró al deportista durante una elevación del miembro superior de 120° en el PE en ambos brazos simultáneamente. Se capturaron cinco repeticiones de la elevación del brazo, tomándose la media de las mismas para el movimiento escapular en cada uno de los tres planos.

Una vez obtenidos los datos de movimiento, se procesaron utilizando el modelo Plug-in Gait. Esto implicó definir los sistemas de referencia anatómicos correspondientes a cada segmento y calcular los ángulos de Euler para describir la cinemática del movimiento escapular y del tren superior en general. Estos ángulos de Euler proporcionan información sobre la orientación y rotación de las articulaciones, lo que permite analizar la biomecánica del movimiento escapular durante la elevación del miembro superior.

Los sistemas de coordenadas locales fueron establecidos para el tronco, escápula y húmero, utilizando los puntos anatómicos digitalizados y recomendados por el protocolo de la sociedad internacional de biomecánica (Wu et al., 2005). El eje-z apunta lateralmente, el eje-x anteriormente y el eje-y superiormente para el lado derecho. La orientación de los ejes para el lado izquierdo fue alterada de tal forma, que el eje-z apunte lateralmente, el eje-x posteriormente y el eje-y superiormente. Estos tres ejes definieron los planos cardinales para el tronco. El eje-y fue formado por el vector que se junta en los puntos medios entre el proceso espinoso de C7 y el manubrio del esternón y entre el proceso espinoso de T8 y la apófisis xifoidea. El eje-z fue dirigido perpendicularmente al PS y el eje-x perpendicular a los ejes z e y. Para definir los ejes de la escápula, el eje-z fue definido en el plano de la escápula, de la raíz de la espina de la escápula al ángulo acromial. El eje-x fue direccionado perpendicular al plano de la escápula y el eje-y perpendicular a los ejes x y z.

La secuencia YXZ fue usada para describir los movimientos escapulares en relación con el tronco. Las rotaciones fueron descritas en el siguiente orden: rotación interna/externa, rotación superior e inferior e inclinación posterior/anterior. La posición del húmero en relación con el tronco fue determinada utilizando la secuencia YX'Y". La primera rotación define el plano de elevación; la segunda define el ángulo de elevación humeral; y la tercera define la rotación medial/lateral.

Las medidas de fiabilidad para la valoración del movimiento escapular mediante el uso del conjunto de marcadores acromiales son los siguientes: El CCI para la valoración de la RsE es 0,79 en posición anatómica, 0,76 en 90° de elevación humeral y 0,73 en 120° de elevación humeral. Para la valoración de la ReE es 0,84 en posición anatómica, 0,65 para 90° de elevación humeral y 0,72 a 120° de elevación humeral. Para la valoración

del TpE es de 0.36 en posición anatómica, 0,30 a los 90° de elevación humeral, y 0.59 a los 120° de elevación humeral (van Andel et al., 2009).



Figura 1 - Colocación de marcadores y clusters de marcadores A. Vista Anterior B. Vista Posterior

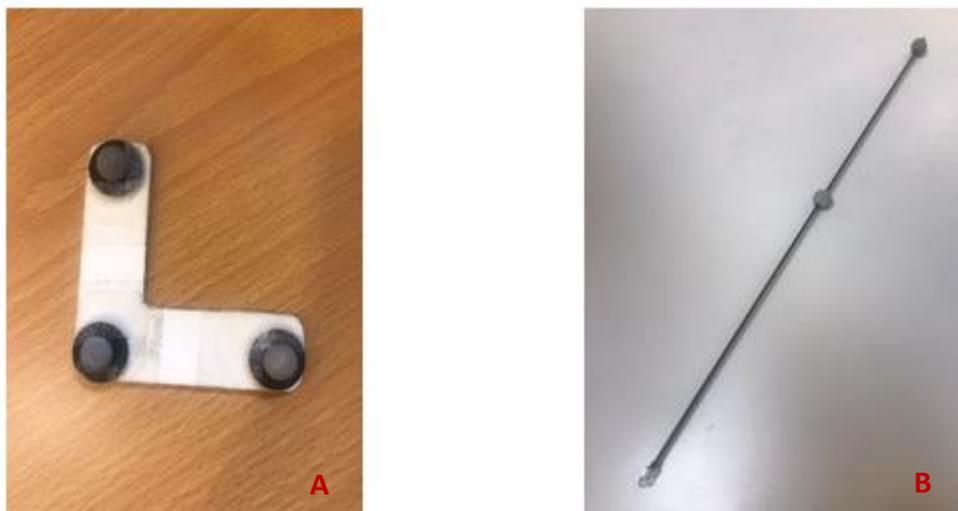


Figura 2 - A. AMC - B. Puntero para definición de marcadores virtuales

### 5.7.2. Distancia Acromiohumeral

Tras un adiestramiento específico de tres horas por un experto en ecografía de hombro, el mismo examinador llevó a cabo bilateralmente las medidas ultrasonográficas de la DAH. Se utilizó un ecógrafo con un transductor lineal con 7-12 MHz de frecuencia (modelo "SonoScape portátil" S2). Con los participantes sentados en posición erguida

(silla con respaldo) (Figura 3A), con la ES en las diferentes posiciones de ABD de hombro, posición neutra rotacional de hombro, codo en flexión de 90° y posición media de pronosupinación del antebrazo (pulgar apuntando para arriba). Se valoró la DAH en posición pasiva, controlada con ayuda de un segundo examinador a 0° (mano sobre apoyo en el regazo), 30° y 60° grados de ABD. Seguidamente se valoró la DAH en 30° y 60° de ABD activa con la misma posición de codo y antebrazo que en las valoraciones previas (Figura 3B). Para asegurar la cantidad de ABD en cada medición, se ajustó la longitud de una cincha regulable fijada a la silla y al antebrazo del participante. Se le pidió que mantuviera la cincha estirada sin traccionar en exceso de esta (Desmeules et al., 2004) (Figura 3B). Esto fue controlado inspeccionando la cantidad de presión de la cincha en los tejidos blandos del antebrazo. Durante las valoraciones se inspeccionó visualmente para asegurar que la cintura escapular no estuviera elevada. Se definió la DAH como la distancia entre la cabeza del humero y el borde inferior del acromion (Figura 4A) (Hébert et al., 2003). El control del ángulo de ABD de la GH se llevó a cabo descansando la ES sobre una cuña de madera precortada (Figura 4B) a 30/60°, apoyada sobre una mesa y regulando la altura mediante el uso de varias tablas de propiocepción Theraband para ajustarse a la altura de cada participante.

El orden de las diferentes valoraciones de la DAH no se llevó a cabo de forma aleatorizada. El orden fue siempre el mismo para todas las participantes y se tomó una única medición ecográfica para cada posición y modalidad (activa/pasiva). Se valoró en cada caso, en primer lugar, todas las mediciones en el lado derecho y posteriormente todas en el izquierdo. Se siguió el mismo orden para cada brazo, comenzando con las valoraciones en mantenimiento pasivo de las posiciones, comenzando por 0° de ABD y seguido por 30 y 60°. Terminadas las valoraciones pasivas, se prosiguió con las posiciones mantenidas activamente, primero a 30° de ABD y posteriormente a 60°.

La valoración ecográfica de la DAH ha mostrado buena fiabilidad inter e intra-evaluador en pacientes asintomáticos. Se midió hasta 60° de ABD de hombro, dado que sombras acústicas pudieran aparecer a mayores ángulos de ABD (Duerr, 2010; Mackenzie et al., 2016). El CCI es de 0.92 para la medición del DAH a 0° de ABD pasiva, 0.88 a 45° de ABD activa y 0.91 a 60° de ABD activa de hombro (Bağcier et al., 2020).



Figura 3 - Posicionamiento del sujeto y examinadores durante la valoración ecográfica de la distancia acromioclavicular. A. 30° ABD pasiva B. 60° ABD activa



Figura 4 - Valoración ecográfica DAH (elaboración propia). B. Elemento diseñado en el laboratorio para mantenimiento de la extremidad a 30 y 60° de ABD

### 5.7.3. Rango de movimiento rotacional GH

Se midieron los ROM pasivos en RI y RE GH entre dos examinadores y mediante el uso de un goniómetro tanto en hombro dominante como no dominante. Todas las mediciones fueron realizadas por el mismo examinador y el posicionamiento de la ES fue mantenido por el otro examinador para todas las participantes. No se aleatorizó el orden de las valoraciones ni el lado a valorar. En todas las participantes se valoró primero el brazo derecho y después el izquierdo, y primero el ROM en Re y posteriormente en Ri. Se midieron ambos ROM una única vez por participante, quedándose con ese valor. El participante en posición supina sobre la camilla con las rodillas flexionadas, con el hombro en 90° de ABD, rotación neutra, codo en flexión de 90° y el antebrazo en posición media de pronosupinación. La estabilización de la

escápula se llevó a cabo con una palpación delicada de la apófisis coracoides. Los ROM finales para la RI (Figura 5A) y RE (Figura 5B) se determinaron cuando se sintió una sensación capsular de final de ROM firme o se detectó movimiento escapular. Se usó una toalla o el posicionamiento consistente por parte del examinador para mantener el húmero en la posición deseada durante las mediciones. El goniómetro se colocó con el brazo fijo perpendicular a la camilla y el brazo móvil alineado con el antebrazo. El TROM rotacional GH se calculó sumando el ROM rotacional en Ri y Re para cada extremidad. Se calculó el GIRD con la diferencia en el ROM en RI entre el hombro no dominante y dominante. Las mediciones goniométricas se consideran adecuadas para cuantificar el ROM GH con CCI desde 0.85 a 0.99 para individuos asintomáticos(Cools, Struyf, et al., 2014).

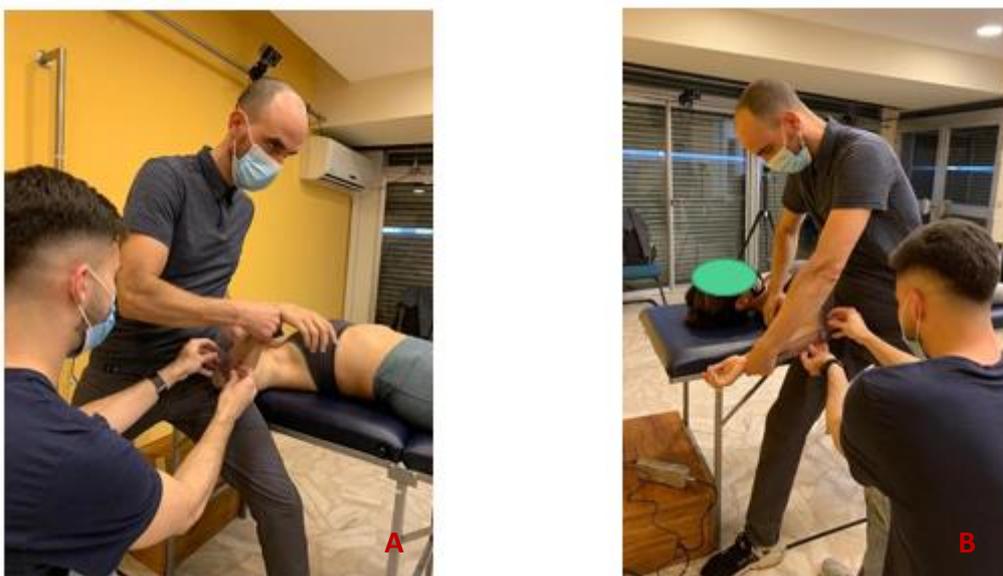


Figura 5 - Posicionamiento de sujeto y examinadores durante la valoración goniométrica del ROM rotacional GH: A. Ri B. Re

#### 5.7.4. Dinamometría isométrica rotacional GH

Tras un calentamiento estandarizado, consistente en movimientos de hombro multiplanares supervisado por los evaluadores, se comenzó la evaluación. No se aleatorizó ni por orden de las valoraciones (Re/Ri), ni por lado. Se valoró en primer lugar la fuerza isométrica en Re en el brazo derecho, seguido por la Re del brazo izquierdo, para seguidamente realizar la dinamometría en Ri en el brazo derecho y posteriormente la Ri en el brazo izquierdo. Se valoró la fuerza máxima isométrica de los rotadores externos e internos de la articulación GH tanto en el hombro dominante como no dominante usando un dinamómetro isométrico (HF-1000, M&A Instruments inc.) con una capacidad de censar hasta 1000 N y un margen de error del 0.5%. Las mediciones de todas las participantes fueron realizadas por el mismo examinador y todas las

estabilizaciones y los comandos verbales por otro. Se colocó a los sujetos sobre una camilla en decúbito supino, con la articulación glenohumeral en  $90^\circ$  de ABD y rotación neutra, el codo en  $90^\circ$  de flexión y posición intermedia de pronosupinación del antebrazo (Figura 6). Se fijó con una cincha al paciente a la camilla (para evitar el movimiento relativo) y un examinador estabilizó el húmero en la posición de partida para evitar la compensación hacia la ABD/ADD de hombro. Se fijó el dinamómetro (que estará anclado a la pared) con una faja de velcro inmediatamente por debajo de la apófisis estiloides del cúbito del brazo a evaluar. Se instruyó al paciente para que tratase de generar de forma aislada la máxima Re/Ri de hombro contra la resistencia impuesta por el dinamómetro. Se tomaron 3 mediciones, con un aumento progresivo hasta la máxima fuerza isométrica y con 5 segundos de duración cada activación, con 30" de descanso entre las mismas y con imput verbal "fuerza, fuerza, fuerza.." por parte del examinador que estabiliza el húmero durante los 5 segundos de duración de la activación. Se dio validez al valor más alto alcanzado. Mediante el uso de una cinta métrica se registró la distancia desde el punto medio de la faja de sujeción hasta el olecranon para poder calcular posteriormente el torque rotacional. Los torques máximos generados con la dinamometría isométrica fueron normalizados para la masa de cada participante, y se calculó el ratio de fuerza-torque RE:RI en cada participante en el hombro dominante y no dominante. Los resultados en relación con la fiabilidad relativa revelan que el CCI está entre 0.93 y 0.99, mostrando una excelente fiabilidad para la valoración de la fuerza rotacional isométrica GH (Cools, De Wilde, et al., 2014).



*Figura 6 - Posicionamiento del sujeto y examinadores durante la dinamometría isométrica en Ri GH.*

### 5.7.5. Valoración de la discinesia escapular dinámica

La valoración visual de la DE dinámica de todas las participantes la realizó el mismo examinador. Siempre se solicitó a las participantes que elevaran en primer lugar 5 veces en el PS (Flexión GH) y seguidamente 5 veces en el PF (ABD GH). Inicialmente se instruyó a las participantes en los movimientos que tendrían que realizar y se pidió a las participantes que usaran un TOP para permitir la observación de la parte posterior del tórax y escápulas por parte del examinador. Los participantes debían estar en bipedestación con ambos brazos a los lados del cuerpo, los codos extendidos, los hombros en posición de rotación neutra y los antebrazos en posición media de pronosupinación (pulgares hacia arriba). Con el examinador posicionado detrás de las participantes a 2-3 metros de distancia para la observación, se solicita a las participantes que simultáneamente eleven ambos brazos con los codos extendidos por encima de la cabeza, tan alto como puedan, primero 5 elevaciones bilaterales en el PS y después 5 elevaciones en el PF. Se pidió a las participantes que demoraran 3 segundos en elevar y 3 segundos en descender la extremidad (Figura 7). Se proporcionó pesas a las participantes para sostenerlas con las manos durante la ejecución de los gestos (de 1,4 kg para aquellas que pesen menos de 68,1 kg y 2,3 kg para las que pesen igual o más de 68,1 kg)(McClure et al., 2009). El movimiento escapular se clasificó como normal, DE sutil o DE obvia. McClure et al., describen DE sutil como una evidencia leve o cuestionable de anormalidad en el movimiento escapular que no está consistentemente presente. La DE obvia fue definida como una anormalidad clara, impactante y evidente en al menos 3/5 pruebas. Este sistema de graduación consigue una fiabilidad satisfactoria para uso clínico. Los hombros valorados visualmente como discinésicos muestran distintas alteraciones motrices tridimensionales, lo que apoya la validación de este sistema observación (McClure et al., 2009).



*Figura 7 - Posicionamiento del sujeto y examinador durante valoración de la DE dinámica*

### **5.8. Análisis estadístico**

Para el análisis estadístico se utilizó el programa IBM SPSS Statistics versión 29.0.0.0 (241).

Se calcularon estadísticos descriptivos (media  $\pm$  DE) para todas las variables. Se contrastó la distribución normal de las mismas mediante la prueba de Shapiro-Wilk en el caso de que el n de la variable fuera menor que 50 y la prueba de Kolgomorov-Smirnov en el caso contrario. Las variables ROM Re NoDom y Ratio Re/Ri mostraron distribución no normal, por lo que se les aplicará estadística no paramétrica. El resto de las variables mostraron distribución normal, por lo que se les aplicará estadística paramétrica. El nivel de significación fue  $p < 0.05$  para todos los análisis estadísticos.

Se realizaron pruebas ANOVA de dos vías para cada plano de movimiento escapular (RsE/RiE, RintE/ReE, TpE/TaE) durante la elevación y el descenso del brazo para verificar si existe interacción de lado (Dominante/No Dominante) y ángulo de elevación (30, 60, 90°) de la ES con efecto principal de lado. La prueba de Tukey fue utilizada para los análisis post-hoc en caso de ser necesario.

Se realizaron igualmente pruebas ANOVA de dos vías para la DAH durante el mantenimiento de las posiciones de la ES de forma pasiva y activa para verificar si existe interacción de lado (Dominante/No Dominante) y ángulo de ABD GH (30, 60°) con efecto principal de lado. De forma análoga al caso anterior, en el caso de encontrar interacción, se utilizaría la prueba post hoc de TuKey.

Para la comparación de medias de las variables DAH 0°, ROM Ri, ROM Total, TN en Ri y Re entre lado dominante y no dominante se aplicaron pruebas T para muestras dependientes. Para la comparación de medianas de las variables ROM Re y Ratio Re/Ri entre lado dominante y no dominante se aplicaron pruebas de Wilcoxon.

Posteriormente se subdividió a las 23 participantes en tres grupos en función de que su GIRD entre lado no dominante y dominante fuera igual a 0 (n=4), menor que 15° (n=9), y mayor o igual a 15° (n=10), y se describieron para ellos las variables de fuerza rotacional GH, DAH y la cinemática escapular durante la elevación y el descenso de la ES en el brazo dominante con fines descriptivos.

## 6. Resultados

### 6.1. Dominante vs No dominante

#### 6.1.1. Características de las participantes

Las características de las 23 participantes se muestran en la tabla 1. En todas las participantes menos dos, su brazo dominante era el derecho. Casi la mitad de las participantes que componen la muestra ocupa la posición de lateral dentro de la cancha, seguido por la posición de extremo que cuenta con un tercio de las participantes, distribuyéndose el resto de los participantes de forma pareja entre las tres posiciones restantes (Figura 8).



Figura 8 - Distribución de las participantes por posiciones en la cancha

## 6.1.2. Cinemática escapular

### 6.1.2.1. Rotación superior escapular

El análisis descriptivo de la valoración de la RsE se presenta en la Tabla 2 durante la elevación y en la Tabla 3 durante el descenso. No se pudieron observar diferencias en la RsE ni durante la elevación (Figura 9A) ni el descenso (Figura 9B), para cada una de las posiciones de elevación de la ES evaluadas (30, 60 90°) entre el brazo dominante y el no dominante.

La prueba de ANOVA de dos vías no mostró interacción entre brazo (dominante y no dominante) y ángulo de elevación de la ES para la RsE durante el ascenso ( $p=0.99$ ) ni durante el descenso ( $p=0.99$ ) de la ES en el PE. Tampoco se encontró efecto principal de lado entre brazo dominante y no dominante durante el ascenso ( $p=0.69$ ), ni el descenso ( $p=0.77$ ) de la ES en el PE.

**Tabla 2** - Media $\pm$  DEst, diferencia de medias e IC al 95% de la diferencia de la media para la RsE (en grados) en el brazo dominante y no dominante durante la elevación para posiciones de 30, 60, y 90° de elevación de la ES en el PE.

Posición ES	Dom	No Dom	Dif. Media (IC 95%)
30°	-1.85 $\pm$ 6.58	-2.11 $\pm$ 5.78	0.25(-3.43, 3.93)
60°	10.64 $\pm$ 6.98	-11.14 $\pm$ 6.15	0.50(-3.41, 4.41)
90°	-20.48 $\pm$ 7.80	-21.09 $\pm$ 7.46	0.61(-3.92, 5.15)

Dom: Brazo Dominante / No Dom: Brazo no Dominante / ES: Extremidad Superior

Cuanto más negativo es el valor, mayor es la RsE

**Tabla 3** - Media $\pm$  DEst, diferencia de medias e IC al 95% de la diferencia de la media para la RsE (en grados) en el brazo dominante y no dominante durante el descenso para posiciones de 30, 60, y 90° de elevación de la ES en el PE.

Posición ES	Dom	No Dom	Dif. Media (IC 95%)
90°	-20.06 $\pm$ 7.78	-20.35 $\pm$ 8.05	0.29(-4.42, 4.99)
60°	-9.18 $\pm$ 7.40	-9.49 $\pm$ 7.30	0.31(-4.05, 4.68)
30°	-0.620 $\pm$ 6.72	-1.11 $\pm$ 6.78	0.49 (-3.52, 4.50)

Dom: Brazo Dominante / No Dom: Brazo no Dominante / ES: Extremidad Superior

Cuanto más negativo es el valor, mayor es la RsE

### 6.1.2.2. Rotación externa escapular

El análisis descriptivo de la valoración de la ReE se presenta en la Tabla 4 durante la elevación y en la Tabla 5 para el descenso. No se pudieron observar diferencias en la ReE ni durante la elevación (Figura 9C) ni el descenso (Figura 9D), para cada una de las posiciones de elevación de la ES evaluadas (30, 60, 90°) entre el brazo dominante y el no dominante.

La prueba de ANOVA de dos vías no mostró interacción entre el brazo (dominante y no dominante) y ángulo de elevación de la ES para la ReE durante el ascenso ( $p=0.98$ ) ni durante el descenso ( $p=0.99$ ) de la ES en el PE. Tampoco se encontró efecto principal de lado entre brazo dominante y no dominante durante el ascenso ( $p=0.26$ ), ni el descenso ( $p=0.28$ ) de la ES en el PE.

**Tabla 4** - Media $\pm$  DEst, diferencia de medias e IC al 95% de la diferencia de la media para la ReE (en grados) en el brazo dominante y no dominante durante la elevación para posiciones de 30, 60, y 90° de elevación de la ES en el PE.

Posición	Dom	No Dom	IC 95%
<b>ES</b>			
30°	32.00 $\pm$ 6.57	31.00 $\pm$ 6.09	0.99 (-2.76, 4.76)
60°	31.62 $\pm$ 6.64	30.41 $\pm$ 6.27	1.21 (-2.64, 5.06)
90°	30.81 $\pm$ 6.53	29.30 $\pm$ 6.82	1.52 (-2.45, 5.48)

Dom: Brazo Dominante / No Dom: Brazo no Dominante / ES: Extremidad superior

Cuanto más positivo es el valor, menor es la ReE

**Tabla 5** - Media $\pm$  DEst, diferencia de medias e IC al 95% de la diferencia de la media para la ReE (en grados) en el brazo dominante y no dominante durante el descenso para posiciones de 30, 60, y 90° de elevación de la ES en el PE.

Posición	Dom	No Dom	IC 95%
<b>ES</b>			
90°	29.79 $\pm$ 6.55	28.81 $\pm$ 6.63	0.98 (-2.94, 4.90)
60°	30.81 $\pm$ 6.45	29.72 $\pm$ 5.90	1.09 (-2.58, 4.76)
30°	30.98 $\pm$ 6.16	29.64 $\pm$ 5.84	1.34 (-2.22, 4.91)

Dom: Brazo Dominante / No Dom: Brazo no Dominante / ES: Extremidad superior

Cuanto más positivo es el valor, menor es la ReE

### 6.1.2.3. Tilt posterior escapular

El análisis descriptivo de la valoración de la TpE se muestra en la Tabla 6 para la elevación y en la Tabla 7 para el descenso se presenta en la tabla 4. No se pudieron observar diferencias en la TpE ni durante la elevación (Figura 9E) ni el descenso (Figura 9F), para cada una de las posiciones de elevación de la ES evaluadas (30, 60 90°) entre el brazo dominante y el no dominante.

La prueba de ANOVA de dos vías no mostró interacción entre el brazo (dominante y no dominante) y ángulo de elevación de la ES para el TpE durante el ascenso ( $p=0.82$ ) ni durante el descenso ( $p=0.78$ ) de la ES en el PE. Tampoco se encontró efecto principal de lado entre brazo dominante y no dominante durante el ascenso ( $p=0.92$ ), ni el descenso ( $p=0.79$ ) de la ES en el PE.

**Tabla 6** - Media $\pm$  DEst, diferencia de medias e IC al 95% de la diferencia de la media para la TpEr (en grados) en el brazo dominante y no dominante durante la elevación para posiciones de 30, 60, 90° de elevación de la ES en el PE.

<b>Tilt posterior escapular – ELEVACIÓN</b>			
<b>Posición</b>	<b>Dom</b>	<b>No Dom</b>	<b>Dif. Media (IC 95%)</b>
<b>ES</b>			
<b>30°</b>	-5.61 $\pm$ 5.86	-4.95 $\pm$ 5.47	-0.66 (-4.03, 2.71)
<b>60°</b>	-0.98 $\pm$ 6.48	-0.92 $\pm$ 6.32	-0.54 (-3.85, 3.75)
<b>90°</b>	3.23 $\pm$ 7.38	2.21 $\pm$ 7.34	1.02 (-3.35, 5.39)

Dom: Brazo Dominante / No Dom: Brazo no Dominante / ES: Extremidad superior

Cuanto más positivo es el valor, mayor es el TpE

**Tabla 7** - Media $\pm$  DEst, diferencia de medias e IC al 95% de la diferencia de la media para la TpE (en grados) en el brazo dominante y no dominante durante el descenso para posiciones de 30, 60, 90° de elevación de la ES en el PE.

<b>Tilt posterior escapular – DESCENSO</b>			
<b>Posición</b>	<b>Dom</b>	<b>No Dom</b>	<b>Dif. Media (IC 95%)</b>
<b>ES</b>			
<b>90°</b>	2.32 $\pm$ 7.29	1.03 $\pm$ 7.19	1.29 (-3.01, 5.60)
<b>60°</b>	-2.65 $\pm$ 6.52	-2.81 $\pm$ 6.15	1.52 (-3.62, 3.92)
<b>30°</b>	-6.55 $\pm$ 5.95	-5.96 $\pm$ 5.71	-0.59 (-4.06, 2.87)

Dom: Brazo Dominante / No Dom: Brazo no Dominante / ES: Extremidad superior

Cuanto más positivo es el valor, mayor es el TpE

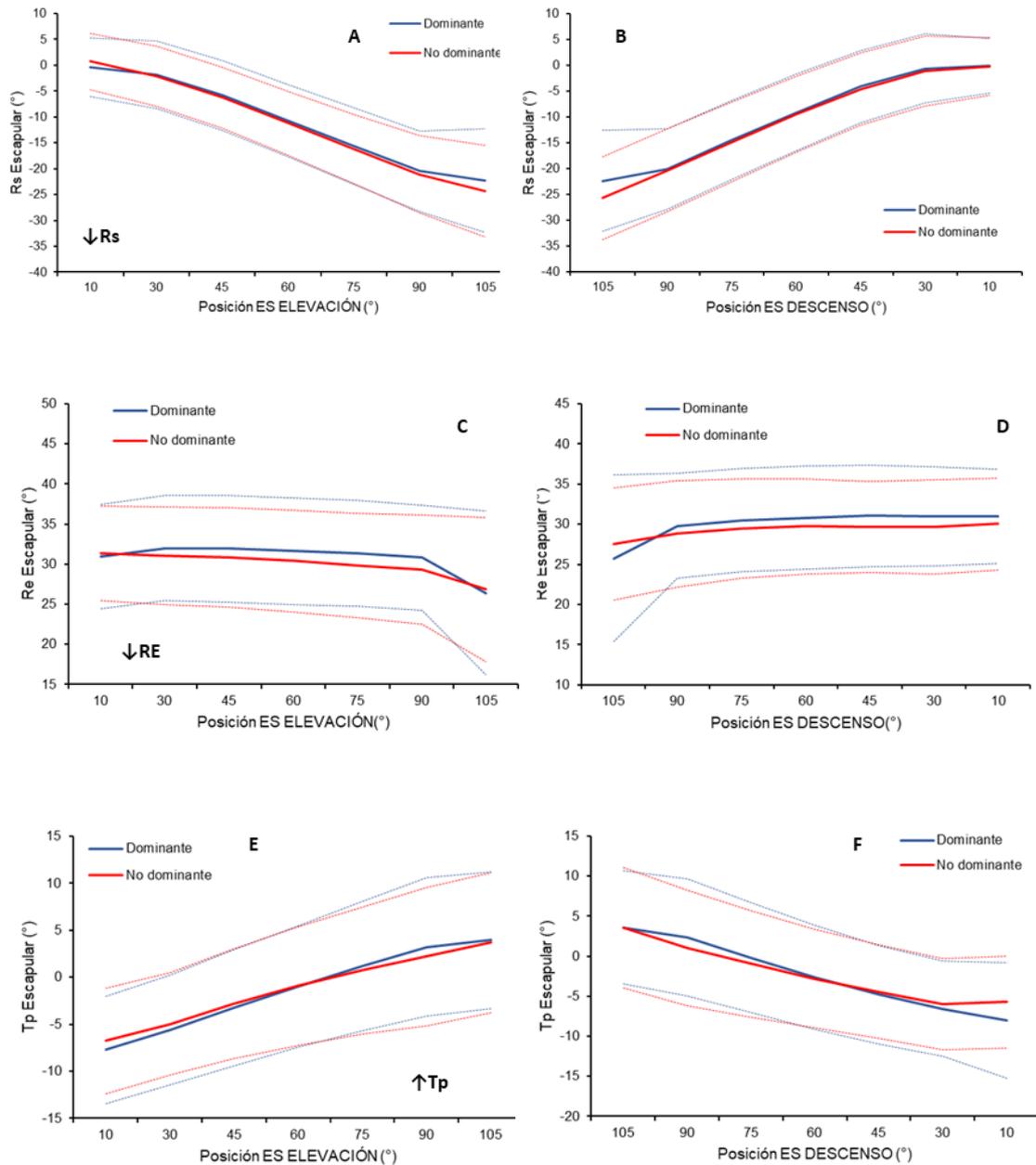


Figura 9 - Curvas de la cinemática escapular para brazo dominante (azul) y no dominante (rojo). Las rotaciones escapulares durante el movimiento del brazo en el PE son; RsE durante la fase de elevación (A) y descenso (B), ReE durante la fase de elevación (C) y descenso (D), TpE durante la fase de elevación (E) y descenso (F). Las líneas discontinuas se corresponden con  $\pm DE$ .

### 6.1.3. Distancia Acromiohumeral

El análisis descriptivo de la valoración de la DAH se presenta en la Tabla 8. Para la comparación de medias de la DAH a 0° de ABD de posicionamiento de la ES, se realizó

una prueba T para muestras dependientes no habiendo diferencias estadísticamente significativas para esta variable entre brazo dominante y no dominante ( $p=0.236$ ).

La prueba ANOVA de dos vías no mostró interacción entre la DAH, brazo dominante y no dominante y el ángulo de ABD GH (30, 60°) pasivo durante la evaluación ecográfica ( $p=0.949$ ). Tampoco se encontró efecto principal de lado entre dominante y no dominante en la DAH ( $p=0.235$ ).

La prueba ANOVA de dos vías no mostró interacción entre DAH, brazo dominante y no dominante y el ángulo de ABD GH (30, 60°) activo durante la valoración ecográfica ( $p=0.816$ ). Tampoco se encontró efecto principal de lado entre dominante y no dominante en la DAH ( $p=0.110$ ).

**Tabla 8** - Media $\pm$  DEst, diferencia de medias e IC al 95% de la diferencia de la media para la DAH en 0° de ABD GH pasiva y en 30 y 60° de ABD pasiva y activa para el brazo dominante y no dominante.

Distancia Acromio-Humeral (mm)			
Posición ES	Dom	No Dom	Dif. Meias (IC 95%)
0° Pasivo	5.8 $\pm$ 1.1	5.5 $\pm$ 0.8	0.25 (-0.32, 0.81)
30° Pasivo	5.6 $\pm$ 0.7	5.3 $\pm$ 0.9	0.26 (-0.24, 0.76)
60° Pasivo	4.9 $\pm$ 1.1	4.7 $\pm$ 1.1	0.23 (-0.42, 0.88)
30° Activo	5.4 $\pm$ 1.1	5.1 $\pm$ 1.0	0.32 (-0.32, 0.96)
60° Activo	4.9 $\pm$ 1.1	4.5 $\pm$ 1.2	0.43 (-0.25, 1.11)

Dom: Brazo Dominante / No Dom: Brazo no Dominante / ES: Extremidad superior

#### 6.1.4. Rango de movimiento rotacional GH

El análisis descriptivo de la valoración de ROM Rotacional bilateral se presenta en la tabla 8. Se observó que, de las 23 participantes, 19 (82.6%) presentó GIRD en el brazo dominante respecto al no dominante y las cuatro restantes (17.39%) no presentaron diferencia entre el ROM en Ri del brazo dominante y el no dominante. El 26.31% de las participantes con GIRD en el brazo dominante, presentaron un GIRD  $\geq 20^\circ$ . Otro 26.31% presentó un GIRD de  $15^\circ$  y el 47.36% restante presentó un GIRD que oscila entre  $5^\circ$  y  $10^\circ$ .

En relación con el ROM en Re, 22 (95.65%) de las 23 participantes presentaron un ERG en el brazo dominante respecto al no dominante. El ERG del 59.09% de estas

participantes rondaba entre 5-15° y para el 40.90% restante osciló entre 20-30°. La participante restante no solo no mostró aumento, sino que presentó un déficit de ROM en Re en el brazo dominante respecto al no dominante.

En referencia al TROM, 7 de las 23 participante (30.43%) presentó una disminución de este en el brazo dominante respecto al no dominante, 5 (21.74%) no presenta diferencia entre el brazo dominante y no dominante. El 47.83% (n=11) restante presentó un TROM aumentado en el brazo dominante respecto brazo contralateral.

En 5(21.74%) participantes, coexistió un GIRD con una disminución del TROM. Una participante con el GIRD de 25°, presentó una disminución del TROM de 5°. Análogamente, dos de las participantes que ostentaban un GIRD de 20° presentaron una disminución del TROM de 10° en el brazo dominante respecto al no dominante. Una de las participantes mostró un GIRD de 15° y una disminución del TROM de 10° en el brazo dominante respecto al no dominante. Otra participante presentó un GIRD de 10° juntamente con una disminución de 5° de TROM.

Se aplicó una prueba de Wilcoxon para muestras pareadas y se observó que la media en la variable ROM Re es mayor en el brazo dominante respecto al no dominante con significación estadística ( $p < 0.001$ ).

Se aplicó una prueba T y se observó que la media de ROM Ri es menor en el brazo dominante respecto al no dominante con significación estadística ( $p < 0.001$ ).

La media de TROM es ligeramente superior en el brazo dominante respecto al no dominante. Se aplicó una prueba T para muestras pareadas para comparar las medias de dicha variable entre ambos brazos, no siendo la diferencia entre ambos estadísticamente significativa ( $p = 0.226$ ).

**Tabla 9** - Media $\pm$  DEst, diferencia de medias e IC al 95% de la diferencia de la media para los ROM rotacionales GH (en grados) en Re, Ri y el TROM para brazo dominante y no dominante.

<b>Rango de Movimiento GH Rotacional (en grados)</b>			
	<b>Dom</b>	<b>No Dom</b>	<b>IC 95%</b>
<b>Re</b>	110.43 $\pm$ 11.96	97.61 $\pm$ 10.75	12.82 (6.07, 19.58)
<b>Ri</b>	39.13 $\pm$ 10.30	50.22 $\pm$ 11.92	-11.09 (-17.70, -4.47)
<b>Total</b>	149.56 $\pm$ 13.48	147.39 $\pm$ 11.66	2.17 (-5.32, 9.66)

Dom: Brazo Dominante / No Dom: Brazo no Dominante

### 6.1.5. Torque Normalizado rotacional y Ratio Re/Ri GH

El análisis descriptivo de la valoración de TN y Ratio Re/Ri GH se presenta en la Tabla 10.

Se realizó una prueba T y se observó que la media de TN en Re es mayor en el brazo dominante que el no dominante con significación estadística ( $p=0.002$ ).

No se observó diferencia en el TN en Ri entre el brazo dominante y el no dominante. Se realizó una prueba T para muestras pareadas para la comparación de medias entre ambos brazos, no existiendo diferencia estadísticamente significativa ( $p=0.305$ ).

Igualmente, no se observó diferencia en el Ratio Re/Ri entre el brazo dominante y el no dominante. Se realizó una prueba de Wilcoxon para muestras pareadas, no encontrando diferencias estadísticamente significativas entre ambos brazos ( $p=0.224$ ).

**Tabla 10** - Media $\pm$  DEst, diferencia de medias e IC al 95% de la diferencia de la media para los TN en Ri y Re (en Nm/kg) y el Ratio entre el TN Re/TN Ri para el brazo dominante y no dominante.

Torque Normalizado y Ratio Rotacional GH (en Nm/Kg)			
	Dom	No Dom	IC 95%
<b>TN Re</b>	0.39 $\pm$ 0.075	0.35 $\pm$ 0.076	0.36 (-0.008, 0.81)
<b>TN Ri</b>	0.34 $\pm$ 0.078	0.33 $\pm$ 0.071	0.12 (-0.032, 0.56)
<b>Ratio</b>	1.16 $\pm$ 0.29	1.08 $\pm$ 0.25	0.82 (-0.08, 0.244)

Dom: Brazo Dominante / No Dom: Brazo no Dominante

### 6.2. División del grupo en función del déficit de Ri GH

Inicialmente se dividió al grupo de 23 deportistas en función de que presentaran o no GIRD entre brazo no dominante y dominante, siendo 4 participantes (17.4%) las que no lo presentaban ( $GIRD=0$ ) y 19 (82.6%) que sí que lo presentaban. El grupo de las participantes que presentaban GIRD se dividió a su vez en función de que este fuera menor de  $15^\circ$  ( $GIRD < 15^\circ$ ) ( $n=9/ 47,4\%$ ), o que fuera mayor o igual que  $15^\circ$  ( $GIRD \geq 15$ ) ( $n=10/ 52.6\%$ ), quedándonos así con 3 grupos para el análisis descriptivo, uno con las participantes que presentan  $GIRD=0$ , otro con las que presentan  $GIRD < 15^\circ$  y otro con las que tienen un  $GIRD \geq 15^\circ$ . El análisis descriptivo de las variables peso, altura, IMC, edad, años de práctica y volumen de entrenamiento de estos tres grupos se presenta en la Tabla 11, no aparentando existir grandes diferencias en dichas características

entre ellos, a excepción de los años de práctica federada, en la que el grupo  $GIRD=0$ , mostraba una media menor que los grupos que si presentaban GIRD.

En relación con la dominancia, una de las cuatro (25%) deportistas perteneciente al grupo  $GIRD=0$  tiene dominancia izquierda, una (11.1%) de las participantes pertenecientes al grupo que presentaba un  $GIRD<15^\circ$  tenía como brazo dominante el izquierdo, mientras que en el grupo que presentaba un  $GIRD\geq 15^\circ$  no había ninguna deportista con dominancia izquierda.

Seis (66.6%) de las participantes del grupo que mostraron un  $GIRD<15^\circ$ , tenían un GIRD de  $10^\circ$ , y las tres restantes (23.77 %) un GIRD de  $5^\circ$ .

En el grupo formado por las participantes que presentaban un  $GIRD\geq 15^\circ$ , cinco (50 %) de las diez mostraron un GIRD de  $15^\circ$ , cuatro (40 %) mostraron un GIRD de  $20^\circ$  y una (10 %) de las participantes mostró un GIRD de  $25^\circ$ .

### **6.2.1. Características de las participantes**

En relación con la posición en la cancha, en los tres grupos coincidió que la posición de lateral es la que muestra mayor porcentaje de jugadoras, y la posición de extremo ostentó el segundo lugar en los grupos que presentaban un  $GIRD<15^\circ$  y  $GIRD\geq 15^\circ$ . En el grupo con  $GIRD=0$ , la mitad de las jugadoras se desempeña en la posición de lateral y la otra mitad se distribuye equitativamente entre las posiciones de golera y de extremo, no habiendo ningún pivote ni ninguna central entre las componentes de este grupo (Figura 10A). En el grupo con  $GIRD<15^\circ$  la posición de pivote ostentaba la segunda posición juntamente con la de extremo y el resto de las jugadoras se distribuyó de forma equitativa entre las posiciones de golera y central (Figura 10B). En el grupo con  $GIRD\geq 15^\circ$ , el 20% de las jugadoras que no se desempeñan como lateral y extremo se distribuyen equitativamente en las posiciones de pivote y central, no habiendo ninguna jugadora que ocupe la posición de golera en este grupo (Figura 10C).

Con respecto a la DE durante la valoración visual, todas las participantes de la muestra presentaron discinesia escapular en su brazo dominante. Las deportistas del grupo con  $GIRD\geq 15^\circ$ , mostraron una distribución equitativa entre la DE sutil y obvia (Figura 13C). Las participantes de los grupos con  $GIRD=0$  y con  $GIRD<15^\circ$ , mostraron una distribución inversa entre DE sutil y obvia. En el grupo con  $GIRD=0$ , hubo tres cuartas partes de las deportistas que presentaron DE sutil, y el resto obvia (Figura 11A). Por el contrario, en el grupo con  $GIRD<15^\circ$ , poco más de tres cuartas partes de las participantes mostró DE obvia y el resto sutil (Figura 13B).

**Tabla 11** – Datos descriptivos de los grupos. Valores de la Media  $\pm$  DEst para las variables peso, altura, IMC, edad, años de práctica y volumen de entrenamiento de los grupos formados por las participantes con GIRD=0, GIRD<15° y GIRD $\geq$ 15°.

	<b>GIRD=0° (n=4)</b> <b>[3D/1Z]</b>	<b>GIRD&lt;15° (n=9)</b> <b>[8D/1Z]</b>	<b>GIRD<math>\geq</math>15°</b> <b>(n=10)</b> <b>[10D/0Z]</b>
	<b>Media<math>\pm</math> DE</b>	<b>Media<math>\pm</math> DE</b>	<b>Media<math>\pm</math> DE</b>
<b>Peso (Kg)</b>	64 $\pm$ 2.3	66.7 $\pm$ 9.0	62.5 $\pm$ 11.4
<b>Altura (cm)</b>	167.5 $\pm$ 2.4	165 $\pm$ 6.6	166.0 $\pm$ 7.9
<b>IMC (Kg/m<sup>2</sup>)</b>	22.8 $\pm$ 1.4	24.4 $\pm$ 2.2	22.5 $\pm$ 2.5
<b>Edad (años)</b>	20.5 $\pm$ 1.3	23 $\pm$ 5.3	21.7 $\pm$ 4.2
<b>Años práctica federada</b>	8.5 $\pm$ 1.3	10.3 $\pm$ 3.5	9.7 $\pm$ 4.2
<b>Vol. Entrenamiento (h/sem)</b>	6.5 $\pm$ 1.5	6.2 $\pm$ 1.4	6.4 $\pm$ 2.3

D: Diestra/ Z: Zurdas

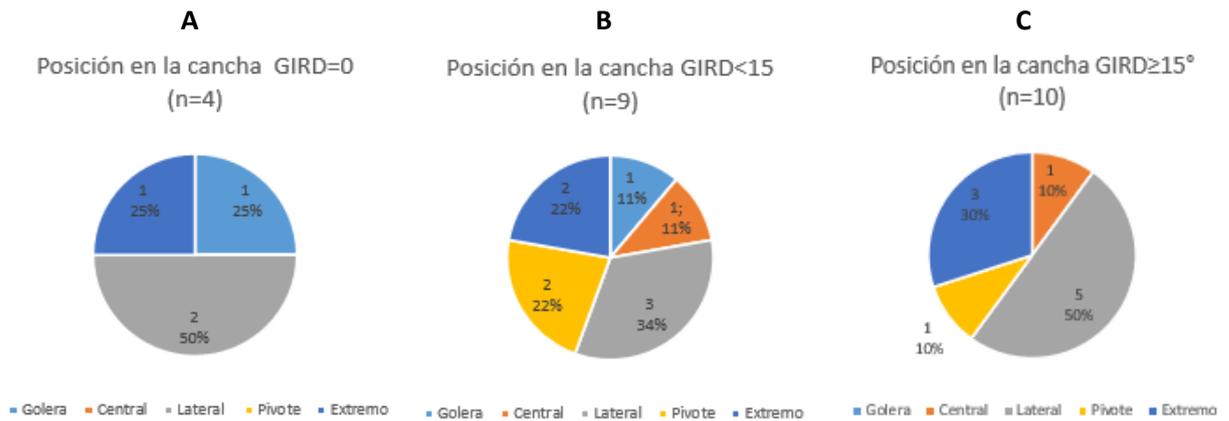


Figura 10 - Distribución de las participantes por posiciones en la cancha. A. Grupo de participantes que mostraron un GIRD=15°. B. Grupo de participantes que mostraron un GIRD<15°. C. Grupo de participantes con GIRD≥ 15°.

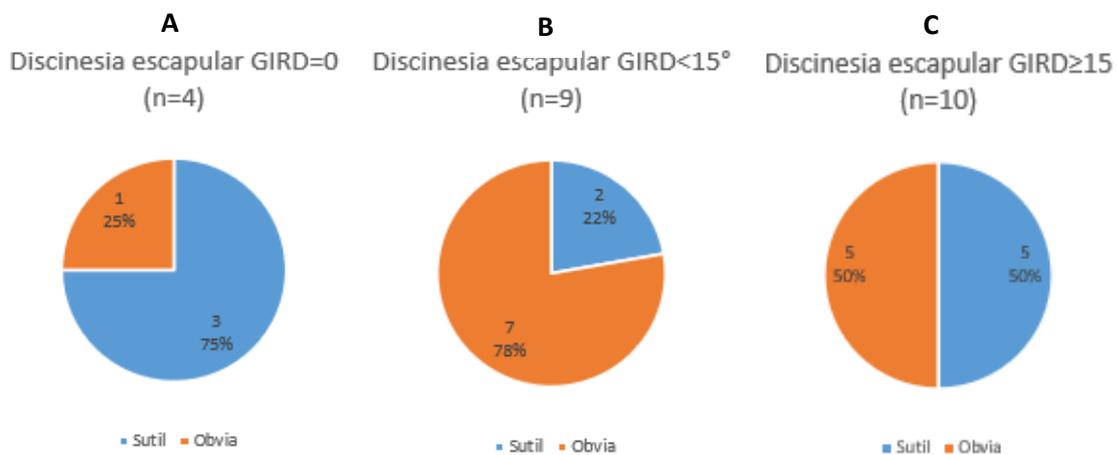


Figura 11 - Distribución de las participantes en función de su valoración visual de la DE. A. Grupo de participantes que mostraron un GIRD=15°. B. Grupo de participantes que mostraron un GIRD<15°. C. Grupo de participantes con GIRD≥ 15.

## 6.2.2. Cinemática escapular

### 6.2.2.1. Rotación superior escapular

El análisis descriptivo de la variable RsE del hombro dominante para las posiciones de elevación de la ES para los grupos conformados por las participantes que mostraron un GIRD=0, GIRD<15° y GIRD≥15°, se muestran en la Tabla 12 durante la elevación y en la Tabla 13 durante el descenso del brazo en PE.

En la Figura 12A se pudo observar, que el grupo que mostró un GIRD=0, se mantuvo con menor RsE con respecto a los otros dos grupos durante toda la elevación del brazo dominante en el PE. El grupo que presentó un GIRD≥15° en cambio, mostró mayor RsE durante toda la elevación del brazo dominante respecto a los otros dos grupos. Se debe remarcar, como se comentó anteriormente, que el grupo con GIRD=0, partió de los 30° de escapación de brazo, con menor RsE que el resto de los grupos, siendo este, el único

de los tres grupos, que en esa posición presentó una escapula en una posición de leve RiE (0.73°). Se observó además una diferencia de 4.6° de RsE a favor del grupo con  $GIRD \geq 15^\circ$  respecto al grupo con  $GIRD = 0$  en la posición de 30° de escapación del brazo y de 3.11° respecto al grupo con  $GIRD < 15^\circ$ . En la posición de 90°, la diferencia en favor del grupo con  $GIRD \geq 15^\circ$  respecto al grupo con  $GIRD = 0^\circ$  es de 4.96° de RsE y de 1.15° con respecto al grupo con  $GIRD < 15^\circ$  durante la elevación.

Las tres curvas de cinemática escapular en el plano frontal durante la elevación del brazo muestran pendientes de aumento de la RsE similares, a pesar de que el grupo que mayor variación en la RsE mostró entre los 30 y 90° de escapación, fue el grupo con  $GIRD \geq 15^\circ$ , con un aumento total medio de RsE de 19.68° (Tabla 12/Figura 12A). El grupo que menos RsE mostró durante la elevación del brazo entre estas dos posiciones, fue el grupo con  $GIRD = 0$ , que presentó una RsE media total de 14.72°, casi 5° menos que el grupo anterior. El grupo con  $GIRD < 15^\circ$ , se aproximó más al grupo con  $GIRD \geq 15^\circ$  en la RsE total, mostrando 18.53° de aumento de RsE (Tabla 14).

Las proporciones en que estos tres grupos ganan grados de RsE durante la elevación del brazo entre las tres posiciones evaluadas fue bastante similar, siendo el aporte menor en los tres casos al pasar de 30 a 60° que de 60 a 90°. El que más difirió respecto a los otros dos es el grupo con  $GIRD \geq 15^\circ$  que aumento el 46% al transitar de 30-60° y el 54% de 60-90°, aproximándose los otros dos grupos de forma más notable a una distribución proporcional (50%-50%) entre las dos fases de elevación valoradas.

Contrastando el comportamiento de los tres grupos en relación a la RsE respecto al comportamiento que mostró en este PF el brazo dominante del grupo completo previo a la separación en función del GIRD, vimos que durante la elevación del brazo, se comportó de forma similar al grupo con  $GIRD < 15^\circ$ , tanto en las tres posiciones de elevación valoradas (30, 60 y 90°), como en la variación total de RsE entre 30 y 90°, siendo esta de 18.63°, estando a su vez más próxima al grupo con  $GIRD \geq 15^\circ$ , que al grupo con  $GIRD = 0$  (Tabla 2/Tabla 12). El comportamiento del grupo completo en relación con la proporción de aumento de RsE entre 30-60° y 60-90°, es más parecido al grupo con  $GIRD \geq 15^\circ$  dado que gana un 47% de los grados entre 30 y 60° dejando el 53% restante para la transición de 60 a 90° (Tabla 2).

De forma similar a lo sucedido durante la elevación del brazo en el plano escapular, durante el descenso, el grupo con  $GIRD = 0$ , mostró menor RsE que los otros dos grupos en las tres posiciones valoradas (30, 60, 90°). El grupo con  $GIRD \geq 15^\circ$ , mostró en cambio la mayor RsE en las tres posiciones valoradas durante el descenso del brazo. Si observamos la variación total entre 90 y 30° durante el descenso, los tres grupos

mostraron una disminución total de la RsE bastante pareja, siendo la del grupo con  $GIRD \geq 15^\circ$  la mayor variación de las tres ( $20.25^\circ$ ), seguido por el grupo con  $GIRD=0$  ( $19.06^\circ$ ) y por último el grupo con  $GIRD < 15^\circ$  con  $18.71^\circ$ . Se debe resaltar que, a diferencia de la elevación, en la posición del brazo de  $30^\circ$  de escapación durante el descenso, hubo dos de los tres grupos, que mostraron RiE en dicha posición, siendo más notable en el grupo con  $GIRD=0$  ( $3.28^\circ$ ) y menos apreciable en el grupo de  $GIRD < 15^\circ$  ( $0.48^\circ$ ). Se dio, de esta forma, una diferencia de  $6.45^\circ$  de RsE a favor del grupo con  $GIRD \geq 15^\circ$  respecto al grupo con  $GIRD=0$ , y de  $3.65^\circ$  respecto al grupo con  $GIRD < 15^\circ$  en la posición de  $30^\circ$  de escapación del brazo. En la posición de  $90^\circ$ , durante el mismo movimiento, se dio una diferencia de  $7.64^\circ$  a favor del grupo con  $GIRD \geq 15^\circ$  respecto al grupo con  $GIRD=0^\circ$  (diferencia muy similar a la que mostraron ambos grupos en la misma posición durante la elevación del brazo en el PE) y de  $1.54^\circ$  respecto al grupo con  $GIRD < 15$  (Tabla 13/Figura 12B).

Al observar la manera en la que cada grupo pierde grados de RsE durante el descenso entre las tres posiciones valoradas, lo primero que llamó la atención fue, que en los tres grupos aumentó la proporción de grados perdidos entre  $90$  y  $60^\circ$ , con respecto al mismo tramo durante la elevación. El grupo con  $GIRD=0$  pierde el  $58.3\%$  entre  $90$  y  $60^\circ$  (dejando el  $41.7\%$  para el tránsito de  $60-30^\circ$ ), seguido por el grupo con  $GIRD < 15^\circ$ , que pierde el  $56.6\%$  entre  $90$  y  $60^\circ$  ( $43.4\%$  entre  $60-30^\circ$ ) y finalmente por el grupo con  $GIRD \geq 15^\circ$  que pierde el  $54.6\%$  de los grados entre  $90$  y  $60^\circ$  (dejó el  $45.4\%$  para el paso entre  $60-30^\circ$ ) (Tabla 13).

Fue reseñable también, que el grupo con  $GIRD \geq 15^\circ$ , mostró un comportamiento casi completamente simétrico en cada uno de los ángulos valorados ( $30$ ,  $60$ ,  $90^\circ$ ), tanto durante la elevación como el descenso, mostrando Rs levemente menores durante el descenso respecto a la elevación en cada una de las posiciones. El comportamiento del grupo con  $GIRD=0$  durante el descenso es bastante similar a su comportamiento durante el ascenso, en las posiciones de  $60$  y  $90^\circ$ , a pesar de observarse una diferencia notable en la posición de  $30^\circ$  ( $2.55^\circ$  más de RiE durante el descenso que durante la elevación), lo que pareció influir en que la disminución total de la RsE durante el descenso fuera bastante más notable que el aumento que mostró este grupo durante la elevación, con una diferencia de casi  $5^\circ$  de Rs entre ambos movimientos (Tabla 12/Tabla 13).

Contrastando el comportamiento del brazo dominante del grupo completo previo a la división en función del GIRD, se pudo observar que, durante el descenso en las tres posiciones del brazo valoradas, este grupo se posicionó casi de forma equidistante entre los grupos con  $GIRD < 15^\circ$  y con  $GIRD \geq 15$ . La disminución total de RsE es bastante

pareja entre el grupo completo previo a la división en función del GIRD y los tres grupos una vez hecha la división, dado que los cuatro grupos mostraron una disminución aproximada de 20° de RsE (Tabla 3/Tabla 13). En relación con la proporción de pérdida de grados de este grupo entre las diferentes fases del descenso, se comporta de forma similar a los tres grupos, dado que la proporción de pérdida es mayor en la primera fase del descenso (90-60°) con respecto a la segunda (60-30°). Se aproximó más al grupo con GIRD<15, dado que casi de forma idéntica a este, pierde el 56% entre 90 y 60°, y el 44% entre 60 y 30°.

**Tabla 12** - Media± DEst para la RsE (en grados) en el grupo que presenta un GIRD=0, GIRD menor a 15° y un GIRD mayor o igual a 15°, durante la elevación para posiciones de 30, 60, y 90° de elevación de la ES en el PE.

<b>Rotación Superior escapular -ELEVACIÓN</b>						
Posición ES	GIRD=0 (n=4)	IC 95%	GIRD < 15 (n=9)	IC 95%	GIRD ≥ 15 (n=10)	IC 95%
30°	0.73±8.19	(-12.30, 13.76)	-0.76±4.13	(-3.93, 2.41)	-3.87 ± 7.72	(-9.39, 1.65)
60°	-6.65±9.98	(-22.53, 9.23)	-9.85±3.71	(-12.70, -7.00)	-12.94 ± 7.75	(-18.48, -7.40)
90°	-15.48±12.56	(-35.46, 4.50)	-19.29±4.39	(-22.66, -15.92)	-23.55 ± 7.49	(-28.91, -18.19)

ES: Extremidad superior

Cuanto más negativo es el valor, mayor es la RsE

**Tabla 13** - Media± DEst para la RsE (en grados) en el grupo que presenta un GIRD=0, GIRD menor a 15° y un GIRD mayor o igual a 15°, durante el descenso para posiciones de 30, 60, y 90° de elevación de la ES en el PE.

<b>Rotación Superior escapular -DESCENSO</b>						
Posición ES	GIRD=0 (n=4)	IC 95%	GIRD < 15 (n=9)	IC 95%	GIRD ≥ 15 (n=10)	IC 95%
90°	-15.78±10.84	(-33.03, 1.47)	-18.23±4.73	(-21.87, -14.59)	-23.42± 8.07	(-29.19, -17.65)
60°	-4.66±8.76	(-18.60, 9.28)	-7.65±4.59	(-11.18, -4.12)	-12.35 ± 8.18	(-18.20, -6.50)
30°	3.28±5.85	(-6.03, 12.59)	0.48±4.44	(-2.93, 3.98)	-3.17 ± 8.13	(-8.99, 2.65)

ES: Extremidad superior

Cuanto más negativo es el valor, mayor es la RsE

### 6.2.2.2. Rotación externa escapular

El análisis descriptivo de la variable ReE del hombro dominante para las posiciones de elevación de la ES para los grupos conformados por las participantes que mostraron un  $GIRD=0$ ,  $GIRD<15^\circ$  y  $GIRD\geq 15^\circ$ , se muestran en la Tabla 14 durante la elevación y en la Tabla 15 durante el descenso del brazo en PE.

En relación con la cinemática escapular en el PT, como se puede observar en la Tabla 16, el grupo conformado por las participantes con un  $GIRD<15^\circ$ , fue el que mostró una RintE mayor en la posición de  $30^\circ$  en el brazo dominante durante la elevación de la ES en el PE. En las posiciones de  $60^\circ$  y  $90^\circ$ , siguió siendo el mismo grupo el que presentó mayor RintE respecto a los otros dos. Se observó una diferencia notable en el comportamiento del grupo con  $GIRD=0$  respecto a los otros dos grupos durante la elevación del brazo en el plano escapular, y es que en este grupo aumentó la RintE en lugar de disminuir como ocurrió en los otros dos. Entre los grupos con  $GIRD<15^\circ$  y  $GIRD\geq 15^\circ$ , el que mayor ReE total mostró durante la transición de  $30^\circ$  a  $90^\circ$ , fue el grupo con  $GIRD\geq 15^\circ$ , con  $2.45^\circ$  de ReE, contra  $0.93^\circ$  que se dio en el otro grupo. A pesar de la diferencia en la forma que pierden RintE estos dos grupos, es siempre el grupo con  $GIRD\geq 15^\circ$  el que mostró RintE mayores en todo momento durante la elevación del brazo. Paradójicamente, el grupo con  $GIRD=0$ , termina a  $90^\circ$  de elevación con una RintE mayor de la que mostró a  $30^\circ$  el grupo con  $GIRD\geq 15^\circ$  (Tabla 14/Figura 12C).

Si se contrasta el comportamiento de la cinemática escapular de los tres grupos con la del grupo completo previo a la división en función del GIRD, el grupo que menos parecido se comportó es el que mostro  $GIRD=0^\circ$  dado que, como se comentó, su RintE aumentó al elevar la extremidad, en contra del grupo completo, en el que la escápula rota externamente durante la elevación de la ES. Los otros dos grupos mostraron un comportamiento cinemático similar al brazo dominante del grupo completo en este plano, a pesar de que el grupo con  $GIRD<15^\circ$  mostró una ReE total menor al pasar de  $30^\circ$  a  $90^\circ$ , y el grupo con  $GIRD\geq 15^\circ$  una ReE total de  $1.23^\circ$  mayor que el grupo completo previo a la separación (Tabla 4/Tabla 14).

En relación con la cinemática escapular en el PT durante el descenso del brazo, se pudo observar que el grupo que mostró menor ReE en la posición más elevada de las tres evaluadas ( $90^\circ$  elevación en el plano escapular), fue el grupo con  $GIRD<15^\circ$ , seguido por el grupo con  $GIRD=0$ , y finalmente por el grupo con  $GIRD\geq 15^\circ$ . Los dos primeros grupos, mostraron una RintE mayor en la posición de  $90^\circ$  que el grupo con  $GIRD\geq 15^\circ$  en la posición de  $30^\circ$  (posición más baja evaluada) (Tabla 15/Figura 12D).

Es reseñable, que tanto el grupo con GIRD=0 como el que presentó GIRD<15°, mostraron el pico máximo de RintE en el punto intermedio del descenso (60°), lo que implica que, en ambos grupos, la escápula rotó internamente al pasar de 90 a 60° y rotó externamente al bajar de 60 a 30°, a diferencia del grupo con GIRD≥15°, en el que se pierde progresivamente ReE desde los 90 a los 30°. El grupo con GIRD=0, mostró los mismos grados de RintE en 90 y en 30° durante el descenso, no ocurriendo lo mismo en el grupo con GIRD<15°, que a pesar de mostrar el pico de RintE en 30°, mostró un aumento total de RintE entre los 90 y los 30° (0.39°). La variación total de RintE en el grupo con GIRD≥15° fue de 2.4° de incremento (Tabla 15).

Al contrastar el comportamiento cinemático de los tres grupos respecto al comportamiento del grupo previo a la división en función del GIRD, se pudo observar que el único que se comportó de forma similar a este durante el descenso, es el grupo con GIRD≥15°, dado que aumenta su RintE de forma progresiva a medida que desciende el brazo en el PE desde 90° a 30°, a pesar de que rota internamente el doble de grados que el grupo completo durante el descenso (1.2° vs 2.4°) (Tabla 15/Tabla 5).

**Tabla 14** - Media± DEst para la ReE (en grados) en el grupo que presenta un GIRD=0, GIRD menor a 15° y un GIRD mayor o igual a 15°, durante la elevación para posiciones de 30, 60, y 90° de elevación de la ES en el PE.

Rotación Externa escapular -ELEVACIÓN						
Posición ES	GIRD=0 (n=4)	IC 95%	GIRD < 15 (n=9)	IC 95%	GIRD ≥ 15 (n=10)	IC 95%
30°	30.46±4.58	(23.17, 37.75)	33.02±7.17	(27.51, 38.53)	31.71 ± 7.12	(26.62, 36.80)
60°	31.04±3.75	(25.07, 37.01)	32.43±7.11	(26.96, 37.90)	31.13 ± 7.55	(25.73, 36.53)
90°	31.81±2.93	(27.15, 36.47)	32.09±7.95	(25.98, 38.20)	29.26 ± 6.35	(24.72, 33.80)

ES: Extremidad superior

Cuanto más positivo es el valor, menor es la ReE

**Tabla 15** - Media± DEst para la ReE (en grados) en el grupo que presenta un GIRD=0, GIRD menor a 15° y un GIRD mayor o igual a 15°, durante el descenso para posiciones de 30, 60, y 90° de elevación de la ES en el PE.

### Rotación Externa escapular -DESCENSO

Posición ES	GIRD=0 (n=4)	IC 95%	GIRD < 15 (n=9)	IC 95%	GIRD ≥ 15 (n=10)	IC 95%
90°	30.67±3.96	(24.37, 36.97)	31.74±7.83	(25.72, 37.76)	27.67 ± 6.01	(23.37, 31.97)
60°	30.92±4.38	(23.95, 37.89)	32.39±7.49	(26.63, 38.15)	29.34 ± 6.36	(24.84, 33.94)
30°	30.67±4.06	(24.21, 37.13)	32.13±6.97	(26.77, 37.49)	30.07 ± 6.47	(25.44, 34.70)

ES: Extremidad superior

Cuanto más positivo es el valor, menor es la ReE

#### 6.2.2.3. Tilt posterior escapular

El análisis descriptivo de la variable TpE del hombro dominante para las posiciones de elevación de la ES para los grupos conformados por las participantes que mostraron un GIRD=0, GIRD<15° y GIRD≥15°, se muestran en la Tabla 16 durante la elevación y en la Tabla 17 durante el descenso del brazo en PE.

En relación con el comportamiento cinemático escapular en el PS durante la elevación del brazo dominante en el PE, se pudo observar que, en la posición más baja de las valoradas (30° de escapación) el grupo con GIRD<15° fue el que mostró un posicionamiento de mayor TaE(7.62°) respecto a los otros dos grupos, siendo el grupo con GIRD=0 el que menor TaE mostró en dicha posición del brazo (3.60°). Con respecto a la posición más alta evaluada (90° de escapación) es el grupo con GIRD≥15° el que mostró mayor TpE (4.95°) de los tres, siendo el grupo con GIRD<15° el que mostró menos (1.69°). De esta forma, los grupos con GIRD<15° y GIRD≥15 mostraron un TpE global similar al transitar de 30 a 90° de elevación del brazo (9.31° y 9.55°), a pesar de que la posición en 30 y 90° difirieron bastante en el posicionamiento de TpE escapular. El grupo con GIRD=0 rotó posteriormente menos que los otros dos, con un TpE global de más de 3° menos en la transición entre 30 y 90° (Tabla 16).

En cuanto a la manera en que en cada uno de los grupos se aportaron los grados de TpE entre los 30 y los 90° de elevación del brazo, se observó que los grupos con GIRD=0 y con GIRD≥15° aumentaron los grados de forma similar, a pesar de que el segundo grupo aporta más grados entre dichas posiciones, ambos aportan aproximadamente el 50% del TpE entre 30 y 60° y el 50% entre 60 y 90°. Esto no ocurrió en el grupo con GIRD<15° en el que se aportan mayor proporción de grados entre 30 y 60° (60%), aportándose el resto entre 60 y 90° (Tabla 16).

Observando la Figura 12E, se apreció que el grupo con GIRD<15°, durante la elevación del brazo mostró menor TpE en cada posición valorada respecto a los otros dos grupos,

con una pendiente de la curva bastante parecida a la del grupo con  $GIRD \geq 15$ . El grupo con  $GIRD=0$  en cambio, mostró mayor TpE que este último grupo en la posición de  $30^\circ$ , pero termina con menor TpE a  $90^\circ$ . Esto indica que, como se mencionó anteriormente, que el grupo con  $GIRD \geq 15^\circ$  rota más grados de TpE que el grupo que presentó  $GIRD=0$  entre  $30$  y  $90^\circ$ .

Al contrastar el comportamiento cinemático de los tres grupos con el comportamiento del grupo completo, previo a la división en función del GIRD, se vio que la posición escapular en  $30$  y  $90^\circ$  del grupo completo es intermedia a los grupos con  $GIRD < 15^\circ$  y  $GIRD \geq 15^\circ$ . Comparando entre ellos los grados totales de TpE entre  $30$  y  $90^\circ$ , el grupo completo estaba también más próximo a estos dos grupos que al grupo con  $GIRD=0$ , pero en la proporción en la que aparenta ganar grados de TpE entre  $30-60^\circ$  y  $60-90^\circ$ , se asemeja más a los grupos con  $GIRD=0$  y  $GIRD \geq 15^\circ$ , ya que, al igual que estos dos grupos, la distribución de aporte de grados es aproximadamente del 50% entre  $30-60^\circ$  y el otro 50% entre  $60$  y  $90^\circ$  (Tabla 6/ Tabla 16).

En relación con el comportamiento cinemático escapular en el PS durante el descenso del brazo en el PE, se pudo observar que, en la posición más alta de las valoradas ( $90^\circ$ ), el grupo que partió con mayor TpE fue el que presentó un  $GIRD \geq 15^\circ$ . El que menos TpE mostró en esta posición fue el grupo con  $GIRD < 15^\circ$ , que apenas mostró TpE ( $0.54^\circ$ ), seguido por el grupo con  $GIRD=0$ , que mostró una posición de  $1.64^\circ$  de TpE en dicha posición. Con respecto a la posición más baja evaluada ( $30^\circ$ ) es el grupo con  $GIRD < 15^\circ$  el que mostró el mayor TaE de los tres grupos, con  $8.67^\circ$ , seguido por el grupo con  $GIRD=0$  con  $5.81^\circ$  de TaE y finalmente el grupo con  $GIRD \geq 15^\circ$  con  $4.94^\circ$ .

En relación con la rotación total al pasar de  $90$  a  $30^\circ$  de elevación del brazo, los grupos con  $GIRD < 15$  y  $GIRD \geq 15^\circ$  se comportaron de forma similar con  $9.21$  y  $9.13^\circ$  de TaE, a pesar de las diferencias posicionales en  $90^\circ$  y  $30^\circ$ . El grupo con  $GIRD=0$  rotó anteriormente menos que los otros dos grupos entre estas dos posiciones con  $7.45^\circ$ . También se pudo apreciar que los grupos con  $GIRD < 15^\circ$  y  $GIRD \geq 15^\circ$ , rotaron globalmente prácticamente los mismos grados, pero en direcciones opuestas durante la elevación y durante el descenso del brazo, no así el grupo con  $GIRD=0$ , que pareció rotar  $1.43^\circ$  más durante el descenso que lo que lo hizo durante la elevación del brazo entre las posiciones de  $30$  y  $90^\circ$  en el PE.

También se observaron diferencias en la proporción en la que cada grupo aporta grados entre cada una de las posiciones evaluadas. Durante el descenso, fue el grupo con  $GIRD < 15^\circ$  el que distribuyó los grados de TaE de forma proporcional entre  $90-60^\circ$  y entre  $60-30^\circ$  a diferencia de cómo se distribuyeron durante la elevación ( $60\%$  de  $30-60^\circ$

y 40% de 60-90°). Los otros dos grupos, que mostraron distribución simétrica durante la elevación, mostraron ambos durante el descenso una distribución de 60% al transitar de 90 a 60° y 40% al pasar de 60 a 30° (Tabla 17).

Observando la Figura 12F, se apreció que el grupo con  $GIRD \geq 15^\circ$  mostró siempre mayor TpE durante el descenso que los otros dos grupos. El grupo con  $GIRD < 15^\circ$  fue el que menor TpE mostró en todas las posiciones durante el descenso, mostrando una pendiente similar al grupo anterior. El grupo con  $GIRD = 0$  se mantiene entre las curvas de los otros dos grupos, iniciando a 90° en una posición de TpE más próxima al grupo con  $GIRD < 15^\circ$  y finalizando en 30° más próximo al grupo con  $GIRD \geq 15^\circ$ , demostrando menor variación de TaE durante el descenso (Tabla 17).

**Tabla 16** - Media  $\pm$  DEst para la TpE (en grados) en el grupo que presenta un  $GIRD = 0$ ,  $GIRD$  menor a 15° y un  $GIRD$  mayor o igual a 15°, durante la elevación para posiciones de 30, 60, y 90° de elevación de la ES en el PE.

<b>Tilt Posterior escapular -ELEVACIÓN</b>						
Posición ES	GIRD=0 (n=4)	IC 95%	GIRD < 15 (n=9)	IC 95%	GIRD $\geq$ 15 (n=10)	IC 95%
30°	-3.60 $\pm$ 6.52	(-13.97, 6.77)	-7.62 $\pm$ 6.16	(-12.35, -2.89)	-4.60 $\pm$ 5.39	(-8.46, -0.74)
60°	-0.66 $\pm$ 8.82	(-14.69, 13.37)	-2.21 $\pm$ 6.56	(-7.25, 2.83)	-0.001 $\pm$ 5.98	(-4.28, 4.28)
90°	2.42 $\pm$ 11.63	(-16.08, 20.92)	1.69 $\pm$ 7.62	(-4.17, 7.55)	4.95 $\pm$ 5.50	(1.02, 8.88)

ES: Extremidad superior

Cuanto más positivo es el valor, mayor es el TpE

**Tabla 17** - Media $\pm$  DEst para la TpE (en grados) en el grupo que presenta un GIRD=0, GIRD menor a 15° y un GIRD mayor o igual a 15°, durante la elevación para posiciones de 30, 60, y 90° de elevación de la ES en el PE.

<b>Tilt Posterior escapular -DESCENSO</b>						
<b>Posición ES</b>	<b>GIRD=0 (n=4)</b>	<b>IC 95%</b>	<b>GIRD &lt; 15 (n=9)</b>	<b>IC 95%</b>	<b>GIRD <math>\geq</math> 15 (n=10)</b>	<b>IC 95%</b>
<b>90°</b>	1.64 $\pm$ 10.77	(-15.50, 18.78)	0.54 $\pm$ 7.89	(-5.52, 6.60)	4.19 $\pm$ 5.36	(0.36, 8.82)
<b>60°</b>	-2.89 $\pm$ 8.10	(-15.78, 10.00)	-4.26 $\pm$ 6.97	(-9.62, 1.10)	-1.12 $\pm$ 5.71	(-5.20, 2.96)
<b>30°</b>	-5.81 $\pm$ 5.91	(-15.21, 3.59)	-8.67 $\pm$ 6.52	(-13.68, -3.66)	-4.94 $\pm$ 5.42	(-8.82, -1.06)

ES: Extremidad superior

Cuanto más positivo es el valor, mayor es el TpE

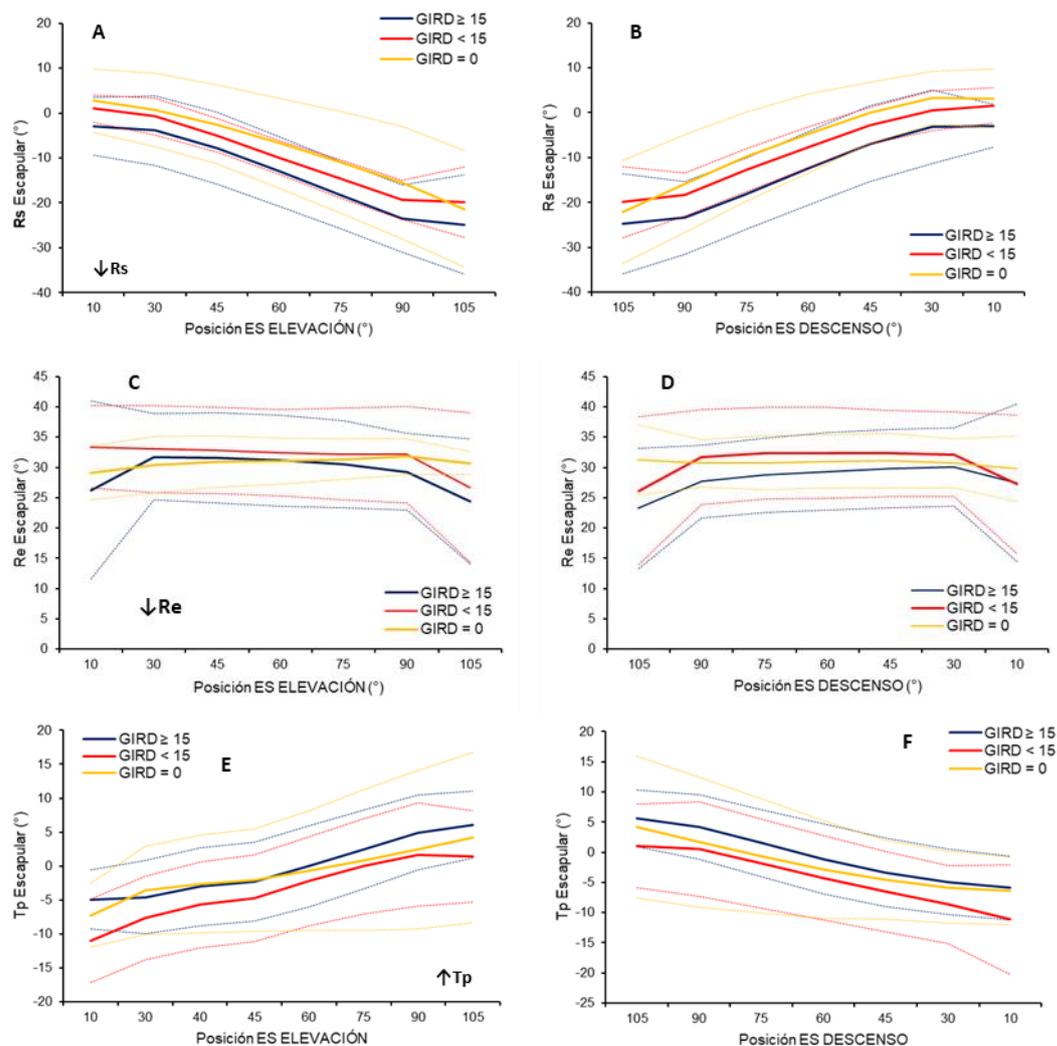


Figura 12 - Curvas de la cinemática escapular para los grupos con  $GIRD=0$  (amarillo),  $GIRD < 15^\circ$  (rojo) y  $GIRD \geq 15^\circ$  (azul). Las rotaciones escapulares durante el movimiento de la ES (ES) en el PE son;  $RsE$  durante la fase de elevación (A) y descenso (B),  $ReE$  durante la fase de elevación (C) y descenso (D),  $TpE$  durante la fase de elevación (E) y descenso (F). Las líneas discontinuas se corresponden con  $\pm DE$ .

### 6.2.3. Distancia Acromiohumeral

El análisis descriptivo de las variables de distancia DAH del brazo dominante en  $0^\circ$  de ABD de la ES pasiva y para  $30^\circ$  y  $60^\circ$  de ABD de la ES pasiva y activa para los grupos formados por las participantes con  $GIRD=0$ ,  $GIRD < 15^\circ$  y las de  $GIRD \geq 15^\circ$  se presenta en la Tabla 18.

En la posición de  $0^\circ$  de ABD pasiva de la ES, los grupos que presentaron  $GIRD < 15^\circ$  y  $GIRD \geq 15^\circ$ , mostraron una media de la DAH notablemente más grande que el grupo que presentó un  $GIRD=0$ , siendo el grupo con  $GIRD < 15^\circ$  el que mostró la media más grande para la DAH en dicha posición de ABD del brazo (Tabla 18). En  $60^\circ$  de ABD pasiva de la ES, las medias de la DAH de los tres grupos fueron bastante similares,

aparentando ser mayor en los grupos que mostraron un  $GIRD=0$  y  $GIRD<15^\circ$  que en el grupo con  $GIRD$  mayor o igual que  $15^\circ$  (Tabla 18). Lo más llamativo durante la evaluación pasiva de la DAH fue que en los grupos que mostraron  $GIRD<15^\circ$  y  $GIRD\geq 15^\circ$  la media de DAH disminuyó al elevar el brazo de forma pasiva desde  $0^\circ$  hasta  $60^\circ$  (0.9 mm de estrechamiento en el grupo con  $GIRD<15^\circ$  y 1.2mm en el grupo con  $GIRD\geq 15^\circ$ ) en contra de lo que sucedió en el grupo que no presentó  $GIRD$ , en la que se observó un aumento (0,5 mm) de la media de la DAH durante la elevación pasiva de la ES (Figura 13A).

En relación con la valoración ecográfica durante el posicionamiento activo de la ES, si observamos el cambio en la media de la DAH en los tres grupos, entre la valoración ecográfica a  $0^\circ$  de ABD pasiva y la posición de  $30^\circ$  de ABD de la ES de forma activa, se observó que en los grupos que presentó un  $GIRD<15^\circ$  y un  $GIRD \geq 15^\circ$ , la media de la DAH parece disminuir entre dichas posiciones (Figura 13B), de forma más notable en el grupo con  $GIRD<15^\circ$  (1,3mm) que en el otro (0,1mm) (Tabla 18). De forma contraria la media de la DAH en el grupo que presentó un  $GIRD=0$ , aumentó (0,8mm) en la valoración ecográfica con posicionamiento activo de la ES respecto a la valoración de la DAH en  $0^\circ$  de ABD pasiva (Tabla 18).

En los grupos con  $GIRD=0^\circ$  y con  $GIRD\geq 15^\circ$ , las medias de la DAH, mostraron una disminución al pasar de  $30^\circ$  a  $60^\circ$  de ABD del brazo mantenida activamente (0,8 mm en el grupo con  $GIRD=0$  y 0,7mm en el grupo con  $GIRD\geq 15^\circ$ ) (Tabla 18), mientras que en el grupo que presentó un  $GIRD<15^\circ$ , la media de la DAH se mantuvo aparentemente constante al pasar de los  $30^\circ$  a los  $60^\circ$  de ABD activa de la ES (Figura 13B).

En relación con la diferencia de medias en la DAH al transitar de  $0^\circ$  de ABD pasiva a la posición de  $60^\circ$  de ABD mantenida de forma activa, se observó una aparente disminución de esta en los grupos con  $GIRD<15^\circ$  y  $GIRD\geq 15^\circ$  (Figura 13B), siendo más notable en primero de estos grupos (1,3mm) que en el segundo (0,8 mm) (Tabla 18). El grupo formado por aquellas participantes que no mostraron  $GIRD$ , la media de la DAH en  $60^\circ$  de ABD mantenida activamente fue aparentemente igual a la medición de dicha variable en la posición de  $0^\circ$  de ABD mantenida de forma pasiva (Tabla 18/Figura 13B).

Observando las medias de la DAH en los tres grupos (Tabla 18), podemos apreciar que la media de esta variable para el brazo dominante del grupo completo previo a la separación en función del  $GIRD$  entre el brazo no dominante y el dominante a  $0^\circ$  de ABD, se asemejó más a la media de esta variable en el grupo con  $GIRD\geq 15^\circ$ . Este grupo presentó una media 0.2mm menor que la del grupo completo, a diferencia de los otros

dos grupos, en los que la media fue 0.7 mm menor respecto al grupo con  $GIRD < 15^\circ$  y 1.3 mm mayor, respecto al grupo que no presentó GIRD.

**Tabla 18** - Media  $\pm$  DEst e IC al 95% para las DAH (en mm) del brazo dominante en  $0^\circ$  de ABD de la ES pasiva y a 30 y  $60^\circ$  de ABD de la ES activa (A) y pasiva (P) en brazo dominante para los grupos con  $GIRD=0$ ,  $GIRD < 15^\circ$  y  $GIRD \geq 15^\circ$ .

Variables	GIRD=0 (n=4)		GIRD<15° (n=9)		GIRD≥15° (n=10)	
	Media±DE	95%IC	Media±DE	95%IC	Media±DE	95%IC
DAH P0°	4.5±0.5	(3.8, 5.3)	6.5±1.1	(5.6, 7.3)	5.6±0.7	(5.1, 6.1)
DAH P30°	4.9±0.1	(4.8, 5.1)	5.9±0.9	(5.2, 6.7)	5.5±0.5	(5.1, 5.9)
DAH P60°	5.0±0.5	(4.2, 5.7)	5.3±1.4	(4.2, 6.3)	4.7±0.8	(4.1, 5.2)
DAH A30°	5.3±1.4	(3.1, 7.6)	5.2±1.5	(4.1, 6.4)	5.5±0.7	(5.0, 6.0)
DAH A60°	4.5±1.4	(2.3, 6.7)	5.2±1.3	(4.2, 6.2)	4.8±0.6	(4.3, 5.3)

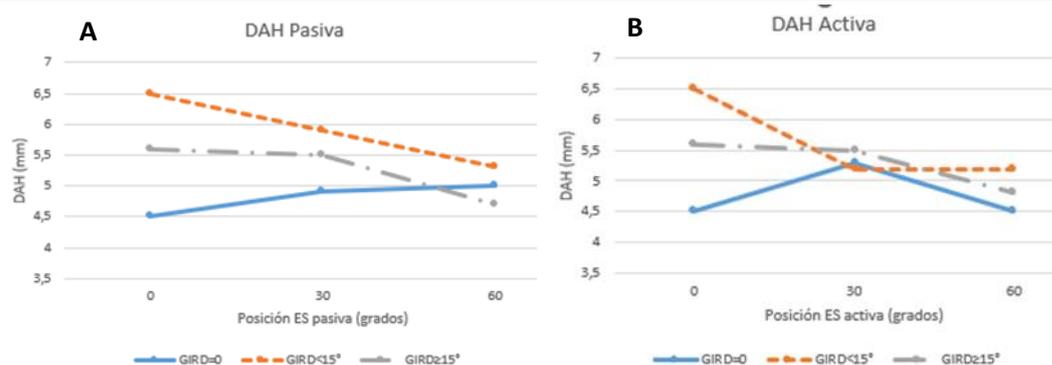


Figura 13 - Representación gráfica de la DAH en relación con la posición del brazo en el momento de la valoración ecográfica de los grupos con  $GIRD=0$ ,  $GIRD < 15^\circ$  y  $GIRD \geq 15^\circ$ . A. Posición del brazo mantenida de forma pasiva B. Posición del brazo mantenida de forma activa

#### 6.2.4. Torque Normalizado rotacional y Ratio Re/Ri GH

El análisis descriptivo de las variables TN y Ratio Re/Ri para los grupos formados por las participantes que presentan  $GIRD=0$ ,  $GIRD < 15^\circ$  y  $GIRD \geq 15^\circ$  se presenta en la Tabla 19.

Tanto la media del TN en Re como en Ri del brazo dominante en los grupos de participantes con  $GIRD=0$ ,  $GIRD < 15^\circ$  y en el que presentaban un  $GIRD \geq 15^\circ$  fueron similares. La media de TN en Re aparenta ser algo mayor en el grupo con  $GIRD < 15^\circ$  que, en los otros dos grupos, y la media de TN en Ri parece algo inferior en el grupo que no presenta GIRD con respecto a los otros dos grupos. Las medias del TN en Re y Ri fueron similares en los grupos con  $GIRD < 15^\circ$  y  $GIRD \geq 15^\circ$  a la media de dichas

variables en el brazo dominante a la media de estas variables en el brazo dominante del grupo completo previo a la división en función del GIRD (Tabla 19).

En relación con el Ratio entre el torque en Re y Ri en el brazo dominante, las medias de los grupos con GIRD=0 y con GIRD<15° fueron muy parecidas y aparentaban ser notablemente mayores que la del grupo con GIRD≥15°, siendo en todos los grupos mayor que 1. Los grupos con GIRD=0 y con GIRD<15° presentaban una media del ratio algo mayor que la media del brazo dominante del grupo completo previo a la división en función del GIRD (Tabla 12). En el grupo que presentaba un GIRD≥15°, la media de este Ratio aparentó ser inferior a la media del Ratio del brazo dominante del grupo completo previo a la separación, siendo este más próximo a 1 (Tabla 19).

**Tabla 19** - Media ± DEst e IC al 95% para los TN en Ri y Re (en Nm/kg) y el Ratio entre el TN Re/TN Ri en brazo dominante para los grupos con GIRD=0, GIRD<15° y GIRD≥15°.

Variables	GIRD=0 (n=4)		GIRD<15 (n=9)		GIRD≥15 (n=10)	
	Media ±DE	95%IC	Media ±DE	95%IC	Media ±DE	95%IC
<b>TN Re</b>	0.38±0.037	(0.32, 0.44)	0.41±0.074	(0.35, 0.47)	0.38±0.089	(0.31, 0.44)
<b>TN Ri</b>	0.31±0.055	(0.22, 0.40)	0.35±0.087	(0.28, 0.42)	0.35±0.081	(0.30, 0.41)
<b>Ratio Re/Ri</b>	1.23±0.166	(0.97, 1.44)	1.24±0.44	(0.90, 1.58)	1.06±1.14	(0.99, 1.14)

## 7. Discusión

Se encontraron diferencias en los ROM rotacionales GH pasivos con menores ROM de Ri en el brazo dominante respecto al no dominante y mayores ROM de Re en el brazo dominante respecto al no dominante. Se encontró además diferencias en el TN rotacional en Re, siendo el mismo mayor en el brazo dominante respecto al no dominante, generando ratios mayores que 1 en ambos brazos, y siendo superior en el dominante que en el no dominante. Se observaron, además, algunas tendencias de coexistencia de adaptaciones en el hombro lanzador, relacionadas con la práctica de deporte over-head, como son mayor RsE y TpE en los grupos que presentaron GIRD respecto al que no lo presentó durante la elevación de la extremidad superior, así como mayor DAH en reposo y mayor disminución de esta durante la elevación de la extremidad en los grupos que mostraron GIRD respecto al que no lo mostró.

## 7.1. Dominante vs No Dominante

### 7.1.1. Cinemática escapular

No se encontraron interacciones entre los movimientos escapulares en cada uno de los planos (RsE, TpE, ReE), el brazo dominante y no dominante, y los ángulos de elevación de la ES en el PE valorados (30, 60 y 90°).

Existe evidencia que aporta diferencias en el posicionamiento 3D escapular en posición de reposo en el brazo dominante de deportistas “*overhead*” respecto al brazo no dominante, con posiciones de menor RsE, menor TpE, y menor ReE (Ludewig & Reynolds, 2009). No ha sido posible valorar si esta modificación posicional de reposo se dio entre nuestras participantes, dada la limitación en nuestro estudio, con relación con la definición y establecimiento previo a las capturas con el sistema de captura 3D de la posición de reposo, no habiendo sido capaces de obtener datos uniformes en todas las deportistas en la posición más baja de la ES previa a la elevación en el PE. En dichos estudios, se relacionan estos cambios cinemáticos en la posición de reposo escapular, con posiciones acromiales más inferiorizadas y con la consiguiente posible disminución de la DAH y la relación de esta con la posibilidad de generar compromiso de los elementos que atraviesan dicho espacio (Silva et al., 2010). Dado que como veremos posteriormente, en posiciones de reposo no se han hallado diferencias significativas en la valoración ecográfica de la DAH entre el brazo dominante y no dominante, podríamos suponer por esta vía, que la posición de reposo escapular no debería diferir de forma notable entre brazo dominante y no dominante de nuestra muestra. Es posible que nuestras participantes tengan características generales diferentes a las de los estudios comentados, o que la morfología acromial difiera notablemente, no percibiéndose diferencias significativas en el tamaño de la DAH, a pesar de que hubiera posiciones escapulares de reposo alteradas.

También se encontró evidencia bibliográfica que apoya el hecho de que a pesar del aparente estrechamiento del espacio subacromial en el brazo dominante de deportistas “*overhead*” en reposo (debido a estos cambios posicionales escapulares comentados), la escápula dominante aparentemente rota superiormente más que la no dominante durante la elevación de la ES. Esto, generaría mayor elevación del acromion, disminuyendo así el supuesto riesgo de compromiso de los elementos que atraviesan el espacio subacromial (Cools, Johansson, Cambier, Velde, et al., 2010; Myers et al., 2005). Estos datos concuerdan con los aportados por Ludewig et al, que añaden evidencia en relación a que la escápula del brazo dominante adopta mayores rangos de RsE, TpE y ReE en posición de armado del brazo para el lanzamiento, facilitando así

alcanzar posiciones más favorables para la articulación GH, evitando sobrecargarla y aumentando el rango previo al inicio de la aceleración del brazo para mejorar la velocidad del lanzamiento y la performance general del gesto deportivo (Ludewig & Reynolds, 2009). En nuestro estudio no se observaron diferencias significativas en el posicionamiento escapular en las posiciones más elevadas de las valoradas. De forma contraria a la evidencia comentada, se observó cierta tendencia a que la RsE y la ReE sean levemente superiores en el brazo no dominante respecto al brazo dominante. El único comportamiento que se asemejó a la evidencia encontrada es que la media del TpE de la escápula dominante pareció levemente superior (sin ser la diferencia estadísticamente significativa) en el brazo dominante respecto al no dominante en la posición de 90° que es la que más se aproximaría a la posición de armado del brazo previa al lanzamiento. En nuestra muestra, se corresponde la ausencia de diferencias posicionales escapulares, con el hecho de no haber encontrado diferencias estadísticamente significativas en las valoraciones ecográficas de la DAH durante el mantenimiento activo de la ES a 60° (la posición evaluada más próxima a los 90°). Esta falta de correspondencia entre nuestros datos y los mencionados previamente en la bibliografía, podrían deberse a la existencia de diferencias en las características de las muestras entre nuestro estudio y los mencionados previamente, dado que en los mismos eran preferentemente deportistas del sexo masculino y mayormente practicantes de otros deportes “*overhead*” como el béisbol, habiendo, como ya se comentó, diferencias notables en la biomecánica del lanzamiento “*overhead*”, mucho más uniforme que en el handball, con mayor variación en las técnicas de lanzamiento y con placajes directos sobre el brazo lanzador por parte de los contrincantes durante el gesto de lanzamiento. Estas variaciones propias del deporte podrían generar adaptaciones de menor índole en las participantes de nuestra muestra. Se debe añadir, que nuestras deportistas de élite aportaron datos sobre el volumen de entrenamiento semanal (horas/semana), y si las comparamos con las medias de volumen de horas de entrenamiento semanal de los estudios revidados, nuestras deportistas de élite muestran medias de dedicación semanal más parecidas a las que muestran deportistas amateurs de los otros estudios, pudiendo por esta causa, no haber generado las adaptaciones tan marcadas como las de los deportistas de los estudios comentados anteriormente.

Se debe mencionar, que la ausencia de correspondencia entre nuestros datos cinemáticos y los observados en la bibliografía, podría deberse en cierta medida, a una limitación propia del estudio, relacionada con posible falta de uniformidad y simetría en la colocación del AMC por parte de los examinadores en el complejo articular del hombro

dominante y no dominante. Cabe la posibilidad, que variaciones leves en el posicionamiento de este elemento, a pesar del cuidado extremos por parte de los examinadores, pueda haber generado variación de los datos cinemáticos. Se debe recordar que dadas las características de posicionamiento específico de este conjunto de marcadores, una leve lateralización de este con respecto a la posición idónea podría provocar una mayor afectación por parte del artefacto de tejido blando, con mayor intensidad a medida que aumenta la elevación de la ES.

### 7.1.2. Distancia Acromiohumeral

No se observó interacción entre la DAH, el brazo dominante y no dominante y el ángulo (30 y 60°) de posicionamiento de la ES durante la evaluación ecográfica, tanto en el posicionamiento activo como pasivo. Tampoco se observaron diferencias significativas en la DAH entre el brazo dominante y no dominante en la posición de 0° de ABD.

Existen varios estudios que indagaron sobre la valoración ecográfica de la DAH en deportistas “*overhead*”, siendo bastante heterogéneos en relación con los tipos de deportes practicados por los sujetos de estudio, las edades y el sexo de los sujetos que conforman las muestras (Leong et al., 2012; Silva et al., 2010; Wang et al., 2005). Wang et al. en su estudio de 2005, es el que tiene mediciones de la DAH más semejantes a la nuestra (Wang et al., 2005). A pesar de que las mismas son algo mayores a las nuestras, si las normalizamos dividiéndolas por las medias de altura de ambas muestras, los valores obtenidos se aproximan bastante a los nuestros. La diferencia con nuestro estudio es que se trataba de deportistas “*overhead*” que ocupaban la posición de pitcher de béisbol del sexo masculino, con las diferencias que debe imponer en el espacio subacromial las características específicas de ese tipo de lanzamiento respecto a las generadas por las participantes de nuestro estudio. Además, estos autores, pidieron una retracción escapular durante la valoración ecográfica en la posición de 0° de ABD del brazo, al contrario que nuestro estudio, en el que solo se controló que las participantes mantuvieran una posición erguida de sedestación, con la posible influencia de dicho posicionamiento escapular en el espacio subacromial.

Tanto Silva et al., como Leong et al. encontraron DAH mayores en el brazo dominante respecto al no dominante de deportistas “*overhead*” en posición de reposo de la ES (Leong et al., 2012; Silva et al., 2010). La diferencia con estos estudios puede deberse a que, en ambos casos, las muestras estaban compuestas por deportistas “*overhead*” de otras disciplinas, dado que Silva et al. estudiaron deportistas de élite de tenis y Leong et al. estudiaron jugadores de élite de voleibol, habiendo diferencias sustanciales, como se comentó anteriormente, en la biomecánica del lanzamiento de ambos deportes con

el ejecutado en el handball, pudiendo verse reflejado en diferentes cambios adaptativos entre ellos (Skejø et al., 2019). Ambos estudios, además, se trataban de muestras compuestas por deportistas de ambos sexos, en contra de nuestra muestra, que únicamente contó con deportistas del sexo femenino. En el caso del estudio con tenistas, se trataba de deportistas junior, habiendo una diferencia notable entre la media de la edad de estos y las deportistas de nuestro estudio. Lo que no apoya nuestras suposiciones, es que Maenhout et al. en su estudio con deportistas de handball del sexo femenino, encontró al igual que los dos estudios comentados previamente, diferencias significativas en el espacio subacromial del brazo dominante respecto al no dominante, tanto en grupo de deportistas de élite, como en el grupo de deportistas recreacionales (Maenhout et al., 2013). Estos autores, al igual que Wang et al., encontraron interacción entre la DAH y la posición de elevación de la ES durante la valoración ecográfica, con mantenimiento activo del brazo, al moverlo de 45 a 60° de ABD (Maenhout et al., 2013; Wang et al., 2005). En toda la bibliografía revisada, la DAH reportada es notablemente mayor que en nuestro estudio, especialmente en el estudio de Leong et al (Leong et al., 2012).

Si quisiéramos comparar los datos de nuestro estudio con alguno de los mencionados anteriormente, lo más razonable sería hacerlo con el estudio de Maenhout et al., dada la similitud entre sus participantes y los nuestros, ya que se trata en ambos casos de handballistas femeninas de élite y, aun así, las DAH son notablemente mayores que las encontradas en nuestro estudio. En un primer momento se especuló sobre la posibilidad de que dichas diferencias se debieran a la disparidad entre las medias de alturas de las participantes de uno y otro estudio, dado que la altura media de nuestras participantes es 165.9 cm contra 173.7 cm del estudio mencionado. Si normalizásemos las medias de las DAH en ambas muestras en función de las medias de altura de ambos grupos, el valor obtenido en el estudio de Maenhout et al. sigue siendo notablemente mayor que el nuestro. Por otro lado, se observó que la media de horas de entrenamiento semanal de las deportistas de élite de nuestro estudio es superada por 11 horas por la media de entrenamiento semanal de las handballistas de élite del estudio de Maenhout et al., especulando así sobre la posibilidad de que existieran adaptaciones menores debido a la diferencia de exposición deportiva semanal. Aun así, las deportistas recreacionales del mencionado estudio, con una carga de entrenamiento semanal similar a las deportistas de élite del nuestro, muestran igualmente una media de DAH notablemente mayor. Entendemos que, las desigualdades en esta medida entre ambos estudios son debidas mayormente a diferencias entre los puntos de referencia utilizados en ellos para la valoración ecográfica de la DAH. En nuestro estudio, se definió la DAH como la

distancia entre la superficie superior de la cabeza del humero y el borde inferior del acromion (por entender que este es el espacio real para el paso de los diferentes elementos que existen o atraviesan su interior) (Hébert et al., 2003) y en el estudio de Maenhout et al. definen la DAH, como la distancia desde el punto más lateral del acromion a la cabeza humeral, entendiendo que las diferencias observadas respecto a este estudio, pudieran deberse en parte a la diferencia de altura entre las participantes y por otra parte a la diferencia de distancia entre el punto más lateral del acromion y el borde inferior del mismo. Se debe mencionar, que una parte de dicha diferencia podría deberse también a una de las grandes limitaciones del presente estudio, que es la falta de experiencia del examinador que realizó las valoraciones ecográficas de la DAH, sumado al limitado número de horas de adiestramiento que este recibió para tales tareas.

### **7.1.3. Rango de movimiento rotacional GH**

En relación con los ROM rotacionales GH pasivos, se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre brazo dominante y no dominante en los ROM de Ri y de Re.

Se encontró una diferencia estadísticamente significativa entre ambos brazos, en forma de disminución en el ROM pasivo de Ri en el brazo dominante respecto al no dominante, y un aumento concomitante del ROM de Re en el brazo dominante respecto al brazo no dominante, adecuándose globalmente las participantes de nuestro estudio a lo que habitualmente se describe en la bibliografía respecto a las adaptaciones rotacionales propias de los deportes que involucran la reiteración de lanzamientos “*overhead*”. Estos aumentos en el ROM rotacional externo están aparentemente vinculados con el aumento de la eficacia del tiro durante la fase de armado, y el consiguiente déficit de rotación interna en estos deportistas está generalmente relacionado con la reiteración de esfuerzo y microtraumatismos durante la fase final del lanzamiento tras la liberación de la pelota y son adaptaciones aceptadas como normales en el hombro lanzador de deportistas “*overhead*” (Asker et al., 2018; Lubiowski et al., 2018; Myklebust et al., 2013; Seabra et al., 2017; Van Cingel et al., 2018; Winkelmann et al., 2021).

En relación con el ROM rotacional pasivo total GH, no se encontraron diferencias significativas entre el brazo dominante y no dominante, a pesar de haberse hallado diferencias significativas entre ambos brazos en los componentes rotacionales previamente comentados, cuya suma da como resultado el ROM rotacional total. Este hecho, también ha sido ampliamente descrito en la bibliografía, como una adaptación rotacional más en el hombro lanzador, en la que no se describen diferencias

significativas en el computo rotacional global (Crockett et al., 2002; Reagan et al., 2002). Esto se debe al hecho de que el ROM total se mantiene habitualmente parejo entre el hombro dominante y no dominante, a expensas de que el exceso de ROM rotacional en Re es compensado con un déficit simétrico de Ri o viceversa. Se debe recordar que este GIRD podría no estar vinculado únicamente a adaptaciones del tejido blando, sino a cambios rotacionales óseos durante las fases de inmadurez esquelética en respuesta a la imposición de cargas rotacionales reiteradas durante la práctica de deportes “*overhead*” (Crockett et al., 2002; Keller et al., 2018; Meister et al., 2005).

En la muestra de deportistas estudiada, se encontró que el 82.6% presentó GIRD en el brazo dominante con el no dominante, lo que es compatible con el estudio Schmalzl et al. de 2022, en el que estudiaron una muestra de 67 jugadores de handball masculino, encontrando que el 82% de los mismos mostraban GIRD en el brazo dominante respecto a no dominante, dato que coincide con los extraídos de nuestro estudio, a pesar de tratarse de una muestra de deportistas varones (Schmalzl et al., 2022).

A pesar de que el comportamiento grupal de las participantes se ajusta con lo descrito en la bibliografía para la normalidad en este tipo de deportistas, cabe mencionar que, si se observan los datos de forma individual, existen participantes cuyo comportamiento rotacional GH, se corresponde con descripciones de la literatura de situaciones de posible riesgo lesional. Se debe recordar, que cuando el déficit de rotación interna coexiste con un déficit simultáneo de ROM rotacional total, podría posicionar al deportista en situación de riesgo (Kibler, Kuhn, et al., 2013). Obviamente, esta situación de “descompensación” rotacional, estaría relacionada con el hecho de que el tercer elemento de la ecuación rotacional GH (ROM de Re GH pasivo), no hubiera aumentado lo suficiente en el brazo dominante, siendo así incapaz de equiparar el TROM del brazo dominante respecto al no dominante.

A pesar de que se mantiene abierto el debate sobre cuanto GIRD es excesivo, habitualmente se acepta el punto de corte en 18° (Achenbach et al., 2020; Keller et al., 2018; Myers et al., 2006; Wilk et al., 2011). Si este déficit rotacional interno no es compensado con un aumento proporcional del ROM de Re, se produciría un déficit de rotación total, con una aceptación general, de que este no puede superar los 5°, posicionando en caso contrario al deportista “*overhead*” en 2.5 veces mayor de riesgo lesional por sobreuso (Achenbach et al., 2020; Keller et al., 2018).

De las 23 participantes de nuestro estudio, únicamente cinco presentaron una coexistencia de GIRD y de déficit rotacional total. Una de las cinco, presentó una disminución del TROM de 10°, pero un GIRD de 15° (no mayor de 18°), otra presentó

un déficit de TROM de 5° y un GIRD de 10°, no estando ninguna de ellas en situación de riesgo lesional, según la evidencia comentada anteriormente. Dos de las tres restantes, mostraron un GIRD de 20° y un déficit total de 10°, lo que aparentemente podría predisponerlas a sufrir una lesión de hombro por sobreuso, y la última de estas cinco participantes, mostró un GIRD de 25° con una disminución del TROM rotacional de 5°. Esta última participante, no parecería estar en situación mayor de riesgo lesional por no superar los 5° de límite de déficit de TROM rotacional, a pesar del abultado GIRD, que en este caso sería casi completamente compensado con un aumento suficiente de Re.

Según los autores, que el 21.74% de las participantes muestren déficit de Ri y de rotación total, y que únicamente el 8.7% presente alteraciones compatibles con una situación de riesgo, según la bibliografía estudiada, no aparenta ser muy abultado, dado que se trata de deportistas femeninas de elite de Handball. Dado que esta bibliografía generalmente aporta datos sobre varios deportes “*overhead*” simultáneamente, podríamos suponer, que el handball femenino se comporta en relación con las alteraciones de los ROM rotacionales, como el resto de los deportes de este estilo.

#### **7.1.4. Torque Normalizado rotacional y Ratio Re/Ri GH**

El hallazgo más reseñable en relación con el TN GH en nuestra muestra, es que se encontraron diferencias estadísticamente significativas en el TN en Re GH entre el brazo dominante y no dominante. En la bibliografía revisada a este respecto se observó que generalmente las adaptaciones a la reiteración de lanzamientos “*overhead*” producen desbalances en la fuerza de la musculatura rotacional GH en el brazo dominante, en forma de aumentos del torque de Ri y disminución del torque en Re, habiendo sido propuesto como un posible FR para lesiones de hombro por sobreuso (Hadjisavvas et al., 2022). En nuestro estudio, encontramos un aumento de la media del torque en Ri en el brazo dominante respecto al no dominante, pero las diferencias no son estadísticamente significativas. Lo que nos sorprendió es el hecho de que el torque de Re en el brazo dominante no solo no disminuyó, sino que se observó un aumento con respecto al no dominante. Podríamos suponer que esta discrepancia observada, se deba a que, dado que el nivel de participación es relevante en el desarrollo de las adaptaciones del hombro lanzador, nuestras deportistas, no estén sometidas a cargas de magnitud suficiente, o durante suficiente tiempo al handball de élite como los deportistas de los estudios mencionados. Podría bien deberse, además, a que la posición de la valoración dinamométrica de nuestro estudio (en decúbito supino), no se

asemeje a la posición funcional de lanzamiento y pueda ser esto lo que genere las divergencias observadas.

Las diferencias en el torque de Re afectan a su vez en el valor del ratio entre el torque en Re/Ri. En los estudios contrastados, se barajan valores de normalidad para este ratio en el brazo dominante de deportistas “*overhead*”, menores que 1 (siendo generalmente para que esto ocurra el torque en Re menor que el torque en Ri) y que ronda entre 0.66 y 0.75 (siendo así el torque en Ri entre 1.33 y 1.5 veces el torque en Re) (Ellenbecker et al., 2000; Vodička et al., 2018). Dada la situación en nuestro estudio, en la que no solo el torque Re es mayor en el brazo dominante respecto al no dominante, sino que además es mayor que el torque en Ri en el mismo brazo, se obtiene un ratio medio mayor que uno, tanto en brazo dominante como en el no dominante. En nuestro estudio se obtienen valores para esta ratio de 1.16 y 1.08 para el brazo dominante y no dominante respectivamente. Esta discrepancia podría deberse a que los datos hallados en la bibliografía sean para deportistas “*overhead*” en general, no siendo exclusivos para el handball ni para deportistas femeninas.

Cools et al. en su estudio de 2016, nos ofrece valores de referencia para los ratios de fuerza en deportistas “*overhead*”, distribuidos por los diferentes deportes de este tipo y por sexo. Nuestros datos para el ratio tanto en el brazo dominante como no dominante, se asemejan en gran medida a los datos ofrecidos por estos autores para deportistas femeninas de handball. Las medias del ratio ofrecidas por este estudio fueron de 1.12 y 1.04 para el brazo dominante y no dominante respectivamente. De forma análoga a nuestro estudio, los ratios son mayores que uno en ambos brazos y el ratio del brazo dominante es mayor que el del no dominante, coincidiendo con los datos obtenidos en nuestro estudio y divergiendo también de los estudios que aportan datos sobre diferencias de entre 4 al 11% a favor del brazo no dominante respecto al contralateral (Hurd et al., 2011; Vodička et al., 2018). Cools et al. aportan valores de la ratio para otros deportes femeninos como el tenis (0.97 en el brazo dominante y 0.95 en el no dominante) y el voleibol (0.97 en el brazo dominante y 0.98 en el no dominante), siendo en ambos casos menores a uno, como los estudios previamente comentados (Cools et al., 2016). Se debe mencionar que, en su estudio, Cools et al. realizan igualmente la valoración dinamométrica isométrica en posición de sedestación, lo que previamente los autores de este estudio esgrimieron como un argumento válido para las discrepancias con los anteriores estudios sobre el torque previamente comparados. A pesar de que en su estudio estos autores aportaron datos sobre los valores absolutos de la fuerza de Re y Ri GH en estas deportistas, no podemos compararlos con los nuestros, dado que nosotros multiplicamos el valor absoluto por el brazo de palanca (distancia desde el eje

de giro de rotación GH al punto de anclaje de la cincha en la muñeca) para la obtención del torque rotacional, dada la relevancia que tiene para nosotros la correcta posición del cincha y la importancia de la misma en la generación del torque.

Leong et al. en su estudio del año 2012, encontraron asociaciones entre los aumentos de fuerza rotacional en Re y de ratio Re:Ri, con aumentos en el tamaño de la DAH, hecho que no se corresponde con lo ocurrido en nuestra muestra, donde no encontramos diferencias estadísticamente significativas en la DAH del brazo dominante, a pesar de encontrar aumentos estadísticamente significativos del torque en Re GH y aumentos del ratio (sin ser estadísticamente significativos) en dicho brazo respecto al no dominante (Leong et al., 2012).

## 7.2. División del grupo en función del GIRD

Respecto a las características grupales, según los autores, el hecho de que las participantes del grupo sin GIRD mostrasen medias menores en relación con los años de práctica federada, parece adecuarse a la idea de que, a mayor tiempo de exposición a la práctica deportiva de élite, debiera verse reflejado en mayores adaptaciones propias de los deportes “*overhead*”, como es la limitación rotacional GH en el brazo dominante.

Los autores esperaban encontrar mayores similitudes en relación con la presencia de DE entre los grupos que presentaban GIRD respecto al grupo que no la presentó, y que dado que la DE se acepta como una adaptación propia de los deportes “*overhead*” como sucede con el GIRD, también se espera encontrar coexistencia de mayores proporciones de individuos con DE en el grupo con  $GIRD \geq 15^\circ$ , en segundo lugar, en el grupo con  $GIRD < 15^\circ$  y finalmente en el grupo sin GIRD. En nuestra muestra no sucedió de esta manera, dado que, si bien en el grupo exento de GIRD casi la tercera parte mostró DE sutil, el grupo con  $GIRD < 15^\circ$  mostró una proporción de casi el 25% del grupo con DE obvia respecto al grupo con  $GIRD \geq 15^\circ$  (75% contra 50%). Este hecho podría deberse a que como aconseja la evidencia, parece más adecuado utilizar un sistema de evaluación de la DE como presente o ausente (Uhl et al., 2009). A estas alturas del estudio coincidimos con este aporte, dado que tal vez las evaluaciones de la DE visual hubieran resultado diferentes con este sistema de evaluación dicotómico.

## 7.2.1. Cinemática escapular

### 7.2.1.1. Rotación superior escapular

Como se comentó en apartados anteriores, las escápulas de los brazos dominantes de los deportistas “*overhead*” no lesionados, muestran un comportamiento particular, que lo diferencia del brazo no dominante, tanto en el posicionamiento estático en reposo, como durante la elevación de la ES. De acuerdo con lo mencionado anteriormente, por cuestiones técnicas y metodológicas, no se obtuvieron posiciones escapulares en reposo para la muestra, sin embargo, si sabemos que en posición de reposo, la escápula dominante de deportistas “*overhead*” muestran mayor RiE (Laudner et al., 2010; Oyama et al., 2008), podemos observar dentro de las posiciones estudiadas, la que más se aproxime a la posición de reposo ( $30^\circ$ ), intuyendo que aun deberían observarse diferencias cinemáticas en dicha posición, con patrones de comportamiento similares a los reportados por los estudios mencionados. De esta forma, el grupo que en  $30^\circ$  de elevación en el PE (más próximo a posiciones de reposo) mostró menor RsE es el grupo que no presentó GIRD (GIRD=0). Parece extraño, sin embargo, dada que la presencia de un déficit rotacional se acepta como una adaptación habitual en el brazo dominante de estos deportistas, sea el grupo que no presentó dicho déficit rotacional el que se comportó a nivel cinemático de forma más pareja a lo que se describe en la literatura como un comportamiento cinemático habitual del brazo dominante de estos deportistas. Los autores son conscientes de que no parece totalmente adecuado comparar un momento concreto de una valoración dinámica de elevación, a una suposición de lo que debería ocurrir en dicho punto, y es probable que la discrepancia entre nuestra muestra y las adaptaciones habituales se deba precisamente a este hecho.

Lo que sí que parece adecuarse más a la bibliografía comentada, es que como aportan Silva et al., los deportistas “*overhead*” muestran una RsE escapular mayor en el brazo dominante durante la elevación de este, y en nuestra muestra sucedió, que el grupo que mayor RsE mostró durante la elevación de la extremidad entre  $30^\circ$  y  $90^\circ$ , fue el grupo cuyos componentes presentaron un  $GIRD \geq 15^\circ$ , seguido muy de cerca por el grupo con  $GIRD < 15^\circ$  (Silva et al., 2010). De esta manera, se dio la coexistencia de dos características que típicamente se aceptan como normales en estos deportistas, como son la presencia de GIRD, una mayor RsE durante la elevación del brazo. Parece además que, según lo observado, a mayor GIRD, mayor ROM de RsE durante la elevación el brazo.

Parece lógico pensar desde un punto de vista biomecánico, que si este déficit rotacional estuviera causado por retracciones capsulares postero-inferiores, debido al aumento de

tejido cicatricial producido por sobrecarga tensil (Burkhart et al., 2003; Thomas et al., 2011), estas alteraciones impusieran asimismo un movimiento escapular alterado durante la elevación del brazo, dado que la cápsula es la conexión anatómica entre humero y escápula, y esta se tensaría de forma prematura, traccionando de forma más notable y temprana de la escápula, en el grupo que presenta un GIRD más marcado (aceptando que el GIRD fuera provocado exclusivamente por estas limitaciones en la cápsula postero-inferior) y viéndose reflejado en una mayor RsE durante la elevación del brazo.

Por otro lado, si los cambios en el ROM rotacional pasivo en Ri fueran impuestos por tejido muscular en lugar de tejido capsular, parecería lógico pensar que el GIRD fuera provocado por situaciones de acortamiento de musculatura rotadora externa GH (principalmente Infraespinoso y Redondo menor). Sabiendo que, si suponemos al humero como punto fijo y la escápula como elemento móvil, el acortamiento de esta musculatura generaría una RsE. De esta forma durante la elevación de la ES, el humero al ascender arrastraría a la escapula en una RsE mayor y prematura por dicha tensión muscular impuesta. Parece lógico pensar a su vez, que a mayor GIRD muestre cada grupo y si fuera este generado tanto por tejido capsular como muscular, mayor RsE se debería observar en la valoración cinemática, como realmente sucedió en nuestra muestra.

Se debe recordar por otro lado, que según se describe en relación con el ritmo escapulohumeral, aparentemente en individuos sin lesión en el hombro, el aporte de grados de RsE por parte de la articulación ET, comienza a partir de los 30° de elevación de la extremidad, describiéndose el comportamiento entre el reposo y 30° como una zona en la que el aporte de grados de RsE debe ser mínimo o nulo por parte de esta articulación (McClure et al., 2012). Siguiendo este razonamiento, parece esperable que el grupo con menores adaptaciones rotacionales ( $GIRD=0$ ), presente un comportamiento más parecido a lo que se describe tradicionalmente en individuos asintomáticos y no deportistas "overhead", ya que muestran el menor ROM de RsE de los tres grupos. Tradicionalmente se acepta que, entre los 30 y 60° de elevación de la ES, la articulación ET y la GH hacen un aporte equitativo al cómputo global de la elevación del brazo, siendo a partir de los 90° (por encima del último grado de elevación estudiado) cuando el aporte de la articulación GH cobra mayor protagonismo, aportando mayor movimiento a la globalidad de la extremidad (McClure et al., 2012). De esta forma si observamos las proporciones de aporte de movimiento escapular entre 30-60° y entre 60-90°, vemos que el aporte fue equitativo entre ambos tramos de elevación en los grupos con  $GIRD<15^\circ$  y  $GIRD=0^\circ$ , aportando 50% entre 30-60° y 50% entre 60-90°. Los

autores esperaban observar una disminución en la proporción en el segundo tramo, dado que es la zona donde la GH comenzaría a aportar más. En el grupo con  $GIRD \geq 15^\circ$  se observa lo contrario. El aporte fue mayor en este último tramo, contradiciendo la suposición comentada, pero por otro lado y de acuerdo con lo debatido previamente, parece lógico pensar que si el GIRD es fruto de alteración en el tejido blando GH (ya se capsula posteroinferior o musculatura rotadora externa), la tensión en dicho tejido debería aumentar más a medida que se eleva la ES y de esta forma parece lógico observar mayor aporte de RsE entre  $60-90^\circ$  y en el grupo que presentó mayor GIRD. Esta suposición, podría verse rebatida, al observar que la escápula dominante del grupo completo se comporta de forma más parecida en esta distribución de proporciones al grupo con  $GIRD \geq 15^\circ$  previamente mencionado.

Parece importante destacar que este grupo es el que mayor RiE total mostró durante el descenso, y el único de los tres grupos que no muestra RiE en la posición de  $30^\circ$  al final del descenso, lo que parece concordar con la suposición de que el GIRD venga impuesto por modificaciones en el tejido blando GH, tanto capsular como muscular, ya que en ambos casos impondría RsE. Este grupo igualmente mostró mayor RsE en  $90^\circ$  y  $30^\circ$  de elevación respecto a los otros dos grupos durante el descenso. Los tres grupos, a diferencia de lo que ocurrió en el ascenso, demostraron un porcentaje mayor de aporte entre  $90-60^\circ$  que entre  $60-30^\circ$  en el descenso, comportándose de forma contraria a lo esperado, dado que se esperaría un aporte menor en grados superiores de elevación, ya que como se comentó, es la articulación GH la protagonista en el aporte de grados a partir de los  $90^\circ$ .

El grupo con  $GIRD \geq 15$  fue el más simétrico en cada posición ( $30$ ,  $60$  y  $90^\circ$ ) durante el ascenso y descenso en sus posicionamientos de RsE. No sabemos si el GIRD impone restricciones de movimiento escapular, y que sea esto lo que le impone comportamiento diferente respecto a los otros dos grupos ( $GIRD < 15^\circ$  y  $GIRD = 0$ ), lo que según los autores suponen, debería parecerse más al comportamiento normal, dado que el grupo completo se asemeja más en su comportamiento escapular durante el descenso a estos últimos dos grupos.

#### **7.2.1.2. Rotación externa escapular**

A pesar de que está comúnmente aceptado que la escápula durante la elevación de la ES realice aumentos de la RsE, la ReE y TpE (McClure et al., 2012), existen estudios más recientes que reportan hallazgos contrarios a los reportados por McClure, aportando datos sobre aumentos de la RintE y el TaE en escapulas de brazos lanzadores (Fu et al., 2020).

Parece lógico pensar que, si estos hallazgos se dan en hombros lanzadores, deberían coexistir o presentarse en mayor medida en los hombros que muestran además mayores adaptaciones rotacionales propias de estos deportes. En nuestro grupo de deportistas no ocurrió de esta forma, si bien hubo un grupo en el que se dio un aumento de la RintE durante la elevación del brazo, no fue en ninguno de los que mostraron adaptaciones rotacionales compatibles con las que se describen en la bibliografía en estos deportistas. Para sorpresa de los autores, fue el grupo que no presentó GIRD (GIRD=0), el que presentó un aumento de la RintE durante la elevación del brazo y de forma contraria, en los dos grupos que presentaron GIRD, la escápula mostró un aumento de la RsE en el tránsito del brazo entre 30 y 90°.

Lo que continúa pareciendo sorprendente es que, si este aumento de la RintE sería esperable en deportistas "*overhead*", también cabría esperar que el grupo completo se comportara de esta manera en el PT y no fue así. Es por esta razón que fue el grupo con GIRD=0, el que tuvo un comportamiento más dispar respecto al grupo completo dado que, en este último, sus escápulas rotaron externamente durante la elevación del brazo.

Durante el descenso el grupo con  $GIRD \geq 15^\circ$  se comportó de forma totalmente diferente a los otros dos grupos, dado que mostró una RintE menor en 30° de elevación que los otros dos grupos en el punto más alto de los evaluados (90°). De esta forma vemos que el grupo que mostró adaptaciones rotacionales más compatibles con las observadas en deportistas "*overhead*", se comportó de forma contraria en relación con la ReE respecto a los datos aportados por los estudios más recientes (Fu et al., 2020) como ocurrió durante el ascenso. Este grupo mostró una pérdida progresiva de la ReE ganada durante el ascenso, cosa que no ocurrió en los grupos con  $GIRD < 15^\circ$  y  $GIRD = 0$ , en los que se pierde ReE en el tránsito de 90-60°, pero se vuelve a ganar entre 60 y 30°, hasta el punto de que el grupo con  $GIRD = 0$  mostró la misma RintE en 90 que en 30°. Lo ocurrido en estos dos grupos, no parece muy normal según lo esperado, ya que siguiendo lo descrito por McClure et al. en 2012 o por Fu et al. en 2020, sería de esperar que o bien perdiera ReE de forma progresiva de acuerdo con los primeros, o que se ganase progresivamente de acuerdo con los segundos (Fu et al., 2020; McClure et al., 2012). Los autores de este estudio no pueden explicar este suceso, siendo más partidarios de lo descrito por McClure et al. y, por lo tanto, consideran que el comportamiento que se adecuó más a la norma es el del grupo con  $GIRD \geq 15^\circ$  que perdió ReE de forma progresiva a medida que descende el brazo.

La bibliografía estudiada reporta posicionamientos estáticos en reposo de deportistas "*overhead*" de mayor RintE (Laudner et al., 2010; Oyama et al., 2008). Reiterando el

hecho de no tener datos sobre las posiciones de reposo en nuestros grupos, sería de esperar, que el grupo que mostró mayores adaptaciones rotacionales GH ( $GIRD \geq 15^\circ$ ) fuera el que mayores RintE presentara en las posiciones inferiores, si dicho posicionamiento estuviera vinculado a este déficit rotacional, y no aparentó ser así, siendo el grupo con  $GIRD < 15^\circ$  el que mayor RintE mostró en la posición más inferior de las evaluadas. Reiteramos igualmente, que es posible que no sea adecuado ajustar una posición de reposo escapular con una posición activa, a pesar de que sea el punto más bajo de las evaluadas.

### 7.2.1.3. Tilt posterior escapular

En el caso del movimiento en el PS de la escápula durante la elevación de la ES, ocurrió lo que según los autores parece algo razonable, y es el hecho de que los dos grupos que presentaron GIRD ( $GIRD \geq 15^\circ$  y  $GIRD < 15^\circ$ ) se comportaron de forma más similar entre ellos que por separado para con el grupo que no presenta GIRD. Los autores suponen que si parte del comportamiento cinemático propio de los deportistas “*overhead*” está relacionado con el GIRD (sea por causa capsular o muscular), las escápulas de los dos grupos que lo presentaron deberían comportarse de forma similar en relación con la cinemática escapular. Las curvas de la cinemática en este plano presentaron así pendientes paralelas, lo que delata un comportamiento similar, a pesar de que siempre presentó mayor TaE el grupo con  $GIRD < 15^\circ$ . De esta forma se podría hipotetizar que la presencia de mayores grados de GIRD impongan mayores grados de TpE durante la elevación y mayor TaE durante el descenso del brazo, pero siguiendo este razonamiento, sería esperable que el grupo que no mostró GIRD presentara TaE menores que el grupo con  $GIRD < 15^\circ$ , y no ocurrió así ni durante la elevación ni durante el descenso, dado que la curva de la cinemática se posicionó entre los dos grupos con GIRD, mostrando un comportamiento intermedio. Pero en ciertas fases de la elevación, este grupo llega a presentar TaE mayores incluso que los del grupo con  $GIRD \geq 15^\circ$ . De forma sorprendente, el grupo completo previo a la división en función del GIRD, durante la elevación del brazo se situó entre las dos curvas de los grupos con GIRD, y su variación total de TpE también se situó igualmente entre estos dos grupos.

### 7.2.2. Distancia Acromiohumeral

Al observar las DAH de los tres grupos, en posición de reposo ( $ABD 0^\circ$ ), percibimos una diferencia de tamaño en los grupos que presentaron GIRD ( $GIRD \geq 0^\circ$  y  $GIRD < 15^\circ$ ), con tamaños mayores en estos grupos respecto al grupo que no lo presentó. Según la bibliografía estudiada y según se comentó anteriormente, en deportistas “*overhead*” se han observado posiciones escapulares en reposo, se corresponden con mayor RiE,

RintE y mayor TaE (Laudner et al., 2010; Oyama et al., 2008). Estas posiciones escapulares, deberían corresponderse con inferiorizaciones acromiales y con la consiguiente disminución de la DAH (Silva et al., 2010). Los autores, además, trataron de vincular la coexistencia de dichos posicionamientos escapulares con otras características propias de estos deportistas, como son el GIRD (Asker et al., 2018; Lubiatowski et al., 2018; Myklebust et al., 2013; Seabra et al., 2017; Van Cingel et al., 2018; Winkelmann et al., 2021). De esta forma sería de esperar que los grupos que mostraron GIRD, mostraran además DAH menores. Si contrastamos los datos obtenidos, se observó lo contrario. El grupo que menor media de DAH presentó es el grupo que no mostró GIRD. Tratando de justificar este hecho, retomamos los datos de cinemática escapular de los tres grupos, y observamos que tomando la posición de 30° de elevación como la más próxima a la posición de reposos escapular, como se comentó en los apartados anteriores, es el grupo que no presentó GIRD el que mostró una RSE menor, lo que según la evidencia comentada debería generar menores tamaños de la DAH respecto a los otros grupos, y no sucedió así. Respecto a los posicionamientos de ReE y TpE, sí que fueron los grupos con GIRD los que mostraron ROM menores, posicionamientos estos que teóricamente deberían corresponder con DAH menores respecto al grupo sin GIRD y tampoco sucedió así. Podría deberse a que como se comentó anteriormente, no fuera adecuado utilizar las posiciones más bajas de una valoración cinemática activa.

De esta forma podemos ver si este razonamiento se cumple para la DAH valorada ecográficamente durante el mantenimiento activo del brazo en 30° de ABD GH. En esta posición observamos que las medidas de la DAH fueron muy similares, con DAH mayor en el grupo con  $GIRD \geq 15^\circ$ , seguido por el grupo sin GIRD y por último el grupo que mostró  $GIRD < 15^\circ$ . Si sospechásemos, como dice la bibliografía que la DAH está conectada con adaptaciones propias de los deportes "overhead", y por consiguiente con los cambios rotacionales GH (fruto también de las adaptaciones deportivas), vemos que en nuestra muestra no sucedió de esta forma. Podría deberse a que las participantes tuvieran morfologías acromiales especiales, a que la muestra fuera demasiado pequeña o a la limitación comentada anteriormente respecto a la inexperiencia del examinador que realizó las valoraciones ecográficas y la probable inconsistencia en las mediciones.

Para los autores del estudio, parece lógico pensar que la DAH redujera su tamaño a medida que se produce la elevación de la ES de 0 a 60° en los tres grupos, coincidiendo con las teorías que apoyan el hecho de que, durante la elevación de la extremidad, la reducción de la DAH, pudiera producir una compresión mecánica de los elementos que lo atraviesan (Kibler, 1998; Maenhout et al., 2012; Neumann, 2016). En los grupos que

presentan GIRD, esta reducción de la DAH sucedió, no así en el grupo sin GIRD, en el que se produjo un aumento del tamaño de la DAH durante la elevación del brazo. Esta situación, ante muestras más numerosas, podría ser justificada con la idea, de que las adaptaciones rotacionales GH en deportistas en deportistas “*overhead*”, generasen cambios en la cinemática del complejo articular del hombro, e influyeran de esta forma en el comportamiento del espacio subacromial.

Muraki et al. en 2010 propusieron que las disminuciones adaptativas de Ri GH, pudieran ser responsables del aumento de la traslación superior de la cabeza humeral durante la elevación de la ES, coincidiendo con nuestros resultados (Muraki et al., 2010). Existen notables diferencias con dicho estudio, entre las que figuran que el estudio se llevó a cabo únicamente con escápulas y humeros (articulaciones GH) desarticulados de cadáveres, a los que se les plicaron las capsulas posteriores para simular una de las causas descritas en la bibliografía capaces de generar GIRD. Además, los individuos de los que se obtuvieron estas articulaciones tenían una media de edad de 79 años, existiendo grandes posibilidades de que presentasen degeneraciones articulares que pudieran imponer comportamientos no únicamente vinculados a los cambios provocados en la cápsula posterior. Otra de las diferencias con nuestra muestra, es que principalmente valoran cambios en la DAH en posicionamientos de mayor elevación de la ES, por encima de la posición más alta de las valoradas ecográficamente en nuestro estudio. Además, estos autores desprecian la influencia de los elementos activos y neuromusculares que imponen a su vez influencia en la forma en la que se mueven los dos elementos que delimitan el espacio subacromial.

Respecto a las valoraciones de la DAH durante el posicionamiento con activación muscular, los autores, ciñéndose a las teorías que apoyan el hecho de que la musculatura del MR desempeña su función principal en la estabilización de la cabeza humeral en dirección inferior, contrarrestando la acción en dirección superior del deltoides, esperaban encontrar menor disminución de la DAH durante la valoración con activación muscular que durante la evaluación con posicionamiento pasivo entre 0 y 60° de ABD GH. El grupo que mostró un mayor GIRD ( $GIRD \geq 15^\circ$ ) presentó, como los autores esperaban, una disminución de la DAH menor durante la elevación con mantenimiento activo respecto al mantenimiento pasivo. En el grupo con  $GIRD < 15^\circ$ , la disminución fue mayor durante la evaluación activa respecto a la pasiva en contra de lo esperado por los autores. El grupo que no mostró GIRD, como ya se comentó, en la evaluación pasiva entre 0-60°, se produjo un aumento del tamaño de la DAH, y durante la evaluación con posicionamiento activo, no hubo variación en dicha distancia con la elevación de la extremidad. Los autores no encuentran argumentos para justificar este

suceso, teniendo que atenerse de nuevo a las limitaciones comentadas con anterioridad sobre el examinador.

Los autores, intentando vincular los cambios en la DAH durante el posicionamiento activo, con los torques de la musculatura rotadora externa, y pensando que en las posiciones de las valoraciones ecográficas evaluadas con activación muscular en dirección de Re GH, son principalmente varios músculos del MR los que estarían activándose (si como se mencionó anteriormente, este grupo muscular se encarga de mantener inferiorizada la cabeza humeral y mantener así el espacio subacromial lo más amplio posible) los autores esperarían encontrar torques de rotación externa mayores, en los grupos en los que menos disminuye la valoración ecográfica de la DAH con activación de dicha musculatura. Se observa que los grupos que menor disminución de la DAH mostraron ( $GIRD \geq 15^\circ$  y  $GIRD = 0^\circ$ ), fueron los que menores torques en rotacionales presentaron, no coincidiendo con lo esperado por los autores. Conviene recordar, que durante los gestos funcionales deportivos de la ES, se activarían en una función estabilizadora, todos los músculos del MR, entre los que también figura un músculo cuya función principal, además de la estabilización artrocinemática de la cabeza humeral en la glena, es la Ri GH, siendo conscientes de que durante la evaluación ecográfica se solicitaron de forma aislada los rotadores externos, pensando en que una activación de todo el MR, generaría seguramente diferencias en la DAH valorada ecográficamente. Por otro lado, los autores son conscientes de que la valoración dinamométrica del torque se llevó a cabo en posición de  $90^\circ$  de ABD GH, no coincidiendo con la posición más alta de evaluación ecográfica con activación muscular, pudiendo justificar de esta manera la discrepancia de los resultados con lo esperado por los autores.

### **7.2.3. Torque Normalizado rotacional y Ratio Re/Ri GH**

En relación con los torques rotacionales, los autores esperaban encontrar por todo lo comentado con anterioridad con respecto a las adaptaciones de los brazos lanzadores dominantes; similitudes en las valoraciones de los torques y el ratio rotacional entre los grupos que presentaban GIRD ( $GIRD \geq 15^\circ$  y  $GIRD < 15^\circ$ ) y diferencias de estos dos grupos respecto al grupo que no la presentaba. En la valoración del torque de Re, los datos no concordaron con lo esperado por los autores, dado que el valor de este torque fue más parecido entre el grupo que más GIRD presentó y el grupo sin GIRD. En relación con el torque en Ri, sí que sucedió lo esperado, ya que los grupos que presentaron GIRD tenían valores similares.

El hecho de que el valor del torque normalizado en Ri fuera mayor en los grupos con GIRD que en el grupo que no lo presentó, podría deberse a que el GIRD imponga posicionamiento articular y muscular de los rotadores internos favorable en la posición de evaluación dinamométrica respecto a aquellos que no lo presentan.

En relación al ratio entre el torque de rotación externa y el de rotación interna, los autores esperaban encontrar igualmente similitudes mayores entre los grupos con GIRD y mayores diferencias con respecto al grupo que no la presenta. Sin embargo, fueron más parecidos los ratios entre el grupo con  $GIRD < 15^\circ$  respecto al que no presentó GIRD, que respecto al que presentó un  $GIRD \geq 15^\circ$ . Igual que sucedió en el grupo completo previo a la división en función del déficit de rotación interna, en los tres grupos se observó un ratio mayor que 1, lo que concuerda de nuevo con la evidencia aportada por Cools et al. para deportistas femeninas practicantes de handball (Cools et al., 2016).

Como se comentó en el apartado anterior, los datos que podrían vincular el torque en Re con las mediciones ecográficas de la variación de DAH con posicionamiento activo de la ES no se corresponde por lo esperado por los autores. Esta discrepancia se suma al hecho de que en general los autores esperaban encontrar comportamientos generales en los grupos con GIRD que se correspondieran en todas las variables estudiadas con las adaptaciones descritas en la bibliografía en los hombros lanzadores de deportistas “*overhead*”.

## 8. Conclusiones

Los resultados del estudio sugieren que no existen diferencias en el movimiento escapular durante la elevación y descenso de la ES en el plano escapular, ni en la DAH en las diferentes posiciones de Abd GH activa y pasiva entre el brazo dominante y no dominante de las deportistas femeninas de handball de élite. En cambio, los mismos indican que los brazos lanzadores de estas deportistas presentan déficits de ROM en Ri e incrementos de ROM en Re GH, así como aumentos del TN en Re GH en el brazo dominante respecto al no dominante. Además, las deportistas que presentan GIRD, muestran mayores rangos de RsE y TpE durante la elevación de la ES, mayor distancia acromiohumeral en reposo y mayor disminución de esta durante la elevación de la extremidad. Estas alteraciones, que están descritas como FR lesional del brazo lanzador en la práctica de deporte “*overhead*”, pueden ser fácilmente cuantificables en el ambiente clínico deportivo. Esta información, sumada a la posibilidad de detectar alteraciones en el movimiento escapular con un sistema de captura de movimiento 3D y detectar variaciones en la distancia subacromial a través de ecografía, sería de gran

utilidad para la generación de perfiles de riesgo lesional de hombro, y poder de esta forma planificar protocolos de prevención con la máxima adaptación a las necesidades de cada deportista.

## 9. Bibliografía

- Aagard, H. (1996). Injuries in elite volleyball. *Scan J Med Sci Sports*, 6(4), 228-232.
- Aasheim, C., Stavenes, H., Andersson, S. H., Engbretsen, L., & Clarsen, B. (2018). Prevalence and burden of overuse injuries in elite junior handball. *BMJ Open Sport and Exercise Medicine*, 4(1). <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2018-000391>
- Achenbach, L., Clément, A. C., Hufsky, L., Greiner, S., Zeman, F., & Walter, S. S. (2019). The throwing shoulder in youth elite handball: soft-tissue adaptations but not humeral retroversion differ between the two sexes. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 27(12), 3937-3943. <https://doi.org/10.1007/s00167-019-05578-0>
- Achenbach, L., Krutsch, V., Weber, J., Nerlich, M., Luig, P., Loose, O., Angele, P., & Krutsch, W. (2018). Neuromuscular exercises prevent severe knee injury in adolescent team handball players. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 26(7), 1901-1908. <https://doi.org/10.1007/s00167-017-4758-5>
- Achenbach, L., Laver, L., Walter, S. S., Zeman, F., Kuhr, M., & Krutsch, W. (2020). Decreased external rotation strength is a risk factor for overuse shoulder injury in youth elite handball athletes. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 28(4), 1202-1211. <https://doi.org/10.1007/s00167-019-05493-4>
- Almeida, G. P. L., Silveira, P. F., Rosseto, N. P., Barbosa, G., Eijnisman, B., & Cohen, M. (2013). Glenohumeral range of motion in handball players with and without throwing-related shoulder pain. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 22(5), 602-607. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2012.08.027>
- Andersson, S. H., Bahr, R., Clarsen, B., & Myklebust, G. (2017). Preventing overuse shoulder injuries among throwing athletes: A cluster-randomised controlled trial in 660 elite handball players. *British Journal of Sports Medicine*, 51(14), 1073-1080. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096226>
- Asker, M., Holm, L. W., Källberg, H., Waldén, M., & Skillgate, E. (2018). Female adolescent elite handball players are more susceptible to shoulder problems than their male counterparts. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 26(7), 1892-1900. <https://doi.org/10.1007/s00167-018-4857-y>
- Asker, M., Waldén, M., Källberg, H., Holm, L. W., & Skillgate, E. (2020). *Pre-season clinical shoulder test results and shoulder injury rate in adolescent handball: a prospective study on female and male elite players*. [www.jospt.org](http://www.jospt.org)
- Bağcier, F., Geler Külcü, D., Yorulmaz, E., & Altunok, E. Ç. (2020). Intra-and inter-rater reliability of ultrasound measurements of supraspinatus tendon thickness, acromiohumeral distance, and occupation ratio in patients with shoulder impingement syndrome. *Archives of Rheumatology*, 35(3), 385-393. <https://doi.org/10.46497/ArchRheumatol.2020.7515>
- Bayios IA. (2001). *Relationship between isometric strength of the internal and external shoulder rotators and ball velocity team handball*.

- Benítez-Martínez, J. C., Casaña-Granell, J., Alakhdar-Mohamara, Y., & Espí-López, G. V. (2015). Differences in acromio-humeral space measured by ultrasonography in overhead athlete shoulder pain. *Fisioterapia*, 37(3), 120-127. <https://doi.org/10.1016/j.ft.2014.09.001>
- Bigliani, L. U., Codd, T. P., Connor, P. M., Levine, W. N., Littlefield, M. A., & Hershon, S. J. (1997). *Shoulder Motion and Laxity in the Professional Baseball Player*.
- Bojsen Michalsik, L., Madsen, K., & Aagaard, P. (2015). *TECHNICAL MATCH CHARACTERISTICS AND INFLUENCE OF BODY ANTHROPOMETRY ON PLAYING PERFORMANCE IN MALE ELITE TEAM HANDBALL*. [www.nasca.com](http://www.nasca.com)
- Borich, M. R., Bright, J. M., Lorello, D. J., Cieminski, C. J., Buisman, T., & Ludewig, P. M. (2006). Scapular angular positioning at end range internal rotation in cases of glenohumeral internal rotation deficit. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 36(12), 926-934. <https://doi.org/10.2519/jospt.2006.2241>
- Borsa, P. A., Laudner, K. G., & Sauers, E. L. (2008). Mobility and Stability Adaptations in the Shoulder of the Overhead Athlete A Theoretical and Evidence-Based Perspective. En *Sports Med* (Vol. 38, Número 1).
- Boser, Q. A., Valevicius, A. M., Lavoie, E. B., Chapman, C. S., Pilarski, P. M., Hebert, J. S., & Vette, A. H. (2018). Cluster-based upper body marker models for three-dimensional kinematic analysis: Comparison with an anatomical model and reliability analysis. *Journal of Biomechanics*, 72, 228-234. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.02.028>
- Bruttel, H., Spranz, D. M., Bühlhoff, M., Aljohani, N., Wolf, S. I., & Maier, M. W. (2019). Comparison of glenohumeral and humerothoracic range of motion in healthy controls, osteoarthritic patients and patients after total shoulder arthroplasty performing different activities of daily living. *Gait and Posture*, 71, 20-25. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.04.001>
- Burkhart, S. S., Morgan, C. D., & Ben Kibler, W. (2003). The disabled throwing shoulder: Spectrum of pathology Part I: Pathoanatomy and biomechanics. *Arthroscopy - Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 19(4), 404-420. <https://doi.org/10.1053/jars.2003.50128>
- Burn, M. B., McCulloch, P. C., Lintner, D. M., Liberman, S. R., & Harris, J. D. (2016). Prevalence of Scapular Dyskinesia in Overhead and Nonoverhead Athletes: A Systematic Review. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 4(2). <https://doi.org/10.1177/2325967115627608>
- Butterfield, T. A. (2010). Eccentric Exercise In Vivo: Strain-Induced Muscle Damage and Adaptation in a Stable System. En *Exerc. Sport Sci. Rev* (Vol. 38, Número 2). [www.acsm-essr.org](http://www.acsm-essr.org)
- Camargo, P. R., & Neumann, D. A. (2019). Kinesiologic considerations for targeting activation of scapulothoracic muscles – part 2: trapezius. En *Brazilian Journal of Physical Therapy* (Vol. 23, Número 6, pp. 467-475). *Revista Brasileira de Fisioterapia*. <https://doi.org/10.1016/j.bjpt.2019.01.011>
- Cappozzo, A., Cappello, A., Della Croce, U., Pensalfini, F., & Sapienza, L. (1997). Surface-Marker Cluster Design Criteria for 3-D Bone Movement Reconstruction. En *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING* (Vol. 44, Número 12).

- Cappozzol, A., Catan, F., Crocel, D., & Leardini, A. (1995). Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. En *EINEMANN Clinical Biomechanics* (Vol. 10, Número 4).
- Carnevale, A., Longo, U. G., Schena, E., Massaroni, C., Lo Presti, D., Berton, A., Candela, V., & Denaro, V. (2019). Wearable systems for shoulder kinematics assessment: A systematic review. *BMC Musculoskeletal Disorders*, *20*(1). <https://doi.org/10.1186/s12891-019-2930-4>
- Carnevale, A., Schena, E., Formica, D., Massaroni, C., Longo, U. G., & Denaro, V. (2021). Skin strain analysis of the scapular region and wearables design. *Sensors*, *21*(17). <https://doi.org/10.3390/s21175761>
- Chant, C. B., Litchfield, R., Griffin, S., & Thain, L. M. F. (2007). Humeral head retroversion in competitive baseball players and its relationship to glenohumeral rotation range of motion. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, *37*(9), 514-520. <https://doi.org/10.2519/jospt.2007.2449>
- Chopp, J. N., O'Neill, J. M., Hurley, K., & Dickerson, C. R. (2010). Superior humeral head migration occurs after a protocol designed to fatigue the rotator cuff: A radiographic analysis. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, *19*(8), 1137-1144. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2010.03.017>
- Clarsen, B., Bahr, R., Andersson, S. H., Munk, R., & Myklebust, G. (2014). Reduced glenohumeral rotation, external rotation weakness and scapular dyskinesis are risk factors for shoulder injuries among elite male handball players: A prospective cohort study. *British Journal of Sports Medicine*, *48*(17), 1327-1333. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2014-093702>
- Cools, De Wilde, L., Van Tongel, A., Ceysens, C., Ryckewaert, R., & Cambier, D. C. (2014). Measuring shoulder external and internal rotation strength and range of motion: Comprehensive intra-rater and inter-rater reliability study of several testing protocols. *Shoulder Elbow Surg*, *23*(10).
- Cools, Johansson, F. R., Cambier, D. C., Vande Velde, A., Palmans, T., & Witvrouw, E. E. (2010). Descriptive profile of scapulothoracic position, strength and flexibility variables in adolescent elite tennis players. *Br J Sports Med*, *44*(9).
- Cools, Johansson, F. R., Cambier, D. C., Velde, A. Vande, Palmans, T., & Witvrouw, E. E. (2010). Descriptive profile of scapulothoracic position, strength and flexibility variables in adolescent elite tennis players. *British Journal of Sports Medicine*, *44*(9), 678-684. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2009.070128>
- Cools, Struyf, F., De Mey, K., Maenhout, A., Castelein, B., & Cagnie, B. (2014). Rehabilitation of scapular dyskinesis: From the office worker to the elite overhead athlete. *Br J Sports Med*, *48*(8), 692-697.
- Cools, Vanderstukken, F., Vereecken, F., Duprez, M., Heyman, K., Goethals, N., & Johansson, F. (2016). Eccentric and isometric shoulder rotator cuff strength testing using a hand-held dynamometer: reference values for overhead athletes. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, *24*(12), 3838-3847. <https://doi.org/10.1007/s00167-015-3755-9>

- Crockett, H. C., Gross, L. B., Wilk, K. E., Schwartz, M. L., Reed, J., Reilly, M. T., Dugas, J. R., Meister, K., Lyman, S., & Andrews, J. R. (2002). Osseous Adaptation and Range of Motion at the Glenohumeral Joint in Professional Baseball Pitchers\*. En *THE AMERICAN JOURNAL OF SPORTS MEDICINE* (Vol. 30, Número 1).
- De Baets, L., van der Straaten, R., Matheve, T., & Timmermans, A. (2017). Shoulder assessment according to the international classification of functioning by means of inertial sensor technologies: A systematic review. En *Gait and Posture* (Vol. 57, pp. 278-294). Elsevier B.V. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.06.025>
- Del Grande, F., Aro, M., Jalali Farahani, S., Cosgarea, A., Wilckens, J., & Carrino, J. A. (2016). High-resolution 3-T magnetic resonance imaging of the shoulder in nonsymptomatic professional baseball pitcher draft picks. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 40(1), 118-125. <https://doi.org/10.1097/RCT.0000000000000327>
- Dellabiancia, F., Parel, I., Filippi, M. V., Porcellini, G., & Merolla, G. (2017). Glenohumeral and scapulohumeral kinematic analysis of patients with traumatic anterior instability wearing a shoulder brace: a prospective laboratory study. *Musculoskeletal Surgery*, 101, 159-167. <https://doi.org/10.1007/s12306-017-0494-8>
- Desmeules, F., Minville, L., Riederer, B., Côté, C. H., & Frémont, P. (2004). Acromio-Humeral Distance Variation Measured by Ultrasonography and Its Association With the Outcome of Rehabilitation for Shoulder Impingement Syndrome. En *Clin J Sport Med* (Vol. 14).
- Dines, J. S., Frank, J. B., Akerman, M., & Yocum, L. A. (2009). Glenohumeral internal rotation deficits in baseball players with ulnar collateral ligament insufficiency. *American Journal of Sports Medicine*, 37(3), 566-570. <https://doi.org/10.1177/0363546508326712>
- Downar, J. M., & Sauers, E. L. (2005). by the National Athletic Trainers. En *Journal of Athletic Training 23 Journal of Athletic Training* (Vol. 40, Número 1). Association, Inc. [www.journalofathletictraining.org](http://www.journalofathletictraining.org)
- Doyscher, R., Kraus, K., Finke, B., & Scheibel, M. (2014). Akutverletzungen und Überlastungsschäden der Schulter im Sport. *Orthopade*, 43(3), 202-208. <https://doi.org/10.1007/s00132-013-2141-x>
- Duerr, M. (2010). *Reliability and accuracy of distance measurements between shoulder bony landmarks evaluated by ultrasound in asymptomatic subjects.*
- Ellenbecker, T. S., & Cools, A. (2010). Rehabilitation of shoulder impingement syndrome and rotator cuff injuries: An evidence-based review. En *British Journal of Sports Medicine* (Vol. 44, Número 5, pp. 319-327). <https://doi.org/10.1136/bjism.2009.058875>
- Ellenbecker, T. S., George, ;, & Davies, J. (2000). 338-350 C by the National Athletic Trainers. En *Journal of Athletic Training* (Vol. 35, Número 3). Association, Inc. [www.journalofathletictraining.org](http://www.journalofathletictraining.org)
- Ellenbecker, T. S., Roetert, E. P., Bailie, D. S., Davies, G. J., & Brown, S. W. (2002). Glenohumeral joint total rotation range of motion in elite tennis players and baseball pitchers. *Med. Sci. Sports Exerc*, 34(12), 2052-2056. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000039301.69917.0C>

- Elliott, B., Fleisig, G., Nicholls, R., & Escamilla, R. (2003). Technique effects on upper limb loading in the tennis serve. En *Journal of Science and Medicine in Sport* (Vol. 6, Número 1).
- Fieseler, G., Hermassi, S., Hoffmeyer, B., Schulze, S., Irlenbusch, L., Bartels, T., Delank, K. S., Laudner, K. G., & Schwesig, R. (2017). Differences in anthropometric characteristics in relation to throwing velocity and competitive level in professional male team handball: A tool for talent profiling. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 57(7-8), 985-992. <https://doi.org/10.23736/S0022-4707.17.06938-9>
- Fleisig, G. S., Andrews, J. R., Cutter, G. R., Weber, A., Loftice, J., McMichael, C., Hassell, N., & Lyman, S. (2011). Risk of serious injury for young baseball pitchers: A 10-year prospective study. *American Journal of Sports Medicine*, 39(2), 253-257. <https://doi.org/10.1177/0363546510384224>
- Fleisig, G. S., Andrews, J. R., Dillman, C. J., & Escamilla, R. F. (1995). Kinetics of Baseball Pitching with Implications About Injury Mechanisms. *The American Journal of Sports Medicine*, 23(2), 233-239. <https://doi.org/10.1177/036354659502300218>
- Fleisig, G. S., Barrentine, S. W., Zheng, N., Escamilla, R. F., & Andrews, J. R. (1999). Kinematic and kinetic comparison of baseball pitching among various levels of development. En *Fleisig) Journal of Biomechanics* (Vol. 32).
- Forthomme, B., Croisier, J. L., Delvaux, F., Kaux, J. F., Crielaard, J. M., & Gleizes-Cervera, S. (2018). Preseason strength assessment of the rotator muscles and shoulder injury in handball players. *Journal of Athletic Training*, 53(2), 174-180. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-216-16>
- Friesenbichler, B., Grassi, A., Grobet, C., Audigé, L., & Wirth, B. (2021). Is limited shoulder abduction associated with poor scapulothoracic mobility after reverse shoulder arthroplasty? *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 141(4), 587-591. <https://doi.org/10.1007/s00402-020-03445-z>
- Fu, X., Yung, P. S. H., Ma, C. C., & Leong, H. T. (2020). Scapular kinematics in athletes with and without rotator cuff tendinopathy: A systematic review. *Journal of Sport Rehabilitation*, 29(6), 820-829. <https://doi.org/10.1123/JSR.2019-0095>
- Garrison, J. C., Cole, M. A., Conway, J. E., MacKo, M. J., Thigpen, C., & Shanley, E. (2012). Shoulder range of motion deficits in baseball players with an ulnar collateral ligament tear. *American Journal of Sports Medicine*, 40(11), 2597-2603. <https://doi.org/10.1177/0363546512459175>
- Gracitelli, M. E. C., Assunção, J. H., Malavolta, E. A., Sakane, D. T., de Rezende, M. R., & Ferreira Neto, A. A. (2014). Trapezius muscle transfer for external shoulder rotation: Anatomical study. *Acta Ortopédica Brasileira*, 22(6), 304-307. <https://doi.org/10.1590/1413-78522014220600931>
- Hadjisavvas, S., Efstathiou, M. A., Malliou, V., Giannaki, C. D., & Stefanakis, M. (2022). Risk factors for shoulder injuries in handball: systematic review. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, 14(1). <https://doi.org/10.1186/s13102-022-00588-x>
- Harput, G., Guney, H., Toprak, U., Kaya, T., Colakoglu, F. F., & Baltaci, G. (2016). Shoulder-rotator strength, range of motion, and acromiohumeral distance in asymptomatic

- adolescent volleyball attackers. *Journal of Athletic Training*, 51(9), 733-738.  
<https://doi.org/10.4085/1062-6050-51.12.04>
- Harris, J. D., Pedroza, A., Jones, G. L., Baumgarten, K. M., Bishop, J. Y., Brophy, R. H., Carey, J. L., Dunn, W. R., Holloway, G. B., Kuhn, J. E., Ma, C. B., Marx, R. G., McCarty, E. C., Poddar, S. K., Smith, M. V., Spencer, E. E., Vidal, A. F., Wolf, B. R., & Wright, R. W. (2012). Predictors of pain and function in patients with symptomatic, atraumatic full-thickness rotator cuff tears: A time-zero analysis of a prospective patient cohort enrolled in a structured physical therapy program. *American Journal of Sports Medicine*, 40(2), 359-366. <https://doi.org/10.1177/0363546511426003>
- Harryman, D. T., Sidles, J. A., Clark, J. M., McQuade, K. J., Gibb, T. D., & Matsen, F. A. (1990). Translation of the humeral head on the glenoid with passive glenohumeral motion. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, 72(9), 1334-1343.  
<https://doi.org/10.2106/00004623-199072090-00009>
- Hébert, L. J., Moffet, H., Dufour, M., & Moisan, C. (2003). Acromiohumeral distance in a seated position in persons with impingement syndrome. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 18(1), 72-79. <https://doi.org/10.1002/jmri.10327>
- Hess, S. A., Richardson, C., Darnell, R., Friis, P., Lisle, D., & Myers, P. (2005). *Timing of Rotator Cuff Activation During Shoulder External Rotation in Throwers With and Without Symptoms of Pain*. [www.jospt.org](http://www.jospt.org)
- Hibberd, E. E., Oyama, S., & Myers, J. B. (2014). Increase in humeral retrotorsion accounts for age-related increase in glenohumeral internal rotation deficit in youth and adolescent baseball players. *American Journal of Sports Medicine*, 42(4), 851-858.  
<https://doi.org/10.1177/0363546513519325>
- Hickey, D., Solvig, V., Cavalheri, V., Harrold, M., & Mckenna, L. (2018). Scapular dyskinesis increases the risk of future shoulder pain by 43% in asymptomatic athletes: A systematic review and meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 52(2), 102-110.  
<https://doi.org/10.1136/bjsports-2017-097559>
- Hirashima, M., Kadota, H., Sakurai, S., Kudo, K., & Ohtsuki, T. (2002). Sequential muscle activity and its functional role in the upper extremity and trunk during overarm throwing. *Journal of Sports Sciences*, 20(4), 301-310. <https://doi.org/10.1080/026404102753576071>
- Hirashima, M., Yamane, K., Nakamura, Y., & Ohtsuki, T. (2008). Kinetic chain of overarm throwing in terms of joint rotations revealed by induced acceleration analysis. *Journal of Biomechanics*, 41(13), 2874-2883. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.06.014>
- Hogan, C., Corbett, J. A., Ashton, S., Perraton, L., Frame, R., & Dakic, J. (2021). Scapular Dyskinesis Is Not an Isolated Risk Factor for Shoulder Injury in Athletes: A Systematic Review and Meta-analysis. *American Journal of Sports Medicine*, 49(10), 2843-2853.  
<https://doi.org/10.1177/0363546520968508>
- Huang, T. S., Ou, H. L., Huang, C. Y., & Lin, J. J. (2015). Specific kinematics and associated muscle activation in individuals with scapular dyskinesis. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 24(8), 1227-1234. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2014.12.022>
- Hurd, W. J., Kaplan, K. M., Eiatrache, N. S., Jobe, F. W., Morrey, B. F., & Kaufman, K. R. (2011). A Profile of Glenohumeral Internal and External Rotation Motion in the Uninjured High

- School Baseball Pitcher, Part II: Strength. En *Journal of Athletic Training* (Vol. 2011, Número 3).
- Jildeh, T. R., Ference, D. A., Abbas, M. J., Jiang, E. X., & Okoroa, K. R. (2021). Scapulothoracic Dyskinesia: A Concept Review. *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine*, 14, 246-254. <https://doi.org/10.1007/s12178-021-09705-8>/Published
- Kaczmarek, P., Cisowski, P., & Grygorowicz, M. (2014). *Health aspects of female soccer players View project Qualitative and quantitative methods in sport and physiotherapy View project Przemyslaw Lubiatowski Rehasport Clinic*. [www.POLORTHOPTRAUMATOL.com](http://www.POLORTHOPTRAUMATOL.com)
- Karduna, A. R., McClure, P. W., Michener, L. A., & Sennett, B. (2001). Dynamic measurements of three-dimensional scapular kinematics: A validation study. *Journal of Biomechanical Engineering*, 123(2), 184-190. <https://doi.org/10.1115/1.1351892>
- Keller, R. A., De Giacomo, A. F., Neumann, J. A., Limpisvasti, O., & Tibone, J. E. (2018). Glenohumeral Internal Rotation Deficit and Risk of Upper Extremity Injury in Overhead Athletes: A Meta-Analysis and Systematic Review. *Sports Health*, 10(2), 125-132. <https://doi.org/10.1177/1941738118756577>
- Kelly, B. T., Barnes, R. P., Powell, J. W., & Warren, R. F. (2004). Shoulder Injuries to Quarterbacks in the National Football League. En *American Journal of Sports Medicine* (Vol. 32, Número 2, pp. 328-331). <https://doi.org/10.1177/0363546503261737>
- Kibler, W. Ben. (1998). The Role of the Scapula in Athletic Shoulder Function THE ROLES OF THE SCAPULA IN OVERHEAD THROWING AND SERVING ACTIVITIES. En *THE AMERICAN JOURNAL OF SPORTS MEDICINE* (Vol. 26, Número 2).
- Kibler, W. Ben. (2012). The Scapula in Rotator Cuff Disease. En *Med Sport Sci. Basel, Karger* (Vol. 57).
- Kibler, W. Ben, Kuhn, J. E., Wilk, K., Sciascia, A., Moore, S., Laudner, K., Ellenbecker, T., Thigpen, C., & Uhl, T. (2013). The disabled throwing shoulder: Spectrum of pathology - 10-year update. En *Arthroscopy - Journal of Arthroscopic and Related Surgery* (Vol. 29, Número 1). W.B. Saunders. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2012.10.009>
- Kibler, W. Ben, Ludewig, P. M., McClure, P. W., Michener, L. A., Bak, K., & Sciascia, A. D. (2013). Clinical implications of scapular dyskinesia in shoulder injury: The 2013 consensus statement from the «scapular summit». *British Journal of Sports Medicine*, 47(14), 877-885. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092425>
- Kozono, N., Takeuchi, N., Okada, T., Hamai, S., Higaki, H., Shimoto, T., Ikebe, S., Gondo, H., Senju, T., & Nakashima, Y. (2020). Dynamic scapulohumeral rhythm: Comparison between healthy shoulders and those with large or massive rotator cuff tear. *Journal of Orthopaedic Surgery*, 28(3). <https://doi.org/10.1177/2309499020981779>
- Laudner, K. G., Moline, M. T., & Meister, K. (2010). The relationship between forward scapular posture and posterior shoulder tightness among baseball players. *American Journal of Sports Medicine*, 38(10), 2106-2112. <https://doi.org/10.1177/0363546510370291>
- Laudner, K. G., Sipes, R. C., & Wilson, J. T. (2008). *The Acute Effects of Sleeper Stretches on Shoulder Range of Motion*. [www.nata.org/jat](http://www.nata.org/jat)

- Lee, K. W., Kim, Y. I., Kim, H. Y., Yang, D. S., Lee, G. S., & Choy, W. S. (2016). Three-dimensional scapular kinematics in patients with reverse total shoulder arthroplasty during arm motion. *CiOS Clinics in Orthopedic Surgery*, *8*(3), 316-324. <https://doi.org/10.4055/cios.2016.8.3.316>
- Lempereur, M., Brochard, S., Leboeuf, F., & Rémy-Néris, O. (2014). Validity and reliability of 3D marker based scapular motion analysis: A systematic review. En *Journal of Biomechanics* (Vol. 47, Número 10, pp. 2219-2230). Elsevier Ltd. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.04.028>
- Leong, H. T., Tsui, S. S. M., Ng, G. Y. fat, & Fu, S. N. (2016). Reduction of the subacromial space in athletes with and without rotator cuff tendinopathy and its association with the strength of scapular muscles. *Journal of Science and Medicine in Sport*, *19*(12), 970-974. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2016.03.011>
- Leong, H. T., Tsui, S., Ying, M., Leung, V. Y. fong, & Fu, S. N. (2012). Ultrasound measurements on acromio-humeral distance and supraspinatus tendon thickness: Test-retest reliability and correlations with shoulder rotational strengths. *Journal of Science and Medicine in Sport*, *15*(4), 284-291. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2011.11.259>
- Lewis, J. S. (2010). Rotator cuff tendinopathy: A model for the continuum of pathology and related management. En *British Journal of Sports Medicine* (Vol. 44, Número 13, pp. 918-923). BMJ Publishing Group. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2008.054817>
- Longo, U. G., De Salvatore, S., Carnevale, A., Tecce, S. M., Bandini, B., Lalli, A., Schena, E., & Denaro, V. (2022). Optical Motion Capture Systems for 3D Kinematic Analysis in Patients with Shoulder Disorders. En *International Journal of Environmental Research and Public Health* (Vol. 19, Número 19). MDPI. <https://doi.org/10.3390/ijerph191912033>
- Longo, U. G., De Salvatore, S., Sassi, M., Carnevale, A., De Luca, G., & Denaro, V. (2022). Motion Tracking Algorithms Based on Wearable Inertial Sensor: A Focus on Shoulder. En *Electronics (Switzerland)* (Vol. 11, Número 11). MDPI. <https://doi.org/10.3390/electronics11111741>
- Longo, U. G., Vasta, S., Maffulli, N., & Denaro, V. (2011). Scoring Systems for the Functional Assessment of Patients With Rotator Cuff Pathology. *Sports Med Arthrosc Rev*, *19*(3), 310-320.
- Lubiatowski, P., Kaczmarek, P., Cisowski, P., Breborowicz, E., Grygorowicz, M., Dzianach, M., Krupecki, T., Laver, L., & Romanowski, L. (2018). Rotational glenohumeral adaptations are associated with shoulder pathology in professional male handball players. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, *26*(1), 67-75. <https://doi.org/10.1007/s00167-017-4426-9>
- Ludewig, P. M., Phadke, V., Braman, J. P., Hassett, D. R., Cieminski, C. J., & Laprade, R. F. (2009). Motion of the shoulder complex during multiplanar humeral elevation. *Journal of Bone and Joint Surgery*, *91*(2), 378-389. <https://doi.org/10.2106/JBJS.G.01483>
- Ludewig, P. M., & Reynolds, J. F. (2009). The association of scapular kinematics and glenohumeral joint pathologies. En *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* (Vol. 39, Número 2, pp. 90-104). Movement Science Media. <https://doi.org/10.2519/jospt.2009.2808>

- Luig, P., Krutsch, W., Nerlich, M., Henke, T., Klein, C., Bloch, H., Platen, P., & Achenbach, L. (2018). Increased injury rates after the restructure of Germany's national second league of team handball. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, *26*(7), 1884-1891. <https://doi.org/10.1007/s00167-018-4851-4>
- Mackenzie, T. A., Bdaiwi, A. H., Herrington, L., & Cools, A. (2016). Inter-rater Reliability of Real-Time Ultrasound to Measure Acromiohumeral Distance. *PM and R*, *8*(7), 629-634. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2015.11.004>
- Maenhout, A., Van Cingel, R., De Mey, K., Van Herzeele, M., Dhooge, F., & Cools, A. (2013). Sonographic Evaluation of the Acromiohumeral Distance in Elite and Recreational Female Overhead Athletes. En *Clin J Sport Med* (Vol. 23). [www.cjsportmed.com](http://www.cjsportmed.com)
- Maenhout, A., Van Eessel, V., Van Dyck, L., Vanraes, A., & Cools, A. (2012). Quantifying acromiohumeral distance in overhead athletes with glenohumeral internal rotation loss and the influence of a stretching program. *American Journal of Sports Medicine*, *40*(9), 2105-2112. <https://doi.org/10.1177/0363546512454530>
- Maier, M. W., Niklasch, M., Dreher, T., Zeifang, F., Rettig, O., Klotz, M. C., Wolf, S. I., & Kasten, P. (2014). Motion patterns in activities of daily living: 3- year longitudinal follow-up after total shoulder arthroplasty using an optical 3D motion analysis system. *BMC Musculoskeletal Disorders*, *15*(1). <https://doi.org/10.1186/1471-2474-15-244>
- Mark Grossman, B. G., Tibone, J. E., MCGarry Ms, M. H., Schneider, D. J., Veneziani, S., & Lee, T. Q. (2005). *A CADAVERIC MODEL OF THE THROWING SHOULDER: A POSSIBLE ETIOLOGY OF SUPERIOR LABRUM ANTERIOR-TO-POSTERIOR LESIONS.*
- Matsen, F., Harnjman, D. T., & Sidles, J. A. (1991). Mechanics of Glenohumeral Instability. *Clinics in Sports Medicine*, *10*(4), 783-788.
- McClure, Greenberg, E., & Kareha, S. (2012). *Evaluation and Management of Scapular Dysfunction.* [www.sportsmedarthro.com](http://www.sportsmedarthro.com)
- McClure, Michener, L. A., Sennett, B. J., & 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. <https://doi.org/10.1067/mse.2001.112954>
- McClure, P., Tate, A. R., & Kareha, S. (2009). *A Clinical Method for Identifying Scapular Dyskinesis, Part 1: Reliability.* [www.arcadia.edu/academic/default.aspx?id515080](http://www.arcadia.edu/academic/default.aspx?id515080)
- McHugh, B., Akhbari, B., Morton, A. M., Moore, D. C., & Crisco, J. J. (2021). Optical motion capture accuracy is task-dependent in assessing wrist motion. *Journal of Biomechanics*, *120*. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110362>
- McHugh, B., Morton, A. M., Akhbari, B., Molino, J., & Crisco, J. J. (2020). Accuracy of an electrogoniometer relative to optical motion tracking for quantifying wrist range of motion. *Journal of Medical Engineering and Technology*, *44*(2), 49-54. <https://doi.org/10.1080/03091902.2020.1713240>
- Medina-Mirapeix, F., Agustín, R. M. S., Cánovas-Ambit, G., García-Vidal, J. A., Gacto-Sánchez, M., & Escolar-Reina, P. (2019). An optoelectronic system for measuring the range of motion in healthy volunteers: A cross-sectional study. *Medicina (Lithuania)*, *55*(9). <https://doi.org/10.3390/medicina55090516>

- Meister, K. (2000). *Current Concepts Injuries to the Shoulder in the Throwing Athlete Part One: Biomechanics/Pathophysiology/Classification of Injury*.
- Meister, K., Day, T., Horodyski, M., Kaminski, T. W., Wasik, M. P., & Tillman, S. (2005). Rotational motion changes in the glenohumeral joint of the adolescent/Little League baseball player. *American Journal of Sports Medicine*, 33(5), 693-698. <https://doi.org/10.1177/0363546504269936>
- Meskers, C. G. M., Van Der Helm, F. C. T., Rozendaal, L. A., & Rozing, P. M. (1998). In vivo estimation of the glenohumeral joint rotation center from scapular bony landmarks by linear regression. En *Journal of Biomechanics* (Vol. 31).
- Mlynarek, R. A., Lee, S., & Bedi, A. (2017). Shoulder Injuries in the Overhead Throwing Athlete. En *Hand Clinics* (Vol. 33, Número 1, pp. 19-34). W.B. Saunders. <https://doi.org/10.1016/j.hcl.2016.08.014>
- Mohseni-Bandpei, M. A., Keshavarz, R., Minoonejhad, H., Mohsenifar, H., & Shakeri, H. (2012). Shoulder pain in iranian elite athletes: The prevalence and risk factors. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 35(7), 541-548. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2012.07.011>
- Møller, M., Nielsen, R. O., Attermann, J., Wedderkopp, N., Lind, M., Sørensen, H., & Myklebust, G. (2017). Handball load and shoulder injury rate: A 31-week cohort study of 679 elite youth handball players. *British Journal of Sports Medicine*, 51(4), 231-237. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096927>
- Muraki, T., Yamamoto, N., Zhao, K. D., Sperling, J. W., Steinmann, S. P., Cofield, R. H., & An, K. N. (2010). Effect of Posteroinferior Capsule Tightness on Contact Pressure and Area Beneath the Coracoacromial Arch during Pitching Motion. *American Journal of Sports Medicine*, 38(3), 600-607. <https://doi.org/10.1177/0363546509350074>
- Myers, J. B., Laudner, K. G., Pasquale, M. R., Bradley, J. P., & Lephart, S. M. (2005). Scapular position and orientation in throwing athletes. *American Journal of Sports Medicine*, 33(2), 263-271. <https://doi.org/10.1177/0363546504268138>
- Myers, J. B., Laudner, K. G., Pasquale, M. R., Bradley, J. P., & Lephart, S. M. (2006). Glenohumeral range of motion deficits and posterior shoulder tightness in throwers with pathologic internal impingement. *American Journal of Sports Medicine*, 34(3), 385-391. <https://doi.org/10.1177/0363546505281804>
- Myers, J. B., Oyama, S., Goerger, B. M., Jo Rucinski, T., Troy Blackburn, J., & Alexander Creighton, R. (2009). Influence of Humeral Torsion on Interpretation of Posterior Shoulder Tightness Measures in Overhead Athletes. En *Clin J Sport Med* (Vol. 19). [www.cjsportmed.com](http://www.cjsportmed.com)
- Myers, J. B., Oyama, S., Wassinger, C. A., Ricci, R. D., Abt, J. P., Conley, K. M., & Lephart, S. M. (2007). Reliability, precision, accuracy, and validity of posterior shoulder tightness assessment in overhead athletes. *American Journal of Sports Medicine*, 35(11), 1922-1930. <https://doi.org/10.1177/0363546507304142>
- Myklebust, G., Hasslan, L., Bahr, R., & Steffen, K. (2013). High prevalence of shoulder pain among elite Norwegian female handball players. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 23(3), 288-294. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2011.01398.x>

- Navarro-Ledesma, S., Struyf, F., Labajos-Manzanares, M. T., Fernandez-Sanchez, M., Morales-Asencio, J. M., & Luque-Suarez, A. (2017). Does the acromiohumeral distance matter in chronic rotator cuff related shoulder pain? *Musculoskeletal Science and Practice*, *29*, 38-42. <https://doi.org/10.1016/j.msksp.2017.02.011>
- Neumann, D. A. (2016). *Kinesiology of the Musculoskeletal System, Foundations for Rehabilitation* (3rd ed.). Mosby.
- Noonan, T. J., Shanley, E., Bailey, L. B., Wyland, D. J., Kissenberth, M. J., Hawkins, R. J., & Thigpen, C. A. (2015). Professional Pitchers With Glenohumeral Internal Rotation Deficit (GIRD) Display Greater Humeral Retrotorsion Than Pitchers Without GIRD. *American Journal of Sports Medicine*, *43*(6), 1448-1454. <https://doi.org/10.1177/0363546515575020>
- Olsen, S. J., Fleisig, G. S., Dun, S., Loftice, J., & Andrews, J. R. (2006). Risk factors for shoulder and elbow injuries in adolescent baseball pitchers. *American Journal of Sports Medicine*, *34*(6), 905-912. <https://doi.org/10.1177/0363546505284188>
- Oyama, S., Myers, J. B., Wassinger, C. A., Daniel Ricci, R., & Lephart, S. M. (2008). *Asymmetric Resting Scapular Posture in Healthy Overhead Athletes*. [www.nata.org/jat](http://www.nata.org/jat)
- Paine, R., & Voight, M. L. (2013). THE ROLE OF THE SCAPULA. En *The International Journal of Sports Physical Therapy* | (Vol. 8, Número 5).
- Papadonikolakis, A., Mckenna, M., Warme, W., Martin, B. I., & Iii, F. A. M. (2011). Published Evidence Relevant to the Diagnosis of Impingement Syndrome of the Shoulder. *J Bone Joint Surg Am*, *93*, 1827-1859. <https://doi.org/10.2106/JBJSJ.01748>
- Phadke, V., Camargo, P. R., & Ludewig, P. M. (2009). Scapular and rotator cuff muscle activity during arm elevation: A review of normal function and alterations with shoulder impingement. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, *13*(1), 1-9. <https://doi.org/10.1590/S1413-35552009005000012>
- Pink MM, & Jobe FW. (1996). *Operative techniques in upper extremity sports injuries* | [WorldCat.org](http://WorldCat.org). <https://www.worldcat.org/es/title/operative-techniques-in-upper-extremity-sports-injuries/oclc/32094157>
- Pluim, B. M. (2013). Scapular dyskinesis: Practical applications. En *British Journal of Sports Medicine* (Vol. 47, Número 14, pp. 875-876). <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092722>
- Póvoas, S. C. A., Castagna, C., Resende, C., Coelho, E. F., Silva, P., Santos, R., Seabra, A., Tamames, J., Lopes, M., Randers, M. B., & Krusturup, P. (2017). Physical and Physiological Demands of Recreational Team Handball for Adult Untrained Men. *BioMed Research International*, *2017*. <https://doi.org/10.1155/2017/6204603>
- Reagan, K. M., Meister, K., Beth Horodyski, M., Werner, D. W., Carruthers, C., & Wilk, K. (2002). *Humeral Retroversion and Its Relationship to Glenohumeral Rotation in the Shoulder of College Baseball Players*.
- Reinold, M. M., Wilk, K. E., Macrina, L. C., Sheheane, C., Dun, S., Fleisig, G. S., Crenshaw, K., & Andrews, J. R. (2008). Changes in shoulder and elbow passive range of motion after

- pitching in professional baseball players. *American Journal of Sports Medicine*, 36(3), 523-527. <https://doi.org/10.1177/0363546507308935>
- Robert-Lachaine, X., Allard, P., Godbout, V., Tétreault, P., & Begon, M. (2016). Scapulohumeral rhythm relative to active range of motion in patients with symptomatic rotator cuff tears. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 25(10), 1616-1622. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2016.02.031>
- Robertson, D. G. E., Caldwell, G. E., Hamill, J., Kamen, G., & Whittlesey, S. (2013). (2) (PDF) *Research Methods in Biomechanics: Second edition (eBook)*. [https://www.researchgate.net/publication/258034032\\_Research\\_Methods\\_in\\_Biomechanics\\_Second\\_edition\\_eBook](https://www.researchgate.net/publication/258034032_Research_Methods_in_Biomechanics_Second_edition_eBook)
- Roche, S. J., Funk, L., Sciascia, A., & Kibler, W. Ben. (2015). Scapular dyskinesia: the surgeon's perspective. En *Shoulder and Elbow* (Vol. 7, Número 4, pp. 289-297). SAGE Publications Inc. <https://doi.org/10.1177/1758573215595949>
- Roy, J. S., Macdermid, J. C., & Woodhouse, L. J. (2009). Measuring shoulder function: A systematic review of four questionnaires. *Arthritis Care and Research*, 61(5), 623-632. <https://doi.org/10.1002/art.24396>
- Rudzki, J. R., Adler, R. S., Warren, R. F., Kadrmaz, W. R., Verma, N., Pearle, A. D., Lyman, S., & Fealy, S. (2008). Contrast-enhanced ultrasound characterization of the vascularity of the rotator cuff tendon: Age- and activity-related changes in the intact asymptomatic rotator cuff. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 17(1 SUPPL.). <https://doi.org/10.1016/j.jse.2007.07.004>
- Schmalzl, J., Walter, H., Rothfischer, W., Blaich, S., Gerhardt, C., & Lehmann, L. J. (2022). GIRD syndrome in male handball and volleyball players: Is the decrease of total range of motion the turning point to pathology? *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 35(4), 755-762. <https://doi.org/10.3233/BMR-191767>
- Sciascia, A., & Kibler, W. Ben. (2010). Current concepts: Scapular dyskinesia. *British Journal of Sports Medicine*, 44(5), 300-305. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2009.058834>
- Scibek, J. S., & Carcia, C. R. (2012). Assessment of scapulohumeral rhythm for scapular plane shoulder elevation using a modified digital inclinometer. *World Journal of Orthopedics*, 3(6), 87-94. <https://doi.org/10.5312/wjo.v3.i6.87>
- Seabra, P., Van Eck, C. F., Sá, M., & Torres, J. (2017). Are professional handball players at risk for developing a glenohumeral internal rotation deficit in their dominant arm? *Physician and Sportsmedicine*, 45(2), 77-81. <https://doi.org/10.1080/00913847.2017.1295774>
- Seil, R., Laver, L., Landreau, P., Myklebust, G., & Waldén, M. (2018). ESSKA helps making a change: the example of handball medicine. En *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* (Vol. 26, Número 7, pp. 1881-1883). Springer Verlag. <https://doi.org/10.1007/s00167-017-4478-x>
- Seitz, A. L., McClure, P. W., Lynch, S. S., Ketchum, J. M., & Michener, L. A. (2012). Effects of scapular dyskinesia and scapular assistance test on subacromial space during static arm elevation. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 21(5), 631-640. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2011.01.008>

- Silva, R. T., Hartmann, L. G., De Souza Laurino, C. F., & Biló, J. P. R. (2010). Clinical and ultrasonographic correlation between scapular dyskinesia and subacromial space measurement among junior elite tennis players. *British Journal of Sports Medicine*, *44*(6), 407-410. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2008.046284>
- Skejø, S. D., Møller, M., Bencke, J., & Sørensen, H. (2019). Shoulder kinematics and kinetics of team handball throwing: A scoping review. *Human Movement Science*, *64*, 203-212. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2019.02.006>
- Spranz, D. M., Bruttel, H., Eckerle, J. M., Wolf, S. I., Berrische, G., & Maier, M. W. (2019). Variation of the glenohumeral and scapulothoracic motion in progressive severity of glenohumeral osteoarthritis. *Orthopaedics and Traumatology: Surgery and Research*, *105*(8), 1503-1507. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2019.07.010>
- Stokdijk, M., Nagels, J., & Rozing, P. M. (2000). The glenohumeral joint rotation centre in vivo. *En Journal of Biomechanics* (Vol. 33).
- Struyf, F., Nijs, J., Meeus, M., Roussel, N. A., Mottram, S., Truijen, S., & Meeusen, R. (2014). Does scapular positioning predict shoulder pain in recreational overhead athletes? *International Journal of Sports Medicine*, *35*(1), 75-82. <https://doi.org/10.1055/s-0033-1343409>
- Tashjian, R. Z., Farnham, J. M., Albright, F. S., Teerlink, C. C., & Cannon-Albright, L. A. (2009). Evidence for an inherited predisposition contributing to the risk for rotator cuff disease. *Journal of Bone and Joint Surgery*, *91*(5), 1136-1142. <https://doi.org/10.2106/JBJS.H.00831>
- Teixeira, D. C., Alves, L., & Gutierrez, M. (2021). The role of scapular dyskinesia on rotator cuff tears: a narrative review of the current knowledge. *EFORT Open Reviews*, *6*(10), 932-940. <https://doi.org/10.1302/2058-5241.6.210043>
- Teyhen, D. S., Miller, J. M., Middag, T. R., & Kane, E. J. (2008). *Rotator Cuff Fatigue and Glenohumeral Kinematics in Participants Without Shoulder Dysfunction*. [www.nata.org/jat](http://www.nata.org/jat)
- Thomas, S. J., Swanik, C. B., Higginson, J. S., Kaminski, T. W., Swanik, K. A., Bartolozzi, A. R., Abboud, J. A., & Nazarian, L. N. (2011). A bilateral comparison of posterior capsule thickness and its correlation with glenohumeral range of motion and scapular upward rotation in collegiate baseball players. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, *20*(5), 708-716. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2010.08.031>
- Thomas, S. J., Swanik, C. B., Kaminski, T. W., Higginson, J. S., Swanik, K. A., Bartolozzi, A. R., & Nazarian, L. N. (2012). Humeral retroversion and its association with posterior capsule thickness in collegiate baseball players. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, *21*(7), 910-916. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2011.05.028>
- Tonin, K., Stražar, K., Burger, H., & Vidmar, G. (2013). Adaptive changes in the dominant shoulders of female professional overhead athletes: Mutual association and relation to shoulder injury. *International Journal of Rehabilitation Research*, *36*(3), 228-235. <https://doi.org/10.1097/MRR.0b013e32835d0b87>

- Topley, M., & Richards, J. G. (2020). A comparison of currently available optoelectronic motion capture systems. *Journal of Biomechanics*, *106*.  
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.109820>
- Tyler, T. F., Nicholas, S. J., Lee, S. J., Mullaney, M., & McHugh, M. P. (2010). Correction of posterior shoulder tightness is associated with symptom resolution in patients with internal impingement. *American Journal of Sports Medicine*, *38*(1), 114-119.  
<https://doi.org/10.1177/0363546509346050>
- Ueda, A., Matsumura, A., Shinkuma, T., Oki, T., & Nakamura, Y. (2021). Scapular dyskinesis type is associated with glenohumeral joint and scapular kinematic alteration during pitching motion in baseball players. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, *28*, 332-340. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2021.07.039>
- Uhl, T. L., Kibler, W. Ben, Gecewich, B., & Tripp, B. L. (2009). Evaluation of Clinical Assessment Methods for Scapular Dyskinesis. *Arthroscopy - Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, *25*(11), 1240-1248. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2009.06.007>
- Valevicius, A. M., Jun, P. Y., Hebert, J. S., & Vette, A. H. (2018). Use of optical motion capture for the analysis of normative upper body kinematics during functional upper limb tasks: A systematic review. En *Journal of Electromyography and Kinesiology* (Vol. 40, pp. 1-15). Elsevier Ltd. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2018.02.011>
- van Andel, C., van Hutten, K., Eversdijk, M., Veeger, D. J., & Harlaar, J. (2009). Recording scapular motion using an acromion marker cluster. *Gait and Posture*, *29*(1), 123-128.  
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.07.012>
- Van Cingel, R., Habets, B., Willemsen, L., & Staal, B. (2018). Shoulder Dynamic Control Ratio and Rotation Range of Motion in Female Junior Elite Handball Players and Controls. *Clinical Journal of Sport Medicine*, *28*(2), 153-158.  
<https://doi.org/10.1097/JSM.0000000000000429>
- Vodička, T., Zvonař, M., Pačes, J., Knjaz, D., Ružbarský, P., & Zháněl, J. (2018). Strength values of shoulder internal and external rotators in junior tennis players. *Kinesiology*, *50*(2), 181-187. <https://doi.org/10.26582/K.50.2.9>
- Wagner, Farley, K. X., Higgins, I., Wilson, J. M., Daly, C. A., & Gottschalk, M. B. (2020). The incidence of shoulder arthroplasty: rise and future projections compared with hip and knee arthroplasty. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, *29*(12), 2601-2609.  
<https://doi.org/10.1016/j.jse.2020.03.049>
- Wagner, H., Pfusterschmied, J., Von Duvillard, S. P., & Müller, E. (2011). Performance and kinematics of various throwing techniques in team-handball. En *Journal of Sports Science and Medicine* (Vol. 10). <http://www.jssm.org>
- Wang, H. K., Lin, J. J., Pan, S. L., & Wang, T. G. (2005). Sonographic evaluations in elite college baseball athletes. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, *15*(1), 29-35.  
<https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2004.00408.x>
- Warner, M., Chappell, P. H., & Stokes, M. J. (2015). Measurement of dynamic scapular kinematics using an acromion marker cluster to minimize skin movement artifact. *Journal of Visualized Experiments*, *96*. <https://doi.org/10.3791/51717>

- Wilk, K. E., Arrigo, C., & Wilk Christopher Arrigo, K. E. (1993). *C L I N I C A L Current Concepts in the Rehabilitation of the Athletic Shoulder*. [www.jospt.org](http://www.jospt.org)
- Wilk, K. E., Macrina, L. C., Fleisig, G. S., Aune, K. T., Porterfield, R. A., Harker, P., Evans, T. J., & Andrews, J. R. (2015). Deficits in Glenohumeral Passive Range of Motion Increase Risk of Shoulder Injury in Professional Baseball Pitchers. *American Journal of Sports Medicine*, *43*(10), 2379-2385. <https://doi.org/10.1177/0363546515594380>
- Wilk, K. E., MacRina, L. C., Fleisig, G. S., Porterfield, R., Simpson, C. D., Harker, P., Paparesta, N., & Andrews, J. R. (2011). Correlation of glenohumeral internal rotation deficit and total rotational motion to shoulder injuries in professional baseball pitchers. *American Journal of Sports Medicine*, *39*(2), 329-335. <https://doi.org/10.1177/0363546510384223>
- Wilk, K. E., Pt, †, Meister, K., & Andrews, J. R. (2002). *Current Concepts Current Concepts in the Rehabilitation of the Overhead Throwing Athlete*.
- Winkelmann, M. T., Walter, S. S., Laver, L., Zeman, F., Fehske, K., & Achenbach, L. (2021). Increased posterior shoulder capsule thickness in youth elite handball players: a sonographic investigation. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, *30*(1), 194-199. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2020.04.047>
- Wu, G., Van Der Helm, F. C. T., Veeger, H. E. J., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., Nagels, J., Karduna, A. R., McQuade, K., Wang, X., Werner, F. W., & Buchholz, B. (2005). ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion - Part II: Shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics*, *38*(5), 981-992. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.05.042>
- Yamamoto, N., Muraki, T., Sperling, J. W., Steinmann, S. P., Itoi, E., Cofield, R. H., & An, K. N. (2010). Contact between the coracoacromial arch and the rotator cuff tendons in nonpathologic situations: A cadaveric study. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, *19*(5), 681-687. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2009.12.006>
- Yeşilyaprak, S. S. (2020). Kinesiology of the shoulder complex. En *Comparative Kinesiology of the Human Body: Normal and Pathological Conditions* (pp. 157-190). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-812162-7.00011-4>
- Zaferiou, A. M., Knowlton, C. B., Jang, S. H., Saltzman, B. M., Verma, N. N., Forsythe, B., Nicholson, G. P., & Romeo, A. A. (2021). Scapular and humeral elevation coordination patterns used before vs. after Reverse Total Shoulder Arthroplasty. *Journal of Biomechanics*, *125*. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110550>
- Zapartidis, I. (2007). *Intentification of Talented Adolescent Team Hanball Athletes View project Team handball View project*. <https://www.researchgate.net/publication/6279942>

