



universidad
de león



TRABAJO DE FIN DE GRADO EN CIENCIAS DE LA ACTIVIDAD FÍSICA Y DEL
DEPORTE

Curso Académico 2017/2018

Perfil rotacional del hombro en jugadores de balonmano de
categoría infantil del club Balonmano Abanca Ademar de León

Shoulder rotational profiles in young handball players from the
Handball Abanca Ademar de León club

Autor/a: Santiago Pérez Lasheras

Tutor/a: Jaime Fernández Fernández

Fecha: 02/07/18

VºBº TUTOR/A

VºBº AUTOR/A



Índice

| | |
|---|----|
| Índice..... | 2 |
| Resumen en español..... | 3 |
| Resumen en inglés..... | 4 |
| Introducción..... | 5 |
| Material y métodos..... | 8 |
| Participantes..... | 8 |
| Medidas..... | 9 |
| Rango de movimiento (RDM)..... | 9 |
| Máxima contracción voluntaria isométrica (MVC)..... | 10 |
| Resultados..... | 11 |
| Rango de movimiento (RDM)..... | 11 |
| Máxima contracción voluntaria isométrica (MVC)..... | 13 |
| Discusión..... | 14 |
| Déficit de rotación interna (GIRD)..... | 14 |
| Ganancia de rotación externa..... | 15 |
| Arco total de movimiento (ATM)..... | 16 |
| Máxima contracción voluntaria isométrica (MVC)..... | 18 |
| Protocolo de prevención de lesiones en el hombro..... | 19 |
| Conclusiones..... | 23 |
| Bibliografía..... | 24 |



Resumen en español

La repetición continuada de acciones por encima de la cabeza en el balonmano puede llegar a producir desequilibrios en la articulación del hombro aumentando consecuentemente el riesgo de sufrir lesiones. Por ello, el primer objetivo de este trabajo fue determinar el rango de movimiento (RDM) y la fuerza en articulación glenohumeral de los jugadores de balonmano de categoría infantil ($n = 16$; edad = 13 ± 0.8 años) y secundariamente establecer perfiles individualizados basados en los resultados obtenidos con el propósito de prevenir posibles lesiones y aumentar el rendimiento a estas edades. Por lo tanto, se midieron el RDM y la máxima contracción voluntaria isométrica (MVC) en la rotación interna y externa de ambos hombros (es decir, dominante y no dominante). Los resultados mostraron una mayor rotación interna en la articulación del hombro no dominante en comparación con el hombro dominante y una mayor fuerza en el hombro dominante en la rotación interna y externa. Sin embargo, según las diferencias interindividuales encontradas, parece necesario establecer protocolos individualizados para cada jugador.

Palabras clave: rotación interna, rotación externa, rango de movimiento, déficit de rotación interna.



Resumen en inglés

The continuous repetition of overhead actions in handball can produce imbalances in the shoulder joint and, consequently, increase the risk of injury. Therefore, the first aim of this work was to describe the range of movement (RDM) and the strength in the gleno-humeral joint of young handball players ($n = 16$; age = 13.0 ± 0.8 years) and secondary, to establish individualized profiles based on the results aiming to prevent possible injuries and increase performance at these ages. Thus, the RDM and maximum voluntary contraction (MVC) in the internal and external rotation of both shoulders (i.e., dominant and non-dominant) were measured. Results showed that a greater internal rotation in the non-dominant shoulder joint compared to the dominant shoulder and greater force of the dominant shoulder in both internal and external rotation. However, based on the inter-individual differences found it seems necessary to establish individualized protocols for each player.

Key words: internal rotation, external rotation, range of movement, glenohumeral internal rotation deficit.



Introducción

El balonmano es un deporte en el que se enfrentan dos equipos compuestos por siete jugadores cuyo objetivo principal es introducir la pelota en la portería rival situada en los extremos del campo utilizando únicamente las manos. Según el Consejo Superior de Deportes (CSD) (2018), el balonmano es tercer deporte de equipo más practicado en España, detrás del fútbol y el baloncesto, actualmente en España cuenta con 98.709 licencias federativas.

El rendimiento en balonmano depende de una variedad de habilidades individuales (mentales, físicas y técnicas) y de la interacción entre los diferentes jugadores del equipo, en este sentido, la eficacia técnica y táctica son factores predominantes pero las capacidades físicas deben estar bien desarrolladas para llegar a ser un buen jugador (Bilge, 2012). Debido a las dimensiones del campo y la facilidad con la que los jugadores desplazan el balón por el terreno de juego, el balonmano es uno de los deportes de equipo en los que más rápido se juega. A su vez también se caracteriza por la realización repetida de saltos, sprints, contacto corporal y cambios de dirección (Karcher y Buchheit, 2014). Los jugadores deben tener una buena capacidad aeróbica para poder ser capaces de realizar acciones de alta intensidad de forma repetida (Buchheit et al., 2009). Además, al tratarse de un deporte de contacto, donde saltar, golpear, bloquear y empujar son comunes, la fuerza es una necesidad básica para desenvolverse al más alto nivel no solo en etapas adultas, sino también etapas de formación (Gorostiaga et al., 2006; Mohamed et al., 2009; Ziv y Lidor, 2009).

Tanto en acciones de entrenamiento como en competición, los jugadores están realizando constantemente acciones por encima de la cabeza como lanzamientos o bloqueos. En una temporada completa entre entrenamientos y competición los jugadores de balonmano realizan al menos 48.000 lanzamientos (Sommervold y Østerås, 2017). Durante la realización de estas acciones actúan fuerzas que afectan a la articulación del hombro especialmente en la fase de armado del brazo, la repetición constante de las mismas puede llegar a producir un desequilibrio muscular entre los rotadores internos y externos del complejo articular del hombro, sobre todo en el hombro dominante (Zapardiel, 2015). En este sentido, en el hombro que lanza (o dominante) se puede producir un aumento de la rotación externa (RE) y una reducción de la rotación interna (RI) en comparación con el hombro que no lanza (o no dominante) (Almeida et al., 2013). Este desequilibrio podría estar relacionado con la



posibilidad de sufrir lesiones por sobre-uso en esta articulación, definiéndose lesión por sobre-uso a la lesión causada por un microtrauma repetido sin un solo evento identificable responsable de la lesión (Moller et al., 2012).

Dadas las características propias de este deporte expuestas anteriormente, todos los estudios epidemiológicos revisados que valoran las lesiones por sobre-uso coinciden en que el hombro es una de las articulaciones con más prevalencia lesiva (Gohlke et al., 1993; Moller et al., 2012; Myklebust et al., 2013; Seil et al., 1998). La incidencia lesiva varía dependiendo de la categoría en la que compiten los jugadores, en jugadores senior se estima en 23.5/100 horas de partido mientras que para jugadores sub 16 la incidencia lesiva está en torno a 11.1/100 horas de partido, siendo las lesiones por sobre-uso las que van a representar el 45% de todas las lesiones en este grupo poblacional (Moller et al., 2012).

En relación con la incidencia lesiva del hombro, son numerosos los autores que han analizado los factores de riesgo de lesión en deportistas que utilizan el hombro (o que realizan acciones por encima de la cabeza, como puede ser un lanzamiento), con el objetivo de proporcionar una base científica y establecer las pautas para la prevención y readaptación de estas lesiones. Por un lado, se centran en valorar el rango de movimiento (RDM) entendido como el máximo movimiento que una articulación puede realizar dentro de sus límites anatómicos. En este sentido, Wilk et al. (2002) proponen el concepto de arco total de movimiento (ATM), que consiste en la suma del rango de RI y RE con el codo en 90° de abducción. Cuando la pérdida de la RI es igual al aumento de la RE, el ATM del hombro que lanza es igual al del hombro que no lanza y se considera una adaptación fisiológica “normal” para un mayor rendimiento (Almeida et al., 2013). Sin embargo, los déficits mayores a 5° en el ATM entre el hombro dominante y el no dominante pueden contribuir a lesiones futuras (Wilk et al., 2002). Otro parámetro predictor de lesiones propuesto es el déficit de RI (GIRD), entendido como la reducción del ángulo de RI del hombro que lanza en comparación con el hombro que no lanza. Este déficit se presenta cuando los deportistas muestran una pérdida de 20° o más de RI en el hombro dominante en comparación con el no dominante y se considera un factor primario en el desarrollo de lesiones en el hombro, llegando a tener el doble de probabilidades de lesión en comparación con deportistas que no lo presentan (Almeida et al., 2013; Shanley et al., 2011). Al igual que se produce una reducción en la RI del hombro dominante, ésta se ve acompañada por un



aumento de RE del hombro dominante respecto al no dominante (Wilk et al., 2002). Esta diferencia se estima en aproximadamente 5° entre lados. Por el contrario, un lanzador con una diferencia en RE entre lados menor de 5° puede presentar mayor estrés en los estabilizadores de la articulación gleno-humeral, lo que contribuirá a un mayor riesgo de lesiones durante la carrera deportiva del deportista (Manske et al., 2013). Las adaptaciones propuestas anteriormente se ven condicionadas por la edad biológica y la experiencia deportiva. A medida que se aumenta la edad biológica y las horas de entrenamiento, el RDM en RI disminuye y aumenta en RE. Sin embargo, las ganancias de RE no consiguen compensar la pérdida en RI y consecuentemente el ATM en el lado dominante es menor que en el no dominante (Guillet et al., 2017).

La valoración de la fuerza del manguito de rotadores también se considera indispensable en este tipo de deportes, ya que estos músculos actúan como estabilizadores dinámicos de la articulación gleno-humeral y es la musculatura principal a tener en cuenta para lograr que el balón adquiera mayor velocidad (Edouard et al., 2011). El uso de la dinamometría manual ("*hand-held dynamometry*" o HDD) ha cobrado gran interés en los últimos años ya que el equipo es asequible, fácil de aplicar y la valoración de la máxima contracción isométrica voluntaria (MVC) del hombro ha demostrado resultados fiables en comparación con los medidores isocinéticos (Cools et al., 2014a; Johanson et al., 2015).

Puesto que los lanzamientos se realizan preferentemente con el hombro dominante, se suele producir un desequilibrio que conlleva una mayor fuerza tanto para la RI como RE del lado dominante (Andrade et al., 2010; Edouard et al., 2013). La literatura establece que un incremento en la fuerza de un 10-15% de la RI del lado dominante respecto al no dominante no se considera patológica ya que este incremento se produce para ayudar a imprimir al balón una mayor velocidad. Sin embargo, un jugador que presente un desequilibrio de fuerza muscular mayor tiene dos veces más probabilidades de sufrir una lesión de hombro (Edouard et al., 2013). Dado que las adaptaciones en la fuerza aparecen más pronunciadas en los rotadores internos del hombro, también se van a producir cambios significativos en el equilibrio muscular antagonista-agonista. Así, se crea una relación RE/RI más baja en el hombro dominante, siendo la generalmente recomendada entre 66-75%, de modo que los rotadores externos producen al menos $2/3$ de la fuerza en comparación con los



rotadores internos, pudiendo de esta manera proporcionar el equilibrio muscular esperado (Ellenbecker y Roetert, 2003).

Reconocer las alteraciones en las características físicas, especialmente en el ATM y la fuerza, podrá ayudarnos a identificar el riesgo de lesión de los deportistas y desarrollar programas de prevención (Harding et al., 2017). A su vez, establecer programas de prevención en jugadores jóvenes puede tener un impacto positivo en la reducción de la prevalencia de la lesión del hombro en jugadores senior (Asker et al., 2017), por lo que es necesario establecer medidas objetivas del RDM y de la fuerza desde edades tempranas (Cools et al., 2014a).

Por lo tanto, el objetivo de este trabajo fue el de valorar el RDM y la fuerza en articulación gleno-humeral de los jugadores de balonmano de categoría infantil y secundariamente establecer perfiles individualizados encaminados a la prevención de lesiones y el aumento del rendimiento en edades tempranas.

Material y métodos

Participantes

Dieciséis jugadores de balonmano masculinos, de categoría infantil y pertenecientes al Club Balonmano Abanca Ademar León participaron en este estudio. En la Tabla 1 se resumen los datos antropométricos de los participantes en el estudio (edad, pico de velocidad de crecimiento, peso, altura y altura sentados). Los jugadores tenían más de dos años de práctica deportiva en balonmano y una frecuencia de entrenamiento semanal mínima de tres sesiones de forma regular, acumulando un total de 7-10 horas de entrenamiento total. Los participantes no tuvieron lesiones musculoesqueléticas en los últimos tres meses previos al estudio. Antes de formar parte del estudio, los participantes y sus padres / tutores fueron completamente informados sobre el protocolo y proporcionaron su consentimiento informado por escrito.



Tabla 1: datos antropométricos de los participantes en el estudio. (Media \pm desviación típica)

| | Sujetos (N=16) |
|----------------------|-------------------|
| Edad (Años) | 13.0 \pm 0.8 |
| PVC | -1.74 \pm 0.75 |
| Peso (kg) | 50.3 \pm 11.0 |
| Altura (cm) | 160.0 \pm 9.0 |
| Altura sentados (cm) | 78.7 \pm 5.1 |

PVC: Pico de velocidad de crecimiento.

Medidas

Rango de movimiento (RDM)

Para la valoración de la rotación pasiva gleno-humeral del hombro se siguió los métodos descritos previamente (Cools et al., 2014b), usando un inclinómetro (ISOMED, Portland, Oregon) con una varilla telescópica (Figura 1). Los participantes permanecieron en posición decúbito supino sobre la camilla, con una abducción de hombro y flexión de codo (con el antebrazo perpendicular a la camilla), ambas de 90°. Desde esta posición inicial, un examinador fijaba la región proximal del hombro del participante (nivel de apófisis coracobraquial) contra la camilla para estabilizar la escápula mientras otro examinador movía el brazo para girar la articulación gleno-humeral hasta producir la máxima RI-RE pasiva (Moreno- Pérez et al., 2015). Se realizaron dos intentos tanto en RI como en RE, así como para ambos hombros, dominante y no dominante, y el resultado promedio (medido en grados) se usó para el análisis descriptivo posterior.



Figura 1. Valoración de la RI y RE pasiva utilizando un inclinómetro (RI y RE en las fotos de la izquierda y derecha, respectivamente).

Máxima contracción voluntaria isométrica (MVC)

La MVC durante la RI y RE del hombro fue medida usando un dinamómetro manual (Lafayette Instrument Company, IN, USA), el cual fue calibrado antes de cada prueba. Las pruebas se llevaron a cabo siguiendo los métodos descritos anteriormente (Cools et al., 2014b; Coupe et al., 2014). Las pruebas fueron realizadas en posición decúbito supino con el brazo en 90° grados de abducción y 0° de rotación, en el plano escapular (Figura 2). A su vez, el codo permanecía flexionado a 90°. Si lo deseaban, a los participantes se les permitía agarrar con el brazo libre la camilla para proporcionar más estabilización. El test isométrico consistió en 5-6 segundos de máximo esfuerzo tanto en RI como en RE, con un periodo de 30 segundos de recuperación entre esfuerzo, y 90 segundos entre lado y lado. El mismo examinador realizó todas las pruebas y alentó a los participantes durante el esfuerzo para que fuese maximal. Se realizaron dos intentos tanto en RI como en RE, así como para ambos lados, dominante y no dominante. El resultado promedio (Newtons (N)) se usó para el análisis posterior.



Figura 2. Evaluación del MVC del hombro (RE y RI en las fotos de la izquierda y derecha, respectivamente).

Resultados

Rango de movimiento (RDM)

En la Tabla 2 se pueden leer los valores descriptivos (media \pm desviación típica) del RDM en la articulación gleno-humeral divididos en: ATM, RI y RE pasiva.

La diferencia media absoluta entre ambos hombros en el ATM es de 2° lo que supone una diferencia de un 1%. Siete jugadores (43.8%) presentan mayor ATM en el hombro no dominante respecto al hombro dominante, de esos siete jugadores, cuatro (25% de la muestra total) muestran diferencias mayores a 5° . Por otro lado, siete jugadores (43.8%) presentan mayor ATM del hombro dominante respecto al no dominante, de esos siete son cinco (31.3%) los jugadores que presentan diferencias lado-lado mayores de 5° . Únicamente dos jugadores (12.5%) son los que no presentan diferencias en ATM.

En cuanto a la RI, la diferencia promedio ha sido de 11.3° , lo que se traduce en un 15.5% de diferencia relativa, siendo normalmente la RI del hombro no dominante la



que obtiene valores mayores. Sin embargo, cuatro jugadores (25%) presentan mayor RI en el hombro dominante respecto al no dominante con una diferencia promedio de 6.5° lado-lado. El resto de jugadores (75%) logran mejores resultados en RI del hombro no dominante respecto al hombro dominante siendo cinco (31.3%) los que obtienen diferencias mayores a 20°.

Tabla 2: Rango de movimiento de los sujetos participantes (Media \pm desviación típica)

| (N=16) | |
|-------------------------|------------------|
| ATM | |
| Dominante (°) | 194.4 \pm 16.1 |
| No dominante (°) | 196.4 \pm 13.2 |
| Diferencia (°) | 2.0 |
| Diferencia relativa (%) | 1 |
| RI | |
| Dominante (°) | 61.9 \pm 12.2 |
| No dominante (°) | 73.2 \pm 12.1 |
| Diferencia (°) | 11.3 |
| Diferencia relativa (%) | 15.5 |
| RE | |
| Dominante (°) | 132.6 \pm 13.8 |
| No dominante (°) | 123.2 \pm 14.6 |
| Diferencia (°) | 9.4 |
| Diferencia relativa (%) | 7.1 |

ATM: arco total de movimiento; RI: rotación interna; RE: rotación externa; °: Grados; %: porcentaje.

Por último, la diferencia en valores absolutos en la RE ha sido de 9.4° lo que supone más de un 7.1% de diferencia lado-lado. Doce jugadores (75% de la muestra total) obtiene mejores resultados en RE del brazo dominante con una diferencia promedio de 15.0 \pm 6.8°. Sin embargo, son cuatro (25%) los jugadores que contrariamente obtienen mayores valores en el hombro no dominante.



Máxima contracción voluntaria isométrica (MVC)

Los datos relativos a la MVC se muestran en la Tabla 3 (media \pm desviación típica) desglosados en: fuerza RI (valor absoluto y normalizado al peso), fuerza RE (valor absoluto y normalizado al peso) y ratio promedio de fuerza RE/RI.

Tabla 3: MVC (Media \pm desviación típica).

| (N=16) | | |
|-----------------------------|------------------|--------------------|
| RI (Fuerza) | | Normalizado (N/kg) |
| Dominante (N) | 135.4 \pm 32.2 | 2.7 \pm 0.5 |
| No dominante (N) | 116.3 \pm 30.5 | 2.3 \pm 0.4 |
| Diferencia (N) | 19.1 | |
| Diferencia relativa (%) | 14.1 | |
| RE (Fuerza) | | |
| Dominante (N) | 101.3 \pm 29.2 | 2.0 \pm 0.5 |
| No dominante (N) | 96.8 \pm 31.8 | 1.9 \pm 0.4 |
| Diferencia (N) | 4.5 | |
| Diferencia relativa (%) | 4.5 | |
| Ratio Fuerza (RE/RI) | | |
| Dominante (%) | 24.6 \pm 14.7 | |
| No dominante (%) | 17.5 \pm 11.8 | |

RI: rotación interna; RE: rotación externa; %: porcentaje; N: Newtons

La diferencia absoluta de fuerza en RI entre el hombro dominante y no dominante es de 19.1 N lo que supone un 14.1% de diferencia. Tres jugadores (18.8%) manifiestan mayor fuerza en RI del hombro no dominante respecto al dominante, siendo todas ellas menores del 15% de diferencia lado-lado. Al contrario de lo expuesto anteriormente, el 81.3% de los sujetos evaluados, obtiene valores mayores de fuerza en RI del hombro dominante siendo nueve jugadores (56.3%) los que presentan un desequilibrio mayor del 15% en la fuerza en RI del lado dominante respecto al no dominante.

Respecto a la MVC en RE, los datos nos muestran que la diferencia absoluta entre el hombro dominante y no dominante es de 4.5 N lo que supone únicamente un 4.5% de diferencia relativa lado-lado. Siendo seis jugadores (37.5%) los que obtienen mayores



valores de fuerza en RE del lado no dominante respecto al dominante, variando entre el 4 y el 13% lado-lado. Contrariamente, diez jugadores (62.5%) obtienen mejores resultados en la contracción isométrica en RE del hombro dominante registrando valores que oscilan entre el 5% y el 23% de fuerza respecto a la musculatura contralateral.

La ratio de fuerza RE/RI es mayor en el hombro dominante (25% vs 18%). Dos jugadores (6.3% de la muestra) obtienen mejores valores de fuerza en RE respecto a RI del lado dominante, aunque las diferencias son mínimas (1% y 3% respectivamente). Para el resto de jugadores, la ratio de fuerza RE/RI en el hombro dominante oscila entre 0 y 48% siendo cinco los jugadores que presentan una diferencia mayor de 35% y siete los que presentan diferencias menores de 25% (31.3 y 44.8 % respectivamente). En cuanto al lado no dominante, todos los jugadores evaluados presentan mayor fuerza en RI siendo esta un 18% mayor. Un único jugador obtiene diferencias mayores del 35% y once jugadores (69%) obtienen diferencias menores al 25%.

Discusión

El propósito de este estudio fue el de valorar el RDM y la fuerza de la articulación gleno-humeral en jugadores de categoría infantil del club Balonmano Abanca Ademar de León, con el objetivo de establecer perfiles individualizados encaminados a la prevención de lesiones y el aumento del rendimiento en edades tempranas.

Déficit de rotación interna (GIRD)

Una de las adaptaciones producidas en los jugadores que realizan acciones por encima de la cabeza es la pérdida de RI en el hombro dominante con respecto al no dominante. En el presente estudio, el 75% de los jugadores evaluados obtienen valores mayores de RI en el lado no dominante con una diferencia promedio de 6.5° siendo cinco jugadores los que obtienen diferencias mayores a 20° y cuatro de ellos los que presentan mayor RI en el hombro dominante. Tras la revisión realizada, no existe publicado ningún trabajo que valore el déficit de RI en jugadores de balonmano de categoría infantil. Únicamente se encontró un estudio que en el que se valoró el déficit de RI en jugadores de balonmano, donde se comparó a jugadores de categoría senior con y sin dolor de hombro. El grupo con dolor de hombro presentó mayores valores en el GIRD que el grupo sin dolor (grupo dolor = 15°, grupo sin dolor= 6. 7°)



(Almeida et al., 2013). Estudios realizados en distintas modalidades deportivas describen un GIRD medio que varía de 10 a 15° en atletas que realizan acciones por encima de la cabeza asintomáticos (Crockett et al., 2002; Dines et al., 2009; Kaplan et al., 2011; Myers et al., 2006; Ruotolo et al., 2006) y de 19 a 25° en atletas sintomáticos (Burkhart et al., 2003b; Myers et al., 2006; Tyler et al., 2010). Como se puede comprobar, los valores que se obtuvieron en el estudio de Almeida et al., (2013) y en el presente son menores a los propuestos en la literatura. Estas diferencias pueden ser causa de las demandas físicas específicas que tiene el balonmano, siendo este un aspecto a tener en cuenta a la hora de establecer protocolos de prevención de lesiones encaminados a mejorar la RI en el hombro dominante.

Por otro lado, si atendemos al valor promedio obtenido en el presente estudio se podría suponer que nuestros jugadores no presentan un GIRD que sea indicador de lesión. Sin embargo, cuando se atiende a los valores individuales, se observa la amplia variabilidad de resultados obtenidos, encontrando cinco jugadores con un GIRD mayor de 20° y cuatro jugadores con mayor RI en el hombro dominante. Es por este motivo, por la que se considera necesaria una individualización de los perfiles del deportista, así como una individualización de los programas de entrenamiento físico de cada jugador.

Ganancia de rotación externa

Otra de las adaptaciones características de los deportes en los que se realizan continuamente acciones por encima de la cabeza es la ganancia de RE en el hombro dominante. El 75% de los jugadores valorados en este estudio coinciden con esta característica, estableciéndose una diferencia promedio de 15°. Las diferencias encontradas en otros estudios fueron menores que las encontradas en este, con valores que oscilan entre 4 ° y 9 °, dependiendo de la especialidad deportiva (balonmano, tenis o béisbol) ((Almeida et al., (2013); Cools et al., (2014b); Wilk et al., (2011)). Las diferencias entre los valores obtenidos en este estudio y la literatura previa pueden estar relacionadas con la edad y consecuentemente, con el grado de entrenamiento de los deportistas, ya que, en los estudios previos, la edad cronológica de la muestra es superior a la que tienen los sujetos evaluados en este estudio, pudiendo ser este un factor determinante que pueda explicar las diferencias encontradas. En este sentido y como se mencionó previamente, con la edad y el entrenamiento, se produce una reducción en el ATM del hombro dominante ya que la



ganancia de RE no compensa la pérdida de RI de este lado (Cools et al., 2014^a; Guillet et al., 2017).

Arco total de movimiento (ATM)

El ATM varía lado-lado debido a que en el hombro dominante se produce una pérdida de RI y una ganancia de RE. Cuando la pérdida de RI es igual al aumento RE, el ATM en el hombro dominante es igual que el del hombro no dominante y se considera una adaptación fisiológica a los requerimientos del deporte (Burkhart et al., 2003a). Sin embargo, cuando el GIRD es mayor que la ganancia de RE se considera una condición patológica que puede desencadenar en futuras lesiones (Myers et al., 2006; Ruotolo et al., 2006).

Para calcular las diferencias lado-lado se procedió a medir el ATM en ambos lados. Los resultados de nuestro estudio muestran una diferencia promedio lado-lado de 2°, únicamente son dos los jugadores que no presentan diferencias lado-lado en el ATM. El 43.8% de los jugadores presenta mayor ATM en el hombro dominante y un 43.8 % los que obtienen mayor ATM en el lado no dominante. El primer estudio que relacionó el ATM con el riesgo de lesión se realizó a jugadores de béisbol concluyendo que un deportista que tiene una diferencia de ATM mayor de 5° lado-lado tiene el doble de riesgo de sufrir lesiones en esta articulación (Wilk et al., 2011). En nuestro estudio, cuatro jugadores presentan diferencias mayores a 5° en el hombro no dominante, mientras que cinco jugadores muestran diferencias mayores a 5° en el hombro dominante.

En el estudio propuesto por Almeida et al., (2013) los jugadores que presentaban sintomatología mostraron un déficit promedio de 4.4°, siendo el lado no dominante el que obtuvo resultados mayores, por otro lado la diferencia en jugadores asintomáticos se redujo a 1.9°. También se ha realizado la valoración del ATM en jugadores de otros deportes que realizan acciones repetidas por encima de la cabeza, en Ruotolo et al., (2006) se encontraron diferencias significativas en el ATM en jugadores de béisbol con edades comprendidas entre los 17 y 25 años con y sin dolor de hombro. Los que presentaban dolor de hombro mostraron un déficit promedio de 10.4° en el ATM del hombro dominante en comparación con el no dominante mientras que los jugadores sin dolor no mostraron diferencias significativas. Cools et al., (2014a) realizaron un estudio similar con tenistas de diferentes edades, y en el grupo de menores de 14 años, los valores derivados son mayores a los obtenidos en nuestro estudio,



resultando la diferencia en el ATM de 6° y siendo el lado no dominante el que obtiene mejores valores.

Como se puede comprobar, la mayoría de los estudios coinciden en un mayor ATM para el hombro no dominante, y parece que existe una clara relación entre diferencias lado-lado y riesgo de lesión. Siete de los jugadores valorados en este estudio obtienen resultados similares a los encontrados en la literatura, presentando tres de ellos valores menores a 5°, considerándose así que se encuentran exentos de riesgo de lesión por esta causa.

Por otro lado, ocho jugadores presentan mayor ATM en el lado dominante, presentando un déficit de RI similar a los valores que se exponen en la literatura. Sin embargo, la ganancia de RE es mucho mayor, siendo esta la principal causa por la que la mayoría de nuestros jugadores presente mayor ATM en el lado dominante. Podemos hipotetizar que con el aumento de la experiencia en entrenamiento y la llegada al pico de velocidad de crecimiento, estos valores tenderán a normalizarse y reducir las diferencias en ATM lado-lado.

Las adaptaciones que se dan en los jugadores de balonmano se deben a que los movimientos realizados durante los lanzamientos influyen en la velocidad del balón y en las fuerzas aplicadas en la articulación gleno-humeral, especialmente en la fase de armado del brazo (Wagner et al., 2014), creando adaptaciones en esta articulación que pueden provocar dolor de hombro (Almeida et al., 2013). Estudios realizados recientemente han aportado información explicando la relación entre las adaptaciones y el mecanismo de lesión del hombro. Por un lado, se cree que el repetido micro-traumatismo producido durante la fase de deceleración del lanzamiento da lugar a una contractura en la capsula posterior y en la banda postero-inferior del ligamento gleno-humeral, siendo la principal causa del GIRD y posteriormente, de futuras lesiones. (Almeida et al., 2013; Bach y Goldberg, 2006; Burkhart et al., 2003a; Myers et al., 2006). Sin embargo, otra posible causa puede ser la retroversión de la cabeza del humero. Cuando esto ocurre, el centro de rotación del humero se desplaza en dirección postero-superior reduciendo el punto de contacto entre la cabeza del humero y la parte antero-inferior de la capsula (Osahr et al., 2002; Reagan et al., 2002; Whiteley et al., 2006), lo que puede contribuir a provocar diferencias lado-lado en el ATM de la articulación gleno-humeral en el deportista.



Máxima contracción voluntaria isométrica (MVC)

Por lo general, debido a que los jugadores de balonmano realizan acciones continuadas con el hombro dominante, los músculos de este complejo articular suelen ser más fuertes que los del hombro no dominante. En especial, son los RI los más potentes, ya que son los músculos utilizados a la hora de transferir velocidad al balón. Nuestros resultados confirman estas afirmaciones ya que los jugadores presentan mayor fuerza en los rotadores del hombro dominante en comparación con el hombro no dominante en RI (dominante = 2.7 ± 0.5 N/kg; no dominante = 2.3 ± 0.4 N/kg) y en RE (dominante = 2.0 ± 0.5 N/kg; no dominante = 1.9 ± 0.4 N/kg). Estos resultados están en la línea de estudios previos. Cools et al., (2016) realizaron un estudio con el objetivo de aportar valores de referencia en cuanto a la fuerza en varios grupos de deportistas, y los jugadores de balonmano mostraron mayor fuerza en RI y en RE del hombro dominante respecto al no dominante (2.5 N/kg y 1.4 N/kg respectivamente). Además, los rotadores externos eran más débiles en comparación con los rotadores internos del mismo lado.

La fuerza promedio relativizada al peso en jugadores de balonmano está en torno a 2.5 N/Kg en RI y 1.8 N/Kg en RE. Estos resultados son mayores a los obtenidos en otras disciplinas deportivas que realizan acciones repetidas por encima de la cabeza. En jugadores de bádminton se registraron valores menores tanto en RI (1.4 N/Kg) como en RE (1.3 N/Kg) (Couppe et al., (2014)). Aunque las diferencias en los valores de fuerza favorezcan a los jugadores de balonmano, se puede comprobar como en ambos deportes se sigue el mismo patrón obteniendo mayores valores de fuerza en la RI respecto de la externa lado-lado y a su vez, mayores valores de fuerza en RI del lado dominante respecto a la RE de ese mismo lado.

En cuanto a los valores de fuerza en la articulación gleno-humeral y el riesgo lesivo, un incremento de la fuerza de un 15% en los rotadores del hombro dominante respecto al no dominante no se considera patológica (Edouard et al., 2013), considerándose una adaptación producida por la práctica deportiva. En el presente estudio encontramos que seis jugadores (37.5%) presentan diferencias mayores al 15% en la fuerza en RI lado-lado. Por lo tanto, en este grupo parece conveniente la prescripción de programas de entrenamiento de la fuerza en el hombro no dominante con el objetivo de reducir estos desequilibrios. Por el contrario, tres jugadores (18.8%) presentan mayor fuerza en RI del hombro no dominante, en ninguno de ellos la diferencia es mayor del 15%.



Esto puede ser causado por la corta experiencia deportiva de los sujetos y porque su grado de maduración todavía no les ha permitido desarrollar todas sus capacidades físicas.

Como se introdujo previamente, la ratio de ER/IR recomendada es del 66-75%, siendo los rotadores externos 2/3 de la fuerza de los rotadores internos. En caso de no suceder, existiría un desequilibrio muscular aumentando considerablemente el riesgo de lesión. En nuestro estudio cinco jugadores (31.3%) presentan un desequilibrio mayor del citado en el hombro dominante y cuatro jugadores (25%) presentan un desequilibrio menor, lo que se traduce en menor fuerza en RE de la recomendada en la literatura. Es importante tener en consideración la musculatura de los rotadores externos e intentar corregir estos desequilibrios desde edades tempranas ya que esta musculatura funciona como estabilizadora dinámica de la articulación gleno-humeral (Edouard et al., 2011) y son los desaceleradores durante el lanzamiento, resistiendo la RI del hombro y la aducción horizontal (Lauder et al., 2006). Un balance óptimo entre la fuerza de los músculos encargados de la RI y RE también contribuye para mantener la cabeza del húmero en posición central (Edouard et al., 2011).

Protocolo de prevención de lesiones en el hombro

Una de las características principales de este estudio es la amplia variabilidad en los resultados entre los sujetos, siendo pertinente establecer protocolos de prevención individualizados. De acuerdo con las necesidades individuales de cada jugador se considera necesario realizar protocolos de prevención de lesiones desde edades tempranas ya que como hemos podido comprobar, varios de los jugadores ya se encuentran en alto riesgo de padecer lesiones en la articulación del hombro.

Cuando los jugadores presentan déficits de movilidad que exceden los límites asociados con un riesgo de lesión se recomienda aumentar la flexibilidad del hombro. Para ello, se propone la inclusión de dos ejercicios básicos, el “*cross body stretch*” (Figura 3) y el “*sleeper’s stretch*” (Figura 4), durante el calentamiento realizando tres repeticiones de treinta segundos con el objetivo reducir la rigidez posterior del hombro (McClure et al., 2007) y aumentar significativamente la distancia acromio-humeral en el hombro dominante en atletas sanos con GIRD que realizan acciones repetidas por encima de la cabeza (Maenhout et al., 2012).



Figura 3. "cross body stretch".



Figura 4. "sleeper's stretch".

Como se ha expuesto anteriormente, la fuerza de los músculos del manguito de rotadores en el balonmano adquiere gran importancia ya que actúan como estabilizadores de la articulación gleno-humeral y es la musculatura encargada de imprimir fuerza al balón. Se considera necesario fortalecer esta musculatura para



evitar desequilibrios lado-lado y a su vez, reestablecer el equilibrio muscular agonista-antagonista en aquellos deportistas que lo tengan alterado.

A partir de los músculos que componen el manguito de rotadores (supraespinoso, infraespinoso, redondo menor y subescapular) se propone una serie de ejercicios en función de la musculatura que se recluta en mayor medida. El primer ejercicio que se propone se denomina “*full can*” (Figura 5) y consiste en elevar los brazos con los codos extendidos en el plano escapular con los pulgares mirando hacia arriba (para favorecer la RE) hasta que se eleva 90°, posteriormente se desciende. Durante la realización de este ejercicio existe gran actividad muscular en el supraespinoso, infraespinoso y subescapular. A su vez, durante la realización de este ejercicio se reduce el riesgo de sufrir un pinzamiento subacromial en comparación con otros ejercicios similares (p. e. “*empty can*”) (Escamilla et al., 2009).



Figura 5. “full can”

Los músculos infraespinoso y el redondo menor componen la parte posterior del manguito de rotadores, proporcionando compresión gleno-humeral, RE y abducción. El músculo infraespinoso está activo en numerosos ejercicios de hombro, sin embargo a



la hora de trabajar centrándonos en la activación de este músculo, se propone el ejercicio “*push up*” (Figura 6) o sus modificaciones, ya que se ha informado alta actividad de dicho músculo durante la realización del ejercicio (Escamilla et al., 2009). Por su parte, el redondo menor presenta una mayor activación durante la realización de ejercicios en ángulos bajos de abducción del hombro, es por eso que se propone la realización del ejercicio “*side-lying*” (Figura 7) (Escamilla et al., 2009). El objetivo de este ejercicio es la activación del músculo infraespinoso y redondo menor principalmente y para ello, adoptaremos la posición decúbito lateral agarrando una mancuerna y se realizarán rotaciones externas.



Figura 6. “push up”



Figura 7. “side-lying”

Para finalizar, el músculo subescapular proporciona compresión gleno-humeral, estabilidad en RI y abducción. Para ello el movimiento más óptimo para el aislamiento y la activación del músculo subescapular y el que se propone a realizar es el “*Gerber*



lift-off'' contra una resistencia (Figura 8) colocando el dorso de la mano en la zona lumbar media (Escamilla et al., 2009).

De acuerdo con la literatura, la inclusión de estos ejercicios en los programas de entrenamiento produce mejoras en los atletas sanos y en aquellos atletas con mala postura o mal control escapular cuando se realiza tres veces por semana durante seis semanas. (Wilroy y Hibberd, 2017)



Figura 8. "Gerber lift-off"

Conclusiones

El hombro es una articulación con alto riesgo de lesionarse en el balonmano siendo conveniente realizar una valoración de los posibles factores de riesgo en el hombro con cierta frecuencia. En particular se debe valorar, el ATM, déficit de RI unida de la ganancia de RE del hombro dominante respecto al no dominante y la fuerza del manguito de rotadores con el objetivo de prevenir y reducir la probabilidad de lesión.

Como se ha podido comprobar, desde edades tempranas se producen unas adaptaciones propias a la modalidad deportiva que se desarrolla, es por ello que se recomienda desarrollar programas de prevención de lesiones individualizados desde



edades tempranas encaminados a reducir estos desequilibrios y a su vez el riesgo de lesión aumentando paralelamente el rendimiento de los deportistas.

Bibliografía

Almeida, G. P. L., Silveira, P. F., Rosseto, N. P., Barbosa, G., Ejnisman, 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.

Andrade Mdos, S., Fleury, A. M., de Lira, C. A., Dubas, J. P., & da Silva, A. C. (2010). Profile of isokinetic eccentric-to-concentric strength ratios of shoulder rotator muscles in elite female team handball players. *Journal of Sports Sciences*, 28(7), 743-749.

Asker, M., Walden, M., Kallberg, H., Holm, L. W., & Skillgate, E. (2017). A prospective cohort study identifying risk factors for shoulder injuries in adolescent elite handball players: the Karolinska Handball Study (KHASt) study protocol. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 18(1), 485.

Bach, H. G., & Goldberg, B. A. (2006). Posterior capsular contracture of the shoulder. *JAAOS- Journal of the American Academy Orthopaedic Surgeons*, 14(5), 265-277.

Bilge, M. (2012). Game Analysis of Olympic, World and European Championships in Men's Handball. *Journal of Human Kinetics*, 35, 109-118. doi:10.2478/v10078-012-0084-7

Buchheit, M., Lepretre, P. M., Behaegel, A. L., Millet, G. P., Cuvelier, G., & Ahmaidi, S. (2009). Cardiorespiratory responses during running and sport-specific exercises in handball players. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 12(3), 399-405. doi:10.1016/j.jsams.2007.11.007

Burkhart, S. S., Morgan, C. D., & Kibler, W. B. (2003a). The disabled throwing shoulder: spectrum of pathology Part I: pathoanatomy and biomechanics. *Arthroscopy*, 19(4), 404-420.



- Burkhart, S. S., Morgan, C. D., & Kibler, W. B. (2003b). The disabled throwing shoulder: spectrum of pathology. Part II: evaluation and treatment of SLAP lesions in throwers. *Arthroscopy*, 19(5), 531-539.
- Cools, A. M., De Wilde, L., Van Tongel, A., Ceysens, C., Ryckewaert, R., & Cambier, D. C. (2014a). Measuring shoulder external and internal rotation strength and range of motion: comprehensive intra-rater and inter-rater reliability study of several testing protocols. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 23(10), 1454-1461.
- Cools, A. M., Johansson, F. R., Borms, D., & Maenhout, A. (2015). Prevention of shoulder injuries in overhead athletes: a science-based approach. *Brazilian journal of physical therapy*, 19(5), 331-339.
- Cools, A. M., Palmans, T., & Johansson, F. R. (2014b). Age-related, sport-specific adaptations of the shoulder girdle in elite adolescent tennis players. *Journal of Athletic Training*, 49(5), 647-653.
- Cools, A. M., 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.
- Consejo Superior de deportes. (2018). Licencias y Clubes 2017. Portal del Consejo Superior de Deportes: [csd.gob. http://www.csd.gob.es/csd/estaticos/asoc-fed/licencias_y_clubes_2017.pdf](http://www.csd.gob.es/csd/estaticos/asoc-fed/licencias_y_clubes_2017.pdf)
- Coupe, C., Thorborg, K., Hansen, M., Fahlström, M., Bjordal, J. M., Nielsen, D., & Magnusson, S. P. (2014). Shoulder rotational profiles in young healthy elite female and male badminton players. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 24(1), 122-128.
- Crockett, H. C., Gross, L. B., Wilk, K. E., Schwartz, M. L., Reed, J., O'Mara, J., . . . Andrews, J. R. (2002). Osseous adaptation and range of motion at the



glenohumeral joint in professional baseball pitchers. *The American Journal of Sports Medicine*, 30(1), 20-26.

Dines, J. S., Frank, J. B., Akerman, M., & Yocum, L. A. (2009). Glenohumeral internal rotation deficits in baseball players with ulnar collateral ligament insufficiency. *The American Journal of Sports Medicine*, 37(3), 566-570.

Edouard, P., Degache, F., Beguin, L., Samozino, P., Gresta, G., Fayolle-Minon, I., & Calmels, P. (2011). Rotator cuff strength in recurrent anterior shoulder instability. *The Journal of Bone and Joint Surgery Am*, 93(8), 759-765.

Edouard, P., Degache, F., Oullion, R., Plessis, J. Y., Gleizes-Cervera, S., & Calmels, P. (2013). Shoulder strength imbalances as injury risk in handball. *International Journal of Sports Medicine*, 34(7), 654-660.

Ellenbecker, T., & Roetert, E. P. (2003). Age specific isokinetic glenohumeral internal and external rotation strength in elite junior tennis players. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 6(1), 63-70.

Escamilla, R. F., Yamashiro, K., Paulos, L., & Andrews, J. R. (2009). Shoulder muscle activity and function in common shoulder rehabilitation exercises. *Sports medicine*, 39(8), 663-685.

Genevois, C., Berthier, P., Guidou, V., Muller, F., Thiebault, B., & Rogowski, I. (2014). Effects of 6-week sling-based training of the external-rotator muscles on the shoulder profile in elite female high school handball players. *Journal of sport rehabilitation*, 23(4), 286-295.

Gohlke, F., Lippert, M. J., & Keck, O. (1993). Instability and impingement of the shoulder of the high performance athlete in overhead stress. *Sportverletzung Sportschaden: Organ der Gesellschaft für Orthopädisch-Traumatologische Sportmedizin*, 7(3), 115-121.

Gorostiaga, E. M., Granados, C., Ibanez, J., Gonzalez-Badillo, J. J., & Izquierdo, M. (2006). Effects of an entire season on physical fitness changes in elite male



handball players. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 38(2), 357-366.

Harding, J. L., Picha, K. J., & Bliven, K. C. H. (2017). Pitch Volume and Glenohumeral and Hip Motion and Strength in Youth Baseball Pitchers. *Journal of Athletic Training*, 53(1), 60-65.

Johansson, F. R., Skillgate, E., Lapauw, M. L., Clijmans, D., Deneulin, V. P., Palmans, T., & Cools, A. M. (2015). Measuring eccentric strength of the shoulder external rotators using a handheld dynamometer: reliability and validity. *Journal of athletic training*, 50(7), 719-725.

Kaplan, K. M., Elattrache, N. S., Jobe, F. W., Morrey, B. F., Kaufman, K. R., & Hurd, W. J. (2011). Comparison of shoulder range of motion, strength, and playing time in uninjured high school baseball pitchers who reside in warm- and cold-weather climates. *The American Journal of Sports Medicine*, 39(2), 320-328.

Karcher, C., & Buchheit, M. (2014). On-court demands of elite handball, with special reference to playing positions. *Sports Medicine*, 44(6), 797-814.

Laudner, K. G., Stanek, J. M., & Meister, K. (2006). Assessing posterior shoulder contracture: the reliability and validity of measuring glenohumeral joint horizontal adduction. *Journal of Athletic Training*, 41(4), 375-380.

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. *The American journal of sports medicine*, 40(9), 2105-2112.

Manske, R., Wilk, K. E., Davies, G., Ellenbecker, T., & Reinold, M. (2013). Glenohumeral motion deficits: friend or foe? *International Journal of Sports Physical Therapy*, 8(5), 537-553.

McClure, P., Balaicuis, J., Heiland, D., Broersma, M. E., Thorndike, C. K., & Wood, A. (2007). A randomized controlled comparison of stretching procedures for



posterior shoulder tightness. *Journal of Orthopaedic Sports Physical Therapy*, 37(3), 108-114.

Mohamed, H., Vaeyens, R., Matthys, S., Multael, M., Lefevre, J., Lenoir, M., & Philppaerts, R. (2009). Anthropometric and performance measures for the development of a talent detection and identification model in youth handball. *Journal of Sports Sciences*, 27(3), 257-266.

Moller, M., Attermann, J., Myklebust, G., & Wedderkopp, N. (2012). Injury risk in Danish youth and senior elite handball using a new SMS text messages approach. *British Journal Sports Medicine*, 46(7), 531-537.

Moreno-Perez, V., Moreside, J., Barbado, D., & Vera-Garcia, F. J. (2015). Comparison of shoulder rotation range of motion in professional tennis players with and without history of shoulder pain. *Manual Therapy*, 20(2), 313-318.

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. *The American Journal of Sports Medicine*, 34(3), 385-391.

Myklebust, G., Hasslan, L., Bahr, R., & Steffen, K. (2013). High prevalence of shoulder pain among elite Norwegian female handball players. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 23(3), 288-294.

Osbahr, D. C., Cannon, D. L., & Speer, K. P. (2002). Retroversion of the humerus in the throwing shoulder of college baseball pitchers. *The American Journal of Sports Medicine*, 30(3), 347-353.

Reagan, K. M., Meister, K., Horodyski, M. B., Werner, D. W., Carruthers, C., & Wilk, K. (2002). Humeral retroversion and its relationship to glenohumeral rotation in the shoulder of college baseball players. *The American Journal of Sports Medicine*, 30(3), 354-360.

Ruotolo, C., Price, E., & Panchal, A. (2006). Loss of total arc of motion in collegiate baseball players. *Journal of Shoulder Elbow Surgery*, 15(1), 67-71.



- Seil, R., Rupp, S., Tempelhof, S., & Kohn, D. (1998). Sports injuries in team handball. A one-year prospective study of sixteen men's senior teams of a superior nonprofessional level. *The American Journal of Sports Medicine*, 26(5), 681-687.
- Shanley, E., Thigpen, C. A., Clark, J. C., Wyland, D. J., Hawkins, R. J., Noonan, T. J., & Kissenberth, M. J. (2012). Changes in passive range of motion and development of glenohumeral internal rotation deficit (GIRD) in the professional pitching shoulder between spring training in two consecutive years. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 21(11), 1605-1612.
- Sommervold, M., & Østerås, H. (2017). What is the effect of a shoulder-strengthening program to prevent shoulder pain among junior female team handball players? *Open Access Journal of Sports Medicine*, 8, 61–70.
- 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. *The American Journal of Sports Medicine*, 38(1), 114-119.
- Wagner, H., Pfusterschmied, J., Tilp, M., Landlinger, J., Von Duvillard, S. P., & Müller, E. (2014). Upper-body kinematics in team-handball throw, tennis serve, and volleyball spike. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 24(2), 345-354.
- Whiteley, R., Ginn, K., Nicholson, L., & Adams, R. (2006). Indirect ultrasound measurement of humeral torsion in adolescent baseball players and non-athletic adults: reliability and significance. *Journal of Science Medicine in Sport*, 9(4), 310-318.
- Wilk, K. E., Macrina, L. C., Fleisig, G. S., Porterfield, R., Simpson, C. D., Harker, P., & Andrews, J. R. (2011). Correlation of glenohumeral internal rotation deficit and total rotational motion to shoulder injuries in professional baseball pitchers. *The American journal of sports medicine*, 39(2), 329-335.



- Wilk, K. E., Meister, K., & Andrews, J. R. (2002). Current concepts in the rehabilitation of the overhead throwing athlete. *The American Journal of Sports Medicine*, 30(1), 136-151.
- Wilroy, J., & Hibberd, E. (2017). Evaluation of a shoulder injury prevention program in wheelchair basketball. *Journal of sport rehabilitation*, 1-21.
- Zapardiel Cortés, J. C. (2015). *Valoración isocinética de los músculos rotadores del complejo articular del hombro en jugadores de balonmano playa* (Tesis doctoral). Recuperado de <http://hdl.handle.net/10017/22719>
- Ziv, G., y Lidor, R. (2009). Physical characteristics, physiological attributes, and on-court performances of handball players: A review. *European Journal of Sport Science*, 9(6), 375-386.