

Trabajo Fin de Grado

Grado en Medicina

Validación de un dinamómetro sencillo para evaluar la fuerza del hombro en el test de Constant

Autora:

LUCÍA CALDERÓN GIL

Director:

DR. IÑIGO CEARRA GUEZURAGA

AGRADECIMIENTOS

Antes de comenzar la presentación de este trabajo, me gustaría dedicar mis agradecimientos más sinceros a todos aquellos que me han ayudado a alcanzar el punto final de esta maravillosa etapa.

A mi director de Trabajo de Fin de Grado, Dr Iñigo Cearra Guezuraga, por su invaluable compromiso, orientación y dedicación durante todo el proceso, quien ha compartido su tiempo y esfuerzo en este proyecto para que pudiera alcanzar mis objetivos.

A mis amigos, por haber completado junto a mí este camino, por sus consejos y por enseñarme el valor incalculable de la amistad a lo largo de todos estos años.

Y a mi familia, en concreto a mis padres y mi hermano, por su paciencia y comprensión hasta en los momentos más difíciles. No podría haberlo conseguido sin su apoyo incondicional.

Gracias por confiar en mí, sin vosotros no hubiera sido posible.

RESUMEN

Introducción: La valoración funcional del hombro es fundamental en la evaluación del estado de partida y del resultado de los tratamientos para las patologías de este. Existen muchas escalas y sistemas para ello, pero en Europa el más aceptado y empleado es el test de Constant-Murley. El parámetro de la fuerza ha sido objeto de controversia a lo largo de los años, debido a que no existe unanimidad en cuanto al dispositivo empleado para la medición de esta, recomendándose de forma genérica el uso de “dinamómetros”, siendo algunos caros y de difícil adquisición y transporte.

Hipótesis y objetivos: El presente trabajo se propone plantear y desarrollar un estudio comparativo entre tres instrumentos de medición de la fuerza de hombro en el test de Constant-Murley: el dinamómetro IDO como referencia, un dinamómetro muy sencillo, y un sistema de pesas progresivamente mayores; para poder establecer si estos son equivalentes e igualmente válidos.

Material y métodos: Tras realizar una revisión de la bibliografía para una actualización en la metodología descrita para el test de Constant-Murley, se desarrolla el estudio comparativo entre los tres dispositivos. Se reclutan un total de 45 voluntarios, con una media de 38.5 años, siendo estos trabajadores del servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología del HU Basurto y estudiantes de sexto de Medicina, a los que se les somete a una prueba de fuerza con los tres dispositivos, aleatorizando la secuencia. Se les pide que mantengan una posición erguida, de pie, con el hombro dominante extendido, la mano en pronación y el brazo en 90° de abducción en el plano de la escápula (30° de anteversión) durante 5 segundos con cada uno de los sistemas; con 5 minutos entre cada uno de ellos. Los participantes realizan 5 repeticiones, siendo registrada, en kg, la media de estos valores para el posterior análisis.

Resultados: Con un intervalo de confianza del 95%, existen diferencias estadísticamente significativas entre todos los dispositivos ($p < 0.05$). Aparece un error sistemático de 0.48 kg entre el IDO y el sistema de pesas, y de -0.77 kg entre el IDO y el dinamómetro sencillo. El análisis de concordancia entre los sistemas utilizando el coeficiente de correlación intraclassa (CCI), muestra valores > 0.90 en todos los casos, y mediante el análisis de la correlación empleando los coeficientes de Pearson y Spearman, se observan valores $R > 0.94$ ($p < 0.0001$) en cada uno de los casos.

Conclusiones: El presente trabajo ayuda a aportar luz sobre algunos de los distintos sistemas o dispositivos que han sido propuestos en la literatura o empleados en la práctica clínica para realizar este test. Todos los sistemas empleados pueden considerarse igualmente válidos para

registrar la fuerza, debido a la excelente fiabilidad relativa encontrada. Los tres dispositivos muestran discretas diferencias en la medición, como error sistemático, que alcanza significación estadística y podría tener trascendencia clínica en el caso del dinamómetro sencillo. Sin embargo, y a la vez, este último dispositivo se ha mostrado como una alternativa accesible y extremadamente más barata, siendo igualmente fácil de transportar y utilizar.

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN	1
1.1. EL HOMBRO. RECUERDO ANATÓMICO Y BIOMECÁNICO	1
1.2. VALORACIÓN EN CONSULTA	7
1.2.1. Anamnesis	7
1.2.2. Exploración física	8
1.2.3. Exploración complementaria	10
1.2.4. Valoración funcional	12
2. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS	16
3. MATERIAL Y MÉTODOS	17
4. RESULTADOS	24
4.1. VALORACIÓN FUNCIONAL MEDIANTE EL TEST DE CONSTANT- MURLEY	24
4.2. ESTUDIOS DE INVESTIGACIÓN	26
4.3. ESTUDIO COMPARATIVO	29
5. DISCUSIÓN	33
6. CONCLUSIONES	40
7. BIBLIOGRAFÍA	41

1. INTRODUCCIÓN

El hombro, como articulación más móvil del organismo y por su situación en la base de la cadena cinética de la extremidad superior, resulta clave para la funcionalidad de ésta. Evolutivamente, la bipedestación permitió a nuestros ancestros liberar las extremidades superiores de las labores de carga y deambulación, permitiendo emplearlas no ya sólo para la alimentación o el autocuidado, sino para actividades netamente humanas como la manipulación de objetos y relación con el entorno: para el trabajo, el deporte o el arte, entre otras. Por este motivo, las lesiones en el hombro comprometen esta funcionalidad, dificultando o impidiendo las mencionadas actividades.

Estas lesiones pueden ser tanto traumáticas (fracturas, luxaciones...) como no traumáticas, estas últimas denominadas comúnmente con el concepto genérico de “Hombro Doloroso”, pero que engloba muy distintas entidades patológicas como el síndrome subacromial, las lesiones del manguito, las inestabilidades o las artropatías de muy diverso origen, entre otras.

Independientemente de cuál sea la lesión, la valoración funcional del hombro resulta fundamental en la entrevista clínica y la exploración física, tanto para objetivar y cuantificar el impacto de esta lesión en la vida y las actividades diarias del paciente, como para evaluar su evolución o el resultado de los tratamientos que puedan realizarse.

Ante la amplitud de lesiones que podemos encontrar en la práctica clínica, cabe destacar la importancia de una correcta valoración funcional de la articulación, para descartar así cualquier tipo de afectación de sus componentes e incluso para valorar la recuperación de estas en caso de haber sido afectadas.

1.1. EL HOMBRO. RECUERDO ANATÓMICO Y BIOMECÁNICO ^(1, 2, 3)

El hombro es un complejo articular en la base del miembro superior que permite la unión de esta extremidad con el tronco. Debido a su complejidad, es de gran importancia mantener un equilibrio entre la amplia movilidad que permite realizar y su estabilidad.

Anatómicamente, en este complejo articular están relacionadas diferentes estructuras óseas que permiten su funcionalidad: húmero (concretamente la cabeza humeral), clavícula y escápula (**Figura 1**).

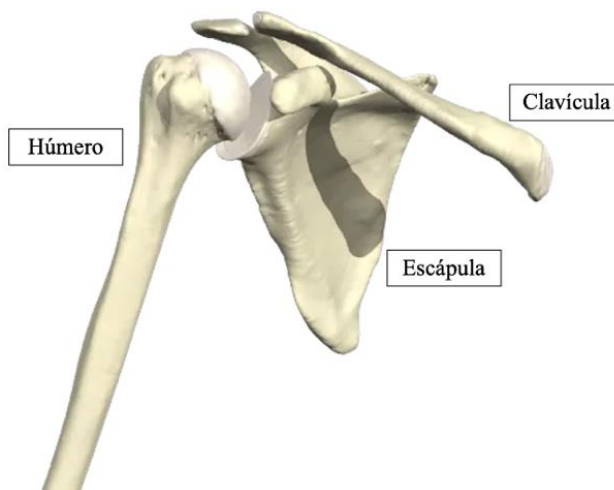


Figura 1. Estructuras óseas del hombro. (Imagen modificada de Anatomy.tv)

Además de la estabilidad que da la congruencia de los extremos óseos (especialmente cabeza humeral y glenoides de la escapular), tenemos estructuras fibrocartilaginosas que actúan como estabilizadores estáticos tales como el labrum – también denominado rodete glenoideo –, encargado de estabilizar la articulación al mejorar la contención de la cabeza del húmero en la cavidad glenoidea; y diferentes ligamentos que nuevamente estabilizarán la articulación uniendo cabeza humeral y glenoides, con el labrum como elemento intermedio.

Para conformar el hombro, las piezas óseas antes mencionadas se relacionan entre sí, dando lugar a 5 articulaciones, que se subdividen en articulaciones verdaderas y articulaciones falsas.

Dentro de las primeras encontramos 3, que son la articulación glenohumeral, la acromioclavicular y la esternoclavicular (**Figura 2**).

La articulación glenohumeral, la más importante del complejo, viene dada por la relación entre la cabeza humeral y la escápula a través de la glena. Es una enartrosis, caracterizada por la presencia de una parte esférica (la cabeza humeral) que encaja en una cavidad (la cavidad glenoidea), permitiendo libertad de movimiento en los tres

ejes del espacio. A su vez, y como se ha señalado, la cápsula articular reforzada por ligamentos (destacan los ligamentos glenohumerales superior, medio e inferior) y el labrum glenoideo ayudan a mantener la estabilidad de esta articulación a lo largo de este amplio rango de movimiento.

La articulación acromioclavicular está formada por la porción externa de la clavícula y la parte anterior del acromion (otra porción de la escápula). Sus carillas articulares son planas o sutilmente convexas, dando lugar a una juntura diartrodial. La estabilidad de esta es competencia de los ligamentos acromioclavicular, coracoacromial y coracoclaviculares –trapezoide y conoide-.

La articulación esternoclavicular pone en contacto al esternón y al primer cartílago costal con la porción medial de la clavícula, formando así una juntura biaxial y en silla de montar. La importancia de esta reside en que es la encargada de conectar el miembro superior al esqueleto axial. Los encargados de proporcionar su estabilidad son los ligamentos esternoclaviculares anterior y posterior, impidiendo que esta articulación se desplace.

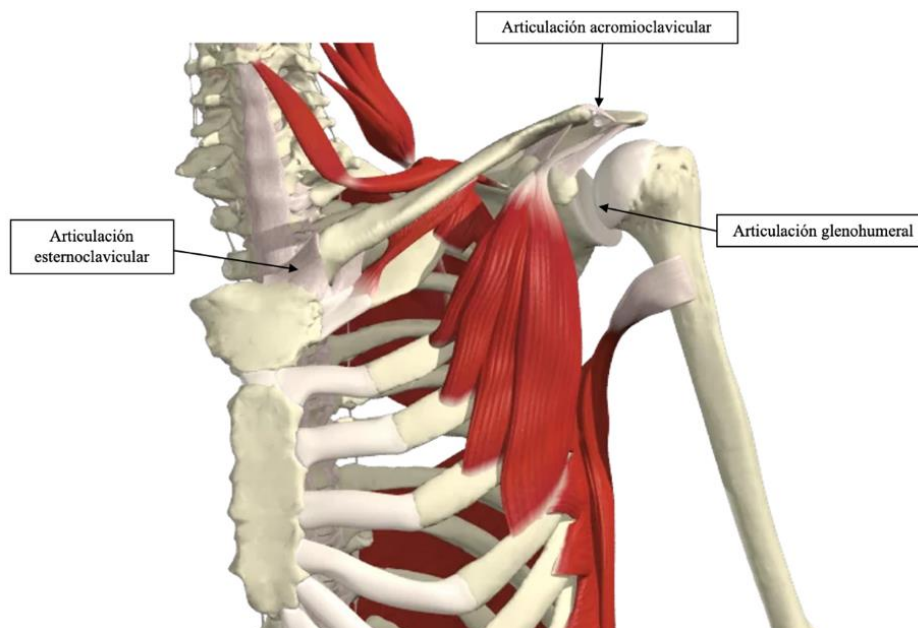


Figura 2. Articulaciones verdaderas del conjunto del hombro (Imagen modificada de Anatomy.tv)

Dentro de las articulaciones falsas encontramos 2, que son la articulación subacromial –o supra humeral- y la articulación escapulotorácica.

La primera de ellas se trata de una cavidad de deslizamiento compuesta de bolsas sinoviales (subacromial y subdeltoidea) entre la cabeza del húmero junto con el conjunto del manguito de los rotadores – del que enseguida hablaremos – y el techo óseo y ligamentoso configurados por el acromion y el ligamento coracoacromial, respectivamente; mientras que la articulación escapulotorácica se compone de una superficie de deslizamiento de tejido conectivo entre la escápula (recubierta ventralmente del músculo subescapular) y la parrilla costal (recubierta más superficialmente por el músculo serrato anterior).

Por otra parte, hay que especificar más la musculatura relacionada a este gran complejo articular, encargada de ofrecer la estabilidad dinámica y la movilidad. A pesar de que existan múltiples grupos musculares en el territorio del hombro, los más destacados son los siguientes (**Figura 3 y 4**):

- Deltoides, potente músculo superficial que permite la elevación del miembro, aunque requiriendo la participación del manguito rotador para iniciar el movimiento.
- Manguito de los rotadores: supraespinoso, infraespinoso, subescapular, redondo menor. Este grupo muscular, que nace de la escápula y se inserta de forma conjunta a lo largo de la periferia de la cabeza del húmero como una cofia o manguito (de ahí su nombre), permite inicial la elevación del miembro y posibilita las rotaciones, compactando además la cabeza del húmero contra la cavidad glenoidea, lo que le convierte en un estabilizador dinámico de gran importancia.

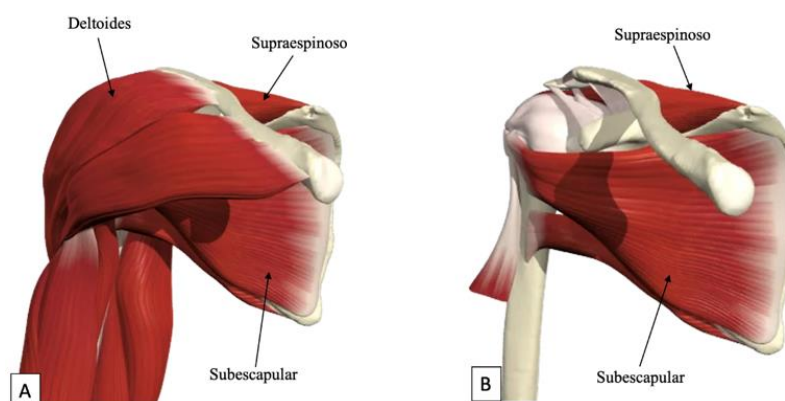


Figura 3. Musculatura en relación con el hombro (visión anterior). En esta imagen se puede ver la localización de la musculatura mencionada anteriormente, desde un plano más superficial (**A**) a un plano más profundo (**B**). (Imagen modificada de Anatomy.tv)

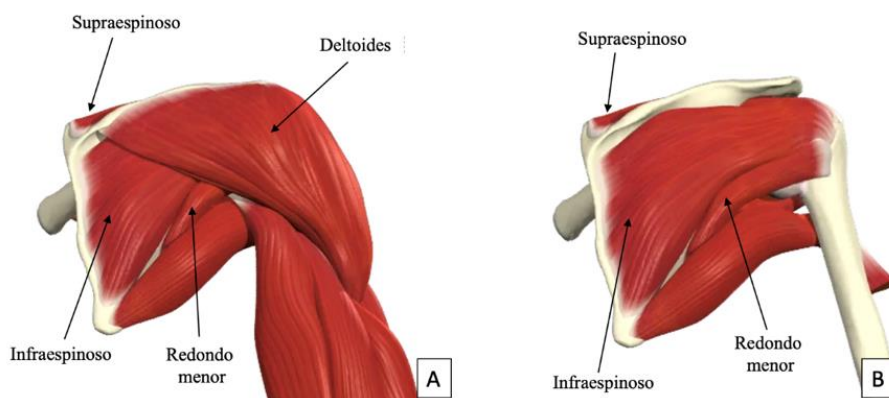


Figura 4. Musculatura en relación con el hombro (visión posterior). En esta imagen se puede ver la localización de la musculatura mencionada anteriormente, desde un plano más superficial (A) a un plano más profundo (B). (Imagen modificada de Anatomy.tv)

Por último, respecto a la anatomía, las estructuras vasculo-nerviosas (**Figura 5**) más importantes que transcurren próximas a la articulación del hombro son las siguientes:

- Arterias: destaca la arteria axilar, que se continúa con la arteria humeral – o braquial –.
- Venas: encontramos venas profundas como las braquiales, axilar y subclavia, y venas superficiales como la basílica y la cefálica, entre las cuales existen numerosas comunicaciones.
- Nervios: destacan ramas del plexo braquial tales como el supraescapular, el subescapular y el axilar, siendo el último de estos el más importante.

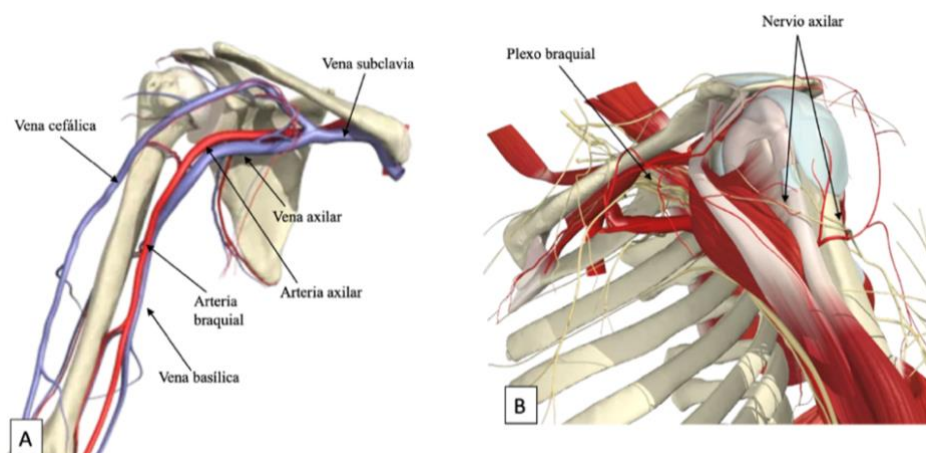


Figura 5. Estructuras vasculonerviosas que transcurren por el hombro. (A) Arterias y venas (visión anterior). (B) Nervios (visión anterolateral). (Imagen modificada de Anatomy.tv)

En cuanto a la biomecánica de todo el complejo articular, cabe destacar que la mayor parte del movimiento es proporcionado por las articulaciones glenohumeral y escapulotorácica; así, aproximadamente un tercio del total de la elevación del miembro superior se produce en la articulación escapulotorácica y los dos tercios restantes en la articulación glenohumeral. El movimiento coordinado de estas articulaciones se denomina “ritmo escapulohumeral”.

La posición de la escápula con respecto a la caja torácica determina el ángulo en que se encuentra la fosa glenoidea, y por tanto la posición de la cabeza del húmero con respecto al acromion. Concretamente, esta angulación es de unos 45°, siendo la que permite la elevación fisiológica del brazo en este plano de la escápula, que en ocasiones es denominado como movimiento combinado de abducción y flexión anterior en los planos ortogonales.

Gracias a los músculos mencionados anteriormente y a la configuración de este complejo osteoarticular, es capaz de realizar movimientos en los tres planos y ejes del espacio ^(4, 5), de manera que encontramos (**Figura 6**):

- Plano sagital/eje transversal: movimientos de flexión hasta 180° y extensión hasta 45-50°.
- Plano horizontal/eje longitudinal: movimientos de rotación externa hasta 90° e interna hasta 60° del húmero.
- Plano frontal/eje anteroposterior: movimientos de abducción hasta 180° y aducción hasta 35-45°.
- Plano transversal/eje vertical: movimientos de flexión y extensión horizontal, determinado por la interposición del plano sagital y frontal.

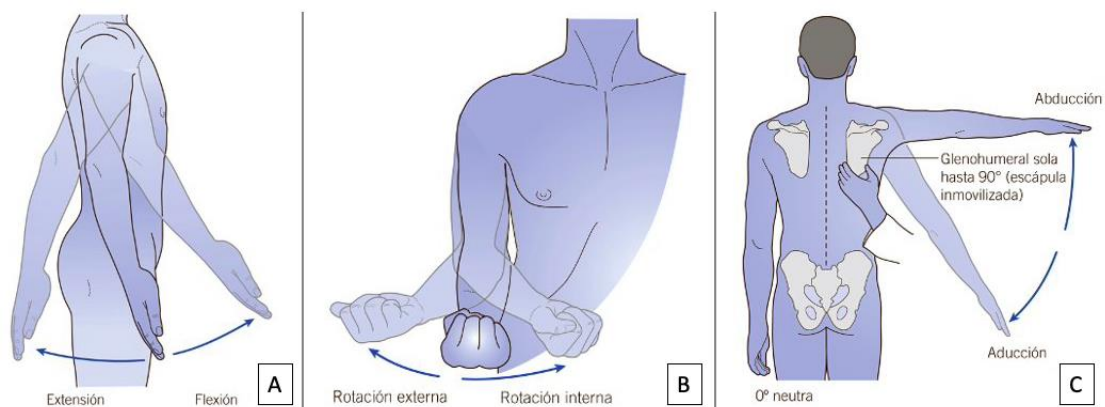


Figura 6. Movimientos de la articulación del hombro. (A) Movimientos de extensión y flexión. **(B)** Movimientos de rotación externa e interna. **(C)** Movimientos de abducción y aducción. (Imagen modificada de Ortopedia, traumatología y reumatología, 2ª edición, de Andrew D. Duckworth, Daniel E. Porter y Stuart H. Ralston) ⁽⁵⁾

1.2. VALORACIÓN EN CONSULTA ^(6, 7, 8)

Los motivos principales por los que los pacientes puedan acudir a la consulta serán: dolor, pérdida de la funcionalidad (sea por pérdida de rango articular y/o pérdida de fuerza) o inestabilidad de hombro.

De esta manera, las numerosas posibilidades que existen de que se lesione la articulación, hacen que sea de gran importancia una valoración correcta, completa y sistemática en la consulta, tanto para lograr un diagnóstico acertado como para valorar la posterior recuperación.

1.2.1. Anamnesis

Mediante la anamnesis es posible conocer el motivo de consulta, cómo es la historia de la enfermedad, los antecedentes y el estilo de vida del paciente. Hay factores que son capaces de orientar hacia el diagnóstico tales como los síntomas principales del cuadro clínico, la evolución o la antigüedad del trastorno.

En la mayor parte de las consultas aparece el dolor como síntoma principal por lo que responder a ciertas preguntas puede conducir hacia el correcto diagnóstico: ¿Dónde?, ¿cuándo?, ¿cómo?, ¿cuánto?, ¿por qué?, ¿qué es capaz de aliviar el dolor?, ¿qué empeora el dolor?

1.2.2. Exploración física

Una exploración física correcta debe incluir la inspección del paciente, la palpación de la articulación y la valoración de la movilidad articular, de su estabilidad y de la fuerza de los distintos grupos musculares.

En la inspección habrá que detenerse en la presencia o no de relieves anormales, atrofas musculares, inflamaciones y cicatrices.

La palpación se utilizará para confirmar los datos de la inspección, palpando las estructuras óseas y de partes blandas, y definiendo en qué puntos es dolorosa.

En la movilidad articular se debe valorar siempre el arco activo, y si este es incompleto, se llevará a cabo el arco pasivo. Los valores normales son los siguientes: Elevación (o en arcos ortogonales abducción y flexión anterior/antepulsión): 160-180°. Extensión o retropulsión: 40- 60°. Aducción: 60° (por delante) y 45° (por detrás). Rotación externa: en aducción o codo pegado al cuerpo (RE1) 45°-70°, si se realiza en abducción (RE2) pasa a ser 90°. Rotación interna: 60-80°, si bien suele registrarse en consulta hasta dónde es capaz de llegar el paciente con su mano trepando por la espalda, comprobando si es capaz de alcanzar la nalga, sacro, o la espinosa de qué vertebra de la columna lumbar o dorsal, considerándose normal alcanzar las espinosas dorsales medias, D6 a D8.

Además, para la exploración física se emplean una serie de signos y maniobras que se centran en la valoración de la patología subacromial, del manguito de los rotadores, de la articulación acromioclavicular y glenohumeral y de la inestabilidad de esta última, entre otras.

Las maniobras destinadas a la valoración de la patología subacromial provocarán dolor por disminuir el espacio subacromial o por comprimir alguna de las estructuras que contiene:

- Arco doloroso: consiste en la abducción activa del brazo. Si existe compromiso subacromial el dolor aparece alrededor de los 60-90° de abducción y desaparece al superar los 120°.

- Signo de Neer: se estabiliza la escápula del paciente con una mano y con la otra se realiza una abducción pasiva en rotación interna; es positiva si el dolor se despierta entre los 70-120°.
- Test de Hawkins: Al flexionar el brazo a 90° junto con una rotación interna forzada, se produce dolor porque se comprime la bursa subacromial y el tendón supraespinoso subyacente contra el techo óseo y ligamentoso antes descrito, compuesto por el acromion y el ligamento coracoacromial.

Para una valoración más centrada en el dolor o la disfunción más selectiva de los tendones de los músculos que componen el manguito de los rotadores se emplean:

- Tendón supraespinoso
 - Test de Jobe: Con el paciente presentando una elevación de 90° en el plano de la escápula y rotación interna máxima, nos colocamos delante de él y al ejercer fuerza sobre sus brazos, no la resistirá si existe ruptura del tendón. En caso de lesión o irritación del mismo, sin rotura completa, el paciente manifestará dolor y eventualmente menor tono.
 - Test de Codman o del brazo caído (“drop arm”): Con una abducción de 90° y una rotación neutra, se iniciará un descenso lento y progresivo del brazo. En caso de ruptura, este descenso será brusco.
- Tendón del infraespinoso y del redondo menor
 - Test del infraespinoso: Con el codo flexionado a 90° y el brazo pegado al cuerpo y en rotación interna de 45°, se solicita al paciente que realice una rotación externa activa. El test será positivo si se despierta cierto dolor o debilidad.
 - Maniobra de Patte: Con 90° de abducción, 30° de anteversión y con el codo en 90° de flexión sobre el antebrazo del explorador, se solicita rotación externa activa. Como antes, se evalúa tanto la aparición de dolor como la fuerza desarrollada.
- Tendón del subescapular
 - Test de Presión abdominal o Belly Press (Napoleón): Se coloca la mano del paciente delante de su abdomen con el codo flexionado 90° y se ejerce una fuerza para separar la mano del abdomen que el paciente debería resistir si

no hay ruptura. Se evalúa tanto la aparición de dolor como la fuerza desarrollada.

- Test de Despegue o “Lift off test” de Gerber: Con el brazo del paciente detrás de él sobre su espalda, con una rotación interna con la mano a unos 10 cm de la columna lumbar, se le pide al paciente que ejerza una fuerza para mantener separada la mano de la columna, mientras se le empuja en sentido contrario. Se evalúa tanto la aparición de dolor como la fuerza desarrollada.
- A pesar de que el músculo bíceps braquial no conforma el manguito de los rotadores, la inflamación del tendón largo del mismo está asociada a la inflamación o ruptura del manguito rotador. De esta manera, existe un test muy sensible que permite valorar esta afección. El test de Speed requiere el hombro en flexión de 45°, el codo extendido y la mano en supinación completa. El paciente tendrá que levantar el brazo contra resistencia, y si hay dolor será positivo.

En el caso de evaluar la articulación acromioclavicular se puede emplear “Cross Arm test”, en el que se realiza una compresión activa de la articulación: se flexiona el hombro con aducción horizontal y rotación interna. El test es positivo si aparece dolor, y sugiere patología a dicho nivel. El dolor a la palpación directa de la articulación es otro indicador patológico.

1.2.3. Exploración complementaria ^(9, 10, 11)

Para continuar con la valoración del complejo articular y musculotendinoso y proporcionar un diagnóstico definitivo, se pueden utilizar diferentes pruebas radiológicas (**Figura 7**), entre las que se encuentran:

- Radiografía simple: las proyecciones más empleadas con esta técnica son la anteroposterior verdadera en el plano de la escápula, la proyección lateral o en Y de escápula, y la proyección axial del hombro.
- Tomografía computarizada (TC): su principal indicación es en las afecciones de las estructuras óseas, y dentro de ellas especialmente en las fracturas complejas. También se emplea para definir y cuantificar usuras y deformidades de extremos óseos en patología degenerativa.

- Ecografía: muy útil especialmente en patología subacromial ya que es una técnica de bajo coste y accesible que permite valorar correctamente las partes blandas.
- Resonancia magnética (RMN): es la técnica de elección para poder valorar todas las estructuras del hombro.
- ArthroRM: se trata de un método semiinvasivo en donde se distiende la cavidad articular por medio de una punción articular y se inyecta contraste paramagnético, aumentando la sensibilidad de la RMN simple. Permite especialmente una mejor visualización de las estructuras intraarticulares, como el labrum glenoideo y ligamentos glenohumerales. Su principal indicación, por ello, son las inestabilidades de hombro.

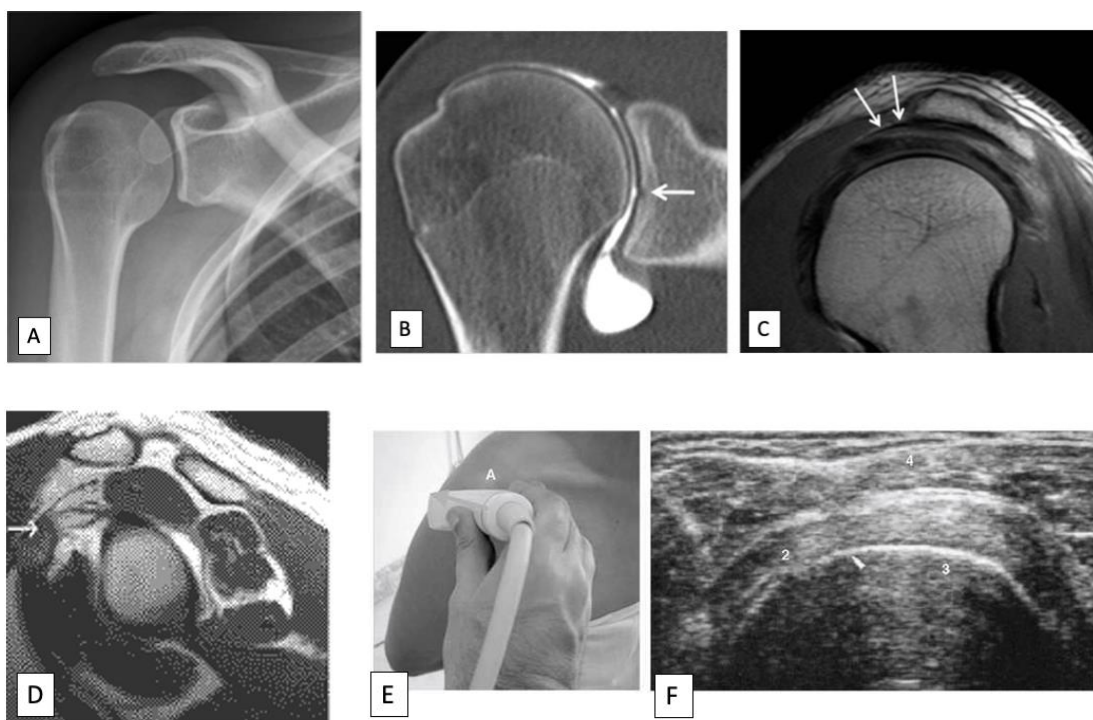


Figura 7. Pruebas radiológicas complementarias en la valoración del hombro. (A) Radiografía simple en proyección anteroposterior verdadera. (B) Tomografía computarizada en corte coronal. (C) Resonancia magnética en corte sagital. (D) ArthroRMN de los ligamentos glenohumerales en corte sagital. (E) Técnica de realización de la ecografía. (F) Ecografía a la altura del tendón del músculo infraespinoso. (Imágenes extraídas de “Shoulder anatomy and normal variants” de Kadi et al, “Ecografía del hombro normal” de Díaz-Rodríguez et al y “Arthro-Resonancia de hombro” de Muñoz et al)

1.2.4. Valoración funcional

La valoración funcional del hombro ideal debería registrar y cuantificar, del modo más objetivo y reproducible posible, la función del hombro. Esto incluye la valoración del arco de movilidad, la fuerza, el dolor o la capacidad de realizar distintas actividades.

Se han descrito distintas metodologías y escalas, aunque cabe destacar que ninguna ha conseguido imponerse totalmente. En América, por ejemplo, se emplea mayoritariamente la ASES (American Shoulder and Elbow surgeons), mientras que en Europa se pueden encontrar varias tales como la DASH (Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand questionnaire), la Rowe, el Simple Shoulder Test y especialmente el Test de Constant-Murley.

El sistema cuantitativo de la ASES ⁽¹²⁾ incluye dos autoevaluaciones subjetivas que realiza el propio paciente sobre la sensación de inestabilidad del hombro y sobre la capacidad de realizar diferentes actividades de la vida diaria como colocarse un abrigo, peinarse, lavarse la espalda... En la autoevaluación sobre la inestabilidad, el paciente debe marcar con una raya sobre una escala que va del 1 al 10 su sensación, siendo 1 “muy estable” y 10 “muy inestable”; mientras que, en la autoevaluación sobre las actividades diarias, el paciente debe marcar con un círculo el número del 0 al 3 que más se corresponda con su capacidad, siendo el 0 “imposible” y el 3 “nada difícil”. También incluye varias evaluaciones objetivas que realiza el médico en relación con el arco de movimiento en diferentes posiciones, signos de dolor, compresión, crepitaciones, cicatrices, atrofas o deformidades (valorados todos ellos del 0 al 3, siendo 0 “ninguno” y 3 “intenso”), la potencia de la articulación (registrando el grado según el Medical Research Council, del 0 al 5, siendo 0 “ausencia de contracción” y 5 “fuerza normal”), y finalmente, la inestabilidad que pueda presentar la misma en diferentes actos (valorados todos ellos del 0 al 3, siendo 0 “ninguno” y 3 “intenso”).

En el cuestionario DASH ⁽¹³⁾, se incluyen tres posibles bloques a valorar en cada paciente: Actividades o tareas, módulo de trabajo (opcional) y módulo de actividades especiales deportes/músicos (opcional). En el primer bloque se le pregunta al paciente sobre sus síntomas y sobre la capacidad de realizar en torno a unas 30 actividades o tareas en la última semana, como, por ejemplo: abrir un bote, escribir, preparar la comida, girar la llave para abrir una puerta, empujar y abrir una puerta pesada, colocar

objetos en estanterías por encima de la cabeza... En el módulo sobre el trabajo, se incluyen una serie de preguntas para valorar el impacto que tiene su afección del hombro en su capacidad para trabajar. Finalmente, en el módulo de actividades especiales se realizan preguntas al impacto que tiene la patología para tocar su instrumento musical, practicar su deporte o ambas. Para evaluar todos ellos, el paciente debe marcar, en una escala numérica que va del 1 al 5, siendo el 1 “ninguna dificultad” y el 5 “incapaz o imposible”, mediante un círculo, el número que más se aproxime a su capacidad física.

El último test mencionado, el test de Constant-Murley ⁽¹⁴⁾ (**Figura 8**), es la herramienta más utilizada en Europa para evaluar la capacidad funcional del hombro, siendo establecido en 1989 por el Comité Ejecutivo de la Sociedad Europea de Cirugía del Hombro y Codo (SECHC) como el estándar en la valoración funcional del hombro para las distintas sociedades nacionales.⁽¹⁵⁾ Se trata de una escala genérica, en la que se incluyen cuatro parámetros a valorar, cada uno con una puntuación individual máxima: el dolor (15 puntos), las actividades de la vida diaria (20 puntos), el rango de movilidad o balance articular (40 puntos) y la fuerza (25 puntos). La suma total máxima es de 100 puntos, y a mayor puntuación obtenida, mejor función articular. Hay que tener en cuenta que el dolor y las actividades de la vida diaria son parámetros subjetivos, mientras que el rango de movilidad y la fuerza son parámetros objetivos.

El dolor se mide formulando una pregunta sobre el grado más intenso de dolor experimentado durante las actividades diarias, en el trabajo, en reposo o durante el sueño, en un periodo de 24 horas. Para medirlo se emplea una escala visual analógica desde el 0, valorado como “no dolor”, hasta el 15, valorado como “dolor insoportable”.

Hay que tener en cuenta que la puntuación es inversamente proporcional a la escala de dolor, de manera que, si el paciente refiere un nivel de dolor de 5, serían 10 puntos.

En el parámetro de las actividades de la vida diaria se incluyen cuatro apartados: la actividad laboral, la actividad de tiempo libre, el sueño y el empleo de la mano en una posición confortable. El sueño tranquilo se puntúa con 2 puntos, el que tiene molestias ocasionales con 1 punto, y el que tiene molestias todas las noches con 0 puntos. El conjunto de la capacidad para realizar actividades laborales y de tiempo libre puede alcanzar un total de 8 puntos. Las actividades diarias empleando la mano en una

posición confortable se evalúa preguntándoles a los pacientes en qué altura pueden utilizar su mano, desde debajo de la cintura (0 puntos) hasta encima de la cabeza (10 puntos).

CONSTANT SCORE																																					
NHC y Nombre del Paciente	Operación/Diagnostico:			Fecha:																																	
	Examen:			Lateralidad: R L																																	
	Pre-op	3 meses	6 meses	_____ años																																	
	1 año	2 años																																			
A.- Dolor (/15): media (1 + 2/2) <input style="width: 30px;" type="text"/> A																																					
1. ¿Cuánto dolor tiene dolor en el hombro en sus actividades de la vida diaria?																																					
No = 15 pts, Mild pain = 10 pts, Moderate = 5 pts, Severe or permanent = 0 pts. _____																																					
2. Escala lineal:																																					
Si "0" significa no tener dolor y "15" el mayor dolor que pueda sentir, haga un círculo sobre el nivel de dolor de su hombro a																																					
La puntuación es inversamente proporcional a la la escala de dolor (Por ejemplo, un nivel de 5 son 10 puntos)																																					
Nivel de dolor: <input style="width: 100%; height: 15px;" type="text"/>																																					
Puntos: <table style="width: 100%; border-collapse: collapse; text-align: center;"> <tr> <td style="width: 10%;">0</td><td>1</td><td>2</td><td>3</td><td>4</td><td>5</td><td>6</td><td>7</td><td>8</td><td>9</td><td>10</td><td>11</td><td>12</td><td>13</td><td>14</td><td>15</td> </tr> <tr> <td>15</td><td>14</td><td>13</td><td>12</td><td>11</td><td>10</td><td>9</td><td>8</td><td>7</td><td>6</td><td>5</td><td>4</td><td>3</td><td>2</td><td>1</td><td>0</td> </tr> </table> _____						0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	0
0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15																						
15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	0																						
B.- Actividades de la vida diaria (/20) Total (1 + 2 + 3 + 4) <input style="width: 30px;" type="text"/> B																																					
1. ¿Esta limitada tu vida diaria por tu hombro?																																					
No = 4, Limitacio moderada = 2, Limitacion severa = 0 _____																																					
2. ¿Esta limitada tu actividad deportiva por tu hombro?																																					
No = 4, Limitacio moderada = 2, Limitacion severa = 0 _____																																					
3. ¿Te despiertas por el dolor de hombro?																																					
No = 2, A veces = 1, Si = 0 _____																																					
4. ¿Hasta que altura puedes elevar tu brazo para coger un objeto (pe. un vaso)?																																					
Cintura = 2, Xiphoides (esternon) = 4, Cuello = 6, Cabeza = 8, Sobre cabeza = 10 _____																																					
C.- Balance articular (/40): Total (1 + 2 + 3 + 4) <input style="width: 30px;" type="text"/> C																																					
1.- Flexion anterior:		0 - 3 0 pts		2.- Abduccion:																																	
_____		31 - 60 2 pts		0 - 30																																	
_____		61 - 90 4 pts		31 - 60																																	
_____		91 - 120 6 pts		61 - 90																																	
_____		121 - 150 8 pts		91 - 120																																	
_____		> 150 10 pts		121 - 150																																	
_____				> 150																																	
3.- Rotacion externa:			4.- Rotacion interna: (Pulgar hasta)																																		
Mano nuca _____ 0 pts			Muslo _____																																		
Mano detras de la cabeza y codos delante 2 pts			Nalga _____																																		
Mano detras de la cabeza y codos detras 4 pts			Artic. SI _____																																		
Mano sobre la cabeza y codos delante 6 pts			Cintura _____																																		
Mano sobre la cabeza y codos detras 8 pts			T12 _____																																		
Elevacion completa del brazo 10 pts			Entre las escapulas _____																																		
D.- Fuerza (/25): Puntos: media (kg) x 2 = <input style="width: 30px;" type="text"/> D																																					
Primera medicion:		Segunda medicion:		Tercera medicion:																																	
Average pulls: _____		_____		_____																																	
Cuarta medicion:		Quinta medicion: _____																																			
TOTAL (/100): A + B + C + D <input style="width: 30px;" type="text"/>																																					

Figura 8. Test de Constant-Murley para la valoración funcional del hombro. (Imagen extraída de la web de la Sociedad Española de Cirugía de Hombro y Codo (SECHC), disponible en <https://sechc.es/test-score-hombro/603-constant-score-test-valoracion-hombro>)⁽¹⁶⁾

El rango de movilidad se valora mediante cuatro tipos de movimiento, pudiendo alcanzar cada uno 10 puntos. Sólo debe tenerse en cuenta el grado de movimiento activo y no doloroso. Los movimientos que se valoran son la flexión o elevación anterior, la abducción o elevación lateral, la rotación interna y la rotación externa. Las elevaciones se deben medir con un goniómetro con el paciente sentado y la espalda apoyada en un respaldo para evitar falsos movimientos asociados a inclinaciones del tronco; mientras que las rotaciones se valoran mediante gestos funcionales.

La fuerza es el último parámetro que se valora. En la publicación original del test de Constant se adopta el método diseñado por Moseley, el cual utiliza un muelle dinamométrico que el paciente agarra por un extremo, mientras el examinador tira del otro extremo hacia abajo, indicando que la fuerza se midiera en una abducción de 90°, sin tratar sobre el plano de la elevación, el tiempo de la medición, el número de repeticiones ni la posición exacta del individuo. ⁽¹⁷⁾

Sin embargo, se ha descrito la utilización de otros dispositivos y/o métodos para la valoración de la fuerza. Probablemente los dispositivos más empleados son los dinamómetros, destacando entre los electrónicos el de Isobex ^(16, 18), entre otros muchos modelos. En ese sentido, como alternativa más asequible, en el mercado se puede encontrar también el isómetro IDO-101A de Innovative Design Orthopaedics (IDO). Pero igualmente se han empleado dinamómetros o isómetros no electrónicos y/o de mundos ajenos al sanitario, como dispositivos de peso en la pesca deportiva o como pesamaletas. Finalmente, otros autores como Grassi y Tajana ⁽¹⁹⁾ proponen el método de las series de pesos (pesas) que van incrementando progresivamente. Como se ve, la medición de la fuerza ha sido objeto de confusión a lo largo de los años debido a que no se ha conseguido estandarizar y por ello, sigue habiendo cierta heterogeneidad y controversia respecto a la metodología.

Cabe destacar que a aquellos pacientes que no son capaces de lograr adoptar la posición adecuada para la realización del test, se les asignaría una puntuación en la fuerza de 0 puntos. Con relación a esta posición, se ha concluido que los requerimientos más importantes eran la medida de la fuerza a la altura de la muñeca y en 90° de abducción, siendo esta posición la que se ha estandarizado finalmente.

2. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

Aunque se han descrito distintos instrumentos para medir la fuerza del hombro en la valoración funcional del hombro de Constant, no está claro si la miden con la misma fiabilidad. Proponemos la hipótesis de que algunos de los principales sistemas de medición más asequibles son equivalentes entre sí, y miden con igual fiabilidad la fuerza desarrollada por el hombro. Concretamente, partimos de la hipótesis de la equivalencia en la medición del sistema de elevación de pesas, el dinamómetro IDO-101A de Innovative Design Orthopaedics (IDO) de 200 libras, y un dinamómetro muy sencillo de 2 euros.

El objetivo principal de este trabajo es el planteamiento y desarrollo de un estudio comparativo entre tres instrumentos distintos de medición de la fuerza del hombro en un test de Constant-Murley. Los resultados obtenidos permitirán establecer si los tres instrumentos son equivalentes, y por tanto los tres igualmente válidos. En tal caso, este trabajo permitiría, en un futuro, la validación de un dinamómetro mucho más barato que los descritos previamente. Alternativamente, si las herramientas de medición difiriesen en los resultados registrados, este trabajo intentará definir la magnitud de esta diferencia.

Como objetivo complementario, previo y necesario para alcanzar los anteriores, nos planteamos una actualización en la metodología establecida para el registro de la fuerza en el test de Constant-Murley a través de una búsqueda bibliográfica exhaustiva.

3. MATERIAL Y MÉTODOS

Se lleva a cabo una revisión de la bibliografía para conseguir una actualización en la metodología descrita para la realización del test de Constant-Murley en la valoración funcional del hombro.

Se toman como base inicial algunos textos elaborados por autores expertos en hombro y considerados de referencia en la materia. Así, se emplean los trabajos originales de Constant C R y Murley A H G ^(16, 18), por ser los autores que propusieron la primera versión del test que lleva su nombre, y también se recurre como fuentes de referencia a la obra Cirugía Ortopédica y Traumatología, elaborado desde la Sociedad Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología (SECOT) ⁽⁶⁾, y el curso Experto en Hombro desarrollado desde la Sociedad Española de Cirugía de Hombro y Codo (SECHC) ⁽⁷⁾.

Esta primera búsqueda proporcionó una base de conocimiento sobre la materia, al igual que los términos clave para realizar búsquedas posteriores más exhaustivas. Para continuar, la base de datos de MEDLINE proporcionó literatura más actualizada con la plataforma PubMed como buscador de referencia.

Dicha búsqueda se realizó con los términos clave generales "shoulder pathologies", "Constant score", "Constant-Murley score" y "function scale"; añadiendo otros más concretos relacionados con los intereses del estudio como: "psychometric properties", "strength assessment", "dynamometer", "weighing machine" y "spring balance".

Se incluyeron artículos originales y artículos de revisión, además de algunos estudios de prueba de concepto, tratando que la literatura fuera lo más actual posible. Para ello, se filtraron las publicaciones realizadas en los últimos 20 años (dando preferencia a las más recientes), aunque también se han manejado publicaciones anteriores que se consideran literatura clásica y básica del tema que estamos tratando, incluyéndose estudios de lengua inglesa y española, y estudios realizados en humanos.

Además, con el objetivo de facilitar la comprensión en la lectura de este TFG y de obtener un trabajo de mayor calidad, se utilizaron otras herramientas complementarias como: la página web Anatomy.tv (disponible en <https://www.anatomy.tv/titles>) ⁽²⁰⁾ de gran ayuda para obtener muchas de las imágenes que aparecen en este documento, el libro "Ortopedia, traumatología y reumatología", 2ª edición de Duckworth A et al ⁽⁵⁾,

y varios artículos como los de Kadi R et al ⁽⁹⁾, Díaz-Rodríguez N et al ⁽¹⁰⁾ y Muñoz S et al ⁽¹¹⁾.

Una vez conseguida esta labor inicial, se continúa con el desarrollo del estudio comparativo de las tres herramientas para evaluar la fuerza, en kilogramos, del hombro en el test de Constant-Murley:

1. Dinamómetro sencillo (“Balanza de equipaje” de Flying Tiger Copenhagen, Copenhagen, Dinamarca), de 2 euros. Ahora agotado pero disponible en: <https://flyingtiger.com/es/products/luggage-scales-3030207?currency=eur>
2. Sistema clásico de elevación de pesas progresivamente mayores (3 sets de pesas del modelo Kettleblet Soft de Sports Equipe, distribuido por la cadena Carrefour y disponible en: https://www.carrefour.es/kettlebell-ajustable-softee/8445090004866/p?ic_source=nonfood&ic_medium=undefined&ic_content=cat9020009-deportes-y-maletas), a 53,35 euros cada set.
3. Dinamómetro desarrollado ad hoc para la medición de la fuerza en el test de Constant (modelo IDO-101A de Innovative Design Orthopaedics (IDO), Londres, Reino Unido), disponible en: <https://www.idorth.com/IDO-ISOMETER/> , a un precio de 200 libras (228 euros al cambio, a 28 de Enero de 2023).

Para poder realizar el estudio, en primer lugar, se llevó a cabo el reclutamiento de los participantes. Este proceso fue directo, por medio del Equipo Investigador. Se dio la máxima difusión al estudio en todos los estamentos laborales que abarca el Servicio de Traumatología, ofreciendo la participación en el estudio a todas las personas interesadas. Para facilitar la difusión del estudio, se procedió a enviar un correo electrónico tanto al staff del servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología de la OSI Bilbao-Basurto como a los estudiantes de sexto de Medicina que rotaban por el servicio.

Asimismo, se mantuvo una pequeña conversación con los posibles voluntarios para ampliarles verbalmente información del proyecto y posteriormente, se les entregó un folleto informativo en el que aparecía detallada la información necesaria para que aquellos que decidieran participar en la investigación comprendieran el proyecto. Si en cualquier momento quedaba alguna duda sobre algunos de los aspectos que venían

recogidos en el folleto, pudieron acudir al Equipo investigador para que éste tratara de solventarlas. Este proceso se llevó a cabo en la sala de reuniones del servicio de Traumatología de la OSI Bilbao-Basurto, previamente autorizada para esta tarea, tanto en el staff del servicio como con los estudiantes que rotaban por el mismo. Posteriormente, se volvió a contactar con aquellos que estuvieron de acuerdo en participar en el estudio para realizar la intervención de valoración de fuerza.

Este proceso de reclutamiento se realizó a partir del 22 de marzo de 2023, antes de comenzar la actividad laboral y lectiva.

La intervención se ha desarrollado en población general voluntaria, procediendo los individuos del alumnado de Medicina de la UD Basurto (UPV-EHU), y del staff del servicio de Traumatología de la OSI Bilbao-Basurto, como se ha mencionado anteriormente. La muestra prevista estaba compuesta por un grupo de 60 individuos voluntarios y voluntarias, siguiendo el estudio validado y publicado por Collin et al ⁽²¹⁾, que cumplieran como criterio de inclusión el no estar afectados de patología conocida de hombro; siendo estos incorporados y evaluados entre marzo y abril de 2023 en el servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología del Hospital Universitario de Basurto (OSI Bilbao-Basurto), donde trabajaban o realizaban prácticas tuteladas. Como criterios de exclusión se incluyeron el dolor de hombro y cuello y una historia previa de haber presentado patología o cirugía de hombro.

Todos los participantes fueron informados rutinariamente sobre el estudio y aceptaron participar, firmando un consentimiento para la participación en el proyecto, el cual fue aprobado por el Comité Ético de Investigación con medicamentos de Euskadi en marzo de 2023. La información recogida se incorporó a una base de datos codificada de acuerdo con la legislación sobre Protección de Datos de Carácter Personal vigente, de manera que no pudieran ser identificados de ninguna manera, garantizándose la confidencialidad de la información obtenida. Estos datos han sido tratados de acuerdo con la Ley Orgánica 15/1999 de Protección de Datos de Carácter Personal y el Real Decreto 1720/2007, de 21 de diciembre, por el que se aprueba el Reglamento de desarrollo de la Ley Orgánica 3/2018, de 5 de diciembre, de Protección de Datos Personales y garantía de los derechos digitales; y la Ley 14/2007 de Investigación Biomédica.

Por otro lado, el estudio se ha realizado con respeto a los principios enunciados en la declaración de Helsinki (Seúl, 2008) y las normas de buena práctica clínica (CPMP/ICM/135/95).

Los voluntarios se sometieron a unas pruebas de fuerza con los tres instrumentos diferentes en secuencia (**Figura 9**): (1) un dinamómetro sencillo, (2) el sistema clásico de elevación de pesas progresivamente mayores; y (3) uno de los dinamómetros desarrollados ad hoc (modelo IDO-101A); para valorar si realmente existen discrepancias en las mediciones obtenidas al utilizar tres dispositivos diferentes, como se mencionaba anteriormente.

Se realizó una aleatorización para establecer el orden en el que se utilizarían los tres dispositivos en cada uno de los casos, empleando la página web Pinetools (<https://pinetools.com/es/aleatorizar-lista>), con los elementos: “Dinamómetro sencillo” - “Sistema de pesas” - “Dinamómetro IDO”.

Cada participante en el estudio fue citado en una fecha y a una hora determinada, de manera que ninguno de ellos coincidió ni en la sala en la que se realizaba la prueba ni en las instalaciones del servicio para que no influyese en su privacidad en cuanto a la participación en el estudio.

Todas las mediciones fueron tomadas y supervisadas por un único examinador en la sala de reuniones del servicio de Traumatología de la OSI Bilbao-Basurto, previamente autorizada para ello; y la postura que adoptaban los voluntarios para ello era la estandarizada a partir de la revisión bibliográfica antes señalada, y conforme a los parámetros aceptados como mejores por las sociedades científicas de referencia en nuestro entorno, como se detalla en resultados: posición erguida, de pie, con el hombro dominante extendido, la mano en pronación y el brazo en 90° de abducción en el plano de la escápula (30° de anteversión). No se permitió que ninguno pudiera apoyarse en alguna pared, para evitar que ejerciesen fuerza con otro tipo de grupos musculares, siendo las mediciones lo más objetivas posibles. Previo a cada sujeto, se calibraban todos los dispositivos para realizar las mediciones. Se les pidió que, para registrar los datos, mantuvieran la posición indicada de la extremidad superior durante 5 segundos con cada uno de los dispositivos, guiando a cada uno de ellos avisándoles en el momento en el que debían comenzar a ejercer la fuerza. Para cada dinamómetro, se

realizaban 5 mediciones, con al menos cinco minutos de diferencia entre cada dispositivo, siendo registrada, en kilogramos, la media de los valores que eran capaces de alcanzar en cada una de las situaciones.

En uno de los tres dispositivos, fue necesario llevar a cabo una serie de adaptaciones para que fuera posible ejecutar las mediciones, y de la manera más confortable posible para los participantes. De esta manera, en el dinamómetro sencillo se dispuso un asa con una cuerda de nylon de 4 mm de grosor junto con un mosquetón de 50 mm en el asa del extremo superior del dispositivo, y otra cuerda de las mismas características en el enganche del extremo inferior, para poder hacer resistencia con el pie mientras los participantes realizaban el esfuerzo correspondiente. Ni en el sistema de pesos progresivamente mayores, ni en el dinamómetro IDO fue necesario realizar ninguna adaptación. El IDO trae su propio sistema de correas.

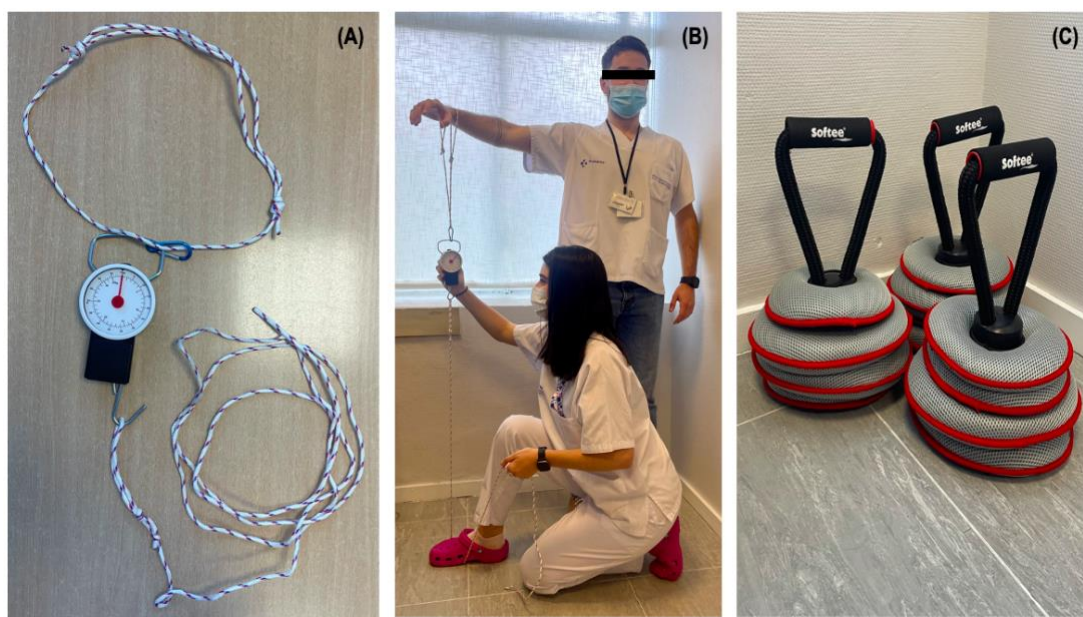




Figura 9. Dispositivos utilizados en el estudio y representación del registro de los resultados. (A) Dinamómetro sencillo adaptado; (B) Representación del registro de las mediciones con el dinamómetro sencillo; (C) 3 sets de sistema clásico de pesos progresivamente mayores; (D) Representación del registro de las mediciones con el sistema clásico de pesos progresivamente mayores; (E) Dinamómetro IDO; (F) Representación del registro de las mediciones con el dinamómetro IDO.

Las mediciones realizadas y ciertos datos de los pacientes se recogieron en una tabla Excel, que incluía: código anonimizado de cada participante, sexo, edad, hombro dominante, el orden en el que se llevaron a cabo las mediciones con los distintos dispositivos, la puntuación obtenida con el sistema de pesas, las cinco mediciones realizadas con el dinamómetro IDO y su media aritmética, y las cinco mediciones realizadas con el dinamómetro sencillo y su media aritmética.

Para la obtención de la media aritmética y la desviación típica de las mediciones se emplearon las funciones de Excel: PROMEDIO, utilizándose en todos los participantes tanto con el dinamómetro IDO, como con el sencillo; y DESVEST para cada uno de los tres dispositivos.

Una vez calculadas estas medias, completando así los resultados necesarios, se procedió al análisis estadístico de los datos. Éste se realizó con los programas Graphpad Prism versión 6 y SAS versión 9.4. Además, se contó con el asesoramiento de una experta en metodología y bioestadística. Primero se comprobó la normalidad

de nuestra muestra mediante el test D'Agostino & Pearson. Tras obtener una distribución normal, se realizó el análisis mediante ANOVA para comparativas múltiples. Posteriormente, se compararon los grupos utilizando la prueba de Wilcoxon y el t-test o prueba t de Student, ambos para datos pareados, para establecer si había diferencias estadísticamente significativas entre el dinamómetro sencillo y el dinamómetro IDO, entre el sistema de pesas y el dinamómetro sencillo, y entre el sistema de pesas y el dinamómetro IDO.

Se procedió también a analizar el nivel de concordancia entre los sistemas mediante el coeficiente de correlación intraclass (CCI o ICC), siguiendo la clasificación de Fleiss de 1986 ⁽²²⁾, estableciendo los siguientes puntos de corte: si $0 \leq CCI \leq 0.4$, el nivel de acuerdo es pobre; si $0.4 > CCI < 0.75$, el nivel de acuerdo es de regular a bueno; pero si $0.75 \leq CCI \leq 1$, el nivel de acuerdo es excelente.

Los resultados se presentan con medias e intervalos de confianza del 95%. Se considerarán estadísticamente significativos valores de $P < 0.05$; y clínicamente significativas diferencias de más de 0,5 kg ⁽²¹⁾.

Finalmente, se analizaron las correlaciones entre los dispositivos mediante los coeficientes de correlación de Pearson y Spearman para determinar si las medias de los valores obtenidos con los dispositivos estaba correlacionadas entre sí.

4. RESULTADOS

4.1. VALORACIÓN FUNCIONAL MEDIANTE EL TEST DE CONSTANT-MURLEY

En relación con la valoración funcional de la fuerza en el test de Constant-Murley, existen múltiples métodos para la valoración de la misma, no solo los mencionados anteriormente, sino que también se describe el uso de dinamómetros electrónicos ⁽¹⁵⁾. Dentro de estos dinamómetros destaca el dinamómetro isométrico de Isobex (Cursor, Bern, Switzerland) desarrollado por Gerber – uno de los considerados mayores referentes de hombro en activo a nivel mundial – ^(23, 24); a pesar de ello, no hemos podido encontrar en la web ninguna dirección donde poder adquirir este dinamómetro o conocer al menos su precio. Existen otros dispositivos electrónicos, incluyendo el miómetro Kinedyne (Kinetic, Smith & Nephew, Memphis, TN; de nuevo referenciado en la bibliografía pero sin que hayamos podido encontrar ninguna página donde conocer su precio), el miómetro Mecmesin (Mecmesin, Broadbridge Heath, England), cuyo precio oscila entre los 800 y los 2.000 euros, y más recientemente, el miómetro EZ Force (T.A.G Medical Products, Kibbutz Gaaton, Israel), que han sido propuestos, pero todavía no han sido evaluados, hasta donde ha llegado nuestra búsqueda, con respecto a la función del hombro ⁽¹⁸⁾, tampoco lo vemos disponible a la venta en la página web de la compañía. Una búsqueda en la web con las palabras clave “dynamometer” y “shoulder” muestra distintos productos a la venta, de los cuales sólo unos pocos parecen adecuados para la medición que nos ocupa, y se mueven también en general en precios elevados, como el ofrecido por FysioSupplies a 951,06 euros sin gastos de envío (<https://www.fysiosupplies.es>, visitada 13/2/23) ⁽²⁵⁾.

Como se ve y hasta el momento; en general los dispositivos han sido caros y varios no están fácilmente disponibles, por lo que otros autores como Bankes et al han propuesto otros métodos para conseguir evaluar este parámetro. Así, un simple muelle dinamométrico podría dar valores similares a los dinamómetros mencionados anteriormente, con la modificación de fijar al suelo el extremo libre del muelle ⁽²⁶⁾. Otra de las opciones que está actualmente en el mercado, y es comercializada como barata, es el isómetro IDO-101A de Innovative Design Orthopaedics (IDO) de 200 libras, igual de capaz en la medición de la fuerza en comparación con otros dispositivos

más sofisticados y costosos ⁽²⁷⁾. Grassi y Tajana utilizan el método de las series de pesos que van incrementando progresivamente, obteniendo la puntuación mediante el mayor peso que el sujeto es capaz de sostener, durante cinco segundos, tres veces consecutivas ⁽¹⁹⁾. De esta propuesta, han surgido variantes, como la que se muestra en la publicación de Martínez et al ⁽²⁸⁾, donde emplean un asa de agarre con peso progresivamente mayor, y con el paciente en bipedestación valorando el peso que es capaz de sostener a 90° de abducción. Collin et al ⁽²¹⁾ desarrolló, en 2018, un método simple para valorar la fuerza del hombro utilizando una báscula común, comparándola con un dinamómetro isométrico, obteniendo con ambos dispositivos resultados similares en las mediciones. En la experiencia del Servicio de Traumatología del HU Basurto, en los centros de nuestro entorno suelen emplearse dinamómetros no diseñados específicamente para el hombro, no analizados en la bibliografía, y normalmente provenientes de otros ámbitos no sanitarios como la pesca deportiva o los complementos de viaje.

Como se ha mencionado anteriormente, en la literatura ha aparecido cierta controversia con la posición que debe adoptar el sujeto. Hay autores como Bankes et al que le colocan de pie ⁽²⁶⁾, mientras que otros como Othman y Taylor, prefieren que esté sentado y cinchado al respaldo de la silla, para evitar que la musculatura del tronco colabore en esta acción ⁽²⁹⁾. Ziegler et al ⁽³⁰⁾ estudiaron cuál era el mejor método para evaluar la fuerza de manera objetiva, ya que observaron cómo había publicaciones que indicaban que el punto de medida fuera la inserción humeral distal del músculo deltoides ^(31,32), y otras, que indicaban que se realizara en la muñeca ⁽³³⁾. Por otro lado, encontraron que las diferentes posiciones para realizar las medidas eran con el hombro en 90° de abducción, en 90° de abducción y 30° de anteversión (en el plano de la escápula) y, finalmente, en 90° de flexión anterior del brazo ⁽³⁰⁾. Sin embargo; tras completar su estudio, concluyeron que los requerimientos más importantes eran la medida de la fuerza a la altura de la muñeca y en 90° de abducción, siendo esta posición la que se ha estandarizado finalmente. Por tanto, con todos los sistemas anteriores la fuerza debería evaluarse realizando elevaciones laterales con el hombro en 90° de elevación en el plano de la escápula, con el codo extendido y la muñeca en posición de pronación, de acuerdo a los estándares antes descritos y promocionados por la Sociedad Europea de Cirugía de Hombro y Codo ⁽⁷⁾. Cabe destacar que a aquellos

pacientes que no son capaces de lograr adoptar la posición adecuada para la realización del test, se les asignaría una puntuación en la fuerza de 0 puntos.

Hay estudios en los que se describe que la puntuación global y absoluta del test de Constant-Murley decrece con la edad (a partir de los 50 años y disminuye 0'3 por año), y es menor en mujeres ^(34, 35).

A pesar de los posibles inconvenientes encontrados con relación al uso del test de Constant-Murley, Bankes y Emery ⁽³⁶⁾ consideran que sigue siendo extremadamente útil en el seguimiento de pacientes con patología del hombro, como la artritis, patología del manguito rotador y fracturas. Ante esta situación en la que no se ha conseguido aclarar qué dispositivo es el más adecuado, es necesario estandarizar la metodología empleada para la recogida de datos, ya que se considera que diferentes instrumentos pueden proporcionar resultados diferentes, y hasta el momento sólo se indica el uso genérico de un dinamómetro ⁽¹⁵⁾.

4.2. ESTUDIOS DE INVESTIGACIÓN

Con relación a este problema, ha habido varios autores que han tratado de evaluar la equivalencia entre diferentes dispositivos de medición de la fuerza del hombro, comparándolos entre ellos. Así, se pueden destacar tres estudios en concreto que priorizan esta tarea.

Bankes et al., en 1998 ⁽²⁶⁾, propuso una comparación entre el dispositivo Isobex y un muelle o resorte regulador. Su estudio se dividió en dos grupos de participantes: sanos y pacientes. En el grupo de los sanos participaron 25 hombres y 25 mujeres, los cuales registraron su fuerza tanto con el resorte regulador como con el dispositivo Isobex, en las modalidades de 3 y 5 segundos. Posteriormente para poder realizar las comparaciones, los autores seleccionaron el valor más elevado de las tres repeticiones que registraron con los diferentes mecanismos. De esta manera, observaron cómo, tanto para hombres como para mujeres, existían diferencias estadísticamente significativas entre el resorte regulador y ambos modos del Isobex ($p < 0.001$), pero no entre los dos modos del Isobex ($p > 0.1$).

Procedieron a estudiar el efecto fatiga que pudiera observarse tras las repeticiones, de manera que en los hombres observaron que con los dos modos de Isobex existían diferencias estadísticamente significativas entre la primera y tercera repetición ($p < 0.01$), y entre la segunda y la tercera ($p < 0.02$); pero no entre la primera y la segunda ($p < 0.1$). Con el resorte regulador, encontraron diferencias estadísticamente significativas entre todas las repeticiones: entre la primera y la segunda ($p < 0.05$), entre la primera y la tercera y entre la segunda y la tercera ($p < 0.001$, ambas). Sin embargo; en el grupo de las mujeres, no se observaron diferencias estadísticamente significativas para ninguno de los modos del dispositivo Isobex ($p > 0.1$), pero sí con el resorte regulador entre la primera y la segunda repetición ($p < 0.005$), y entre la primera y la tercera repetición ($p < 0.001$).

A continuación, procedieron a evaluar el grupo de aquellos pacientes que habían presentado alguna patología en el hombro, incluyendo 16 hombres y 10 mujeres. En este caso decidieron comparar el modo de 5 segundos de Isobex, con el dispositivo del resorte regulador fijo y con el mismo, pero sin fijar; y de igual manera que en el caso anterior, con el valor más elevado de los registrados. Obtuvieron que no existían diferencias estadísticamente significativas entre el resorte fijo e Isobex ($p < 0.76$), pero sí entre el resorte sin fijar e Isobex ($p < 0.002$).

Observaron también como el valor máximo se alcanzaba entre las 3 primeras mediciones en un 92 % de los casos del resorte regulador fijo, en un 81 % con Isobex y en un 62 % con el resorte regulador sin fijar.

De igual manera que en el grupo anterior, analizaron el efecto de la fatiga en los hombros patológicos, encontrando diferencias estadísticamente significativas con el dispositivo del resorte fijo, en el que los valores descienden progresivamente tras cada medición: entre la primera y la segunda ($p = 0.026$), y comparando la primera con las cuatro posteriores ($p < 0.003$).

Finalmente, comprobaron como el coeficiente de correlación para el resorte regulador fijo era de $R = 0.693$, y de $R = 0.537$ para el resorte sin fijar, con unos gradientes de 0.28 y 0.21 kg, respectivamente.

Kristensen et al., en 2014 ⁽²⁷⁾, evaluaron la diferencia que podría existir entre el dinamómetro IDO y el dinamómetro IsoForceControl (IFC) de MDS, en un grupo de 60 participantes (30 hombres y 30 mujeres) sin patología de hombro previa. Los participantes se dividieron en 15 estudiantes, 31 trabajadores y 14 jubilados.

Tras analizar las mediciones realizadas con ambos dispositivos, se obtiene una correlación muy elevada entre ambos de $R = 0.971$ ($p < 0.001$), observando que el dispositivo IFC da valores ajustados de 0.28 kg más que los obtenidos con IDO. A su vez, se muestra un coeficiente de correlación intraclase entre IFC e IDO muy elevado de 0.97, y una varianza que parece constante entre las diferentes mediciones por no aparecer heterocedasticidad en el gráfico de Bland-Altman.

Estos autores analizaron también la influencia de la edad y el sexo, percibiendo en los hombres una media de valores de fuerza mayor que en las mujeres ($p < 0.001$), y en el grupo de aquellos mayores de 70 años una media de fuerza menor que en el resto ($p < 0.04$).

En cuanto a los dispositivos de fuerza, se encontró un error sistemático en el que IFC medía 0.28 kg más que el dinamómetro IDO. Así mismo, este último no fue capaz de medir el pico máximo de fuerza de alguno de los participantes.

Finalmente, determinaron la influencia entre la edad y el sexo, encontrando diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.001$) y proponiendo la necesidad de estratificación por edad y sexo en estudios de investigación futuros.

Collin et al., en 2018 ⁽²¹⁾, compararon el dinamómetro isométrico de Hoggan Health Industries con una báscula simple. Para ello utilizaron dos grupos: un primer grupo en el que participaron 15 hombres y 15 mujeres, sumando un total de 60 hombres sanos a evaluar; y un segundo grupo compuesto por 20 pacientes con patología de hombro, evaluando los 20 hombros afectados.

En este caso realizaron con cada participante 3 mediciones con cada uno de los dispositivos, y para analizar los resultados, utilizaron la media de estas. Consideraron estadísticamente significativos aquellos valores de $p < 0.05$ y clínicamente significativos aquellos que difirieran en más de 0.5 kg.

De esta manera, encontraron que el dinamómetro medía 0.26 kg más en el primer grupo y 0.38 kg más en el grupo de los pacientes afectos, siendo unas diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.001$ y $p = 0.029$, respectivamente), pero no clínicamente significativas.

Cabe destacar que, en estos tres estudios, para realizar las mediciones de la fuerza, todos los participantes adoptaron una posición erguida, de pie, con el hombro dominante extendido, la mano en pronación y el brazo en 90° de abducción en el plano de la escápula (30° de anteversión).

4.3. ESTUDIO COMPARATIVO

En la investigación decidieron participar un total de 48 voluntarios; sin embargo, la muestra final a estudio fue de 45 participantes debido a que en 2 de los participantes uno de los sistemas no fue capaz de registrar la fuerza máxima que ejercían, y a que un tercero dio datos y manifestó su deseo de participar en el estudio, pero finalmente no pudo completar las mediciones con los tres dispositivos. En la muestra un 38 % eran hombres y el 62 % restante mujeres, todos ellos comprendidos entre la edad de 23 y 63 años (con una media aproximada de 38.5 años). De estos participantes, podemos señalar que el 91 % presentaba dominancia del hombro derecho, mientras que en el 9 % restante, esta fue del hombro izquierdo.

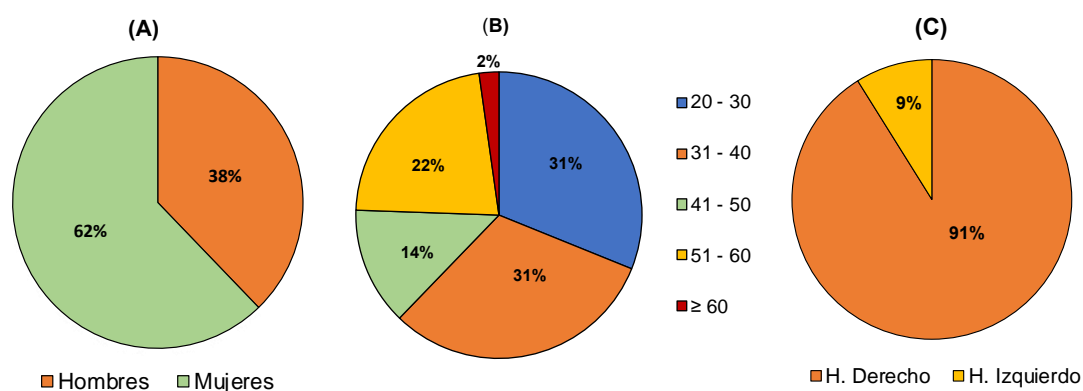


Figura 10. Estadística descriptiva de la muestra de estudio. (A) Sexo. (B) Edad en años, agrupada de 10 en 10 años. (C) Hombro dominante de los participantes.

Los datos obtenidos, en kg, tras las mediciones se recogen en la siguiente tabla (**Tabla 1**):

VARIABLE	MEDIA	DESVIACIÓN ESTÁNDAR	MÍNIMO	MÁXIMO	MEDIANA	Q1	Q4
Sistema de pesas	8.73	± 3.06	4.50	15.50	8.00	6.50	11.50
Dinamómetro sencillo	9.98	± 3.62	4.30	16.95	9.05	7.35	13.50
Dinamómetro IDO	9.21	± 3.36	4.46	16.12	8.14	6.22	12.32

Tabla 1. Estadística descriptiva de las mediciones del estudio.

En la **Figura 11**, se puede observar la tendencia de las medias de las diferentes repeticiones realizadas con el dinamómetro sencillo y con el dinamómetro IDO. Se aprecia como la fuerza es mayor con la primera o segunda medición en ambos dispositivos, y como tiene una tendencia descendente al comparar la primera repetición con la quinta, también en los dos dispositivos.

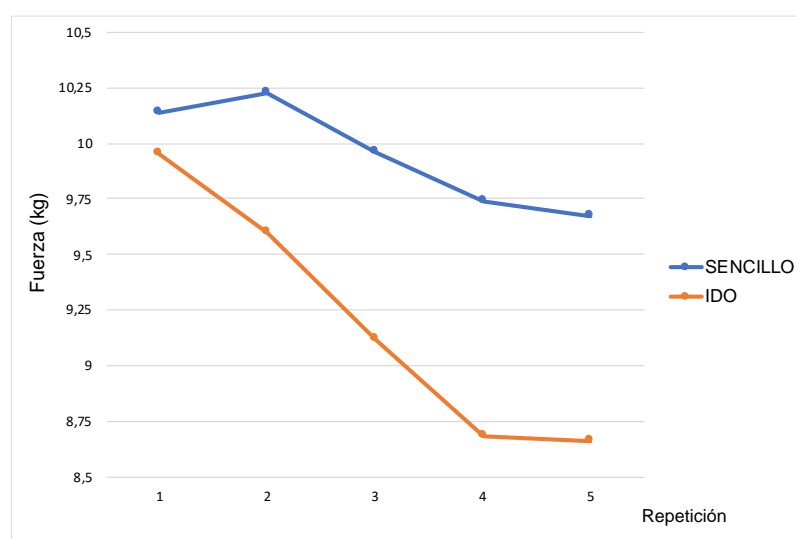


Figura 11. Tendencia de las mediciones tras las 5 repeticiones con el dinamómetro sencillo y el dinamómetro IDO.

Una vez obtenidos los resultados, se procede a realizar la comparación entre los tres dispositivos, para valorar si existen diferencias significativas entre ellos o si por el contrario son equivalentes en cuanto a la fiabilidad de medición de la fuerza.

Primeramente, se procede a realizar el análisis de la normalidad de la muestra, en este caso mediante el test D'Agostino & Pearson. En este momento se plantean dos hipótesis:

- H0: los datos siguen una distribución normal. ($p < 0.05$)
- H1: los datos no siguen una distribución normal ($p > 0.05$)

Tras la comprobación de la normalidad, confirmándose pues H0, se procede al estudio comparativo de los tres dispositivos mediante ANOVA, encontrándose diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.05$).

Para continuar con el análisis estadístico, se realiza la comparativa de la medición de la fuerza entre dispositivos, aplicándose las pruebas de Wilcoxon y el test de Student para datos pareados, obteniéndose de nuevo diferencias significativas ($p < 0.05$) en las comparativas uno a uno entre los tres dispositivos, como se muestra en los resultados de la **Tabla 2**.

	P-VALOR (WILCOXON DATOS PAREADOS)	P-VALOR (T-TEST DATOS PAREADOS)
PESAS - SENCILLO	< 0.0001	< 0.0001
PESAS – IDO	0.0015	0.0018
SENCILLO - IDO	< 0.0001	< 0.0001

Tabla 2. Análisis estadístico de la existencia de diferencias estadísticamente significativas entre los sistemas.

Observamos como en todos los casos la $p < 0.05$, existiendo diferencias estadísticamente significativas. En concreto, siguiendo la prueba de Wilcoxon, las diferencias entre el sistema de pesas y el dinamómetro IDO muestran una $p = 0.0015$; y siguiendo el t-test o test de Student pareado, las diferencias existentes entre el sistema de pesas y el dinamómetro sencillo, y el dinamómetro sencillo con el IDO, muestran una $p < 0.0001$.

El análisis de concordancia entre los sistemas utilizando el coeficiente de correlación intraclase (CCI), muestra como entre los tres dispositivos el CCI = 0.92, entre el sistema de pesas y el dinamómetro sencillo CCI = 0.90, entre el sistema de pesas y el dinamómetro IDO el CCI = 0.95, y entre los dos dinamómetros el CCI = 0.93. Estos valores confirman que el nivel de acuerdo entre todos los supuestos es excelente.

Al comparar las diferencias entre la capacidad de medir la fuerza con los dispositivos, que denominaremos error sistemático, se observa como la media de las mediciones con el sistema de pesas es 1.25 kg menor que la media obtenida con el dinamómetro sencillo; 0.48 kg menor que la media obtenida con el dinamómetro IDO; y que la diferencia existente entre ambos dinamómetros, sencillo e IDO, es de 0.77 kg mayor con el dinamómetro sencillo. En otras palabras, y si consideramos IDO el Gold Standard, el sistema de pesas mostraría un error sistemático 0.48 kg negativo, y el dinamómetro sencillo 0.77 kg positivo.

Finalmente, tras analizar las correlaciones entre los sistemas mediante los coeficientes de correlación de Pearson y Spearman, obteniendo los resultados que se reflejan en la **Tabla 3**.

	Coefficiente de correlación de PEARSON	Coefficiente de correlación de SPEARMAN
Sistema pesas vs. Dinamómetro sencillo	R = 0.95872 p < 0.0001	R = 0.95800 p < 0.0001
Sistema pesas vs. Dinamómetro IDO	R = 0.95914 p < 0.0001	R = 0.96631 p < 0.0001
Dinamómetro sencillo vs. Dinamómetro IDO	R = 0.96437 p < 0.0001	R = 0.94696 p < 0.0001

Tabla 3. Análisis estadístico de las correlaciones entre los sistemas con los coeficientes de correlación de Pearson y Spearman.

Se puede apreciar como en todas las comparativas, y con ambos coeficientes de correlación, las correlaciones entre los sistemas son muy elevadas, casi obteniéndose el máximo valor posible (1).

5. DISCUSIÓN

La valoración funcional es fundamental en la evaluación del estado de partida y del resultado de los tratamientos para distintas patologías del hombro, convirtiéndose en una de las principales herramientas del clínico para cuantificar el estado de sus pacientes y resultado de las cirugías, pero también para realizar comparativas con otros cirujanos y centros y poder generar evidencia que oriente a toda la comunidad médica hacia aquellos tratamientos más oportunos en cada caso.

Aunque se han descrito muchas escalas y sistemas de valoración funcional, en Europa el más aceptado y empleado es el test de Constant-Murley, presentado en 1987 por estos autores ⁽¹⁴⁾. Del repaso detallado de la literatura observamos que ha existido mucha controversia respecto a la metodología de la medición de la fuerza en este test de Constat-Murley, describiéndose distintas posturas, puntos de aplicación de la resistencia, número de repeticiones o sistemas para registrar la fuerza ^(15, 19, 21, 23, 24, 26, 27, 28, 29, 30, 31, 32, 33). En 2008 se realiza una actualización del test, que trata de aclarar los malentendidos generados y estandarizar la metodología ⁽¹⁸⁾. Así, se establece la posición descrita en pie, con elevación a 90° en el plano de la escápula, con antebrazo en pronación y resistencia aplicada en la muñeca, que es adoptada y promocionada para las sociedades nacionales como la Sociedad Europea de Cirugía de Hombro y Codo ^(7, 8). Sin embargo, persiste una ausencia de estandarización respecto al dispositivo de medición de la fuerza, recomendándose de forma genérica el uso de “dinamómetros”. En algunos casos se han descrito dinamómetros desarrollados *ad hoc* para esta medición, como el Isobex de Gerber, el Kinedyne, el Mecmesin, el EZ Force y más recientemente el IDO ⁽²⁷⁾. Todos los anteriores se caracterizan en general por un precio muy elevado, y en muchos casos con un volumen prominente que hacen prever difícil su desplazamiento; precisamente por ello se desarrolla el IDO, del cual sus promotores subrayan su ligereza y facilidad de transporte, y sobre todo un precio mucho más reducido, que aún así sigue siendo de 200 libras, sin incluir gastos de envío. En este contexto, se han propuesto otros dispositivos o sistemas de medición como el sistema de pesos de Grassi y Tajana ⁽¹⁹⁾, o el sistema de la báscula de Collin et al ⁽²¹⁾. En ambos casos se trataría de sistemas desde luego más baratos, aunque aparentemente no manejables o trasportables fácilmente.

Hasta donde llega nuestro conocimiento, en nuestro entorno la mayoría de los especialistas de hombro, cuando quieren realizar una medición de fuerza para el test de Constant, emplean un dinamómetro de uso comercial, como los que se emplean para pesar piezas cobradas en la pesca deportiva, o los que se venden como pesamaletas.

Pocos trabajos han evaluado la equivalencia entre los distintos sistemas de medición propuestos, destacando los de Bankes et al en 1998, que al comparar el Isobex con un muelle o resorte regulador, confirman la existencia de diferencias estadísticamente significativas entre los dispositivos ⁽²⁶⁾. De la misma manera, Kristensen et al en 2014, comparan el dinamómetro IFC con el IDO y observan la existencia de diferencias estadísticamente significativas, nuevamente ⁽²⁷⁾. En los últimos años, Collin et al han comparado el dinamómetro isométrico de Hoggan Health Industries con una báscula simple, y han observado, de nuevo, una diferencia estadísticamente significativa pero sin significación clínica, estableciendo el límite de la misma en 0.5 kg ⁽²¹⁾. No cabe duda de que este límite no deja de ser arbitrario por los autores.

A pesar de todos los inconvenientes y falta de estandarización en algunos aspectos encontrada en relación al uso del test de Constant-Murley, Bankes y Emery ⁽³⁶⁾ consideran que sigue siendo extremadamente útil en el seguimiento de pacientes con patología del hombro, como la artritis, patología del manguito rotador y fracturas, y nosotros compartimos plenamente esta valoración.

Precisamente partiendo de esta situación de poca homogeneidad o estandarización en los sistemas de medición de la fuerza, en este trabajo nos hemos propuesto aportar más conocimiento al respecto, con el fin último de aumentar la estandarización y mejorar la fiabilidad entre individuos y entre centros, comparando tres sistemas considerados accesibles y descritos en la literatura (dinamómetro IDO, sistema de pesas) o ampliamente empleados en la práctica clínica (dinamómetro sencillo). La relativa escasez en la literatura de este tipo de estudios metodológicos comparativos entre sistemas hace que nuestro trabajo aspire a ayudar aunque sea en una pequeña medida a cubrir este defecto de conocimiento.

Las razones para excluir sistemas como el Isobex han sido su difícil o imposible accesibilidad, o su precio elevado; y también, que en todo caso son sistemas ya

avalados por la bibliografía. En cambio, nos parecía especialmente interesante comparar otros sistemas que se han dado como equivalentes, pero que realmente no han sido comparados con rigor científico; en este sentido, podemos considerar que el IDO ha podido ser lo más parecido a un Gold Standard al que comparar el sistema de pesas y el dinamómetro sencillo, precisamente por haber sido el IDO estudiado y asimilado a los sistemas ya consolidados en la bibliografía.

Destacamos que pese a que inicialmente nuestro objetivo muestral fue de 60 individuos, queriendo emular el estudio de Collin et al ⁽²¹⁾, la relativa dificultad para el reclutamiento de voluntarios y los retrasos derivados de los trámites para obtener el permiso por el Comité de Ética en la Investigación con medicamentos de Euskadi, entre otros factores, han dado lugar a que la muestra finalmente haya quedado constituida por 45 individuos, un número que resulta muy cercano al modelo descrito por Eliasziw et al ⁽³⁷⁾, en el que 50 participantes son suficientes para alcanzar un 80% de potencia con un nivel de significancia del 5% para lograr un coeficiente de correlación intraclase de 0.90. Creemos que, aunque la disminución del tamaño muestral haya podido restar solidez a los resultados, éstos muestran tendencias bastante claras, que analizaremos un poco más adelante.

Otro detalle que destaca con relación a la muestra del estudio, es la diferencia de participantes mujeres con respecto a los hombres, superando las primeras en número a los hombres por 9 voluntarias. Este hecho puede ser un reflejo de que en el ámbito sanitario predominan las trabajadoras mujeres, siendo esto notable también en el ámbito universitario del Grado de Medicina. Así mismo, la muestra es necesariamente limitada, pudiendo no ser representativa de la población general. Igualmente, se han estudiado únicamente hombros sanos, y las conclusiones obtenidas, podrían no ser válidas en situaciones en las que aparezca una patología en el hombro. A pesar de que este último hecho pueda ser relevante, autores como Bankes et al ⁽²⁶⁾, Kristensen et al ⁽²⁷⁾ o Collin et al ⁽²¹⁾, también incluyen en sus comparaciones a personas sin patología de hombro.

Respecto a edad y sexo, y como se ha comentado anteriormente, hay estudios en los que se describe que la puntuación global y absoluta del test de Constan-Murley decrece con la edad (a partir de los 50 años y disminuye 0'3 por año) ^(34, 35), y es menor en

mujeres. Sin embargo, no hemos considerado oportuno aplicar ningún corrector en este sentido en nuestro trabajo, puesto que la muestra ha sido relativamente pequeña, constituida principalmente por pacientes menores de 50 años, y en todo caso porque no compartimos el concepto de establecer dinteles sólo en función de la edad, siendo seguramente mucho más relevante el estado funcional del paciente y sus hábitos sedentarios o deportivos. Por otra parte, reconocemos que de nuevo la muestra empleada en este estudio resulta más representativa de población que podríamos denominar “joven”, con una edad media en la treintena, que de la población general. Y que por tanto los resultados obtenidos podrían no ser asimilables, por ejemplo, a pacientes mayores de 65 años.

A la hora de realizar las mediciones, se encontraron ciertas limitaciones o debilidades con alguno de los dispositivos. Por un lado, a pesar de que el dinamómetro IDO esté comercializado como un dispositivo muy similar a otros más costosos y sofisticados que se pueden encontrar en el mercado, a la hora de utilizarlo en el estudio, encontramos cierta limitación en su uso, puesto que con ciertos participantes no era capaz de alcanzar su máximo potencial. Es decir, cuando la persona realizaba su máximo esfuerzo, en la pantalla del dinamómetro daba error, ya que se habían superados los kg que el dispositivo era capaz de registrar (20). Esta es una limitación de este dispositivo que ya ha sido anteriormente descrita por Kristensen et al ⁽²⁷⁾. Por otro lado, para registrar los valores alcanzados con el dinamómetro sencillo de la manera más objetiva posible, en algunos momentos fue necesaria la ayuda de una segunda persona, puesto que si el examinador registraba el valor a la vez que realizaba el contrapeso, se convertía en una tarea más dificultosa al poder variar los valores que se alcanzaban en este dinamómetro, siendo más notable en aquellos sujetos más capaces. A su vez, con este mismo dispositivo, a pesar de haber sido adaptado previamente para realizar las mediciones, se observó cómo la correa de la muñeca era menos confortable que la correa del dinamómetro IDO. Debido a esto, en ciertas ocasiones se decidió el empleo de la correa del dinamómetro IDO para realizar las mediciones del dinamómetro sencillo.

Tras analizar los resultados obtenidos, hemos encontrado un error sistemático entre los diferentes sistemas de 1.25 kg entre el dinamómetro sencillo y el sistema de pesas; de 0.48 kg entre el dinamómetro IDO y el sistema de pesas; y de 0.77 kg entre el

dinamómetro sencillo y el dinamómetro IDO. Estos datos son estadísticamente significativos; pero nos interesa analizar especialmente las diferencias que se encuentran entre el IDO, considerado en este caso el más similar a los dinamómetros más estandarizados, y los sistemas más sencillos. Concretamente entre el IDO y el sistema de pesas no llegaría a alcanzarse la significación clínica, si se toman como referencia los 0.5 kg que estipularon Collin et al ⁽²¹⁾. Si comparamos nuestros resultados con los de otros estudios encontrados en la literatura, todos ellos coinciden en que existe cierto error sistemático estadísticamente significativo, pero no clínicamente significativo. Así, Kristensen et al ⁽²⁷⁾, describen un error sistemático de 0.28 kg en un grupo de participantes sanos entre el dinamómetro IFC, de 1600 euros, y el dinamómetro IDO. Por otro lado, Collin et al ⁽²¹⁾, describen un error sistemático de 0.26 kg en el grupo de los participantes sanos, pero de 0.38 kg en el grupo de los pacientes afectados de patología en el hombro, comparando el dinamómetro Hoggan con una báscula simple. En el caso del dinamómetro sencillo, muestra una diferencia de 0.77 kg en relación al IDO, la cual sí podría considerarse clínicamente significativa, atendiendo al dintel establecido en 0.5 kg. No obstante, creemos que hay que matizar este hecho si consideramos el coste-efectividad.

En este sentido, creemos que son cuestiones a considerar para cada uno de los sistemas: su precio, su comodidad en la práctica clínica y el transporte. En el caso de los dispositivos analizados en el presente trabajo, el más difícilmente transportable podría considerarse el sistema de pesas, ya que para poder realizar el estudio fueron necesarios hasta tres sets de este, suponiendo un total de 24 kg, mientras que ninguno de los dos dinamómetros llega a alcanzar los 500 gramos y es posible llevarlos en el mismo bolsillo de la bata.

Este último dato nos hace tener en cuenta también la comodidad clínica, ya que, si por algún motivo debe valorarse a un paciente en un lugar diferente a la consulta habitual, y se considera pertinente realizarle un test de Constant, sería muy sencillo llevar encima cualquiera de los dos dinamómetros, pero no de igual manera si únicamente se dispusiera del sistema de pesas. Igualmente, en los estudios descritos en la literatura aparecen dispositivos muy difícilmente transportables. El dinamómetro IFC que utilizaron Kristensen et al ⁽²⁷⁾, requiere una superficie elevada en la que poder adaptar la ventosa del sistema, al igual que el dispositivo Isobex empleado por Bankes et al

⁽²⁶⁾. De manera similar al sistema de pesas, el transporte de la báscula que emplearon Collin et al ⁽²¹⁾ pudiera no ser del todo sencillo.

Otro de los factores que deberíamos tener en cuenta es el precio de los dispositivos con relación a su capacidad para medir la fuerza del hombro. Tras los resultados comentados anteriormente, hemos podido observar que hay diferencias entre ellos, y que llegan a sobrepasar el límite considerado como relevante clínicamente, pero a la misma vez no parecen magnitudes exageradas y desde luego muestran una alta coherencia entre dispositivos. En este contexto, destaca que en los estudios revisados e incluso en el nuestro propio, se utilizan sistemas en los que el precio oscila desde los 200 libras del dinamómetro IDO, sin incluir los gastos de envío, hasta los 1600 euros que puede llegar a alcanzar el dinamómetro de IsoForceControl. Y en el extremo contrario se encuentra el dinamómetro sencillo tipo pesamaletas que hemos analizado, ya que es un sistema que no alcanza los 5 euros aún y con todas las adaptaciones necesarias, anteriormente expuestas, para realizar las mediciones. Esto supone que este dispositivo, de un valor casi 100 veces inferior a otros dispositivos, en el menor de los casos, es capaz de registrar unos valores muy similares a los dispositivos más caros y no tan accesibles en las consultas.

Por último, queremos mencionar alguna que otra diferencia hallada entre nuestro estudio y los mencionados previamente. Dos de ellos, el de Bankes et al ⁽²⁶⁾ y el de Kristensen et al ⁽²⁷⁾, deciden utilizar como valor de referencia para sus estadísticas, el valor más elevado que cada uno de los participantes ha sido capaz de registrar, mientras que en nuestro estudio y en el de Collin et al ⁽²¹⁾, se ha empleado la media de las repeticiones registradas con cada dispositivo. Nosotros igualmente hemos trabajado con la media, toda vez que es la magnitud que se recomienda registrar en la sistemática actualizada del test de Constant ⁽¹⁸⁾ y la defendida asimismo por la Sociedad Europea de Cirugía de Hombro y Codo ^(6, 7). Si hubiésemos empleado el valor máximo, muy probablemente las diferencias no hubieran alcanzado significación estadística entre dinamómetro sencillo y dinamómetro IDO, como se intuye en la **Figura 11**, pero no hemos realizado este estudio estadístico por entender que es la media la magnitud que debería ser idealmente considerada.

Con todas las limitaciones y puntualizaciones mencionadas, creemos que el presente trabajo ayuda a aumentar aportar luz sobre algunos de los distintos sistemas o dispositivos que han sido propuestos en la literatura o empleados en la práctica clínica para realizar el test de Constant-Murley. Concretamente, hemos querido analizar algunos de lo que considerábamos más accesibles, sobre todo desde un punto de vista económico, y singularmente nos interesaba conocer la validez del dispositivo más barato.

6. CONCLUSIONES

La valoración funcional del hombro es fundamental en la evaluación del estado de partida y del resultado de los tratamientos ofrecidos para las patologías de este. A pesar de que existen muchas escalas y sistemas para esta tarea, en Europa el más aceptado y empleado es el test de Constant-Murley. El parámetro de la fuerza ha sido objeto de controversia a lo largo de los años, debido a que no se ha conseguido una unanimidad en cuanto al dispositivo empleado para la medición de la fuerza, recomendándose de forma genérica el uso de “dinamómetros”, siendo alguno de ellos caros y de difícil adquisición y transporte.

Partiendo de esta situación, el presente trabajo se proponía plantear y desarrollar un estudio comparativo entre tres instrumentos distintos de medición de la fuerza de hombro en el test de Constant-Murley: el dinamómetro IDO como referencia, un dinamómetro muy sencillo, y un sistema de pesas progresivamente mayores; para poder establecer si estos son equivalentes e igualmente válidos.

Tras realizar el análisis de los resultados obtenidos, hemos observado que todos los sistemas pueden considerarse igualmente válidos para registrar la variable a estudio, debido a la excelente fiabilidad relativa encontrada. Los tres dispositivos muestran discretas diferencias en la medición, como error sistemático, que alcanza significación estadística y podría tener trascendencia clínica en el caso del dinamómetro sencillo, si consideramos las medias de las mediciones. Sin embargo, y a la vez, este último dispositivo se ha mostrado como una alternativa accesible y extremadamente más barata, siendo igualmente fácil de transportar y utilizar.

7. BIBLIOGRAFÍA

- (1) Schünke M, Schulte E, Schumacher U. Prometheus: texto y atlas de Anatomía. Anatomía general y aparato locomotor. 5th ed. Stuttgart, Alemania: Editorial Médica Panamericana; 2021.
- (2) Oliveira C, Navarro García R, Navarro Navarro R, Ruiz Caballero JA, Jiménez Díaz JF, Brito Ojeda ME. Biomecánica del hombro y sus lesiones. 2007.
- (3) Cuéllar Ayestarán A, Cuéllar Gutierrez R. Anatomía y función de la articulación acromioclavicular. Rev Esp Artroc Cir Articul. 2015;22(1):3–10.
- (4) Suárez Sanabria N, Osorio Patiño AM. Biomecánica del hombro y bases fisiológicas de los ejercicios de Codman. Rev CES Med. 2013; 27(2):205-217.
- (5) Duckworth A, Porter D, Ralston S. Ortopedia, traumatología y reumatología. 2a edición. Elsevier; 2017.
- (6) Delgado Martínez AD. Cirugía ortopédica y traumatología. 4ª ed. Editorial Médica Panamericana; 2018.
- (7) Santana F. Escalas de valoración para el manguito rotador. En: Bruguera J, editor. Patología de hombro. Sociedad Española de Hombro y Codo. 2022: 95–9.
- (8) Silva Fernández L, Otón Sánchez T, Fernández Castro M, Andréu Sánchez JL. Maniobras exploratorias del hombro doloroso. Sem Fund Es Reumatol. 2010;11(3):115–21.
- (9) Kadi R, Milants A, Shahabpour M. Shoulder anatomy and normal variants. J Belg Soc Radiol. 2017;101(Suppl 2):3.
- (10) Díaz-Rodríguez N, Rodríguez Lorenzo A, Castellano-Alarcón J, Antoral Arribas M. Ecografía del hombro normal. Semergen. 2007;33(8):417–24.
- (11) Muñoz S, Paolinelli P. ARTRO-RESONANCIA DE HOMBRO. Rev. chil. radiol. 2002;8(1):13-18.
- (12) Sistema cuantitativo ASES. Disponible en: <http://www.especialidad.akot.com.ar/files/ASES.pdf>
- (13) Cuestionario DASH. Disponible en: <https://www.secot.es/media/docs/escalas/Cuestionario%20DASH.pdf>
- (14) Constant CR, Murley AH. A clinical method of functional assessment of the shoulder. Clin Orthop Relat Res. 1987;214(214):160–4.

- (15) Barra-López ME. El test de Constant-Murley. Una revisión de sus características. *Rehabil (Madr, Internet)*. 2007;41(5):228–35.
- (16) Constant score – Test valoración de hombro. Disponible en: <https://sechc.es/test-score-hombro/603-constant-score-test-valoracion-hombro>
- (17) Moseley HF. *Shoulder lesions*. 3rd ed. Edinburgh: E&S Livingstone. 1969: 28-29.
- (18) Constant CR, Gerber C, Emery RJH, Sjøbjerg JO, Gohlke F, Boileau P. A review of the Constant score: modifications and guidelines for its use. *J Shoulder Elbow Surg*. 2008;17(2):355–61.
- (19) Grassi FA, Tajana MS. The normalization of data in the Constant-Murley score for the shoulder. A study conducted on 563 healthy subjects. *Chir Organi Mov*. 2003; 88:65-73.
- (20) Anatomy.Tv titles [Internet]. Anatomy.tv. Disponible en: <http://anatomy.tv/titles>
- (21) Collin P, Banarji BH, Denard PJ, Kherad O, Lädermann A. Comparison of shoulder strength assessment in scaption with an isometric dynamometer and a weighing machine: a pilot study. *JSES Open Access*. 2018;2(2):141–3.
- (22) Fleiss J. *The design of analysis of clinical experiments*. New York: John Wiley & Sons. 1986: 2-31.
- (23) Gerber C, Arneberg O. Measurement of abductor strength with an electronical device (Isobex). *J Shoulder Elbow Surg* 1992;2(Pt 2):S6
- (24) Gerber C. Integrated scoring systems for the functional assessment of the shoulder. In: Matsen FA, Fu FH, Hawkins RJ, editors. *The shoulder: a balance of mobility and stability*. Rosemont (IL): American Academy of Orthopaedic Surgeons. 1993: 531-50.
- (25) FysioSupplies [Internet]. Fysiosupplies.es. Disponible en: <https://www.fysiosupplies.es>
- (26) Bankes MJ, Crossman JE, Emery RJ. A standard method of shoulder strength measurement for the Constant score with a spring balance. *J Shoulder Elbow Surg*. 1998;7(2):116–21.
- (27) Kristensen MT, Aagesen M, Hjerrild S, Lund Skov Larsen P, Hovmand B, Ban I. Reliability and agreement between 2 strength devices used in the newly modified and standardized Constant score. *J Shoulder Elbow Surg*. 2014;23(12):1806–12.

- (28) Martínez Sola, R.; Ruiz-Rico Gómez, J.; Martínez Martínez, F.; Santonja Medina, F. El Test de Constant- Murley como método de valoración clínica para el seguimiento de las fracturas de extremidad proximal del húmero: Revisión y controversias. *Rev. S. And. Traum. y Ort.* 2020; 37(2/4): 8-16.
- (29) Othman A, Taylor G. Is the Constant score reliable in assessing patients with frozen shoulder? 60 shoulders scored 3 years after manipulation under anaesthesia. *Acta Orthop Scand.* 2004; 75:114-6.
- (30) Ziegler P, Kühle L, Stöckle U, Wintermeyer E, Stollhof LE, Ihle C, et al. Evaluation of the Constant score: which is the method to assess the objective strength? *BMC Musculoskelet Disord.* 2019;20(1):403.
- (31) Constant CR. Assessment of shoulder function. *Der Orthopade.* 1991;20:289-94
- (32) Murray MP, Gore DR, Gardner GM, Mollinger LA. Shoulder motion and muscle strength of normal men and women in two age groups. *Clin Orthop Relat Res.* 1985:268-73.
- (33) Gerber C, Hersche O, Farron A. Isolated rupture of the subscapularis tendon. *J Bone Joint Surg Am.* 1996;78:1015-23.
- (34) Paul A, Lewis M, Shadforth M, Croft P, Van der Windt M, Hay E. A comparison of four shoulder-specific questionnaires in primary care. *Ann Rheum Dis.* 2004;63:1293-1299.
- (35) Rocourt MH, Radlinger L, Kalberer F, Sanavi S, Schmid NS, Leunig M, et al. Evaluation of intratester and intertester reliability os the Constant-Murley shoulder assessment. *J Shoulder Elbow Surg.* 2008;17:364-9.
- (36) Bankes MJ, Emery RJ. An evaluation of the Constant-Murley shoulder assessment. *J Bone Joint Surg Br.* 1997;79:696.
- (37) Eliasziw M, Young SL, Woodbury MG, Fryday-Field K. Statistical methodology for the concurrent assessment of interrater and intrarater reliability: using goniometric measurements as an example. *Phys Ther.* 1994;74:777-88.