



Universitat Autònoma de Barcelona

ADVERTIMENT. L'accés als continguts d'aquesta tesi queda condicionat a l'acceptació de les condicions d'ús establertes per la següent llicència Creative Commons:  http://cat.creativecommons.org/?page_id=184

ADVERTENCIA. El acceso a los contenidos de esta tesis queda condicionado a la aceptación de las condiciones de uso establecidas por la siguiente licencia Creative Commons:  <http://es.creativecommons.org/blog/licencias/>

WARNING. The access to the contents of this doctoral thesis it is limited to the acceptance of the use conditions set by the following Creative Commons license:  <https://creativecommons.org/licenses/?lang=en>

TESIS DOCTORAL

INFLUENCIA DE LA RESECCIÓN DE LA CABEZA DEL RADIO EN
LA TRANSMISIÓN DE PRESIONES A LAS ARTICULACIONES
HUMEROCUBITALES

Miguel Pérez Abad

Directores

Dr. Alfonso Rodríguez Baeza

Dr. Àngel Ferreres i Claramunt

Dra. Montserrat del Valle i Jou

Tutor

Dr. Alfonso Rodríguez Baeza

Programa de doctorado

Cirurgia i Ciències morfològiques

Universitat Autònoma de Barcelona (UAB)

Año de depósito

2021

TESIS DOCTORAL

INFLUENCIA DE LA RESECCIÓN DE LA CABEZA DEL RADIO EN LA TRANSMISIÓN DE PRESIONES A LAS ARTICULACIONES HUMEROCUBITALES

Miguel Pérez Abad

Directores

Dr. Alfonso Rodríguez Baeza

Dr. Àngel Ferreres i Claramunt

Dra. Montserrat del Valle i Jou

Tutor

Dr. Alfonso Rodríguez Baeza

Programa de doctorado

Cirurgia i Ciències morfològiques

Universitat Autònoma de Barcelona (UAB)

Año de depósito

2021

ALFONSO RODRÍGUEZ BAEZA, Catedrático de Universidad del Departament de Ciències Morfològiques, Facultat de Medicina, de la Universitat Autònoma de Barcelona, **ÀNGEL FERRERES i CLARAMUNT**, doctor en Medicina y Cirugía, y **MONSERRAT DEL VALLE i JOU**, Doctora en Medicina y Cirugía

HACEN CONSTAR,

Que don **MIGUEL E. PÉREZ ABAD** ha realizado el trabajo de investigación para obtener el título de doctor, dentro del programa de Cirugía y Ciencias Morfológicas, titulado "***Influencia de la resección de la cabeza del radio en la transmisión de presiones a las articulaciones humerocubitales***" bajo nuestra dirección, en el Departament de Ciències Morfològiques de la Facultat de Medicina de la Universitat Autònoma de Barcelona.

Que consideramos que dicho trabajo está finalizado y es apto para ser presentado y defendido por el doctorando como memoria para obtener el Grado de doctor por la Universitat Autònoma de Barcelona.

Y para que conste, firmamos la presente en Bellaterra a 6 de abril de 2021.

Alfonso Rodríguez Baeza

Àngel Ferreres i Claramunt

Monserrat del Valle i Jou

DEDICATORIA

A mis padres, que se han sacrificado por mi hermana y por mí sin esperar nada a cambio, gracias.

A Marta, que me deja sin sentido, me hace reír y me ha regalado su compañía y amor. Era uno, ahora soy dos.

A Bimba y a todos los suyos que me han querido incondicionalmente.

AGRADECIMIENTOS

Las horas elaborando este trabajo son solitarias, pero la fuerza que las empuja proviene de una vida rica de personas que, sin darse cuenta, golpean el cincel que la esculpe.

Las decisiones que tomé trazan la trayectoria que me ha traído mecido hasta el presente. Echando la vista atrás e intentando desandar el camino, me vienen a la memoria momentos que el que suscribe, no llegó a comprender cuán decisivos fueron.

Detenerse ya relajadamente al finalizar la última lectura y comprender que hay tanto que agradecer, es abrumador.

A los que me han enseñado y enseñan durante mi formación como especialista y después. El camino no tiene fin.

A Alfonso, por su tiempo, paciencia y orientación.

A Ángel y Montse, por creer en mí y acompañarme en el camino de este trabajo. Por tantas y tantas tardes en la Universidad. Nuestras acciones nos definen y vosotros estáis en otra categoría.

A Jorge, por su sabiduría risueña siempre. A Fernando por su creatividad infinita. A Pier por su alegría.

A Pablo, Daniel y Andrés porque me conocéis bien y aún así me apreciáis.

A los Valverde-Peris y a Beatriz, la familia no sólo está en la sangre.

A mi gran familia, que me aguantaron en mi infancia y todavía me quieren.

A Eugenio y Norita, os sigo recordando.

A mis padres, Miguel que me enseñó el esfuerzo y la generosidad, Fátima que me enseñó a reflexionar y a disfrutar con el conocimiento y a mi hermana Laura, mi contrapunto.

A Marta por su infinita paciencia al abandonarla tantos días y a su familia, por cuidarme y hacerme ser uno más con ellos.

A todos aquellos que me dejo olvidados, no me lo tengáis en cuenta.

Al Universo, que graciosamente ha querido que estemos y nos permite saber de nuestra existencia y, lo más genial de todo, poder hacernos preguntas.

ÍNDICE

| | |
|-------------------------------------|-------------------|
| 0. ABREVIACIONES UTILIZADAS. | Página 2 |
| 1. INTRODUCCIÓN. | Página 5 |
| 2. OBJETIVOS E HIPÓTESIS. | Página 24 |
| 3. MATERIAL Y MÉTODOS. | Página 26 |
| 4. RESULTADOS. | Página 40 |
| 5. DISCUSIÓN. | Página 60 |
| 6. CONCLUSIONES. | Página 88 |
| 7. BIBLIOGRAFÍA. | Página 90 |
| 8. ANEXOS. | Página 103 |

0. ABREVIACIONES

Grupos musculares y músculos:

- **EPT:** Músculos del grupo epitrocLEAR (epicóndilo medial)
 - **FCR:** *Flexor Carpi Radialis*
 - **FDS:** *Flexor Digitorum Superficialis*
 - **FCU:** *Flexor Carpi Ulnaris*
 - **PT:** *Pronator Teres*
- **EPC:** Músculos del grupo epicondilar (epicóndilo lateral)
 - **BR:** *Brachioradialis*
 - **ECRL:** *Extensor Carpi Radialis Longus*
 - **ECRB:** *Extensor Carpi Radialis Brevis*
 - **ED:** *Extensor Digitorum*
 - **ECU:** *Extensor Carpi Ulnaris*

Compartimentos articulares humerocubitales:

- **AM:** anterior medial
- **AL:** anterior lateral
- **PM:** posterior medial
- **PL:** posterior lateral

Otras:

- **Kg:** kilogramo
- **Kgf:** kilogramo fuerza
- **cm:** centímetro
- **N:** newtons
- **N-m:** newtons – metro



1. INTRODUCCIÓN

La articulación del codo es una unidad morfológica en la que toman parte tres articulaciones funcionalmente distintas. Este hecho, sumado a los movimientos en diferentes planos que puede realizar y las peculiaridades en la transmisión de fuerza, la convierte en una articulación compleja.

1.a.- MOVILIDAD

En la articulación del codo participan tres epífisis: la distal del húmero y las proximales del cúbito y del radio. Sobre la primera se desplazan el cúbito y el radio realizando la movilidad de flexoextensión y varo-valgo, mientras que el radio, además, rota sobre el cúbito para realizar la pronosupinación (figura 1).

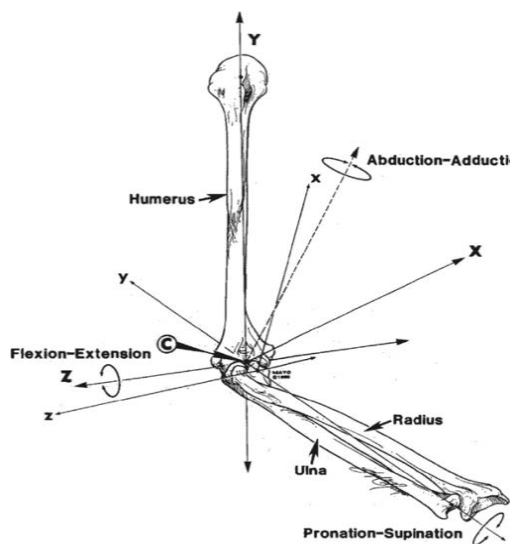


Figura 1. Ejes de movimiento del antebrazo. KinKaid et Kai-Nan, 2013 (35)

La flexoextensión supone el cambio de posición del antebrazo, con respecto al brazo, en el plano sagital. Su eje varía con la pronación y la supinación y también depende de si el movimiento es activo o pasivo (1). Este eje de movimiento se determina a partir de los epicóndilos medial y lateral, orientándose en unos 4° en rotación interna y en unos 6° en valgo respecto al eje humeral (1). El rango de movimiento habitual, en el sujeto sano, oscila de una extensión de 0° hasta una flexión de 140° (1)(2).

Definido el plano de flexoextensión, los otros dos movimientos, varo-valgo y rotación axial, se representan mediante la adición de ángulos eulerianos (3).

El movimiento varo-valgo representa un cambio de posición del antebrazo en el plano coronal del húmero. Los primeros trabajos de biomecánica lo consideraron sólo un movimiento pasivo, de escasa magnitud o incluso se ignoró (2)(4). No obstante, trabajos posteriores demostraron que puede ser un movimiento activo generado por la acción muscular (5)(6)(7). El movimiento está definido por el ángulo formado por la intersección de los ejes longitudinales del húmero con el del antebrazo (ángulo de transporte). El ángulo varía según la posición de flexoextensión y de pronosupinación en que se encuentre el antebrazo (4)(8)(9)(10). El rango de movimiento va desde el valgo máximo, 10° en extensión completa, 0° en flexión de 60°-70°, hasta un varo de 10° en flexión máxima (4).

Esta característica nos permite, de forma ventajosa, manipular objetos en extensión y valgo, hacer un reparto más uniforme de las cargas en flexión entorno a 70° y, finalmente, acercar los alimentos a la boca en flexión máxima gracias al varo. Además, el codo presenta una laxitud varo-valgo, influenciada también por el grado de rotación y de flexión que presente el codo, siendo mayor en pronación que en supinación (10). La laxitud hacia una posición de valgo es máxima en extensión y disminuye paulatinamente con la flexión; en contraposición, la laxitud hacia el varo es máxima en 20-30° de flexión y se mantiene más o menos uniforme durante el rango de flexión. Así, la flexión permite una laxitud hacia el varo de 1,2° a 2° y hacia el valgo de 1,2° a 4° de tal forma que combinando el rango de laxitud varo/valgo, la amplitud es de 5,8° (de 4° a 7,6°) (3)(9).

La pronosupinación se realiza mediante el movimiento semirotacional del radio alrededor del cúbito, donde participan fundamentalmente las articulaciones morfológicamente de tipo trocoides radiocubitales proximal y distal. La posibilidad de realizar el movimiento de pronosupinación es exclusivo de los primates, ya que otros mamíferos, menos evolucionados, presentan solamente una sindesmosis radiocubital (11). El movimiento se produce en un plano oblicuo respecto a los dos previos, el de flexoextensión y el de varo-valgo; y el eje de movimiento une el capítulo del húmero con la depresión cubital (fóvea) en la cabeza del cúbito (11). Este eje se traslada en dirección volar y cubital durante la supinación y en dirección dorsal y radial durante la pronación (1). Su rango de movimiento también varía, aunque ligeramente, con la posición de flexoextensión, como sucede para el varo-valgo, alcanzando la máxima amplitud de pronación (80° a 90°) en extensión completa y la máxima amplitud de supinación (90°) en flexión completa (11)(12). En posición de flexión de 90° de codo y aducción completa de hombro, la cual

es habitualmente empleada para evaluar el rango de pronosupinación, la Academia Americana de Cirujanos Ortopédicos (AAOS) define una pronación normal de 71° y una supinación de 84° (1). Sin embargo, otros autores definen el arco de pronosupinación del antebrazo en 150° (13). A este movimiento se le debe añadir la supinación y la pronación que se producen en las articulaciones radiocarpiana y mediocarpiana respectivamente.

De lo dicho anteriormente y teniendo en cuenta estos ejes y sus características, se comprueba que cada plano de movimiento influye en los otros dos. Este hecho, dota al codo de una gran riqueza de matices en sus movimientos y a su vez, revela la complejidad en el estudio de su biomecánica.

1.b.- ESTABILIZACIÓN

Cualquier movimiento que se realice en una articulación sinovial, o diartrosis, exige un control por sus elementos estructurales, tanto estáticos como dinámicos. La estabilidad articular, o cinemática articular, está determinada por tres componentes: óseos, capsuloligamentosos y musculares.

En la articulación que nos ocupa, los elementos óseos son la tróclea y el capítulo en el húmero, la cabeza del radio y las fosas sigmoideas mayor y menor en el cúbito. Los elementos capsuloligamentosos son fundamentalmente los complejos ligamentarios lateral y medial. Y finalmente, el componente muscular está representado por todos los músculos que atraviesan la articulación.

Estabilidad ósea

La estructura ósea articular es altamente congruente (1)(14), alcanzando su máximo en las posiciones extremas de extensión y de flexión (1)(10). La tróclea humeral, con su característica forma de diábolo, presenta una circunferencia de 240° (15) la cual se adapta muy bien a la cavidad sigmoidea mayor del cúbito, formada por la apófisis coronoides y por el olecranon, determinando un arco de 145° .

Biomecánicamente, en la práctica clínica, la traslación anterior del cúbito sobre el húmero es resistida por el olecranon, mientras que la traslación posterior y posterolateral es resistida por la apófisis coronoides y la cabeza del radio (1)(14)(16). Por su parte, el capítulo del húmero es semiesférico y su convexidad se corresponde con la concavidad que presenta la fosita articular de la cabeza del radio (1)(16). El reborde de esta fosita,

convexo, se corresponde con la región de transición articular entre capítulo y tróclea, de morfología cóncava (15)(17) (figura 2). La circunferencia articular, zona periférica de la cabeza radial, convexa y elíptica, se articula con la cavidad sigmoidea menor del cúbito en un rango de 240°-280°, dejando una zona definida como no articular de 120°-80° (1)(15).

Algunos estudios señalan que la cabeza del radio colabora un 30% en la estabilidad del codo en valgo, tanto en extensión como en flexión (7)(16). Otros estudios no le asignan esta función, si no que la centran casi en su totalidad, en el ligamento colateral cubital

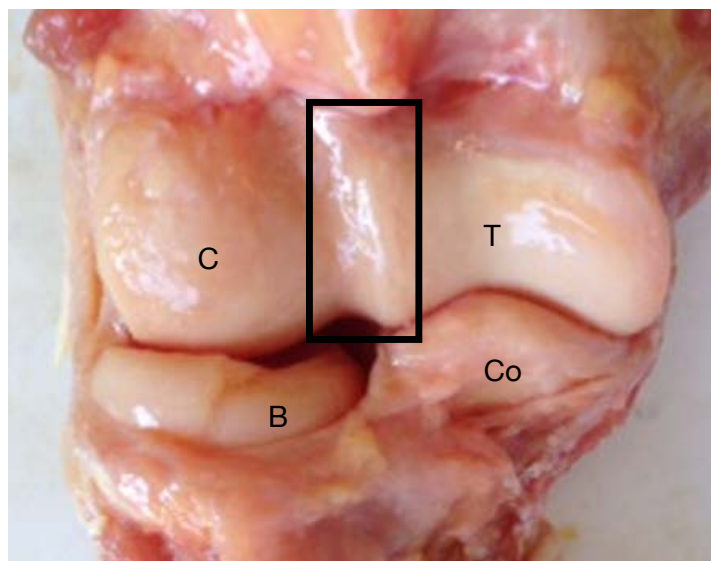


Figura 2. Detalle de la estructura ósea articular. (C) capítulo, (B) borde convexo cabeza radio, (recuadro) zona intermedia, (T) tróclea del húmero, (Co) apófisis coronoides.

(14)(18). La cabeza del radio, sin embargo, sí parece tener un papel significativo en la estabilidad, tanto en los desplazamientos hacia varo como hacia posteroexterno, mediante un efecto de tensión sobre el complejo lateral colateral (7)(18) (19).

Estabilidad capsuloligamentosa

La estructura capsuloligamentosa está formada por la cápsula articular anterior y posterior, así como por sus refuerzos ligamentosos. Estos últimos agrupados en 2 complejos: el cubital o medial y el radial o lateral (16).

La cápsula anterior ayuda a estabilizar el codo en extensión máxima mientras que la cápsula posterior lo hace en flexión máxima (1)(16), pero globalmente aportan muy poca estabilidad (20)(21).

El complejo ligamentoso colateral medial, tiene un origen excéntrico con respecto al eje de rotación del codo, en la región anteroinferior de la epitroclea (1)(16)(22)(23). Este complejo se opone principalmente a la fuerza hacia el valgo (1)(7)(14)(23). Está constituido por un fascículo anterior, que se dirige oblicua y anteriormente para insertarse a lo largo del tubérculo sublime de la apófisis coronoides, por un fascículo posterior, que comparte el mismo origen pero se dirige a la zona medial del olécranon y, por un fascículo transverso, o ligamento de Cooper, inconstante y de discutida función, que se extiende entre la inserción olecraniana del fascículo posterior y la inserción coronoidea del fascículo anterior (1)(16)(22)(23)(24). Sin embargo, en este sentido recientes estudios señalan que su inserción en el fascículo anterior puede jugar un papel en la estabilidad del codo (25). Se ha propuesto que el fascículo anterior del ligamento colateral medial está formado por dos bandas o componentes, lo que le permite ser funcional durante todo el arco del movimiento debido a que se van tensando alternativamente. La banda anterior está tensa en extensión y en la primera parte de la flexión, hasta los 120° (22)(25); la banda posterior está tensa desde la flexión de 80° hasta la flexión completa (24), con lo cual las fibras isométricas se encuentran entre ambas bandas (24); aunque algunos autores consideran esta zona como una banda diferenciada (1)(26). El fascículo anterior resiste el movimiento hacia el valgo y el desplazamiento posterointerno del cúbito sobre el húmero (26). Por su parte, el fascículo posterior se tensa sólo cuando el codo está flexionado, actuando como un estabilizador secundario (22)(27). Hay autores que también le asignan un rol en el control posterointerno (28). Así, el fascículo anterior es más fuerte que el posterior y actúa como el principal estabilizador ligamentario medial (1)(22)(25)(27)(29).

El complejo ligamentoso colateral lateral clásicamente abarca el ligamento anular, el fascículo radial o anterior, el fascículo accesorio y el fascículo cubital o posterior (1)(24). No obstante, estudios recientes abogan por incluir el fascículo cubital dentro del fascículo radial, como fascículo posterior de este (30). Principalmente este complejo se opone a la fuerza hacia el varo y posterolateral. El origen común es el epicóndilo lateral, en íntima relación con el origen de los músculos epicondíleos (31), en el punto isométrico del eje de flexoextensión (1)(16)(24). Hay autores que consideran un punto de origen isométrico para el fascículo radial y un origen no isométrico para el fascículo cubital (30)(32)(33). Otros autores, sin embargo, señalan que no existe un verdadero punto isométrico, sino que varía entre individuos (31). El fascículo accesorio y el fascículo cubital se insertan en la cresta que presenta el cúbito para el músculo *Supinator* donde se entremezclan con

fibras de los músculos extensores, *Anconaeus* y *Supinator* (1)(24)(30)(31)(33)(34). El fascículo cubital ejerce una función de estabilización del varo en flexión (30) y de la traslación posterolateral (26), aunque algunos estudios le restan protagonismo como estabilizador posterolateral (30)(31)(32)(35) no encontrando traslación en esta dirección al seccionarlo de forma aislada (30). El fascículo radial se inserta en el ligamento anular del radio formando un ligamento conjunto (24)(30)(34)(36), y debido a que el ligamento anular se origina e inserta en los bordes anterior y posterior de la fosa sigmoidea menor del cúbito, el complejo ligamentario colateral lateral se inserta exclusivamente en el cúbito. Este ligamento conjunto, formado por el fascículo radial y el ligamento anular, se tensa en supinación y limita la traslación de la cabeza del radio durante la pronosupinación y la flexoextensión (37). Confluye con el músculo *Supinator*, que se encuentra dorsal a él y, por lo tanto, lo refuerza (24)(27)(30). El fascículo radial ejerce una función de estabilización del codo para el varo y de la traslación posterolateral (18)(30). Hay estudios que afirman que es isométrico, o casi isométrico, frente al fascículo cubital que se tensa según se flexiona el radio, al reflejarse en el epicóndilo (30)(32).

De este modo, y debido a que todos los ligamentos se insertan en el cúbito, es la posición de este con respecto al húmero la que condiciona qué fascículos entran en juego. De forma conjunta, los estudios muestran que el fascículo radial del ligamento colateral lateral y el fascículo anterior del ligamento colateral medial están tensos durante todo, o prácticamente todo, el movimiento (30)(32). El fascículo posterior del ligamento colateral medial y el fascículo cubital del ligamento colateral lateral no están tensos en extensión, sino sólo cuando el codo está medio a totalmente flexionado (27)(24)(28)(32).

Conviene destacar la estrecha vinculación funcional, además de anatómica, que tiene la cabeza del radio con el complejo colateral lateral. Algunos autores refieren que la ausencia de cabeza de radio altera la cinemática de este complejo destensándolo, lo que puede causar aumento de varo (18)(19)(20).

En resumen, los estabilizadores estáticos principales parecen ser: (1) óseo, la articulación humerocubital y (2) ligamentario, el fascículo anterior del ligamento colateral medial y el fascículo radial del ligamento colateral lateral. Y secundariamente: (1) óseo, la cabeza de radio, y (2) ligamentario, el fascículo posterior del complejo ligamentario medial y el fascículo cubital del complejo ligamentario lateral.

Estabilidad muscular

Los músculos cumplen dos funciones: la principal, ser los generadores de movimiento y la secundaria, estabilizar la articulación (1)(3)(5)(6)(16)(24)(29)(38)(39)(40)(41)(42)(43).

Los músculos que cruzan la articulación pueden actuar a nivel de codo o bien de la muñeca y mano (1)(6)(16)(35). Hay músculos que sólo desempeñan una moción articular, pero hay otros que intervienen en dos: en una como principal o antagonista y en otra como secundario o sinérgico (1)(6)(38).

El músculo *Brachialis*, que actúa únicamente a nivel del codo, es el principal flexor (44), limita la traslación posterior del antebrazo y controla el valgo (3)(6)(43). Como antagonista al *Brachialis*, el complejo *Triceps brachii-Anconaeus*, que extiende, limita la traslación anterior y controla el varo y valgo (1)(3)(6)(16)(43)(45). El músculo *Anconaeus* juega un papel menor en la extensión del codo pero se considera que actúa como un estabilizador dinámico del varo y de la estabilidad posterolateral (1)(6)(30)(36).

Los músculos que cumplen una función principal en la dinámica de rotaciones del antebrazo son: el *Biceps brachii* y el *Brachioradialis*, que flexionan, supinan (1)(6)(44) y para algunos autores controlan dinámicamente el valgo del antebrazo (3)(30)(43)(45), y el *Pronator teres*, perteneciente anatómicamente al grupo de los flexopronadores, con su función principal como pronador y secundariamente flexión y control del valgo (5)(6)(16)(30)(35)(43)(45).

Los músculos que cumplen una función en la movilidad de la mano y de la muñeca pertenecen a dos grupos, desde el punto de vista funcional y anatómico. El grupo de los flexopronadores, que se originan en la región anterior de la epitroclea, son el *Pronator teres*, el *Flexor carpi radialis*, el *Flexor carpi ulnaris* y el *Flexor digitorum superficialis*. En función de su punto de inserción llevan a cabo, además de su función principal, funciones de flexión de codo (44), y gracias a su acción varizante, ayudan a la estabilización del valgo complementando al complejo ligamentoso medial (5)(6)(29)(35)(38)(44)(45) (figuras 3 y 4). Concretamente, el músculo *Flexor carpi ulnaris* se encuentra justo sobre el complejo colateral medial y lo complementa para contrarrestar fuerzas de valgo en todos los ángulos de flexión (5)(23)(29)(45). El grupo de los extensosupinadores, que se originan desde la cresta epicondílea hasta el epicóndilo,

son el *Brachioradialis*, el *Extensor carpi radialis longus*, el *Extensor carpi radialis brevis*, el *Extensor digitorum* y el *Extensor carpi ulnaris* (44). De forma análoga realizan una función secundaria de flexión de codo y por su acción valguizante, también de estabilización del varo del antebrazo, como hace el complejo ligamentario lateral y el *Anconaeus* (29)(30)(35)(36)(38) (figura 3 y 4). Dinámicamente la musculatura epicondílea, y especialmente el *Supinator*, el *Extensor carpi ulnaris* y el *Anconaeus* refuerzan y actúan, junto con el complejo ligamentario lateral, como estabilizadores dinámicos del varo y de la traslación posterolateral (1)(19)(30)(34)(36).

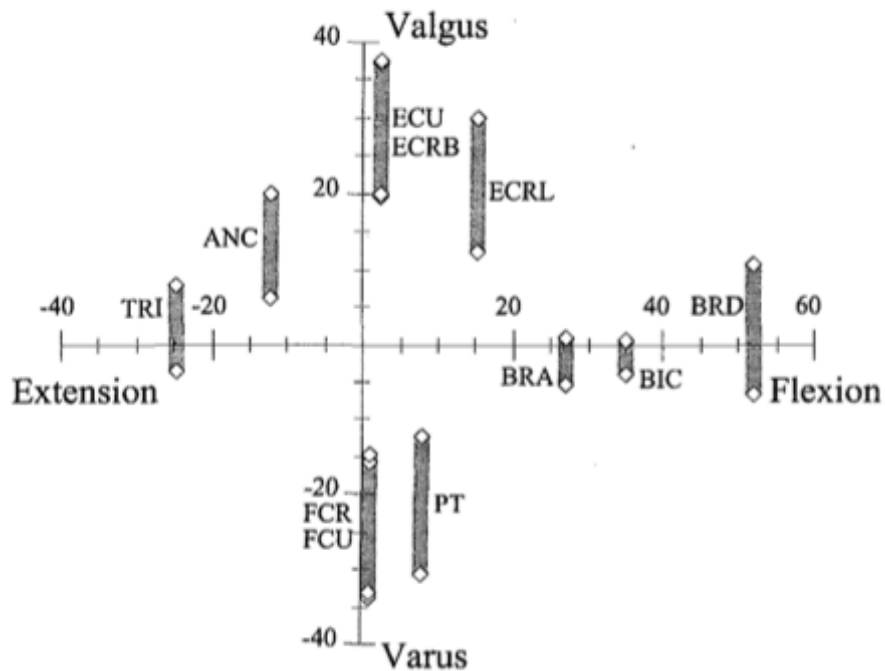


Figura 3. Esquema de la contribución de los músculos a la flexoextensión y varo-valgo. Buchanan et al. 1998 (6)

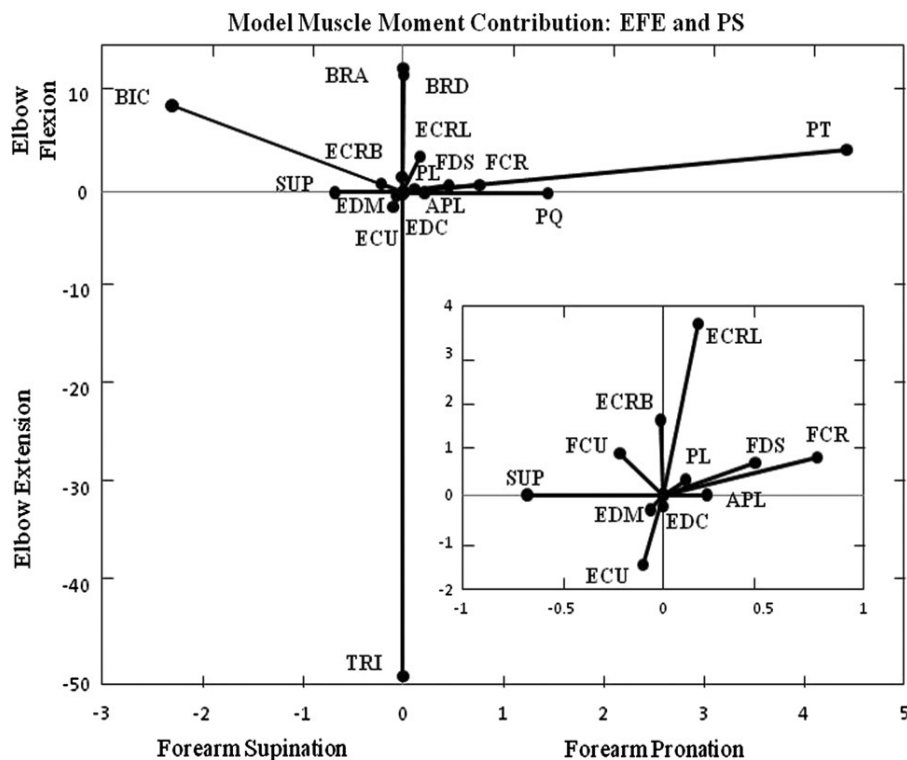


Figura 4. Esquema de la contribución de los músculos a la flexoextensión y pronosupinación. Hale et al. 2011 (44)

Estos músculos, que por su disposición con respecto al eje del antebrazo, son generadores de desviaciones hacia el varo y el valgo, actúan también para contrarrestar las fuerzas que se producen ya sea por soporte de cargas, por traumatismos, o bien, por contracciones musculares (6). Cuando la fuerza varo o valgo supera la capacidad de los músculos, o cuando esta se produce tan rápido que sobrepasa la velocidad de respuesta para generar una contracción protectora de los músculos antagonistas al movimiento, los complejos ligamentarios impiden una luxación de la misma (6)(42). La congruencia articular y la acción muscular permiten al codo mantenerse estable a pesar del fallo del resto de estructuras si se moviliza sin aplicarle carga extrema (24)(39)(40)(42)(43).

Un estabilizador primario se define como aquel que, una vez eliminado, causa aumento de laxitud. Y un estabilizador secundario aquel cuya supresión única es insuficiente para causar aumento, pero si se eliminan después de la supresión de un primario, sí aumenta la laxitud en una articulación (24).

Así, el principal estabilizador del codo es la morfología de la articulación húmero-cubital. Su alta congruencia (16) unido a los complejos ligamentarios y a los músculos que la cruzan mantienen la coaptación articular (40).

El antebrazo tiene la importante función de poner la mano en las posiciones necesarias para el trabajo. Para ello tiene que enfrentarse a dos fuerzas actuando sobre él. La primera fuerza es la que generan las cargas axiales (empujar una puerta), más las cargas funcionales generadas por los músculos que van a la mano y muñeca. Esta fuerza pasa principalmente a través de la interfase radiocarpiana y discurren por su diáfisis hasta la articulación humerorradial, por tanto, esta función corre a cargo del radio. La segunda fuerza es debida a que la mano y cualquier carga asociada que esté soportando la unidad radio-mano, debe resistir la fuerza de la gravedad y esta función la realiza el cúbito (13). El cúbito es, en este sentido, el hueso primario en el soporte de cargas, ya que soporta el radio, su carga y sus rotaciones (11).

Varios autores han publicado resultados diferentes sobre las fuerzas axiales transmitidas por el antebrazo, debido principalmente a las condiciones particulares de cada experimento. Por lo tanto, existe controversia en relación a las cargas que asume cada hueso.

Con los trabajos realizados por Halls et al. en 1964 se había establecido que la articulación humerorradial soportaba un 57% de la carga axial, y la articulación húmerocubital el otro 43% (47). Estos autores elaboraron un modelo de estudio del codo que aplicaron a tres especímenes en extensión completa, pronación y bloqueo del varo/valgo. Se aplicaba una carga extrínseca a nivel de la mano del espécimen. El papel que se le otorgó a la cabeza del radio en la transmisión de fuerza fue muy elevado. Líneas similares de trabajos otorgaron el 60% de la carga a la humerorradial (7). Otro estudio, con una metodología similar (extensión bloqueo varo/valgo y carga extrínseca), pero evaluando, esta vez, diferentes rotaciones del antebrazo obtuvo las siguientes transmisiones humerorradial/humerocubital: en neutro 58%:42%, en pronación 54%:46% y en supinación 57%:43%. Encontrando que las rotaciones del radio no cambiaban los porcentajes de transmisión del antebrazo y respaldando los datos de las primeras investigaciones (53).

No obstante, un estudio realizado también en extensión, valorando la posición de rotación del antebrazo, pero sin bloquear el varo-valgo y evaluando más compartimentos articulares, contradecía estos datos de transmisión de carga. Indicaba que por la humerorradial se transmite el 23%, el 17% o el 11% dependiendo de si se encuentra en neutro, en pronación o en supinación respectivamente (21). Este trabajo enfatiza en la

humerocubital y concretamente en la apófisis coronoides (60% del total). Según sus autores, incluso a pesar del valgo fisiológico, que teóricamente aumentaría la transmisión por la humerorradial, si el complejo ligamentario medial está íntegro, la humerorradial no verá aumentado significativamente su transmisión de cargas. Parece pues que la libertad en el eje varo-valgo puede cambiar la transmisión de fuerzas en el codo.

Estos estudios realizados en extensión no tienen en cuenta si los cambios en los ejes de flexión y el cambio en el eje varo/valgo que le acompaña, modifican la transmisión de fuerzas de la articulación. El eje de la extremidad superior, como se ha comentado, varía desde un valgo máximo en extensión a un varo máximo en flexión, con una laxitud mayor de varo-valgo cuando el codo está flexionado.

En otro estudio, Chao et al. muestran que debido a que el eje longitudinal de la extremidad cambia (varo en flexión, valgo en extensión), se carga la humerocubital en flexión, y la humerorradial en extensión (4). Por su parte, otro trabajo objetiva que en extensión pasa un 40% más por la humerocubital que por la humerorradial y en flexión de 90° la carga pasa casi por igual por la humerocubital y la humerorradial (14). Tabla 1.

| Estudio | Conclusiones transmisión de carga |
|----------------|---|
| Halls 1964 | Extensión. HR/HC (67%:43%) |
| Morrey 2005 | Extensión HR/HC (30%:70%). Flexión HR/HC (50%:50%) |
| Chantelot 2008 | Extensión. HR/HC (23%/77%) neutro, (17%:83%) pronación, (11%:89%) supinación |
| Wai 2008 | Flexión. HR/HC (7%/93%) |
| Hwang 2017 | Extensión. HR/HC (58%:42%) neutro, (54%:46%) pronación, (57%:43%) supinación. |

Tabla 1. Porcentajes de carga transmitida por las articulaciones del codo según autores.

HR: articulación húmero-radial. HC: articulación húmero-cubital.

La mayoría de estudios han presentado una posición del codo en extensión con grados variables de pronosupinación (21)(47)(53)(54).

Si bien estos enfoques pueden aclarar ciertos aspectos biomecánicos, y cómo se producen lesiones tras una caída con la extremidad extendida, ignora muchas actividades que se suceden en el día a día y que implican un codo en diferentes posiciones y acciones.

Por otro lado, tampoco queda absolutamente claro qué regiones concretas de la articulación producen la transmisión de fuerzas ni cuáles son los patrones de distribución. En la literatura se encuentran patrones que otorgan la carga en la región anterior de la apófisis coronoides (14), otros le dan el papel preponderante a la región del olécranon (46), los anteriormente comentados sobre el radio o los que reparten entre apófisis coronoides y olécranon (55).

1.d.- ACCIÓN MUSCULAR EN LA BIOMECÁNICA ARTICULAR. GENERACIÓN DE FUERZA Y ESTABILIDAD.

Hay trabajos que han estimado que con sólo fuerzas de entre 16 a 64 N-m aplicadas a la articulación es posible lesionar el ligamento colateral medial en cadáveres jóvenes (22)(25)(26)(29)(45). Mientras que las fuerzas de valgo en el codo durante el movimiento de lanzamiento se han estimado que pueden llegar a estar entre 35 a 94 N-m (25)(26)(45). También se ha estimado que la fuerza de tensión que puede soportar el fascículo anterior del ligamento colateral medial está en alrededor de 260 N, pero hay actividades físicas o deportivas que pueden llegar a los 290 N, pudiendo teóricamente romper éste y el resto de ligamentos (25)(29)(45). Como se ve, picos de carga o fuerzas repetitivas pueden atenuar o incluso romper los soportes colaterales (29)(45). Por lo tanto, las fuerzas generadas durante una actividad que requiera, por ejemplo, lanzamiento, excederán la capacidad del ligamento. Se ha podido calcular computacionalmente que sin la actuación de los músculos, la magnitud del momento soportado por el ligamento colateral medial sería de un 330% de su capacidad de resistencia al fallo (5). Es absolutamente necesario que los estabilizadores secundarios colaboren de forma significativa en la estabilidad y control de fuerzas. Los músculos son los que modulan los momentos de fuerza que reciben los ligamentos (5)(11)(24)(26)(29).

Además de las líneas de estudio de las cargas axiales, otras líneas estudian el codo desde la perspectiva de que al sostener o manipular objetos también absorbe cargas, tanto

generadas por el objeto como también por las contracciones de los músculos, las cargas intrínsecas (49)(50).

Para estudiar este tipo de cargas, se han desarrollado modelos experimentales que consideran el papel de la musculatura en la generación de cargas y realizan estudios biomecánicos que simulan contracciones musculares (18)(48)(49)(50)(56).

Usando este tipo de modelos, Morrey et al., en 1988, en un estudio en 3 piezas anatómicas, concluyó que las fuerzas transmitidas a nivel de la articulación humerorradial durante la contracción muscular debían ser consideradas menores de lo que se habían establecido y que la posición de pronación o supinación variaba la carga transmitida en la articulación humerorradial. Refirió que la mayor cantidad de fuerza generada por los músculos es en el inicio de la flexión: durante el paso de extensión a flexión mediante simulación de contracción activa de *Biceps brachii* y *Brachialis*. La transmisión de fuerzas era mayor entre 0 a 30° y mayor en pronación que en supinación. Además, con el codo extensión, la carga era mayor por la región de la apófisis coronoides mientras que según se iba hacia la flexión, se movía hacia el olécranon. No reportó los datos de la carga que pasaba por el cúbito (49).

Kincaid et al., en esta misma línea, también comparten la premisa de que la mayor transmisión de carga por la cabeza del radio se realiza en los primeros grados de la flexión aunque varían con el rango, estableciéndolo de 7° a 11° (35).

Van Riet et al. por su parte, estudiaron la transmisión de carga por la humerorradial en diferentes grados de flexión producida por la carga de *Biceps brachii* y *Brachialis* y aplicando carga constante al *Triceps brachii* mientras posicionan la pronosupinación con un elemento externo, encontrando que la mayor carga se produce en flexión de 90° y pronación (57).

Finalmente, Ofucci et al. estudian como la pronosupinación afecta a la transmisión de cargas por la humerorradial en una posición de 90° de flexión de la humerocubital y bloqueándola, por tanto, no permitiendo el varo-valgo y simulando algunos músculos epicondíleos y epitrocleares. Concluyen que la mayor transmisión de fuerza de forma dinámica se obtiene en pronación y en la zona medial del capítulo humeral (50).

Por todo lo visto, y por la disparidad de datos y estudios al respecto, consideramos que existe controversia en lo referente al papel que la cabeza del radio juega en la transmisión de fuerza de forma dinámica en la articulación del codo.

1.e.- PECULIARIDAD DE LA CABEZA DE RADIO

La cabeza del radio no es un elemento necesario para que se produzca el movimiento de flexoextensión ni de pronosupinación. Diversos estudios afirman que es un estabilizador secundario (1)(3)(16)(24). Si fallan los elementos estabilizadores primarios (articulación humerocubital y ligamentos colaterales), pasa a desempeñar un papel principal (3). Cinemáticamente estabiliza los movimientos de varo y de valgo. Es un estabilizador directo por contacto con el capítulo humeral, del valgo fisiológico, del valgo que es producido en una caída con el codo extendido y del valgo que producen los músculos epicondíleos al contraerse. También la cabeza del radio es un estabilizador indirecto del varo, por su forma, en estrecho contacto con el complejo colateral lateral, al que mantiene tenso (18)(20).

De forma análoga a lo visto, estabiliza el varo producido de forma fisiológica en la flexión, el producido por la transmisión de carga axial y del varo producido por los músculos epitrocleares.

Además de varo-valgo, la cabeza de radio estabiliza de forma secundaria, junto con los músculos *Anconaeus* y epicondíleos, la tendencia de traslación posterolateral (1)(18)(20) producida por las fuerzas musculares generadas por *Triceps brachii* y la configuración de la tróclea humeral que lo facilitan en rangos de entre 0 y 90 grados, hasta que la apófisis coronoides ocupa su posición en la fosa coronoidea haciendo de tope óseo anterior (16)(41). La cabeza del radio actúa de una forma análoga a como lo hacía para el varo, tensando el complejo ligamentario lateral.

1.f.- CONTROVERSIAS RESPECTO A LA CABEZA DE RADIO

No existe consenso en cuanto al posible aumento de contacto en la cabeza de radio por traslación proximal de la diáfisis radial durante la pronación (1). Se ha realizado un estudio biomecánico que produce artificialmente un cambio en la orientación de la cabeza, el cual obtiene que la transmisión humerorradial en lugar de ser en pronación,

pasa a ser en supinación, con lo que se propone que puede ser la propia morfología de la cabeza del radio la que cambia la transmisión y no la traslación proximal (57).

Algunos autores destacan la relevancia que la ausencia de la cabeza del radio tiene en: la migración proximal del radio causando dolor en la muñeca, el aumento del valgo y/o varo e inestabilidad posterolateral, la alteración de la transmisión de cargas, la pérdida de fuerza y el deterioro de la movilidad (18)(58)(59)(60)(61).

Sin embargo, hay autores que han obtenido resultados clínicos buenos con relación a la movilidad activa y en carga en seguimientos largos, restando importancia al papel que la cabeza del radio realiza en la articulación del codo tanto en relación a su cinética como a su cinemática (62)(63)(64)(65)(66).

No está claro si el movimiento producido por músculos que movilizan una carga requiere o no de la presencia de la cabeza del radio para lograr una buena función. Tampoco si la estabilidad aportada por los ligamentos y la articulación húmero-cubital se va deteriorando con el tiempo y de ser así, si los mecanismos compensatorios son suficientes para permitir una buena función y sin dolor en ausencia de cabeza de radio.

A pesar de todas estas controversias, hay estudios que afirman rotundamente que es imprescindible en la biomecánica de la articulación de codo, oponiéndose a la rotación posterolateral, el valgo y el varo y jugando un papel mayor en la transmisión de fuerzas axiales por el antebrazo (67), mientras otros estudios defienden que puede quitarse en determinadas circunstancias (1)(10)(68).

1.g.- MOTIVACIÓN DEL ESTUDIO

Al dejar la posición cuadrúpeda, la articulación del codo dejó de recibir la mayor parte de la carga de forma axial o extrínseca, mediante el contacto con el suelo. Esta forma de carga se ha quedado más reducida a situaciones de caída o empuje. A su vez, esto le ha permitido ganar planos de movimientos como la pronosupinación y rangos de balance en sus ejes. Es por ello que la transmisión de cargas es, en su gran mayoría, fruto de actividades funcionales. En el ser humano, la mayor parte de la carga cualitativa que se transmite por el codo está generada por los músculos que la atraviesan, por lo que es necesario definir su papel.

Dilucidar la función de todos y cada uno de los elementos que componen la articulación del codo, huesos, ligamentos, y músculos es difícil, al igual que establecer modelos que permitan estudiar su comportamiento. Los elementos del codo van variando su papel en función de cargas y ejes (12)(41).

Los estudios biomecánicos del codo que se han realizado se dividen en dos aspectos funcionales: desde un punto de vista del movimiento o cinemático y desde un punto de vista de transferencia de fuerzas o cinético.

Con respecto al primer aspecto, su movimiento, se ha definido con bastante precisión cómo se produce, qué músculos están implicados, cuáles son los rangos fisiológicos, cómo y cuáles son los estabilizadores primarios y cuáles los secundarios.

Con respecto al segundo aspecto, cómo se generan las fuerzas y cómo estas se transmiten al codo y se distribuyen por la articulación, el entendimiento ha sido menor y existen todavía aspectos que no han sido bien definidos.

La necesidad de un conocimiento más profundo del codo obliga a abordar esta articulación desde una perspectiva más funcional. Entender las cargas transmitidas y los elementos que las controlan ayudan a comprender las patologías que se generan en él y la historia natural de ellas. Además, permite elaborar estrategias para restablecer las estructuras dañadas en función de la importancia que tengan en la articulación y, finalmente, protocolos propioceptivos y musculares para prevenir, recuperar o retrasar estas lesiones.

Aunque parece que las mayores cargas en la articulación son generadas por los músculos que flexionan y extienden el codo, no se ha concretado con exactitud el papel que tienen en la generación de fuerzas los músculos encargados de la manipulación y agarre de objetos, epicondíleos y epitrocleares.

Además, la retirada de la cabeza de radio en determinadas circunstancias parece no alterar de forma importante la estabilidad de la articulación global, aunque sí se han constatado artropatías degenerativas en la articulación humerocubital.

En este estudio nos hemos propuesto describir la influencia que tiene la ausencia de la cabeza de radio en la transmisión de fuerzas usando un modelo de trabajo para la

Influencia de la resección de la cabeza de radio en la transmisión de presiones a las articulaciones humerocubitales

simulación muscular de epicondíleos y epitrocleares en la posición de 90° de flexión y pronosupinación neutra dinámica.



2. OBJETIVOS E HIPÓTESIS

Objetivo principal

El objetivo principal de este trabajo es valorar si la articulación humerocubital experimenta cambios de transmisión de carga entre un estado inicial, con cabeza de radio, y un estado final, sin cabeza de radio.

Su base fundamental reside en comparar entre sí los resultados de la articulación húmerocubital al simular la función de los músculos epicondíleos y epitrocleares antes y después de resecar la cabeza del radio.

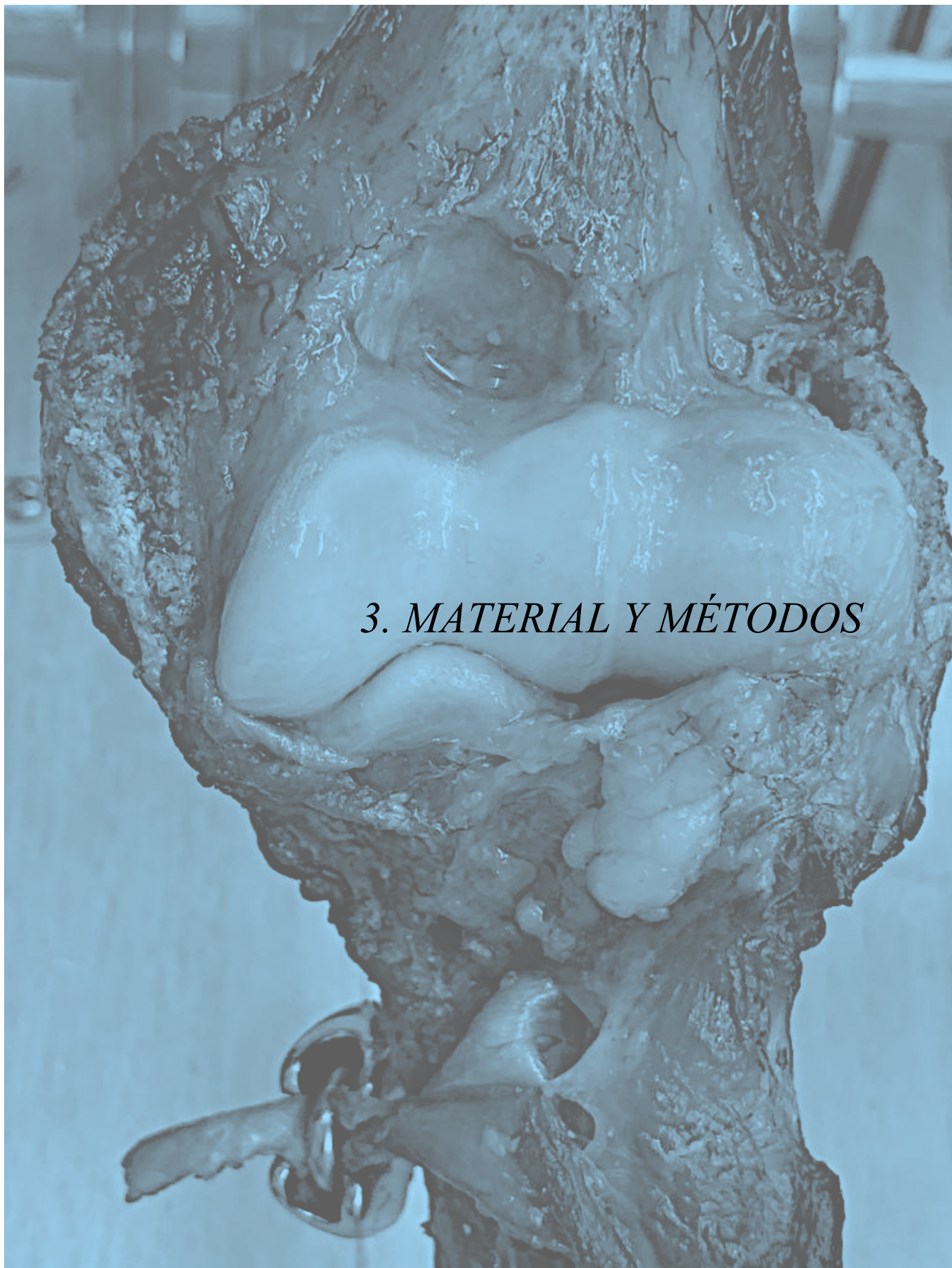
Objetivos secundarios

Para lograr el objetivo general es necesario abordar una serie de objetivos secundarios.

1. Determinar las presiones que soporta la articulación humerocubital en situación anatómica de estudio.
2. Determinar las presiones que ejercen los músculos epicondíleos y epitrocleares en la articulación humerocubital en una situación de integridad de la cabeza de radio.
3. Determinar las presiones que ejercen los músculos epicondíleos y epitrocleares en la articulación humerocubital en una situación de exéresis de la cabeza de radio.
4. Definir cuáles son las regiones de la articulación humerocubital bajo riesgo de sobrecarga al resecar la cabeza radial.
5. Averiguar el comportamiento muscular sobre la articulación humerocubital. Saber, por tanto, qué músculos podrían ser más perjudiciales tras la exéresis de la cabeza del radio.

Hipótesis

La cabeza de radio no tiene influencia en la cinética del codo y su exéresis no genera ningún cambio en la transmisión de cargas en la articulación humerocubital



3. MATERIAL Y MÉTODOS

3.a.- DISEÑO DEL ESTUDIO

Se diseñó y realizó un estudio experimental *in vitro* con evaluación prospectiva de los resultados de dos situaciones anatómicas.

Nivel de evidencia: IV (Serie de casos) analítico, observacional casos y controles

3.b.- CARACTERÍSTICAS DE LA MUESTRA

El estudio experimental se realizó entre enero de 2018 y noviembre de 2018 en la Unitat d'Anatomía Humana del Departament de Ciències morfològiques de la Facultat de Medicina de la Universitat Autònoma de Barcelona (UAB).

Todos los especímenes utilizados procedían de la Sala de Disección de dicho departamento, y pertenecían a donantes de cuerpo a la ciencia en dicha Facultad de Medicina.

La donación de cuerpo a la ciencia en la UAB es un acto voluntario que se realiza mediante un documento de consentimiento informado que ha sido aprobado por la Comisión de Ética y Experimentación Animal y Humana de la UAB (Procedimiento 2904, aprobado el 27 de marzo de 2015). En este documento se hace referencia expresa a la utilización del cuerpo para docencia, de grado y postgrado, para investigación y para formación continuada.

Todas las personas aceptadas como donantes de cuerpo en la UAB disponen de un carnet de donante, y sus datos son introducidos en una base de datos protegida, de acuerdo con la normativa vigente de protección de datos personales de la UAB.

Todos los cuerpos ingresados en la Sala de Disección de la Facultat de Medicina de la UAB son testados serológicamente a su ingreso, descartando la presencia de anticuerpos contra virus de hepatitis B, de hepatitis C y de HIV.

Todos los especímenes utilizados en este estudio fueron anonimizados mediante una referencia, en la que solamente se podía conocer género y edad.

Para este trabajo se utilizaron 12 extremidades superiores conservadas mediante congelación a -20°C. Previamente al estudio, cada espécimen fue descongelado a temperatura ambiente.

3.c.- EXPERIMENTO

3.c.1 Fase preexperimental: Adquisición de la posición estudio

Se diseñó, con asesoramiento de un ingeniero (Sr. Joan Castillo Valero), la estructura sobre la que se realizarían los experimentos. Se construyó una mesa de experimentación en madera y aluminio que permitiera mantener la posición de flexión y de pronosupinación del codo deseada de forma dinámica a través de la tracción sobre los tendones de los músculos principales, a saber: como flexor, el *Brachialis* y como pronosupinadores, el *Biceps brachii*, el *Supinator* y el *Pronator teres*, mediante cuerdas unidas a sus tendones o puntos de inserción.

En el caso del *Biceps brachii* y del *Brachialis* las cuerdas son dirigidas hacia poleas cilíndricas de baja fricción que podían rotar libremente sobre una barra metálica que las mantenía suspendidas. Desde allí se redirigen a los dinamómetros, situados en la parte posterior de la estructura (figura 6). En el caso del *Pronator teres* se realiza atravesando la epitroclea con la cuerda directamente a su dinamómetro (figura 6). Finalmente se recreó el vector del *Supinator* mediante un túnel óseo en su lugar de inserción en el radio. Por este túnel se pasó un cable que se dirigió a una abrazadera anclada a su lugar de origen en el cúbito que permitía su deslizamiento proximal y lo redirigía, siguiendo su vector de fuerza, hasta su dinamómetro (figura 6 y 7). El tendón del músculo *Triceps brachii* no fue traccionado. Estos dinamómetros (figura 8 y 9) permiten ejercer las fuerzas, diferentes en cada espécimen, para lograr la posición deseada para el estudio.

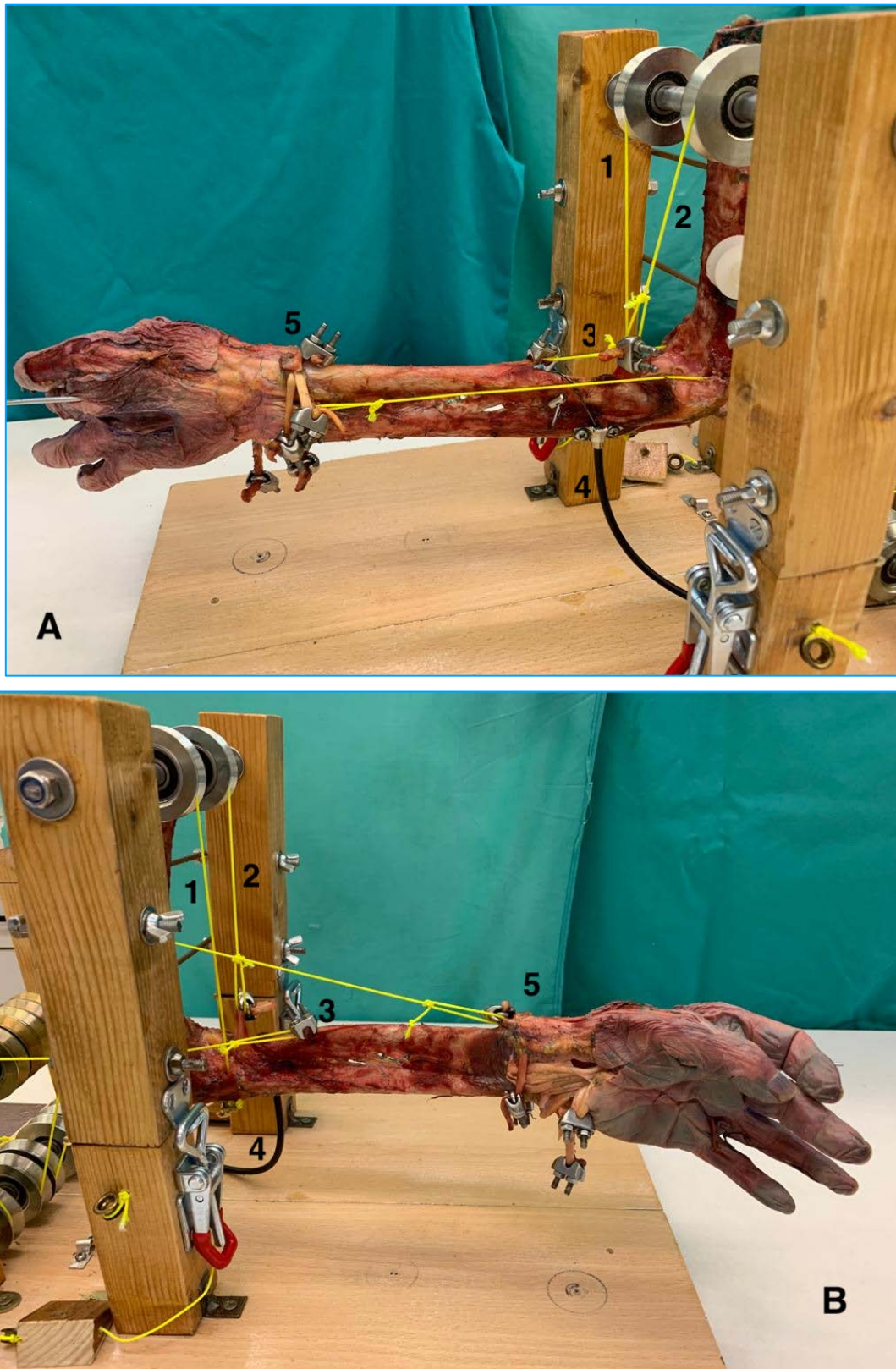


Figura 6. Posición de estudio. Especimen izquierdo (A) visión dorsal (b) visión volar. 1: cuerda tracción *Brachialis*, 2: cuerda tracción *Biceps brachii*, 3: cuerda tracción *Pronator teres*, 4: cable tracción *Supinator*, 5: grapas metálicas en tendones a experimentación (en A simulando *Extensor carpi radialis longus*, en B simulando *Brachioradialis*). La muñeca fue fijada en posición neutra mediante un Steinmann artrodesando las articulaciones entre metacarpo-carpo-radio.

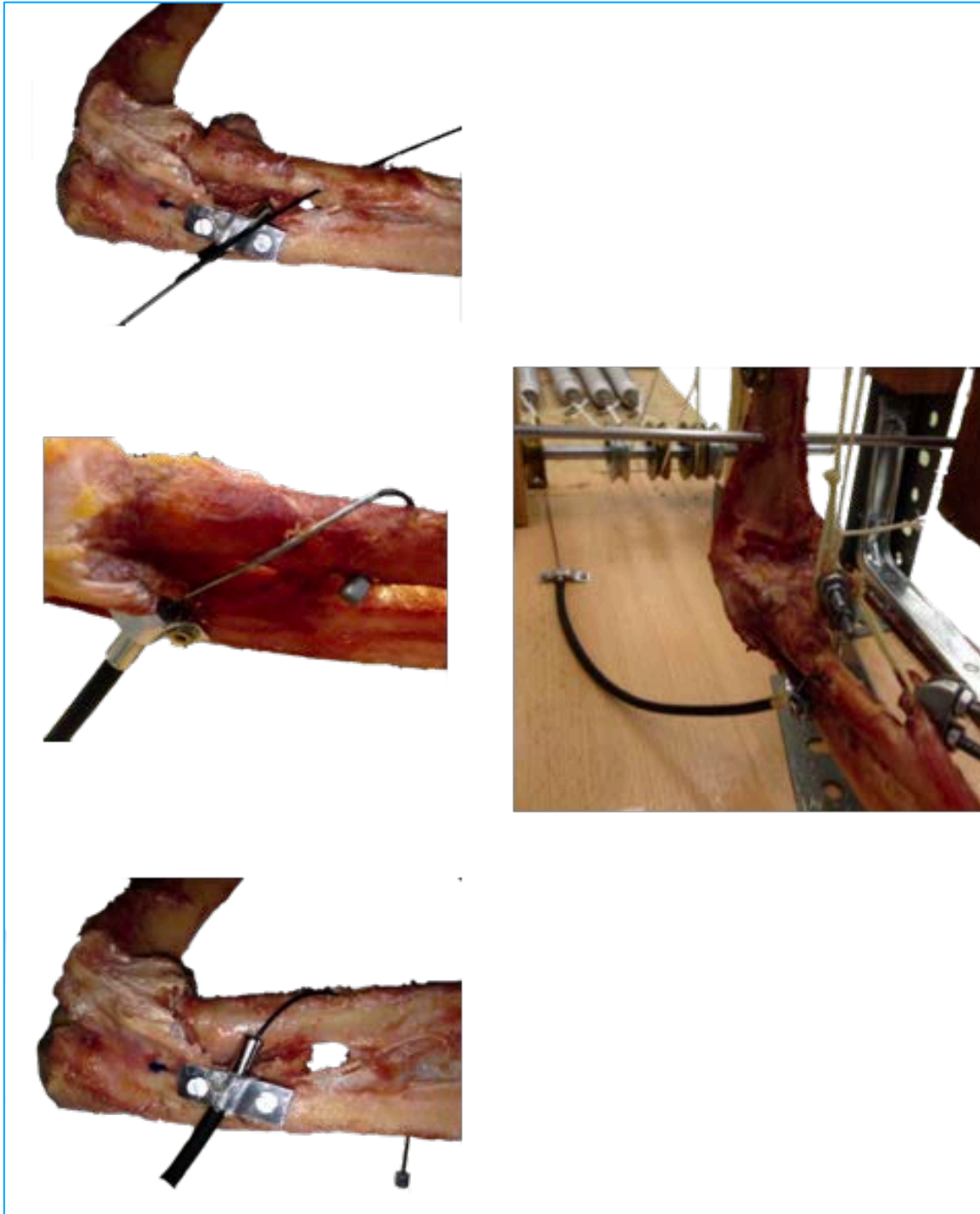


Figura 7. Secuencia de simulación del músculo *Supinator* y aspecto final. Un cable es introducido desde la zona lateral de la diáfisis proximal del radio a la zona medial con un tope metálico en su extremo que impide su salida del radio. El *Supinator* es simulado siguiendo su vector en dirección a su punto de origen en el cúbito, donde es fijado por una abrazadera y desde allí el cable continúa hacia su dinamómetro.



Figura 8. Detalle posterior de la mesa de experimentación donde pueden verse los dinamómetros que ejercen las fuerzas controladas sobre las cuerdas de tracción.

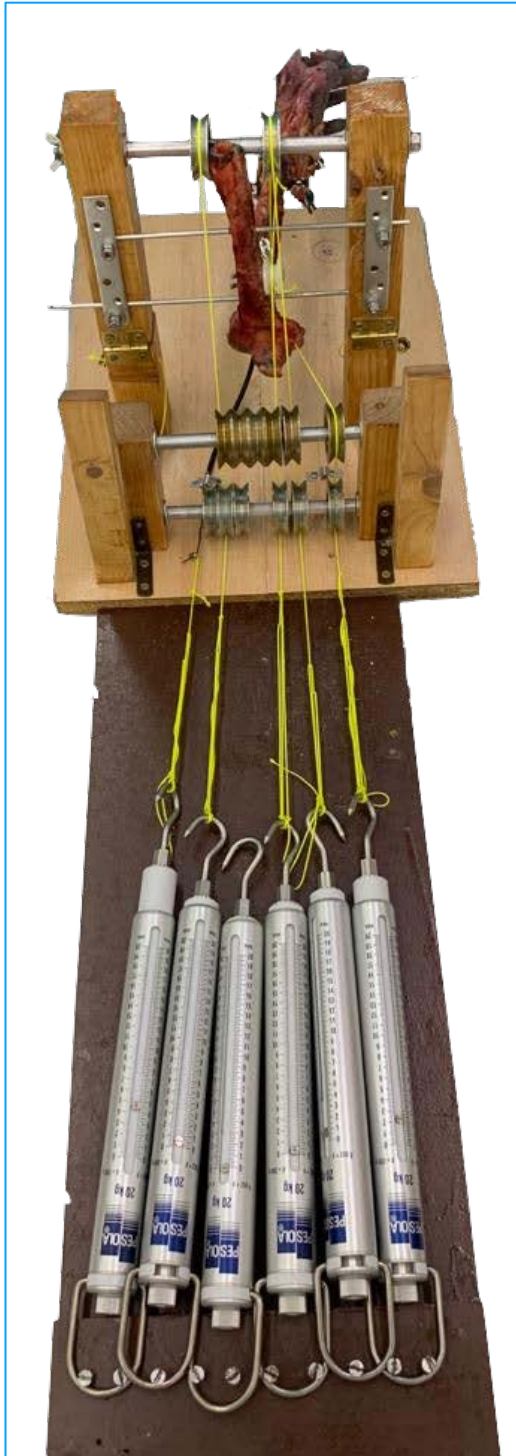


Figura 9. Visión global de la mesa con espécimen en la posición de estudio. Especimen izquierdo. Extremidad suspendida mediante 2 clavos Steinmann que transfixiaban el húmero en el plano frontal. Posición de flexión de 90° y pronosupinación neutra conseguida mediante tracción de *Biceps brachii*, *Brachialis*, *Pronator teres* y *Supinator*. Son mantenidos por cuerdas siguiendo el vector del músculo, a su dirección final, hacia los dinamómetros.

Se utilizó una extremidad de prueba para evaluar la fiabilidad de la mesa de trabajo. El húmero se fijó a la estructura mediante 2 clavos de Steinmann que lo atravesaban en el plano coronal y lo mantenían suspendido (figuras 6 a 9). A continuación, se ató una cuerda a las inserciones de los tendones del *Biceps brachii* y *Pronator teres* mediante una grapa metálica (figuras 6 y 10). Para el músculo *Brachialis* se perforó un canal óseo a nivel de su inserción en el cúbito y se le atravesó y ató una cuerda sobre sí misma (figuras 6 y 10).

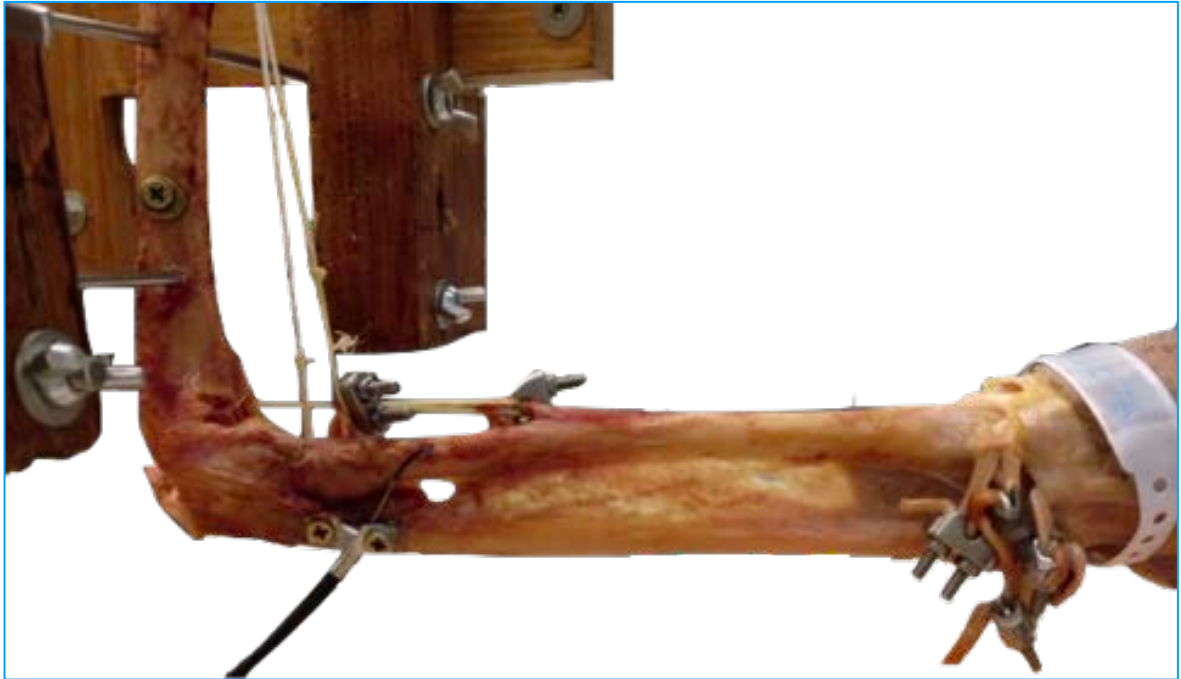


Figura 10. Posición de estudio para un espécimen derecho. Se observan las grapas a nivel de los tendones de *Biceps brachii* y *Pronator teres* y unidas a las cuerdas de tracción. La disposición del cable de tracción para el *Supinator* y la cuerda de tracción para el *Brachialis* mediante una perforación en su punto de inserción y atada sobre sí misma. Grapas en los tendones extensores, que serán utilizadas para traccionar de otra cuerda durante la fase de experimentación.

Estas cuatro inserciones musculares se dirigen a sendos dinamómetros que permitían mantener la fuerza necesaria para la postura de estudio, 90° de flexión y 0° de pronosupinación, simulando la fuerza que tendrían que realizar para vencer la gravedad. La pronosupinación se consideró neutra siguiendo la definición de Morrey (2) en la que el pulgar extendido es co-planar con el húmero.

Fase pre experimental: Preparación espécimen

Se realizó en primera instancia una pequeña capsulotomía anterior y posterior al codo para descartar daño articular macroscópico. Cualquier evidencia, (lesiones, cuerpos libres, condrocalcinosis, etcétera) conllevaba a la eliminación del espécimen (figura 11).

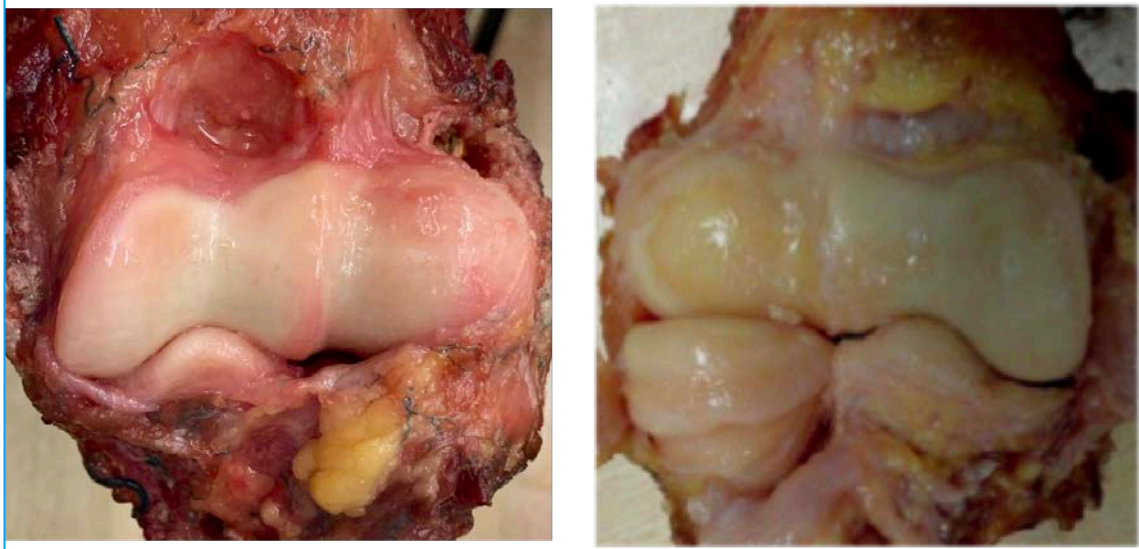


Figura 11. A la izquierda espécimen sin lesiones cartilaginosas macroscópicas usado para estudio. Derecha espécimen con lesiones cartilaginosas a nivel de capítulo descartado para estudio.

Para la disección de las piezas se procedió a retirar las estructuras cutáneas, musculares y neurovasculares de brazo y antebrazo. Se mantuvo la membrana interósea y todos los ligamentos del codo, con especial cuidado de no dañarlos para no crear inestabilidades. Se preservaron 4-5 cm de los tendones distales de los músculos epicondíleos (*Brachioradialis*, *Extensor carpi radialis longus*, *Extensor carpi radialis brevis*, *Extensor digitorum*, *Extensor carpi ulnaris*) y los epitrocleares (*Flexor carpi radialis*, *Flexor carpi ulnaris*, *Pronator teres*, *Flexor digitorum superficialis*). Asimismo, se respetó la inserción tendinosa distal del *Biceps brachii* y del *Pronator teres* como se ha comentado previamente. El músculo *Pronator quadratus* fue preservado. En muñeca y mano no se realizó ninguna disección, manteniendo tejidos cutáneos, musculares y neurovasculares.

Una vez realizada la disección, cada espécimen fue nuevamente congelado hasta su segunda descongelación que se hizo 9 horas antes de hacer el experimento.

3.c.2 FASE EXPERIMENTAL

Se situó el espécimen en la mesa de trabajo, como se indicó en la fase preexperimental. Para la simulación de las inserciones proximales de los grupos de músculos epicondíleos y epitrocleares se realizaron sendos túneles óseos sagitales en epicóndilo y epitróclea respectivamente (figura 12). Con respecto a la inserción del *Brachioradialis*, al ser más proximal y amplia que el resto de epicondíleos, se estableció una polea a 7 cm del epicóndilo para deslizar una cuerda de tracción (40)(43)(69) (figura 13).

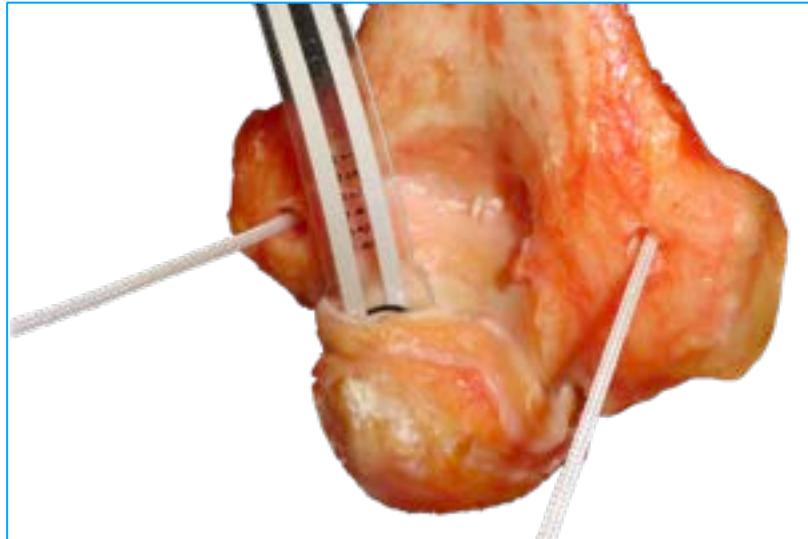


Figura 12. Túneles a nivel de epicóndilo y epitroclea de un espécimen derecho, visión posterior. Se pueden ver las cuerdas de tracción a su través. Detalle de sensor en compartimento PM.

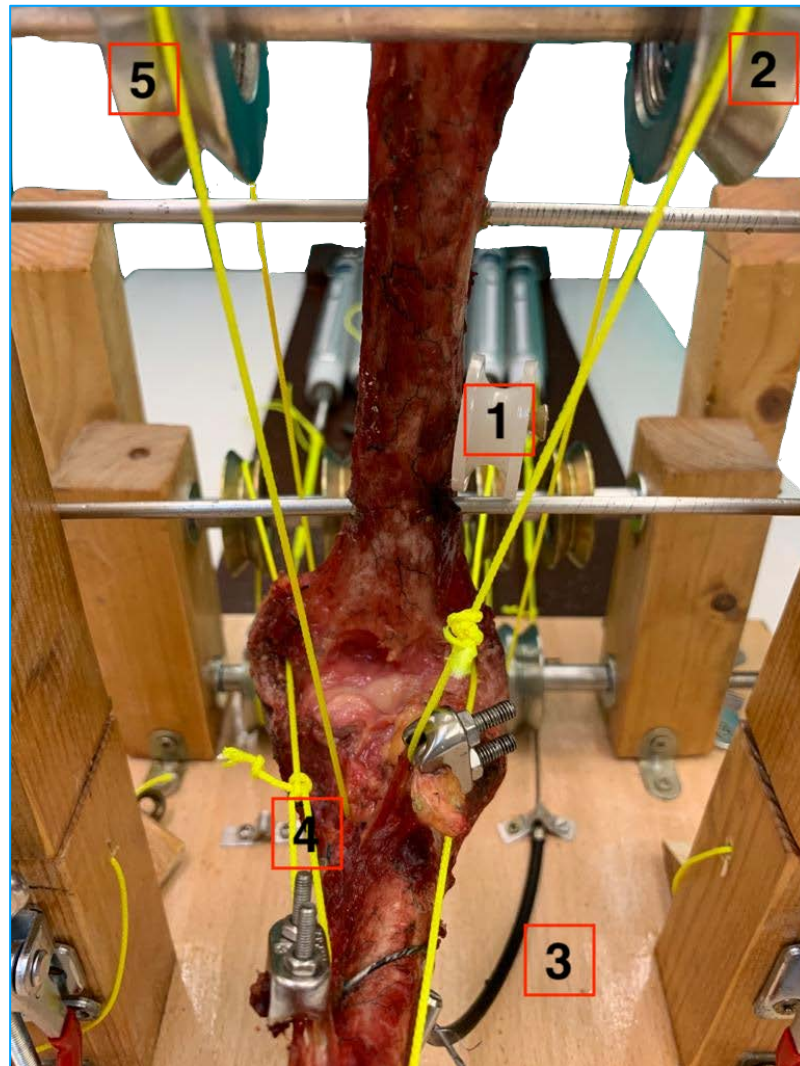


Figura 13. (1) polea simulando la inserción del *Brachioradialis* y permitiendo recrear su vector de fuerza. (2) polea y cuerda para *Biceps brachii*, (3) cable para *Supinator*, (4) cuerda para *Pronator teres*, (5) polea y cuerda para *Brachialis*.

A través de los túneles epitrocLEAR o epicondíleo (o polea en el caso de *Brachioradialis*), se pasaron sendas cuerdas que se unían alternativamente a la inserción distal del tendón del músculo epitrocLEAR o epicondíleo estudiado en cada momento. La unión se realizó mediante grapas metálicas que abrazaban el tendón y permitían solidarizarle la cuerda (figuras 6, 10 y 13). Finalmente, un clavo de Steinmann bloqueaba la flexoextensión de la muñeca mediante artrodesis radio-carpo-tercer metacarpo que, además, limitaba el exceso de flexión que en algunos especímenes se provocaba durante la experimentación por los vectores de fuerza de epitrocLEARES (figura 6).

Para cada espécimen se preparó un sensor *Flexiforce B-201* de 0.203mm de grosor (*Teckscan. Teckscan Inc. Boston MA*) para medir la presión articular intracompartimental, siguiendo las indicaciones del fabricante. Sobre una microbáscula se situaba el sensor y sobre él una sucesión de pesos conocidos. Estos se registraban en su *software* (ELF Multi-handle 4.30 System) hasta lograr la curva correcta que indicaba que el sensor estaba calibrado para registrar los datos (figura 14).

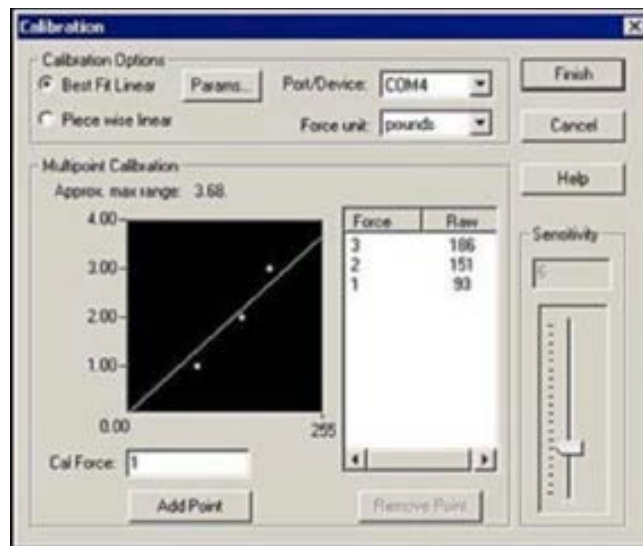


Figura 14. Ventana de calibración de los sensores en el software ELF Multi-handle 4.30 System. Selección del modelo estadístico Best Linear Fit para realizar la gráfica de correlación entre las cargas aplicadas con pesos conocidos y las lecturas obtenidas en la calibración.

Utilizando las capsulotomías anterior y posterior se introducía el sensor en los compartimentos articulares humerocubitales sucesivamente: AL, AM, PL y PM (figura 15). Se realizó de forma sucesiva, y no los cuatro sensores al mismo tiempo, para evitar que el aumento simultáneo de volumen, alterase los resultados de presión.

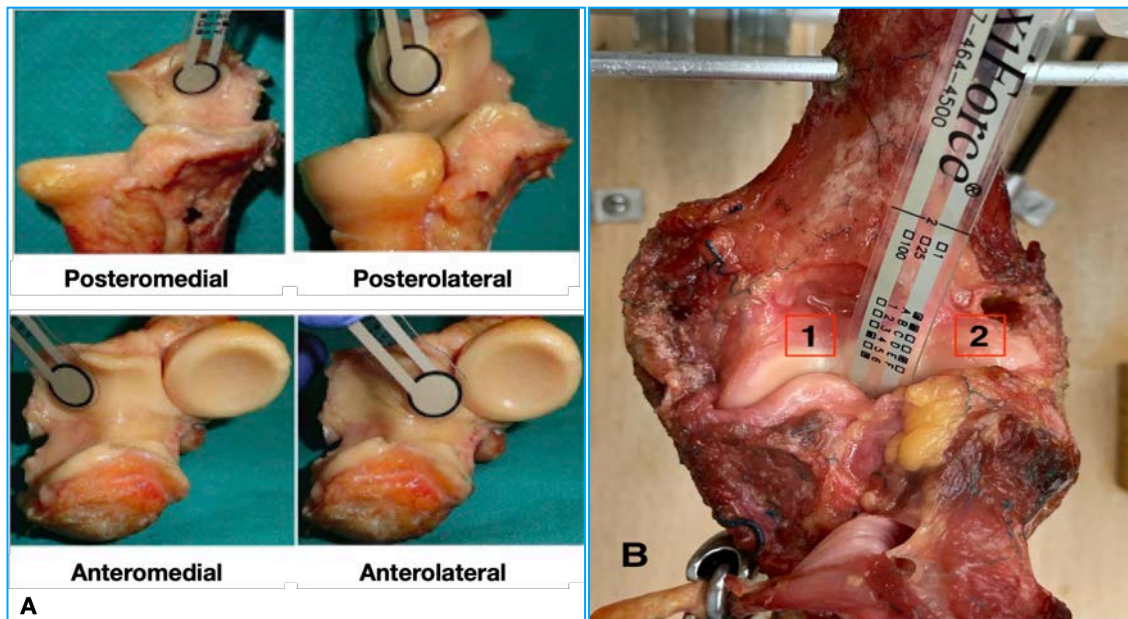


Figura 15. A. Localización del sensor en cada compartimento. Se ha retirado el húmero. B detalle experimental del sensor colocado para estudiar el compartimento AL (1) Tróclea, (2) Capítulo.

Con el sensor correctamente colocado en un compartimento, se registraba su presión en condiciones basales (manteniendo únicamente la posición, 0 kg) siguiendo la secuencia:

- Compartimento Anterolateral: AL
- Compartimento Anteromedial: AM
- Compartimento Posteromedial: PM
- Compartimento Posterolateral: PL

Después se ejercía tracción sobre la cuerda conectada al tendón del músculo a estudiar (figura 16) hasta un valor en el dinamómetro y se fijaba la tracción. Se medía la presión intraarticular (kg de fuerza) registrándose los valores en una base de datos Excel. El experimento se realizó para tres cargas sucesivas 1, 3 y 5 kg.

La secuencia de test de los músculos fue la siguiente:

- *Brachioradialis*: BR
- *Extensor carpi radialis longus*: ECRL

- *Extensor carpi radialis brevis*: ECRB
- *Extensor digitorum*: ED
- *Extensor carpi ulnaris*: ECU
- *Flexor carpi radialis*: FCR
- *Flexor digitorum superficiales*: FDS
- *Flexor carpi ulnaris*: FCU

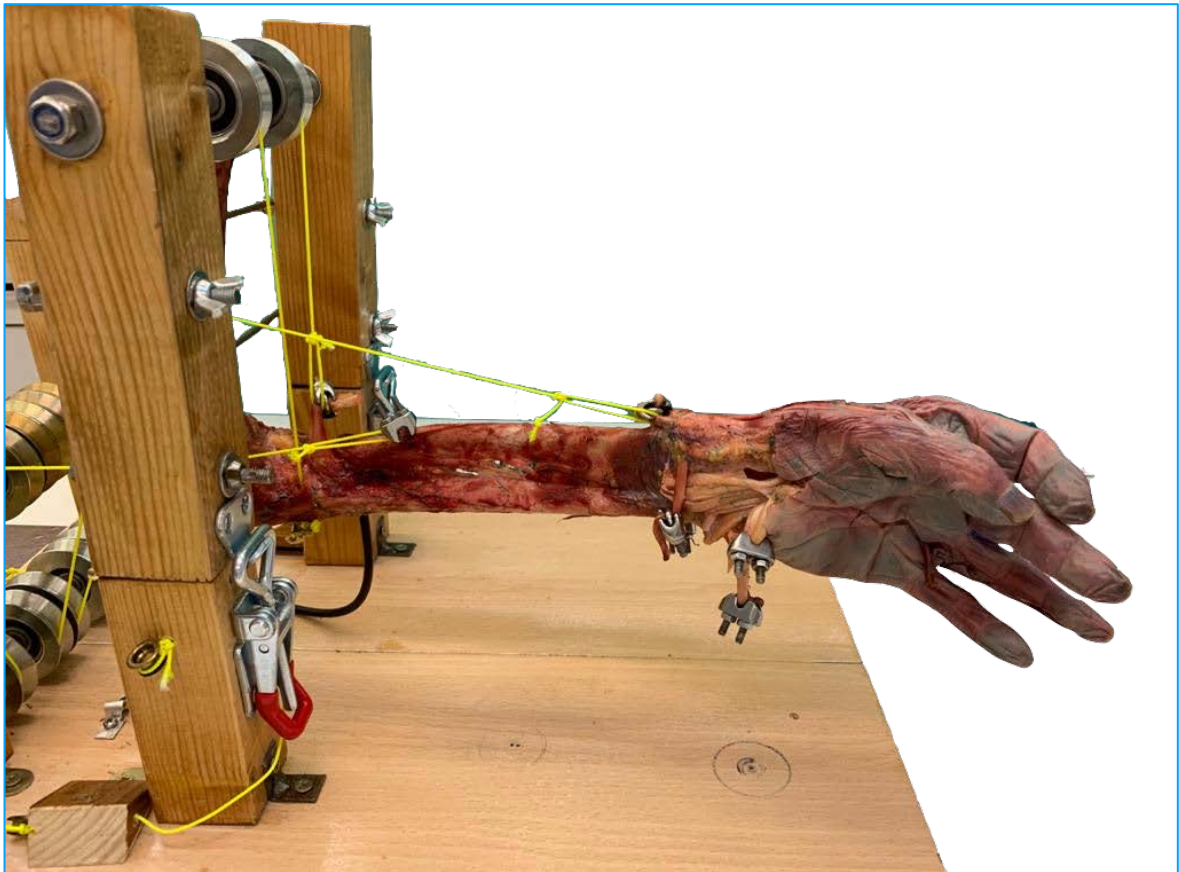


Figura 16. Momento de la simulación del músculo *Brachioradialis* y el trayecto que sigue la cuerda de tracción desde su tendón al punto de origen.

Una vez finalizada esta primera obtención de datos con la articulación íntegra, se realizó una exéresis de la cabeza de radio, mediante una sierra oscilante de 10 mm, en la unión cabeza-cuello (zona más distal de la articulación radiocubital proximal) a través de la capsulotomía anterior, con especial cuidado de no lesionar el complejo ligamentoso lateral (figura 17).

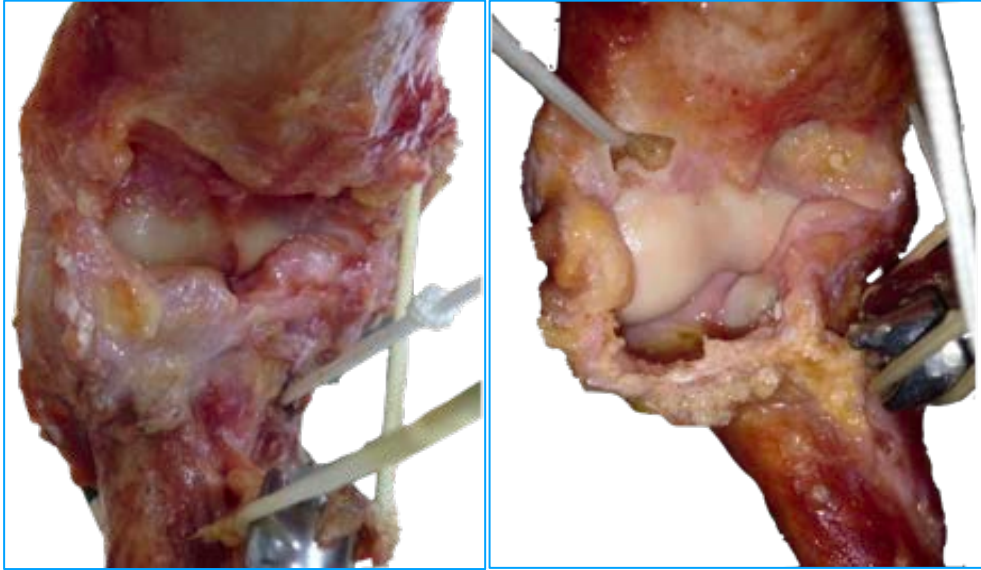


Figura 17. Articulación del codo con cabeza de radio (izquierda) y tras la exéresis (derecha)

Siguiendo la misma secuencia articular y muscular, se repetía la obtención de datos, sin la cabeza del radio y del mismo modo los datos se registraban en la base de datos Excel.

Durante toda la fase de experimentación se mantuvieron hidratados los especímenes mediante la aportación de suero salino vaporizado.

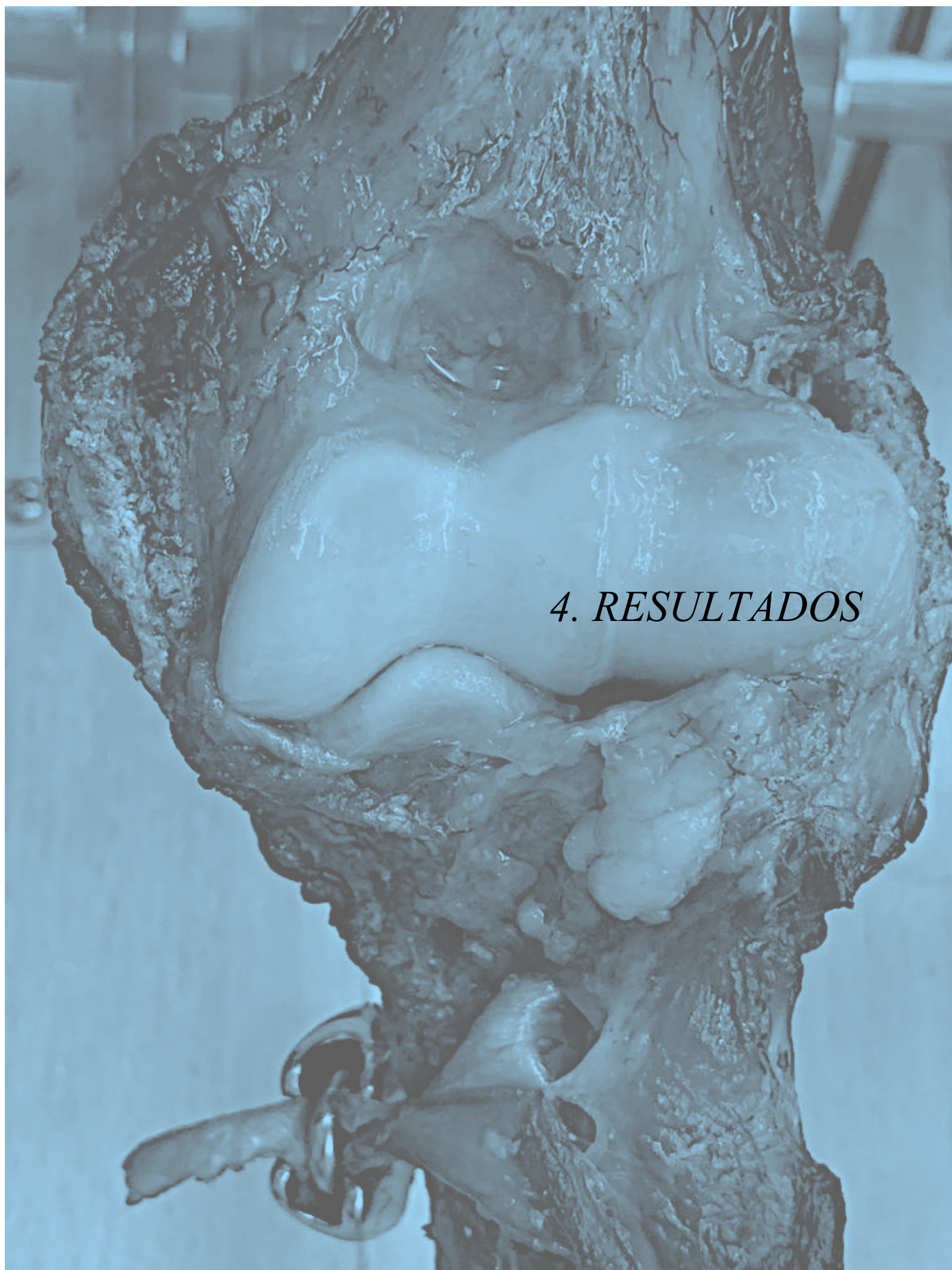
Una vez finalizado cada experimento se procedió a la eliminación de cada espécimen siguiendo los protocolos de la UAB.

3.d. ANÁLISIS

Los datos obtenidos de las presiones humerocubitales, con y sin cabeza de radio, se analizaron estadísticamente con ayuda del Servei d'Estadística Aplicada de la UAB mediante el software SAS v9.3, SAS Institute Inc, Cary, NC, USA.

La variable de interés fue "Presión" y las variables cuantitativas: media, mediana, desviación estándar, mínimo y máximo.

Las decisiones estadísticas se tomaron fijando un nivel de significación del 5%.



4.a. ANÁLISIS DESCRIPTIVO

Se presentan, en primer lugar, los datos descriptivos de los especímenes (tabla 2)

| NUM. CASO | LADO | SEXO | EDAD | OBSERVACIONES |
|------------------|-------------|-------------|-------------|-----------------------|
| Nº 0 TEST | Derecho | M | 76 | Prueba |
| Nº 1 | Derecho | H | 74 | |
| Nº 2 | Derecho | M | 81 | |
| Nº 3 | Izquierdo | H | 74 | |
| Nº 4 | Derecho | H | 82 | Laxitud humerorradial |
| Nº 5 | Derecho | H | 72 | |
| Nº 6 | Derecho | H | 90 | |
| Nº 7 | Izquierdo | H | 68 | |
| Nº 8 | Derecho | M | 84 | |
| Nº 9 | Derecho | H | 74 | |
| Nº 10 | Derecho | M | 60 | |
| Nº 11 | Izquierdo | M | 94 | Reserva |

Tabla 2. Datos demográficos de todos los especímenes evaluados.

Se realizaron un total de 12 procedimientos. El primer caso, denominado 0, se utilizó para realizar pruebas con los aparatos de medida. El caso 4 se descartó por extrema laxitud articular (posible lesión ligamentosa previa) (31) con datos no interpretables, sustituyendo por el espécimen de reserva 11. La tabla 3, muestra los especímenes finales utilizados.

| NUM. CAS | LADO | SEXO | EDAD |
|-----------------|-------------|-------------|-------------|
| Nº 1 | Derecho | H | 74 |
| Nº 2 | Derecho | M | 81 |
| Nº 3 | Izquierdo | H | 74 |
| Nº 4 | Derecho | H | 72 |
| Nº 5 | Derecho | H | 90 |
| Nº 6 | Izquierdo | H | 68 |
| Nº 7 | Derecho | M | 84 |
| Nº 8 | Derecho | H | 74 |
| Nº 9 | Derecho | M | 60 |
| Nº 10 | Izquierdo | M | 94 |

Tabla 3. Datos demográficos de los especímenes usados para el experimento.

La muestra recoge un total de 4 especímenes femeninos y 6 masculinos, con una media de edad de 77 años (rango de 60 a 94 años), siendo 7 del lado derecho y 3 del lado izquierdo.

Los resultados de las presiones intraarticulares obtenidas para cada uno de los especímenes se muestran en el anexo 1.

Los datos han sido agrupados en función del músculo, para obtener la variable de interés (Presión) y sus variables cuantitativas: media, mediana, desviación estándar, mínimo y máximo y son presentados en el anexo 2.

Dado que la variable de interés (Presión) no sigue una distribución normal, se utilizó la variable mediana para los estudios estadísticos.

4.b. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

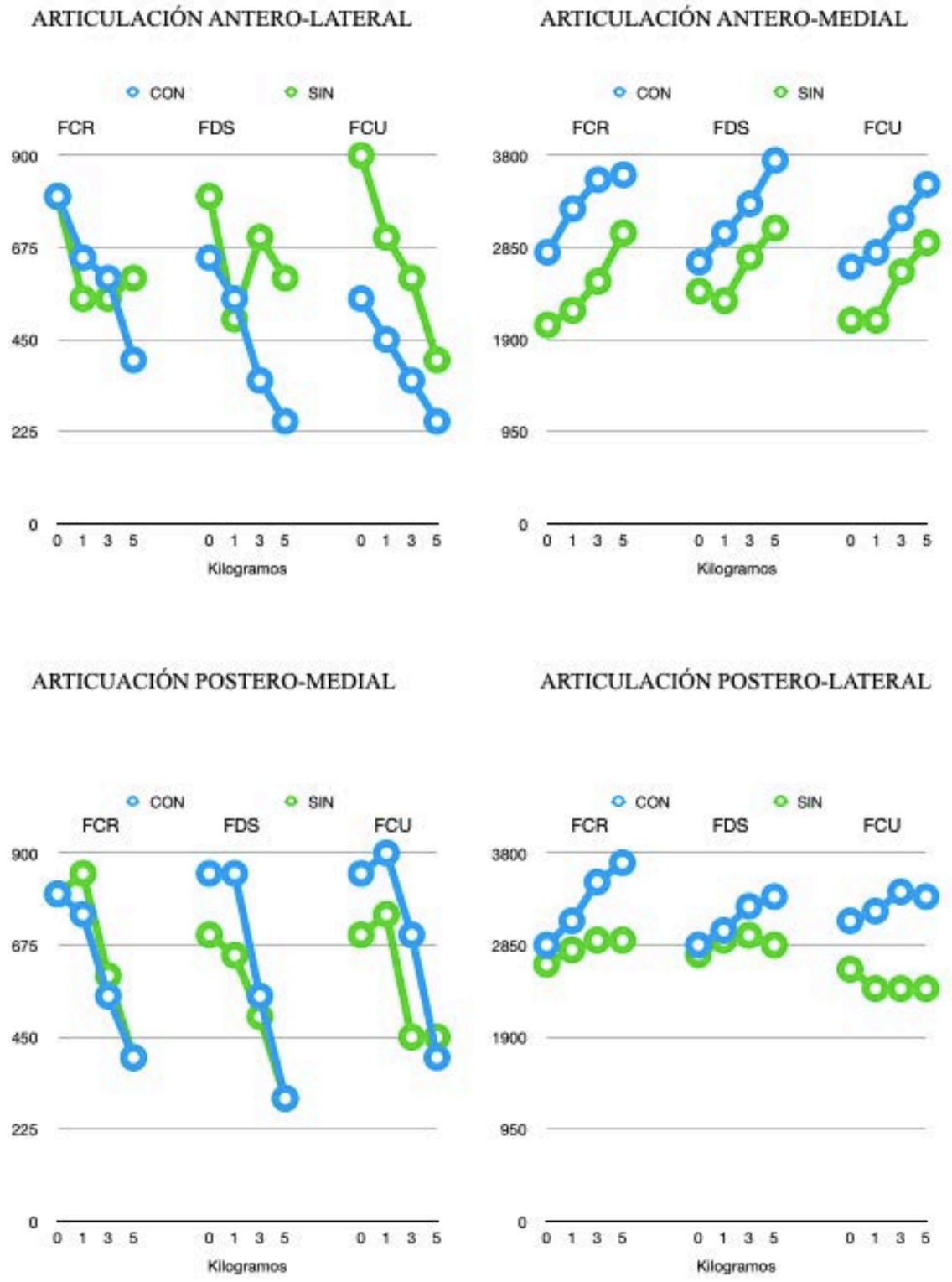
4.b.1. Presiones intraarticulares humerocubitales según músculo simulado

Se presenta el resumen de los datos de las medianas obtenidas de los 10 especímenes, tras realizar las mediciones de presión en cada faceta articular humerocubital (AL, AM, PM y PL) aplicando sucesivamente 0, 1, 3 y 5 kg sobre los tendones de cada músculo epitrocLEAR: FCR, FDS, FCU (tabla 4 y gráfica 1) y epicondilar: ECU, ED, ECRB, ECRL, BR (tabla 5 y gráfica 2) estudiado en condiciones iniciales (con cabeza de radio) y tras realizar el procedimiento (sin cabeza de radio). En el anexo 2 se muestran los restantes estadísticos descriptivos (media, desviación estándar, máximo y mínimo).

Epitrocleares

| CON cabeza de radio | | | | | SIN cabeza de radio | | | | |
|---------------------|-------|-------|-------|-------|---------------------|-------|-------|-------|-------|
| FCR | AL | AM | PM | PL | FCR | AL | AM | PM | PL |
| 0 kg | 0.800 | 2.800 | 0.800 | 2.850 | 0 kg | 0.800 | 2.050 | 0.800 | 2.650 |
| 1 kg | 0.650 | 3.250 | 0.750 | 3.100 | 1 kg | 0.550 | 2.200 | 0.850 | 2.800 |
| 3 kg | 0.600 | 3.550 | 0.550 | 3.500 | 3 kg | 0.550 | 2.500 | 0.600 | 2.900 |
| 5 kg | 0.400 | 3.600 | 0.400 | 3.700 | 5 kg | 0.600 | 3.000 | 0.400 | 2.900 |
| FDS | AL | AM | PM | PL | FDS | AL | AM | PM | PL |
| 0 kg | 0.650 | 2.700 | 0.850 | 2.850 | 0 kg | 0.800 | 2.400 | 0.700 | 2.750 |
| 1 kg | 0.550 | 3.000 | 0.850 | 3.000 | 1 kg | 0.500 | 2.300 | 0.650 | 2.900 |
| 3 kg | 0.350 | 3.300 | 0.550 | 3.250 | 3 kg | 0.700 | 2.750 | 0.500 | 2.950 |
| 5 kg | 0.250 | 3.750 | 0.300 | 3.350 | 5 kg | 0.600 | 3.050 | 0.300 | 2.850 |
| FCU | AL | AM | PM | PL | FCU | AL | AM | PM | PL |
| 0 kg | 0.550 | 2.650 | 0.850 | 3.100 | 0 kg | 0.900 | 2.100 | 0.700 | 2.600 |
| 1 kg | 0.450 | 2.800 | 0.900 | 3.200 | 1 kg | 0.700 | 2.100 | 0.750 | 2.400 |
| 3 kg | 0.350 | 3.150 | 0.700 | 3.400 | 3 kg | 0.600 | 2.600 | 0.450 | 2.400 |
| 5 kg | 0.250 | 3.500 | 0.400 | 3.350 | 5 kg | 0.400 | 2.900 | 0.450 | 2.400 |

Tabla 4. Resumen de los resultados para los músculos EPT.

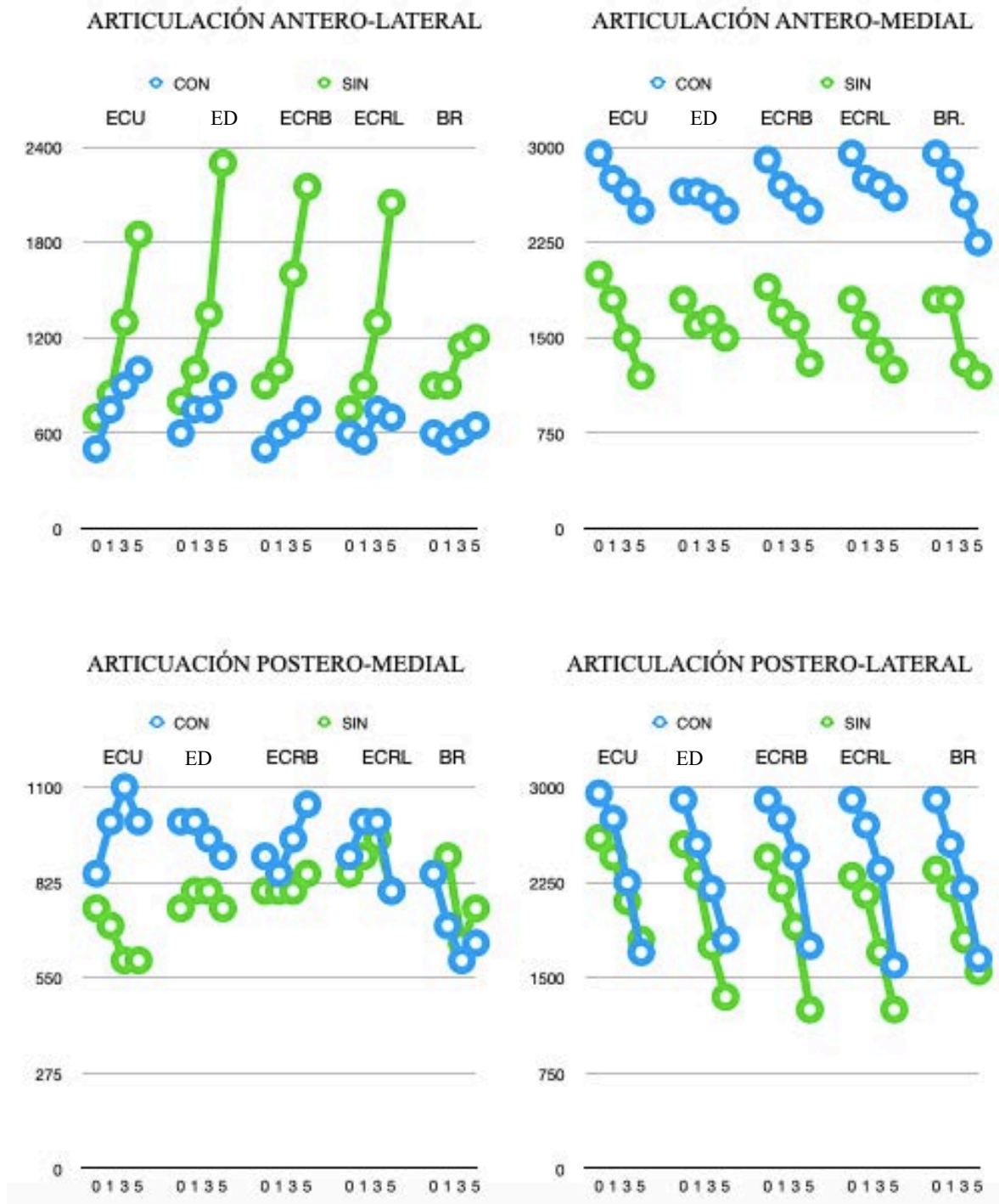


Gráfica 1. Comportamiento de los músculos EPT según existe o no la cabeza de radio.

Epicondiliares

| CON cabeza de radio | | | | | SIN cabeza de radio | | | | |
|---------------------|-------|-------|-------|-------|---------------------|-------|-------|-------|-------|
| ECU | AL | AM | PM | PL | ECU | AL | AM | PM | PL |
| 0 kg | 0.500 | 2.950 | 0.850 | 2.950 | 0 kg | 0.700 | 2.000 | 0.750 | 2.600 |
| 1 kg | 0.750 | 2.750 | 1.000 | 2.750 | 1 kg | 0.850 | 1.800 | 0.700 | 2.450 |
| 3 kg | 0.900 | 2.650 | 1.100 | 2.250 | 3 kg | 1.300 | 1.500 | 0.600 | 2.100 |
| 5 kg | 1.000 | 2.500 | 1.000 | 1.700 | 5 kg | 1.850 | 1.200 | 0.600 | 1.800 |
| ED | AL | AM | PM | PL | ED | AL | AM | PM | PL |
| 0 kg | 0.600 | 2.650 | 1.000 | 2.900 | 0 kg | 0.800 | 1.800 | 0.750 | 2.550 |
| 1 kg | 0.750 | 2.650 | 1.000 | 2.550 | 1 kg | 1.000 | 1.600 | 0.800 | 2.300 |
| 3 kg | 0.750 | 2.600 | 0.950 | 2.200 | 3 kg | 1.350 | 1.650 | 0.800 | 1.750 |
| 5 kg | 0.900 | 2.500 | 0.900 | 1.800 | 5 kg | 2.300 | 1.500 | 0.750 | 1.350 |
| ECRB | AL | AM | PM | PL | ECRB | AL | AM | PM | PL |
| 0 kg | 0.500 | 2.900 | 0.900 | 2.900 | 0 kg | 0.900 | 1.900 | 0.800 | 2.450 |
| 1 kg | 0.600 | 2.700 | 0.850 | 2.750 | 1 kg | 1.000 | 1.700 | 0.800 | 2.200 |
| 3 kg | 0.650 | 2.600 | 0.950 | 2.450 | 3 kg | 1.600 | 1.600 | 0.800 | 1.900 |
| 5 kg | 0.750 | 2.500 | 1.050 | 1.750 | 5 kg | 2.150 | 1.300 | 0.850 | 1.250 |
| ECRL | AL | AM | PM | PL | ECRL | AL | AM | PM | PL |
| 0 kg | 0.600 | 2.950 | 0.900 | 2.900 | 0 kg | 0.750 | 1.800 | 0.850 | 2.300 |
| 1 kg | 0.550 | 2.750 | 1.000 | 2.700 | 1 kg | 0.900 | 1.600 | 0.900 | 2.150 |
| 3 kg | 0.750 | 2.700 | 1.000 | 2.350 | 3 kg | 1.300 | 1.400 | 0.950 | 1.700 |
| 5 kg | 0.700 | 2.600 | 0.800 | 1.600 | 5 kg | 2.050 | 1.250 | 0.800 | 1.250 |
| BR | AL | AM | PM | PL | BR | AL | AM | PM | PL |
| 0 kg | 0.600 | 2.950 | 0.850 | 2.900 | 0 kg | 0.900 | 1.800 | 0.850 | 2.350 |
| 1 kg | 0.550 | 2.800 | 0.700 | 2.550 | 1 kg | 0.900 | 1.800 | 0.900 | 2.200 |
| 3 kg | 0.600 | 2.550 | 0.600 | 2.200 | 3 kg | 1.150 | 1.300 | 0.650 | 1.800 |
| 5 kg | 0.650 | 2.250 | 0.650 | 1.650 | 5 kg | 1.200 | 1.200 | 0.750 | 1.550 |

Tabla 5. Resumen de los resultados para los músculos EPC.



Gráfica 2. Comportamiento de los músculos EPC según existe o no la cabeza de radio

La tabla 6 muestra un resumen de las medias aplicadas a los músculos encargados de mantener la posición de estudio (*Pronator teres*, *Brachialis*, *Biceps brachii* y *Supinator*)

al inicio del experimento y una vez concluido. En el anexo 1 se muestran los datos para cada espécimen.

| | INICIAL | FINAL |
|-----------------------|----------------|--------------|
| <i>Pronator teres</i> | 2.335 | 2.235 |
| <i>Brachialis</i> | 3.420 | 2.970 |
| <i>Biceps brachii</i> | 1.455 | 1.455 |
| <i>Supinator</i> | 1.550 | 1.520 |

Tabla 6. Medias de los gramos que requirieron los músculos posicionadores del codo para mantener la posición de estudio.

4.b.2. Comparación de presión generada entre articulaciones humerocubitales según peso aplicado a cada músculo.

Se han comparado las presiones generadas en las cuatro articulaciones humerocubitales entre ellas. Dado que no siguen una distribución Normal, se realizaron pruebas no paramétricas de comparación de medianas para determinar si hay diferencias. Primero se determinó si hay diferencias estadísticamente significativas entre las articulaciones mediante la prueba no paramétrica de Kruskal-Wallis y en caso de obtener un p valor <0,05, se realizaron comparaciones 2 a 2 para determinar que articulaciones son diferentes mediante la prueba no paramétrica de Mann Whitney Wilconxon.

Se presentan las comparaciones sólo para 5 kg, tanto para los músculos EPT como EPC, antes y después de resecar la cabeza del radio (tablas 7 y 8). El anexo 3 muestra los valores para todos los kg estudiados (0, 1, 3 y 5 kg).

Con cabeza de radio y 5 kg

| | AL vs AM | AL vs PL | AL vs PM | AM vs PL | AM vs PM | PL vs PM |
|------|---------------|---------------|----------|----------|---------------|---------------|
| FCR | 0.0004 | 0.0005 | 0.7880 | 0.8205 | 0.0017 | 0.0022 |
| FDS | 0.0004 | 0.0017 | 0.9393 | 0.1981 | 0.0028 | 0.0046 |
| FCU | 0.0009 | 0.0024 | 0.8488 | 0.4048 | 0.0032 | 0.0090 |
| ECU | 0.0449 | 0.3436 | 0.5684 | 0.2260 | 0.0138 | 0.1846 |
| EC | 0.0170 | 0.4048 | 0.5697 | 0.1986 | 0.0126 | 0.1983 |
| ECRB | 0.0080 | 0.3633 | 0.9698 | 0.1733 | 0.0188 | 0.2894 |
| ECRL | 0.0101 | 0.3243 | 0.8795 | 0.1499 | 0.0233 | 0.2403 |
| BR | 0.0051 | 0.4046 | 0.4487 | 0.1290 | 0.0022 | 0.0816 |

Tabla 7. Comparaciones entre articulaciones para la carga de 5 kg en presencia de la cabeza radial. En negrita se muestran los resultados ES.

Para todas las simulaciones de la contracción muscular de los **EPT** (FCR, FDS, FCU) el comportamiento ha sido idéntico, generando diferencias estadísticamente significativas en:

- AL vs AM: la mediana de la presión en la articulación AM es estadísticamente más elevada respecto la articulación AL

- AL vs PL: la mediana de la presión en la articulación PL es estadísticamente más elevada respecto la articulación AL.
- AM vs PM: la mediana de la presión en la articulación AM es estadísticamente más elevada respecto la articulación PM.
- PL vs PM: la mediana de la presión en la articulación PL es estadísticamente más elevada respecto la articulación PM.

Para todas las simulaciones de la contracción muscular de los EPC (ECU, ED, ECRB, ECRL BR) el comportamiento ha sido idéntico generando diferencias ES en:

- AL vs AM: la mediana de la variable (Presión) en la articulación AM es estadísticamente más elevada respecto la articulación AL.
- AM vs PM: la mediana de la variable (Presión) en la articulación AM es estadísticamente más elevada respecto la articulación PM.

Sin cabeza de radio y 5 kg

| | AL vs AM | AL vs PL | AL vs PM | AM vs PL | AM vs PM | PL vs PM |
|-------------|--|---------------|----------|----------|---------------|---------------|
| FCR | 0.0022 | 0.0040 | 0.3602 | 0.5193 | 0.0022 | 0.0028 |
| FDS | 0.0022 | 0.0057 | 0.3225 | 0.8204 | 0.0022 | 0.0040 |
| FCU | 0.0017 | 0.0070 | 1.0000 | 0.3429 | 0.0021 | 0.0070 |
| ECU | No hay diferencias entre articulaciones para este músculo en este peso Kruskal-Wallis $p > 0,05$ | | | | | |
| EC | No hay diferencias entre articulaciones para este músculo en este peso Kruskal-Wallis $p > 0,05$ | | | | | |
| ECRB | No hay diferencias entre articulaciones para este músculo en este peso Kruskal-Wallis $p > 0,05$ | | | | | |
| ECRL | No hay diferencias entre articulaciones para este músculo en este peso Kruskal-Wallis $p > 0,05$ | | | | | |
| BR | No hay diferencias entre articulaciones para este músculo en este peso Kruskal-Wallis $p > 0,05$ | | | | | |

Tabla 8. Comparaciones entre articulaciones para la carga de 5 kg en ausencia de la cabeza radial. En negrita se muestran los resultados estadísticamente significativos.

Para todas las simulaciones de la contracción muscular de los **EPT** (FCR, FDS, FCU) el comportamiento ha sido idéntico generando diferencias estadísticamente significativas en:

- AL vs AM: la mediana de la presión en la articulación AM es estadísticamente más elevada respecto la articulación AL.
- AL vs PL: la mediana de la presión en la articulación PL es estadísticamente más elevada respecto la articulación AL.
- AM vs PM: la mediana de la presión en la articulación AM es estadísticamente más elevada respecto la articulación PM.
- PL vs PM: la mediana de la presión en la articulación PL es estadísticamente más elevada respecto la articulación PM

Para todas las simulaciones de la contracción muscular de los **EPC** (ECU, ED, ECRB, ECRL BR) se obtuvo un p valor >0.05 , por tanto, no hay diferencias con significación estadística entre las articulaciones para el peso de 5 kg en ningún tendón de músculo EPC en ausencia de la cabeza radial.

4.b.3. Comparación de presión en cada articulación húmerocubital comparando los pesos aplicados.

Se compararon los kg utilizados para la simulación de la contracción de los músculos epitrocleares y epicondíleos con relación a la transmisión de carga generada en las articulaciones humerocubitales, tanto con cabeza como sin cabeza de radio.

La prueba utilizada fue rangos signados (*signed rank*) de medianas puesto que la variable de interés no sigue una distribución Normal.

Se presentan los datos obtenidos sólo para la comparación de 0 kg versus 5 kg para los EPT en presencia de cabeza radial (tabla 9) y en ausencia de cabeza radial (tabla 9) así como una tabla de resumen (tabla 11). Del mismo modo para los EPC (tablas 12, 13 y 14). Los resultados completos para todas las comparaciones se presentan en el anexo 4.

A/ Epitrocleares

1. Con cabeza de radio

Comparación 0 kg versus 5kg

| | Antero-lateral | Antero-medial | Postero-Lateral | Postero-medial |
|------------|----------------|---------------|-----------------|----------------|
| FCR | 0.0156 | 0.0313 | 0.1445 | 0.0039 |
| FDS | 0.0039 | 0.0117 | 0.4707 | 0.0156 |
| FCU | 0.0781 | 0.1367 | 0.5820 | 0.0156 |

Tabla 9. Comparación de medianas mediante la prueba de rangos signados en presencia de cabeza de radio. En negrita los valores que han alcanzado una $p < 0,05$.

El análisis muestra que aplicar 5 kg en presencia de cabeza radial a los músculos EPT (FCR, FDS, FCU) descargan la articulación PM de forma estadísticamente significativa. La articulación AL también se descarga de forma estadísticamente significativa para los músculos FCR y FDS y muestra una tendencia para el FCU que no alcanza la significación de 0,05.

Por otro lado, aplicar 5 kg en presencia de cabeza radial a los tendones del FCR y FDS aumenta la carga transmitida por la articulación AM de forma estadísticamente significativa.

2. Sin cabeza de radio

Comparación 0 kg versus 5 kg

| | Antero-lateral | Antero-medial | Postero-Lateral | Postero-medial |
|------------|----------------|---------------|-----------------|----------------|
| FCR | 0.6250 | 0.0039 | 0.5469 | 0.0391 |
| FDS | 0.3320 | 0.0020 | 0.3438 | 0.0742 |
| FCU | 0.0313 | 0.0020 | 0.0059 | 0.0156 |

Tabla 10. Comparación de medianas mediante la prueba de rangos signados en ausencia de cabeza de radio. En negrita los valores que han alcanzado una $p < 0,05$.

El análisis muestra que aplicar 5 kg en ausencia de cabeza radial a los músculos EPT (FCR, FDS, FCU) descarga de forma estadísticamente significativa la articulación PM los músculos FCR, FCU y muestra una tendencia el FDS. La articulación AL y la PL sólo se descargan de forma estadísticamente significativa para el músculo FCU.

Por otro lado, aplicar 5 kg en ausencia de cabeza radial a los músculos EPT aumenta la carga transmitida por la articulación AM de forma estadísticamente significativa.

Tabla resumen epitrocleares con cabeza de radio (0kg vs 5kg)

| | Antero-lateral | Antero-medial | Postero-Lateral | Postero-medial |
|------------|----------------|---------------|-----------------|----------------|
| FCR | D | A | A | D |
| FDS | D | A | A | D |
| FCU | D | A | A | D |

Tabla resumen epitrocleares sin cabeza de radio (0kg vs5kg)

| | Antero-lateral | Antero-medial | Postero-Lateral | Postero-medial |
|------------|----------------|---------------|-----------------|----------------|
| FCR | D | A | A | D |
| FDS | D | A | A | D |
| FCU | D | A | D | D |

Tabla 11. Resumen indicando el comportamiento de las articulaciones en función de los músculos simulados comparando el estado de reposo con aplicar 5 kg. En negrita se muestran los comportamientos que han alcanzado significación estadística. (D) disminuye la transmisión de cargas, (A) aumenta la transmisión de cargas.

B/ Epicondiliares

1. Con cabeza de radio

Comparación 0 kg vs 5kg.

| | Antero-lateral | Antero-medial | Postero-Lateral | Postero-medial |
|-------------|----------------|---------------|-----------------|----------------|
| ECU | 0.0020 | 0.0039 | 0.1094 | 1.0000 |
| ED | 0.0039 | 0.0059 | 0.0996 | 0.8750 |
| ECRB | 0.0547 | 0.1152 | 0.1172 | 1.0000 |
| ECRL | 0.0234 | 0.0195 | 0.0762 | 0.5000 |
| BR | 0.1719 | 0.9219 | 0.1016 | 0.0313 |

Tabla 12. Comparación de medianas mediante la prueba de rangos signados en presencia de cabeza de radio. En negrita los valores que han alcanzado una $p < 0,05$.

El análisis muestra que aplicar 5 kg en presencia de cabeza radial a los músculos EPC (ECU, ED y ECRL) descarga de forma estadísticamente significativa la articulación AM y el músculo BR es el único que descarga la PM. Se muestra una tendencia de descarga de presión en la articulación PL, que no alcanza la significación de 0,05.

Por otro lado, aplicar 5 kg en presencia de cabeza radial a los tendones ECU, ED, ECRB, ECRL aumenta la carga transmitida por la articulación AL.

2. Sin cabeza de radio

Comparación 0 kg vs 5 kg.

| | Antero-lateral | Antero-medial | Postero-Lateral | Postero-medial |
|-------------|----------------|---------------|-----------------|----------------|
| ECU | 0.0039 | 0.0020 | 0.0801 | 0.5098 |
| ED | 0.0020 | 0.0059 | 0.0117 | 0.2207 |
| ECRB | 0.0098 | 0.0020 | 0.0078 | 0.2344 |
| ECRL | 0.0020 | 0.0020 | 0.0078 | 0.4414 |
| BR | 0.0039 | 0.0078 | 0.0039 | 0.0156 |

Tabla 13. Comparación de medianas mediante la prueba de rangos signados en ausencia de cabeza de radio. En negrita los valores que han alcanzado una $p < 0,05$.

El análisis muestra que aplicar 5 kg en ausencia de cabeza radial a los tendones EPC (ECU, ED, ECRB, ECRL y BR) descarga la articulación AM de forma estadísticamente significativa. La articulación PL también se descarga de forma estadísticamente significativa con los tendones ED, ECRB, ECRL, BR y muestra tendencia para el ECU. El músculo BR es el único que descarga la PM de forma estadísticamente significativa.

Por otro lado, aplicar 5 kg en ausencia de cabeza radial a los tendones EPC (ECU, ED, ECRB, ECRL y BR) aumenta la carga transmitida por la articulación AL de forma estadísticamente significativa.

Tabla resumen epicondiliares con cabeza de radio (0kg vs 5kg)

| | Antero-lateral | Antero-medial | Postero-Lateral | Postero-medial |
|-------------|-----------------------|----------------------|------------------------|-----------------------|
| ECU | A | D | D | A |
| ED | A | D | D | D |
| ECRB | A | D | D | A |
| ECRL | A | D | D | D |
| BR | I | D | D | D |

Tabla resumen epicondiliares sin cabeza de radio (0kg vs 5kg)

| | Antero-lateral | Antero-medial | Postero-Lateral | Postero-medial |
|-------------|-----------------------|----------------------|------------------------|-----------------------|
| ECU | A | D | D | D |
| ED | A | D | D | I |
| ECRB | A | D | D | I |
| ECRL | A | D | D | I |
| BR | A | D | D | D |

Tabla 14. Resumen indicando el comportamiento de las articulaciones en función de los músculos simulados comparando el estado de reposo con aplicar 5 kg. En negrita se muestran los comportamientos que han alcanzado significación estadística. (D) disminuye la transmisión de cargas, (A) aumenta la transmisión de cargas, (I) indiferente.

4.b.4. Comparación de presión en cada articulación húmerocubital con y sin cabeza

Finalmente, se comparó la acción que la simulación de la fuerza de los músculos EPT y EPC tiene en las articulaciones humerocubitales tras resecar la cabeza del radio, es decir, si varía significativamente la transmisión que hace cada articulación.

Se presentan los datos para 0 (tablas 15 y 16) y 5 kg (tablas 17 a 19). Los resultados completos en el anexo 5.

Articulación anterolateral

| | FCR | FDS | FCU | ECU | EC | ECRB | ECRL | BR |
|----------------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| Con | 0.800 | 0.650 | 0.550 | 0.500 | 0.600 | 0.500 | 0.600 | 0.600 |
| Sin | 0.800 | 0.800 | 0.900 | 0.700 | 0.800 | 0.900 | 0.750 | 0.900 |
| Valor p | 0.7109 | 0.9395 | 0.5098 | 0.6641 | 1.0000 | 0.3750 | 0.3281 | 0.4512 |

Articulación anteromedial

| | FCR | FDS | FCU | ECU | EC | ECRB | ECRL | BR |
|----------------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| Con | 2.800 | 2.700 | 2.650 | 2.950 | 2.650 | 2.900 | 2.950 | 2.950 |
| Sin | 2.050 | 2.400 | 2.100 | 2.000 | 1.800 | 1.900 | 1.800 | 1.800 |
| Valor p | 0.6934 | 0.1777 | 0.1211 | 0.1523 | 0.0605 | 0.1250 | 0.0625 | 0.1230 |

Articulación posterolateral

| | FCR | FDS | FCU | ECU | EC | ECRB | ECRL | BR |
|----------------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| Con | 2.850 | 2.850 | 3.100 | 2.950 | 2.900 | 2.900 | 2.900 | 2.900 |
| Sin | 2.650 | 2.750 | 2.600 | 2.600 | 2.550 | 2.450 | 2.300 | 2.350 |
| Valor p | 0.1348 | 0.3125 | 0.1641 | 0.1680 | 0.2090 | 0.1797 | 0.1035 | 0.2070 |

Articulación posteromedial

| | FCR | FDS | FCU | ECU | EC | ECRB | ECRL | BR |
|----------------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| Con | 0.800 | 0.850 | 0.850 | 0.850 | 1.000 | 0.900 | 0.900 | 0.850 |
| Sin | 0.800 | 0.700 | 0.700 | 0.750 | 0.750 | 0.800 | 0.850 | 0.850 |
| Valor p | 0.8438 | 0.8945 | 0.7656 | 0.5703 | 1.0000 | 0.8438 | 1.0000 | 0.6875 |

Tabla 15. Comparación para 0 kg. Valores de presión en kgf. Los valores de p que alcanzan significación estadística se muestran en negrita.

Un resumen de estos datos se presenta en la tabla 16, en la que se muestra la media de los valores obtenidos para cada articulación con y sin cabeza de radio, sin aplicar ningún peso a los tendones (0 kg).

| | AL | AM | PL | PM |
|-------------------|-------|--------|--------|-------|
| Con cabeza | 0.600 | 2.8187 | 2.9187 | 0.875 |
| Sin cabeza | 0.818 | 1.9812 | 2.5312 | 0.775 |

Tabla 16. Media de valores en kgf obtenidos sin aplicar tracción a los tendones EPC ni EPT.

Si comparamos los resultados entre simular con 5 kg cada tendón EPT (tabla 17) si está presente *versus* ausente la cabeza de radio, los resultados son:

A/ Epitrocleares

FCR

| | Antero-Lateral | Antero-Medial | Postero-Lateral | Postero-Medial |
|-------------------|----------------|---------------|-----------------|----------------|
| Con cabeza | 0.400 | 3.600 | 3.700 | 0.400 |
| Sin cabeza | 0.600 | 3.000 | 2.900 | 0.400 |
| Valor p | 0.1094 | 0.6035 | 0.0371 | 0.3047 |

FDS

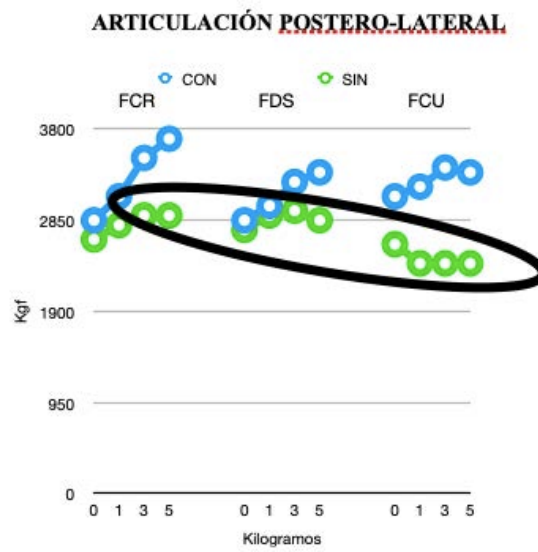
| | Antero-Lateral | Antero-Medial | Postero-Lateral | Postero-Medial |
|-------------------|----------------|---------------|-----------------|----------------|
| Con cabeza | 0.250 | 3.750 | 3.350 | 0.300 |
| Sin cabeza | 0.600 | 3.050 | 2.850 | 0.300 |
| Valor p | 0.1328 | 0.2227 | 0.1660 | 0.7031 |

FCU

| | Antero-Lateral | Antero-Medial | Postero-Lateral | Postero-Medial |
|-------------------|----------------|---------------|-----------------|----------------|
| Con cabeza | 0.250 | 3.500 | 3.350 | 0.400 |
| Sin cabeza | 0.400 | 2.900 | 2.400 | 0.450 |
| Valor p | 0.4844 | 0.2461 | 0.0938 | 0.6875 |

Tabla 17. Kgf para 5 kg. Los valores de p que alcanzan significación estadística o muestran tendencia, se muestran en negrita.

La articulación que ha mostrado diferencia estadísticamente significativa para los EPT se muestra en la gráfica 3.



Gráfica 3. Cambio a nivel de la articulación PL. Circulo subraya el mayor distanciamiento entre los valores de presión a medida que aumentamos la tracción tendinosa.

Si comparamos los resultados entre simular con 5 kg cada tendón EPC (tabla 18) si está presente *versus* ausente la cabeza de radio, los resultados son:

B/ Epicondiliares

ECU

| | Antero-Lateral | Antero-Medial | Postero-Lateral | Postero-Medial |
|-------------------|-----------------------|----------------------|------------------------|-----------------------|
| Con cabeza | 1.000 | 2.500 | 1.700 | 1.000 |
| Sin cabeza | 1.850 | 1.200 | 1.800 | 0.600 |
| Valor p | 0.0801 | 0.0469 | 0.6719 | 0.8477 |

ED

| | Antero-Lateral | Antero-Medial | Postero-Lateral | Postero-Medial |
|-------------------|-----------------------|----------------------|------------------------|-----------------------|
| Con cabeza | 0.900 | 2.500 | 1.800 | 0.900 |
| Sin cabeza | 2.300 | 1.500 | 1.350 | 0.750 |
| Valor p | 0.0215 | 0.0273 | 0.2656 | 0.6367 |

ECRB

| | Antero-Lateral | Antero-Medial | Postero-Lateral | Postero-Medial |
|-------------------|-----------------------|----------------------|------------------------|-----------------------|
| Con cabeza | 0.750 | 2.500 | 1.750 | 1.050 |
| Sin cabeza | 2.150 | 1.300 | 1.250 | 0.850 |
| Valor p | 0.0293 | 0.0117 | 0.4180 | 0.8906 |

ECRL

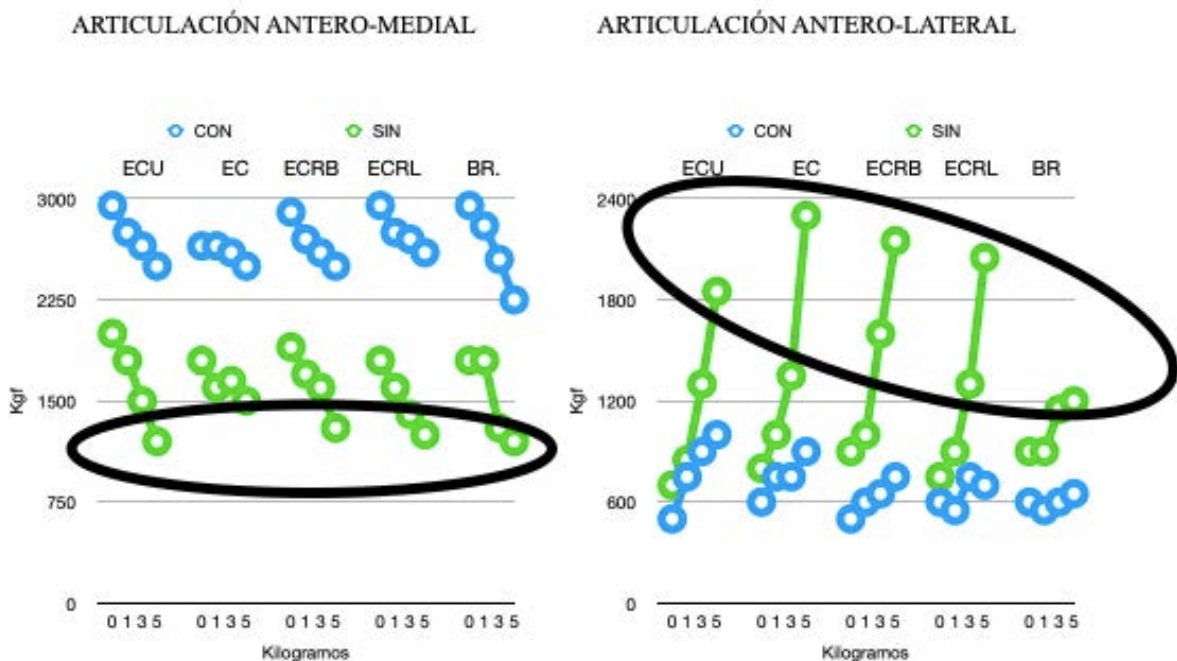
| | Antero-Lateral | Antero-Medial | Postero-Lateral | Postero-Medial |
|-------------------|-----------------------|----------------------|------------------------|-----------------------|
| Con cabeza | 0.700 | 2.600 | 1.600 | 0.800 |
| Sin cabeza | 2.050 | 1.250 | 1.250 | 0.800 |
| Valor p | 0.0254 | 0.0098 | 0.2109 | 1.0000 |

BR

| | Antero-Lateral | Antero-Medial | Postero-Lateral | Postero-Medial |
|-------------------|-----------------------|----------------------|------------------------|-----------------------|
| Con cabeza | 0.650 | 2.250 | 1.650 | 0.650 |
| Sin cabeza | 1.200 | 1.200 | 1.550 | 0.750 |
| Valor p | 0.0449 | 0.0039 | 0.6094 | 0.6563 |

Tabla 18. Kgf para 5 kg. Los valores de p que alcanzan significación estadística, o muestran tendencia, se muestran en negrita.

Las articulaciones que han mostrado diferencia estadísticamente significativa para los EPC se muestra en la gráfica 4.



Gráfica 4. Cambios a nivel de la articulación AM y AL. Circulo subraya la mayor distancia entre los valores de presión a medida que aumenta la tracción tendinosa

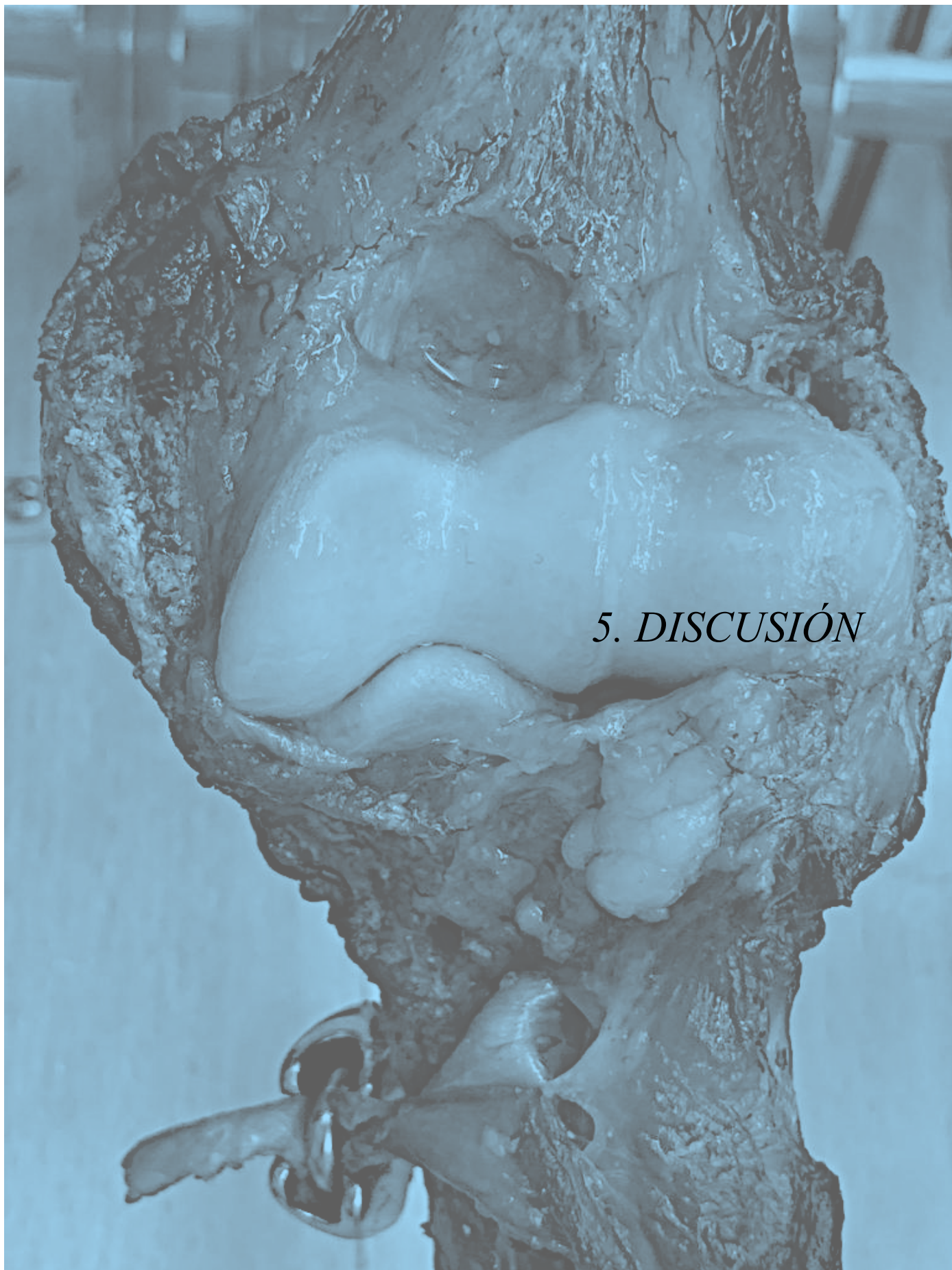
Los datos analizados muestran que al aplicar 5 kg a los tendones de los músculos evaluados antes y después de resecar la cabeza del radio:

- La presión disminuye de forma significativa en la articulación PL si actúan los EPT.
- La presión disminuye de forma significativa en la articulación AM si actúan los EPC.
- La presión aumenta de forma significativa en la articulación AL si actúan los EPC.

De manera global, en ausencia de cabeza de radio, se observa que tanto los EPT como los EPC aumentan la transmisión por la AL y la disminuyen por la AM y PL (Tabla 19).

| | AL | AM | PL | PM |
|-----|----------------|------------------|------------------|-----------|
| EPT | Aumenta | Disminuye | Disminuye | No cambia |
| EPC | Aumenta | Disminuye | Disminuye | No cambia |

Tabla 19. Observaciones comparando 5 kg al quitar la cabeza radial. En negrita si estadísticamente significativo.



5. DISCUSIÓN

5.a. JUSTIFICACIÓN DEL TRABAJO

Siguiendo el método utilizado en un estudio previo realizado por nuestro grupo de trabajo en el laboratorio de la UAB (*“Descripción de un modelo biomecánico en especímenes cadavéricos para el estudio de las presiones intra-articulares del codo en posición funcional estática: 90° de flexión y prono-supinación neutra”*), se ha comparado la lectura de presiones en la articulación humerocubital antes y después de resecar la cabeza de radio, simulando la activación de los músculos epicondíleos y epitrocleares para inferir las consecuencias que tendría la resección de la cabeza radial en la transmisión funcional de presión.

Actualmente existen implantes protésicos sustitutivos de la cabeza radial que tratan de imitar su función. Sin embargo, paradójicamente, la función o funciones que tiene la cabeza de radio aún no han sido definidas con certeza. Ni desde el punto anatómico ni desde el punto funcional se dispone de datos fiables de la verdadera alteración biomecánica que supone la ausencia de cabeza de radio tanto desde la cinemática como, especialmente, la cinética articular.

Desde un prisma clínico, muchos de los trabajos a largo plazo de resección de la cabeza radial han informado de diversos cambios clínicos y radiológicos del codo: inestabilidad posterolateral, laxitud varo-valgo, migración proximal del radio y presencia aumentada de artrosis (19)(59)(63)(64) (65) (70) (figuras 20-24).



Figura 20. Disminución interlinea AL y osteofitos en compartimento AM. Ifitimie et al. 2011 (64)



Figura 21. Artrosis en compartimento posterior. Antuña et al. 2010 (63)

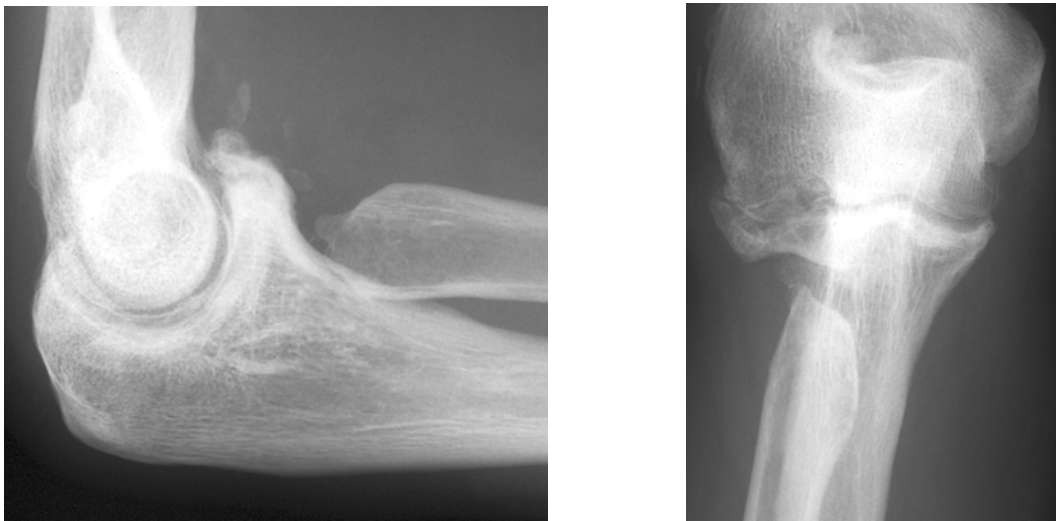


Figura 22. Trece años post-exéresis. Artrosis apófisis coronoides y olécranon. Osteofito en faceta AM. Traslación medial del radio para contactar con el cúbito. Ikeda et al. 2005 (90)



Figura 23. Artrosis en compartimento medial. Antuña et al. 2010 (63)

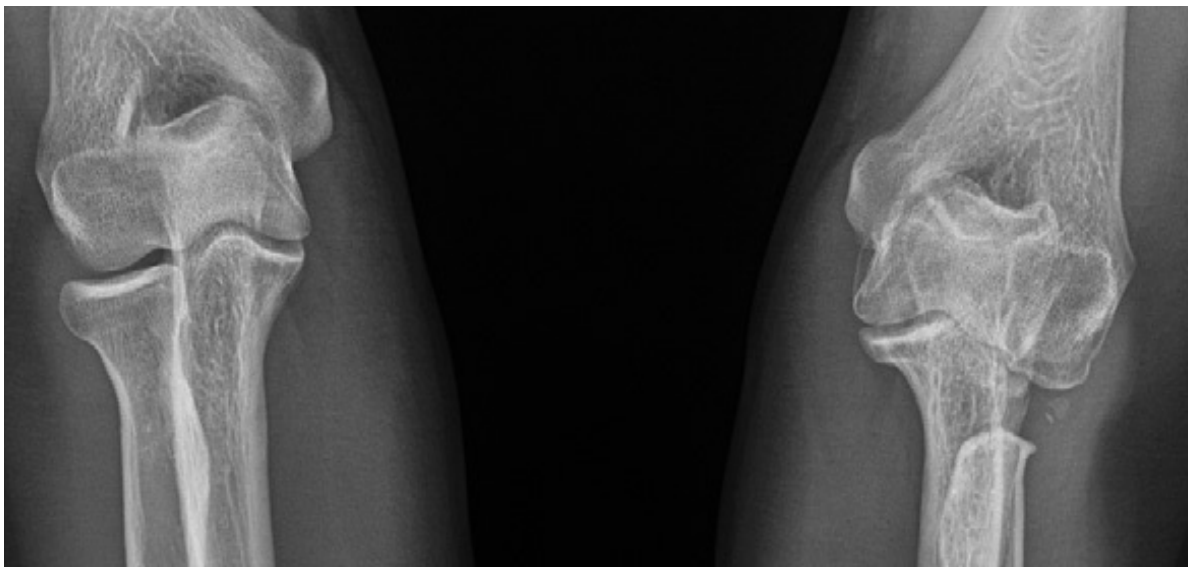


Figura 24. Comparativa ambos codos mostrando en el codo izquierdo disminución interlinea humerocubital AL y osteofito leve a nivel AM. Traslación medial del radio buscando contacto con cubito. Antuña et al. 2010 (63)

Estos hallazgos no se relacionan necesariamente con malos resultados, de hecho la mayoría informan de buenos resultados en lesiones aisladas de cabeza de radio, al menos con el seguimiento clínico que presentan estas series (59)(63)(65)(66)(71)(72).

Pero otros estudios describen alteraciones clínicas importantes tras la resección de la cabeza de radio (19)(58)(62)(70)(73) (Figura 25).



Figura 25. Traslación medial de la diáfisis del radio y posterior corrección tras colocación de prótesis de cabeza de radio. Hall et al. 2005 (19)

Para poder progresar en el entendimiento global del codo se debe comprender la estabilidad y la transmisión de fuerzas de éste. La cabeza de radio ha sido investigada considerando dos escenarios. Por un lado, la cabeza del radio con función de estabilizador articular y, por otro lado, como transmisor de fuerza.

Con respecto a lo primero, la cinemática articular, la cabeza de radio parece tener un papel secundario. Es la estructura ósea del húmero con el cúbito y los ligamentos colaterales los estabilizadores primarios del movimiento y sólo si alguno de estos falla, la cabeza del radio pasa a ocupar un papel principal en la estabilidad (1)(3)(16)(24). A estos estabilizadores primarios debemos añadir la función de algunos músculos que modulan las transmisiones de carga y protegen los ligamentos y la articulación humerocubital (5)(11)(24)(26)(29)(45). Por todo ello, la literatura actual respalda, tanto clínica como experimentalmente, que retirar la cabeza de radio en un codo sin alteración de estos estabilizadores, no cambia de inicio la cinemática, es decir, no genera inestabilidad clínica.

Con respecto a lo segundo, la cinética articular, la función que la cabeza de radio tiene en la transmisión de carga aún no ha logrado alcanzar un consenso. La cabeza del radio se articula con dos huesos: húmero y cúbito. En ambos existe cartílago y, por lo tanto, en ambos hay movimiento, pero también transmisión de fuerzas.

En este sentido, la literatura ha centrado sus esfuerzos en responder a como la ausencia de cabeza de radio puede cambiar los patrones en el codo con una carga axial. Pero, no obstante, se desconoce si hay una alteración dinámica de la transmisión de fuerzas, es decir, si los patrones de carga generados por las contracciones musculares cambian sin cabeza de radio. Tampoco se ha estudiado cómo se altera la transmisión de fuerzas si eliminamos elementos estructurales.

5.b. ANTECEDENTES DEL PROBLEMA

Se otorgó bastante trascendencia a la transmisión de fuerzas a nivel de la cabeza del radio (7)(47)(53). En este sentido se podría deducir, a priori, que retirar la cabeza del radio generaría una importante alteración funcional en la transmisión de fuerzas. Sin embargo, otros estudios no comparten estos resultados, encontrando patrones diferentes de transmisión de cargas entre las articulaciones humerorradial y humerocubital (4)(14)(15)(55)(74).

Los estudios demuestran que tras la retirada de la cabeza de radio aparecen alteraciones radiográficas (artropatías) que sugieren alteraciones de la transmisión de fuerzas, quizás lesiones inadvertidas en la articulación humerocubital o humerorradial (19) o, tal vez, una combinación de ambos que, en muchos casos, presentan buenos resultados clínicos (63)(65).

Para comprender las fuerzas que actúan en el codo, debemos preguntarnos como se generan.

Indudablemente apoyar la mano contra una superficie genera una fuerza de reacción que se transmite retrógradamente. La simulación de cargas extrínsecas en codos estáticos ha sido la principal fuente de conclusiones al respecto de la transmisión de cargas y de la estabilidad. Pero estos modelos sólo pueden ofrecer una visión parcial de la realidad que se produce en el codo.

Algunos autores, han tratado de entender cómo funciona la cinética y la cinemática del codo creando modelos que posicionan la articulación humerocubital dinámicamente, mediante la simulación de algunos músculos que lo cruzan (3)(9)(29)(49)(57)(69)(75).

No obstante, muchas de las acciones que realizamos no se limitan sólo a posicionar el codo. Existe innumerables acciones relacionadas con la manipulación que generan fuerzas. Estas fuerzas son creadas y moduladas por los músculos.

Muchos son los músculos que involucran el codo. Desde una perspectiva funcional, podemos considerar dos grupos, los que posicionan únicamente el codo para realizar una actividad y los que, cruzando el codo ejecutan la actividad muscular de la mano.

Sobre los primeros, flexores y extensores del codo, se ha realizado algún estudio experimental que trata de aproximarse a la simulación de su actividad y qué momentos de fuerza producen (49)(57). Sobre los segundos, existe una escasísima literatura que se ha acercado a ellos y que se ha limitado a muy pocos de éstos músculos (50)(69)(76)(77).

En este estudio, además de simular las acciones musculares de los músculos flexores del codo y pronosupinadores principales del antebrazo para el posicionamiento (40), se han simulado también diferentes cargas a los músculos epicondíleos y epitrocleares para evaluar cómo se comportan las fuerzas sobre la articulación humerocubital, y qué le sucede a ésta si la cabeza del radio deja de estar presente. Dicho de otro modo, si hay regiones de la articulación humerocubital que absorben esta fuerza y/o si hay otras que disminuyen su transmisión al verse modificada la estabilidad (cinemática) articular intrínseca.

5.c. EL PORQUÉ DEL MÉTODO

1. Distribución articular

Para realizar este estudio experimental, como se ha explicado, se ha dividido la articulación humerocubital en 4 facetas o carillas articulares. La mayoría de los estudios no distinguen carillas articulares en el cúbito y simplemente dividen el codo en articulación humerorradial y humerocubital (7)(47)(76). Son pocos los estudios que subdividen la articulación humerocubital, limitándose a región anterior y posterior o

lateral y medial (1)(53), aunque algunos trabajos sí recogen la forma de división presentada en este estudio (55)(78)(79)(80). Se ha seguido esta metódica de trabajo porque anatómicamente se aprecian diferencias macroscópicas (figura 26) y como hemos visto en el presente estudio, existen datos diferentes para estas cuatro articulaciones, con diferencias estadísticamente significativas como muestran los resultados de las comparaciones 2 a 2 de las facetas articulares.



Figura 26. Se aprecian las carillas articulares de la cavidad sigmoidea mayor: AM, AL, PM y PL.

2. Posición

La elección de esta posición de estudio se hizo considerando que a pesar de que el arco de movimiento para las actividades es amplio, el rango más repetido en las actividades habituales es de flexión de 80° a 100° y una rotación que va de 50° de supinación a 50° de pronación aunque varía según autores (1)(2)(81). Hay estudios que parecen demostrar que la mayor fuerza y área de transmisión de ella por el radio, es en neutro (12)(21)(54) y consideran la pronosupinación neutra como la más cercana a la funcional (12).

Los primates, para disminuir los brazos de palanca de los músculos, tanto del hombro como del codo, y aumentar la eficiencia energética en las actividades que realizan, posicionan el codo cercano a la flexión de 60° a 70° (18)(48). Alrededor de los 90° de flexión y la posición de pronosupinación neutra parece ser la posición en que la mayoría de gente puede realizar sus tareas laborales, de higiene y la más fácilmente alcanzable por

todas las personas (2); así, la flexión de codo y pronosupinación neutra parece ser de alta eficiencia para los flexores del codo (82)(83). Actividades como la escritura, el dibujo, usar herramientas, etcétera, se producen en posiciones de flexión de codo, logrando menor fatiga muscular y mayor precisión visual. Por lo tanto, debido a que es ésta la posición de manipulación, es en la que se han testado los músculos epicondíleos y epitrocleares.

Ciertos estudios en deportistas de lanzamiento encuentran que en la posición cercana a 90° es cuando mayor estrés soporta la articulación humerorradial (80).

También se consideró esta posición como la más funcional porque es la considerada óptima en la extremidad superior dominante en la técnica para la artrodesis del codo.

3. Carga

El protocolo de investigación consistió en la simulación de forma independiente de fuerzas que los músculos pueden generar en condiciones fisiológicas, mediante tracción tendinosa a incrementos de fuerza (1, 3 y 5 kg.). Se decidieron estas medidas sin considerar las fuerzas que por correlación matemática se obtienen de los diámetros de los vientres musculares (77), ya que en los músculos de la muñeca y mano no han sido definidos hasta la fecha del presente estudio. Del mismo modo, no se consideró la combinación del área transversal con el electromiograma, ya que no queda claro en la literatura si reproduce la fuerza real (39).

Por otro lado, se ha supuesto que estas fuerzas se desarrollan en cualquier individuo sano (9) y mayores pesos no aportarían más evidencia a la investigación pero sí, por contra, podían dañar estructuralmente los especímenes. Se ha pretendido objetivar un cambio en la transmisión de fuerzas y no un valor absoluto, muy dependiente de cada sujeto. En nuestro modelo hemos utilizado cargas progresivas de 0, 1, 3 y 5 Kg en cada tendón, de modo que es posible seguir de forma proporcional la progresión de su efecto y son de una magnitud similar a otros estudios publicados (3)(10)(49)(50)(57).

4. Medición

Para la medición de las presiones se empleó el sensor *Flexiforce B-201* (*Teckscan. Teckscan Inc. Boston MA*) en cada uno de los compartimentos articulares del codo de forma individualizada. Las ventajas de este sistema son:

- Posicionamiento específico del sensor dentro del compartimento articular. Se prestó especial cuidado para colocarlos en las zonas definidas por otros autores como de mayor cantidad de cartílago o hueso subcondral (figura 27), por tanto, zonas de mayor transmisión de carga (74)(84).

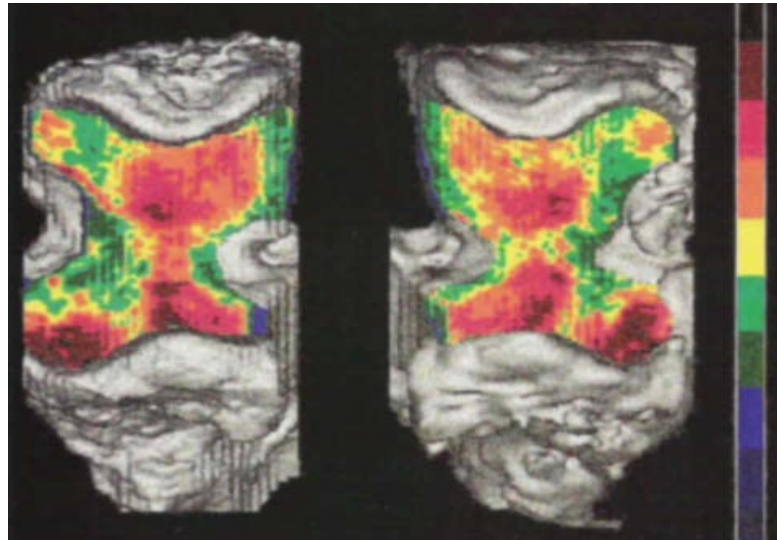


Figura 27. Áreas de densidad de hueso subcondral en las facetas articulares del cubito proximal obtenidas mediante osteoabsortimetría tomografía. Eckstein et al. 1995 (84)

- Al ser directo, es más exacto y reproducible (53). La medición se obtiene directamente en parámetros de presión y en tiempo real, precisando menor manipulación de los datos obtenidos.
- Dentro de los métodos directos, ha demostrado su validez frente a otros sistemas directos como el *fujifilm* (51)(85).
- Presenta una mínima interferencia en la interlínea articular por la interposición del sensor debido a su pequeño grosor (0.203 mm). Se evitó situar varios sensores simultáneamente en las facetas articulares que podrían generar alteraciones en las lecturas, optando por recolocar el sensor según el compartimento.
- El área sensible de los sensores es de 1cm^2 adaptándose correctamente al espacio articular (53) siempre que se logre una superficie relativamente plana. Ello se consiguió descomponiendo la articulación en cuatro carillas articulares (51).

Aunque la introducción del sensor requirió realizar capsulotomía anterior y posterior, no se ha reportado que este procedimiento altere la estabilidad articular (20)(21).

5. Muestra

Se optó por el uso de piezas anatómicas frescas. Formas de conservación como formaldehído, alcohol u otras sustancias, alteran en mayor o menor medida propiedades biomecánicas, como la viscoelasticidad del hueso, cartílago, estructuras ligamentosas y capsulares, que participan en la transmisión de cargas articulares.

Los especímenes fueron descongelados en dos ocasiones. La primera para su preparación mediante la resección de los elementos musculares del antebrazo y de la parte distal del brazo, así como para la disección de los elementos capsulo-ligamentosos del codo. La segunda para la realización del experimento, limitándose al máximo su degradación, ya que este segundo procedimiento era excesivamente largo para hacerlo en un sólo tiempo.

5.d. ACIERTOS DEL ESTUDIO

El método de estudio presenta varios puntos a favor.

1. Posicionamiento

Logra simular dinámicamente la posición del codo y antebrazo sin ayuda de estructuras rígidas externas que fijan la posición y que enmascaran fuerzas de acción y reacción. Esto ofrece mayor aproximación a la situación real frente a otros trabajos (figura 28).

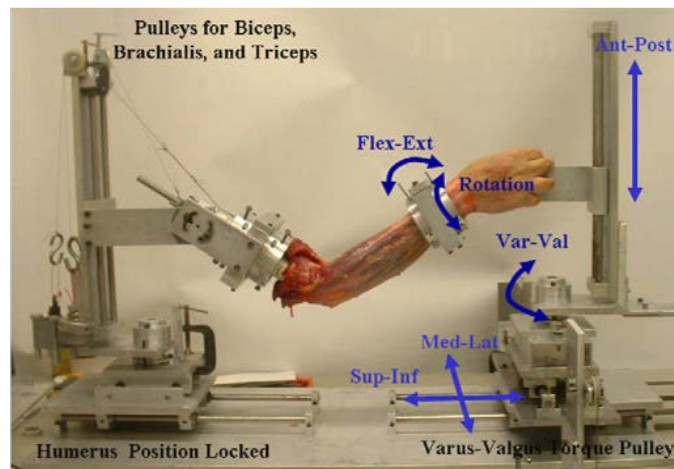


Figura 28. Imagen muestra la alta cantidad de control externo que se le realiza a un espécimen de otro estudio biomecánico y que condiciona la obtención de medidas. Seiber et al. 2009 (29)

La flexión se realiza mediante su principal músculo, el *Brachialis* (13). El *Pronator teres* se contrapone en la acción supinadora de los músculos *Biceps brachii* y *Supinator*. La reproducción del vector del *Supinator* fue muy difícil dado lo complejo de su disposición alrededor del radio. Cabe mencionar que sólo hay en la literatura un trabajo que intenta reproducirlo, y que, a nuestro parecer, no es correcto ya que lo simula poniendo un anclaje en la tuberosidad bicipital, no siendo su punto anatómico de inserción y haciendo un canal transóseo por el cúbito, recuperando el eje vectorial por el olécranon. De esta forma, no reproduce el vector correcto ya que provoca un efecto de compresión más que de rotación de radio sobre cúbito (77).

En nuestro caso, el haber logrado recrear su rotación permite incorporarlo como simulador de movimiento y tener unos valores más reales en la transmisión de fuerzas generadas en el posicionamiento y de las fuerzas basales necesarias del resto de músculos (figura 29).

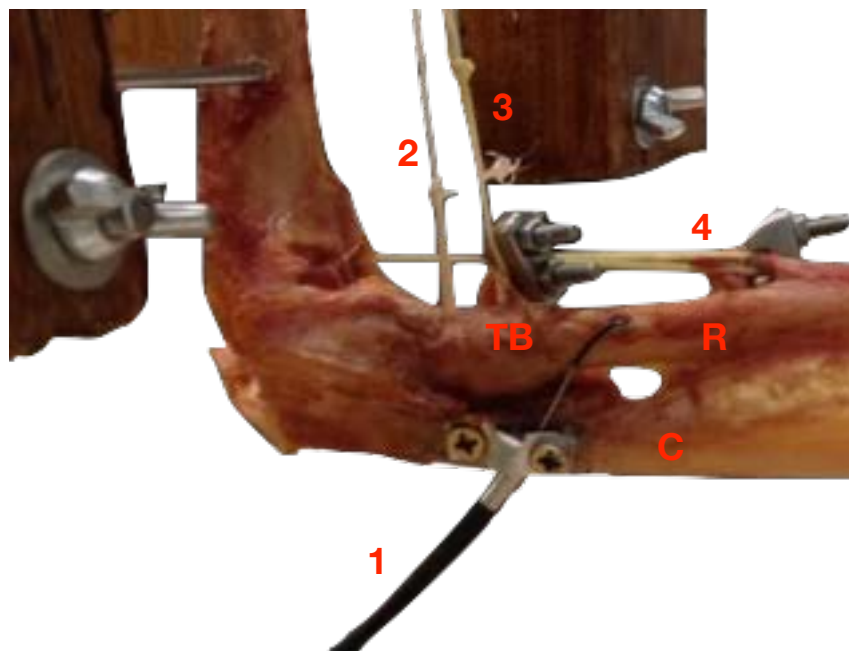


Figura 29. Detalle de nuestro sistema. Se aprecia el (1) vector de simulación del *Supinator*. (2) vector *Brachialis*. (3) vector *Biceps brachii*. (4) vector *Pronator teres*. (C) cúbito. (R) radio. (TB) tuberosidad bicipital

Otros estudios han mantenido la rotación del antebrazo de forma estática con dispositivos externos, tornillos, clavos, etcétera (8)(9)(10)(12)(14)(18)(20)(21)(29)(36)(47)(54)(55)(56)(57)(86)(87).

No se simuló el músculo *Triceps brachii* debido a que fisiológicamente se ha observado que la propia gravedad mantiene la tensión sobre los músculos de la flexión (*Biceps*

brachii, *Brachialis*) requiriendo poco control de su músculo antagonista, el *Triceps brachii* (77). Por otro lado, estudios electromiográficos han apreciado muy baja actividad del *Triceps brachii* en flexión de 90° (88).

En el estudio no se consideró utilizar la función supinadora del *Brachioradialis* debido a que, en nuestra posición de estudio de pronosupinación neutra, ya se ha realizado su función supinadora y actúa únicamente como flexor.

De manera global, la tensión ejercida por el *Brachialis*, *Biceps brachii*, *Pronator teres* y *Supinator* es la justa y necesaria para mantener la posición deseada y, por tanto, no se aplica de forma arbitraria.

2. Control muscular

La simulación muscular aporta además, estabilidad intrínseca al codo y limita la excesiva laxitud varo-valgo (3)(5) que podría causar fatiga a las principales estructuras blandas (ligamentos y cartílago).

Simular también el control muscular de la supinación y pronación disminuye la variabilidad de resultados (39).

No obstante, la estimación de parámetros fisiológicos de carga para todas las funciones del codo no es posible, ya que hay un infinito número de combinaciones de fuerzas musculares (29).

3. Amplia muestra

Se ha podido testar un número considerable de especímenes, 10 en total, en contraposición a otros trabajos biomecánicos que evalúan la transferencia de presiones estudiando menos especímenes (4)(47)(49)(50)(54)(57)(84).

4. Estabilidad intrínseca

La estabilización del codo en este aparato de sujeción permite, sin limitación, los movimientos varo y valgo entre el húmero y el antebrazo al realizar la carga. Estos movimientos cambian los patrones de distribución de carga (49). Sistemas presentados por otros autores generaron fuerzas de compresión por aproximación de húmero y

antebrazo, sujetándolos artificialmente y bloqueando el eje varo-valgo fisiológico (21)(47)(54)(55)(79).

5.e. POSIBLES DEFICIENCIAS DEL ESTUDIO

Este estudio presenta ciertas deficiencias que consideramos necesario comentar.

En primer lugar, la muestra pertenece a especímenes de cadáveres, por lo tanto, hay respuestas fisiológicas que no pueden evaluarse, como la propioceptiva que modula un movimiento, generando fuerzas opuestas. Tampoco se considera la contribución que presentan elementos como el líquido sinovial en la dispersión de fuerzas.

Tampoco se ha evaluado el papel que la tracción generada por los ligamentos puede tener en la transmisión de fuerza.

Como otros estudios experimentales hechos hasta la fecha, están condicionados por la edad de los donantes, en su mayoría de edad avanzada. En este trabajo el rango fue de 60 a 94 años, con una media de 77 años. Por lo tanto, no se puede descartar que los cambios que se producen durante el envejecimiento puedan afectar las propiedades físicas de estructuras tales como los ligamentos, los tendones, etcétera y que pueden alterar parcialmente los resultados.

Por otra parte, sólo se ha realizado el estudio en pronosupinación neutra y flexión de 90°. Muchas posiciones que adopta el codo no han sido estudiadas, limitando de forma considerable la extracción de conclusiones globales.

La posición de estudio ha sido obtenida mediante sólo 4 músculos (*Brachialis*, *Biceps brachii*, *Pronator teres* y *Supinator*). Si bien estos músculos son considerados los más fundamentales en el posicionamiento de codo, no se ha contemplado la contribución que epicondíleos y epitrocleares realizan a la consecución de esta posición por ser de menor cuantía (6)(44). Además las fuerzas probablemente varíen con la posición del húmero, ya sea que se encuentre vertical, como en este trabajo, u horizontal (77).

Se ha observado que existen errores aleatorios de la medición. De no tenerlos, todas las medidas con peso de 0 kg tendrían exactamente el mismo valor. Existen pequeñas oscilaciones (decimales) para cada medida realizada sobre 0 kg antes de testar cualquier músculo (ver resultados), aunque estas diferencias no alcanzan la significación

estadística. Esto puede ser debido a los movimientos que se producen en la articulación cada vez que se testa un músculo hasta los 5 kg, que pueden desplazar ligeramente el sensor. También podría ser debido a errores en el sensor, pero para disminuir al máximo este error de medición por saturación, el protocolo de estudio definía usar uno nuevo para cada espécimen como se detalla en el apartado de material y método.

5.f. VALORACIÓN DE LOS RESULTADOS

Con respecto a los datos obtenidos, observamos que, **en condiciones basales**, es decir, sin acción de los músculos epicondíleos ni epitrocleares (0 Kg) para mantener la posición de 90° de flexión y pronosupinación neutra en la articulación humerocubital, las facetas que más están soportando la carga son la AM y la PL (Figura 30) y mucho menos la AL y la PM. Se ve, por tanto, un momento varizante en el mantenimiento de 90° de flexión y pronosupinación neutra. Parece que estas dos facetas son las que siempre trabajan al mantener el codo en una flexión de 90° y pronosupinación neutra.

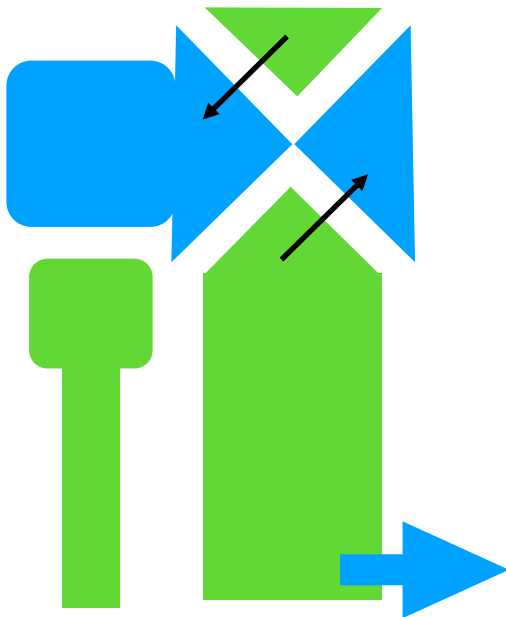


Figura 30. Diagrama de la posición de partida sin carga. Mantener la posición de flexión de 90° y pronosupinación 0° con los músculos flexores y pronosupinadores carga las facetas AM y PL generando un momento varizante.

Algunos trabajos han estudiado la densidad subcondral en el codo destacando el papel de la faceta AM al demostrar más densidad mineral en esta zona seguida de la zona AL y PL siendo la carilla PM la que menos densidad mostraba (79)(80)(84) (figura 27, 31 y 32).

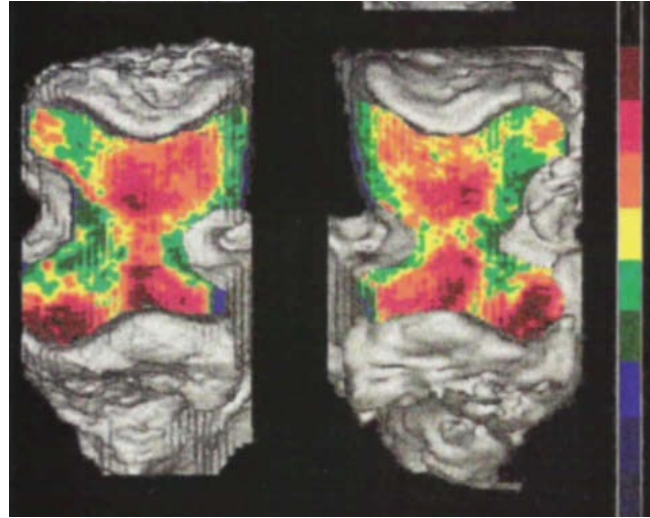


Figura 27. Áreas de densidad de hueso subcondral en las facetas articulares del cubito proximal obtenidas mediante osteoabsortimetría tomografía. Aumento de densidad subcondral en las regiones anteriores, preferentemente en la AM. Imagen izquierda pertenece a un codo derecho; imagen derecha pertenece a un codo izquierdo. Eckstein et al. 1995 (84)



Figura 31. Patrón de mineralización de un espécimen derecho. Aumento de densidad a nivel facetar AM seguido de AL y en menor medida el PL y escasamente el PM. Eckstein et al 1994 (79)

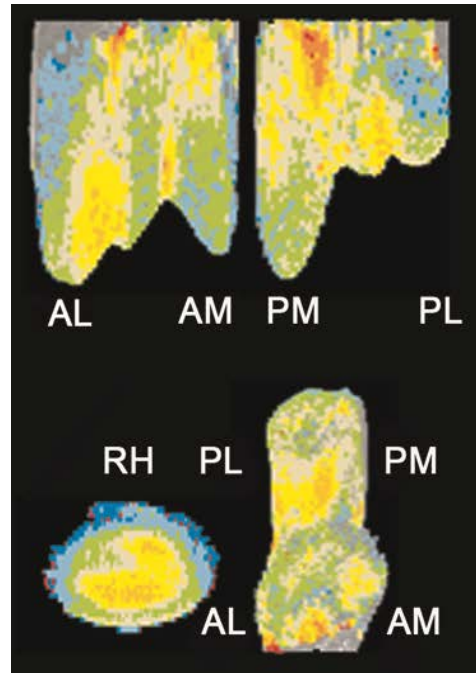


Figura 32. Tomografía de osteoabsortimetría de sujetos jóvenes y sanos. Se aprecian las áreas de mayor densidad subcondral y, por tanto, mayor transmisión de fuerzas en las regiones AM, AL y PL del cúbito. La región PM parece asumir menos transmisión. Funakoshi et al. 2016 (80)

Sin embargo, en relación a la distribución del cartílago, hay estudios que describen zonas similares de cartílago entre la faceta AL y AM, con densidad ligeramente mayor en la AL (15)(74) (figura 33 y 34).

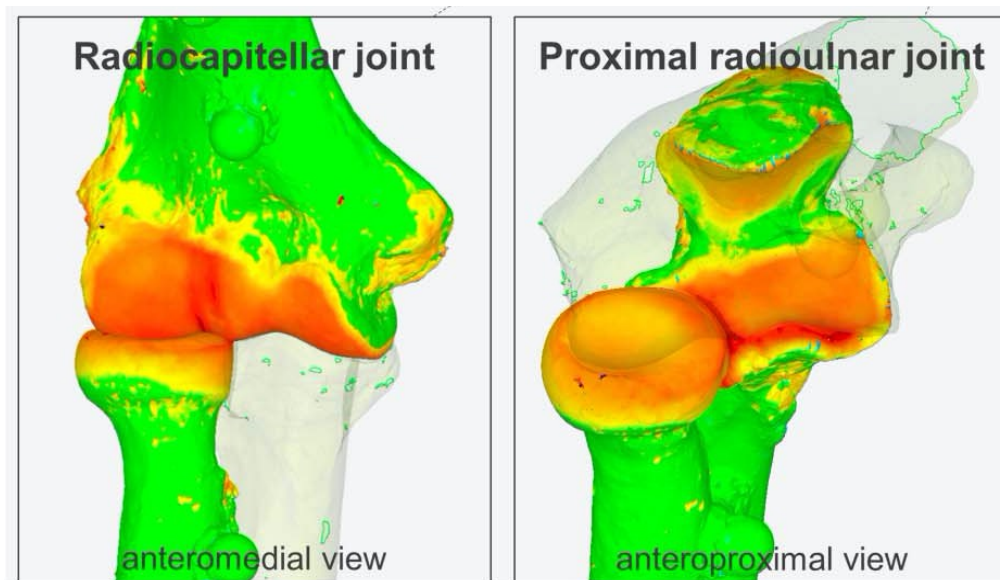


Figura 33. Mayores zonas de densidad de cartílago en la región anterior de la cavidad sigmoidea mayor con ligero aumento por la región AL. Miyamura et al. 2019 (15)

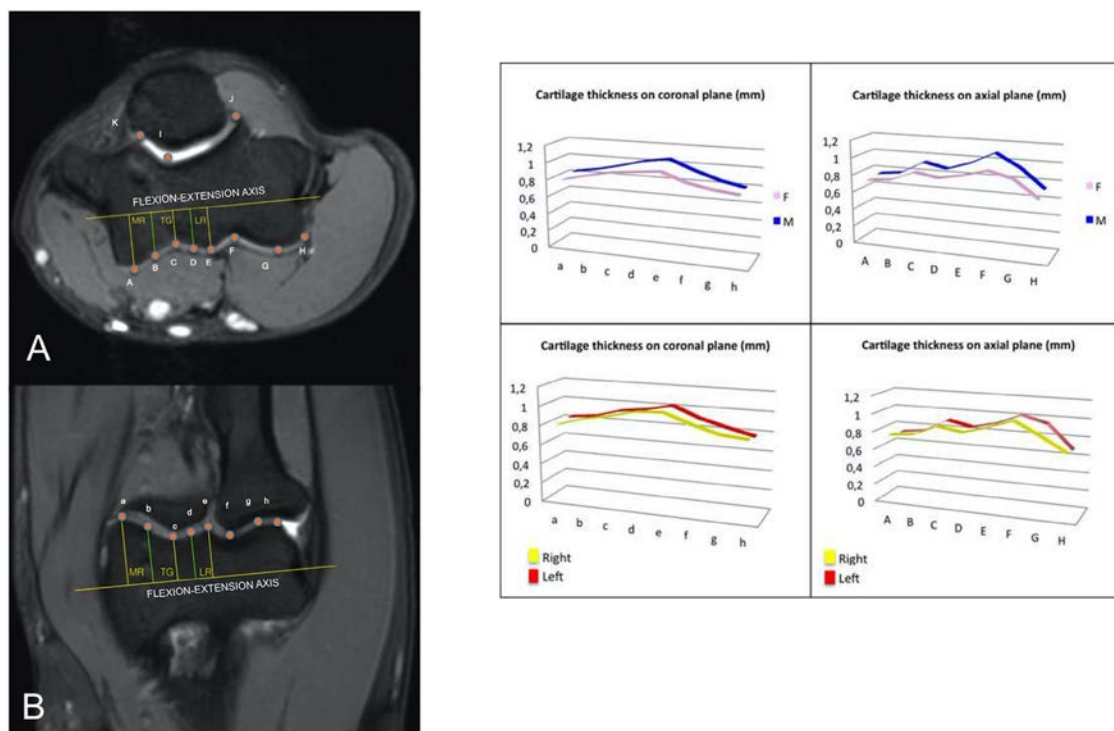


Figura 34. Resonancia mostrando los puntos de representación del cartílago en el plano axial (A) y coronal (B). LR cresta lateral, MR cresta medial TG surco troclear. Gráficas mostrando la densidad de cartílago según los puntos de la resonancia. F femenino, M masculino. Giannicola et al. 2017 (74)

En esta situación basal, donde sólo se ha posicionado el codo, los grupos musculares EPT y EPC crean variaciones. En el estudio previo que forma parte del trabajo de tesis doctoral del Dr. X. Casanova (*“Descripción de un modelo biomecánico en especímenes cadavéricos para el estudio de las presiones intra-articulares del codo en posición funcional estática: 90° de flexión y prono-supinación neutra”*) en que sólo se simuló la posición con el *Brachialis*, se había observado que la articulación más cargada era la AL siendo inexistente la transmisión por la AM. Posiblemente sea el *Pronator teres* el que provoque este cambio de fuerzas al oponerse al *Supinator* y al *Biceps brachii* (6).

Manteniendo la cabeza de radio, la simulación del grupo muscular EPT (ver Resultados punto 3.A.1), flexores de dedos, mano y muñeca, provocan que se descarguen las articulaciones AL y PM de forma significativa sobre los valores de partida (FCU no alcanza la significación de 0,05 pero muestra tendencia, 0,07). Asimismo, los EPT, aumentan la transmisión de carga por las facetas que ya soportan la mayor carga en condición basal (posición de estudio y sin simulación de EPT ni EPC); la faceta AM (de forma estadísticamente significativa) y la faceta PL (sin alcanzar la significación

estadística), pero se considera importante reportarlo ya que parece clínicamente relevante y confirma el momento varizante). Es decir, los músculos epitrocleares potencian el momento varizante, que ya se había observado en el estudio previo (figura 35).

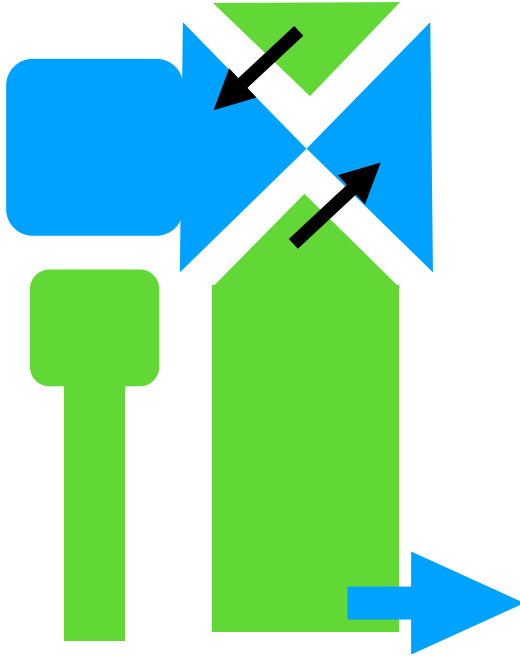


Figura 35. Diagrama mostrando la simulación de la musculatura EPT. Aumento de la transmisión por las carillas AM y PL.

Manteniendo la cabeza de radio, la simulación de los EPC (ver Resultados punto 3.B.1), extensores de dedos, mano y muñeca, sucede prácticamente lo contrario. Se descarga la AM (de forma estadísticamente significativa) y PL (sin alcanzar la significación estadística, pero mostrando tendencia), aunque siguen siendo en global los que más carga transmiten y aumenta la transmisión de carga por la AL (de forma estadísticamente significativa). No obstante, la PM no experimenta cambios destacables como podría esperarse de un efecto pivote valguizante puro humerocubital (figura 36). Esto podría explicarse por una traslación posterior del cúbito durante la carga, como habíamos observado en el estudio previo, y/o un efecto de traslación posterolateral. Aunque la AL pasa a soportar más cargas que en condiciones basales, esta muy lejos de soportar las cargas de la AM y PL. Mostrando nuevamente que las que se llevan el mayor estrés son la AM y la PL en una situación de no daño/déficit estructural o que la magnitud estudiada, hasta 5kg, es insuficiente para llegar a cambiar completamente el patrón articular.

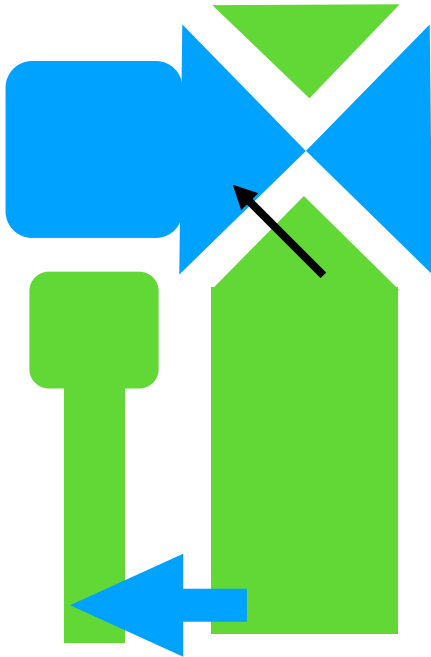


Figura 36. Diagrama mostrando la simulación de la musculatura EPC. Aumento de la transmisión por la faceta AL sin cambio por la PM.

Resecar la cabeza del radio, sin aplicar ninguna carga más que la necesaria para posicionar el codo (ver Resultados punto 4. Comparación para 0 kg), no muestra cambios significativos en ninguna articulación. Las articulaciones AM y PL, aunque algo menos, siguen siendo las que más carga soportan. La AL aumenta escasamente y la PM se mantiene, ambas soportan poco de la carga global. Parece que la cabeza del radio no afecta a la distribución de fuerzas ejercidas para mantener el codo en la posición. El momento valguizante es mínimo a 0 kg.

Resecar la cabeza del radio y simular los EPT (ver Resultados punto 3.A.2), repite el mismo comportamiento que en presencia de la cabeza de radio; es decir, aumenta la transmisión por la AM (de forma estadísticamente significativa) y la PL (no estadísticamente significativa), salvo para el FCU. Este resultado puede atribuirse a que su dirección de fuerza, siguiendo su punto de inserción en la muñeca, provoca un efecto leve de rotación interna del cubito apoyándose en la faceta AM, o de extensión al trasladar la fuerza sobre el carpo y ésta a su vez sobre la articulación radiocubital distal. Aunque

significativo, es de poca magnitud y no consideramos que tenga mucha trascendencia clínica. Disminuye por la AL (de forma no estadísticamente significativa) y PM (estadísticamente significativa) (FDS no alcanza la significación de 0,05 pero muestra tendencia, 0,07). Vuelve a producirse el momento varizante (Figura 37).

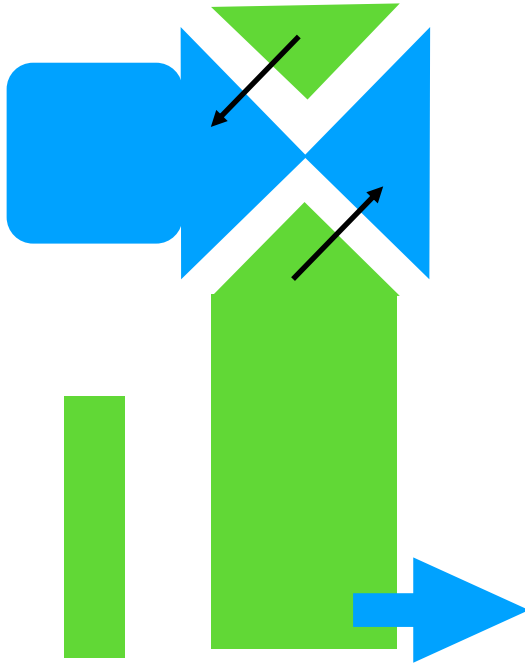


Figura 37. Diagrama que muestra como sin cabeza de radio, la simulación de los EPT produce valores similares a los que había con cabeza de radio.

Resecar la cabeza del radio y simular los EPC (ver Resultados punto 3.B.2), descarga la AM (de forma estadísticamente significativa, salvo ECRB y BR) y PL (no estadísticamente significativa, pero muestra tendencia en todos los músculos). Además, estas facetas progresivamente ya no son las que más carga transmiten. Aumenta la transmisión por la AL (de forma estadísticamente significativa, salvo para BR) y pasa a ser progresivamente la carilla que más carga transmite. La PM sigue sin experimentar cambios destacables. Hay un momento valguizante, la cabeza de radio tiene un efecto antivalgo (figura 38).

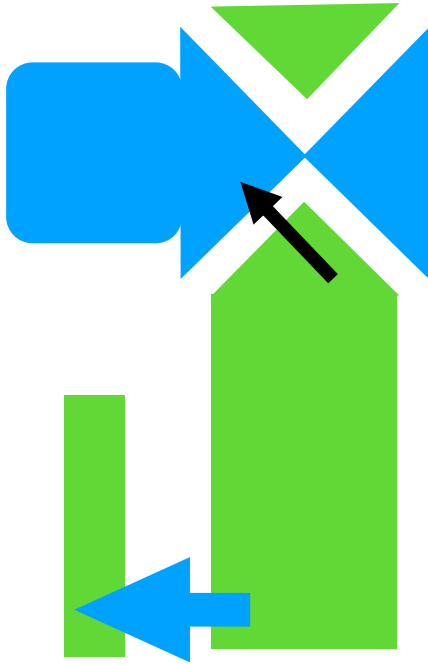


Figura 38. Diagrama que muestra como sin cabeza de radio, la simulación de los EPC produce un aumento de transmisión de fuerza por la carilla AL sin cambio en la PM.

Por último, la parte final y motivo principal del experimento, consistió en comparar las magnitudes de las facetas articulares antes y después de resecar la cabeza del radio al simular los EPT y EPC. Aquí se pretende objetivar si el efecto de quitar la cabeza de radio cambia de forma significativa los comportamientos de transferencia de cargas de las facetas humerocubitales.

Para los **músculos EPT** a partir de los 3 kg (ver Anexo 5 y Resultados punto 4.A), la falta de cabeza de radio crea una disminución estadísticamente significativa en la faceta PL (FCR y FCU). No se produce un aumento de transmisión de fuerza de forma significativa en ninguna faceta articular. Es interesante preguntarse qué estructura asume la carga que deja de transmitirse por la PL. Dado que no se ve un aumento significativo en las otras articulaciones, es posible que, aunque una pequeña parte lo asuma la carilla AL, la estructura que se encargue de absorber esta carga sea la ligamentaria, en concreto el complejo ligamentario colateral medial.

Para los **músculos EPC** (ver Anexo 5 y Resultados punto 4.B):

1. La transmisión de fuerza por la faceta AL del cúbito aumenta significativamente a partir de 3 kg para la mayoría de los músculos EPC, y, en todos ellos, con 5 kg. Consideramos que este fenómeno se produce porque la carga que transmitía la cabeza del radio se medializa hasta el siguiente nodo de transmisión, el cúbito anterolateral.
2. La transmisión de fuerza por la faceta AM disminuye significativamente ya desde 1 Kg y para todos los músculos EPC. Es posible que sea debido a dos factores: menor compresión del *Pronator teres*, por disminución del brazo de palanca al retirar la cabeza del radio, y por un efecto valgizante directo debido al progresivo aumento de tracción epicondílea que descomprimen la faceta AM.
3. La transmisión de fuerza por la faceta PL disminuye de forma no estadísticamente significativa.
4. No se produce aumento en la faceta PM como podría pensarse. Podría deberse a que el efecto absoluto no es al valgo puro si no una traslación de todo el cúbito hacia posterolateral al simular los epicondíleos. Este comportamiento ya lo habíamos observado en el estudio previo de nuestro grupo.

Es importante destacar que una vez resecada la cabeza del radio, para mantener la posición de estudio, no hubo que modificar las fuerzas ejercidas por los músculos *Biceps brachii*, *Brachialis*, *Pronator teres* ni *Supinator*. Esto sugiere que la articulación humerorradial no soporta importantes fuerzas en el posicionamiento del codo. Lo cual le permite fácilmente rotar alrededor del cúbito apoyándose en las articulaciones radiocubitales proximal y distal únicamente. Este movimiento, sólo generaría en la humerorradial fuerzas de cizallamiento y no de compresión, lo que podría explicar las observaciones de mayor desgaste del cartílago en esta articulación con la edad, mientras que la zona que más osteofitos se observa está en la apófisis coronoides, área de mayor transmisión de fuerzas (17)(89). Parece que las zonas con un daño en el cartílago son preferentemente a nivel humerorradial pero el área que desarrolla más osteofitos y que, por tanto, transmiten más carga es la humerocubital.

5.g. CONTROVERSIAS

Otros estudios han mostrado cargas muy significativas en la articulación humerorradial e infieren un papel muy destacado de la cabeza de radio en la transmisión de fuerzas. Pensamos que esto no es del todo exacto. Es probablemente cierto para un espectro de situaciones, es decir, en una transmisión extrínseca/directa de la carga, por ejemplo, la que sucede al caerse sobre el codo en extensión, en este caso, una gran mayoría de carga sí discurre por el radio y es transmitida por la articulación humerorradial.

En extensión, en que hay el valgo fisiológico, es probable que la ausencia de la cabeza de radio sea algo más importante y, por lo tanto, aumente el valgo cargando la faceta AL. Pero, a medida que se produce la flexión, el varo progresivo hace que cada vez trabaje más la faceta AM. El valgo fisiológico en extensión hace que los vectores actúen sobre la zona más lateral del codo (faceta AL en cúbito y humerorradial) pero llega un momento en que el eje varo-valgo está neutro y es el cúbito el que soporta la carga. Probablemente en flexión máxima sea casi únicamente la faceta AM la que actúe.

En contraposición a diversos estudios que afirman que la resección de la cabeza radial produce aumento global de la carga a través de la articulación humerocubital especialmente en su cara lateral (3)(7)(14)(54), nosotros, sólo hemos encontrado que dinámicamente aumenta la carga por la carilla AL si se simula la acción de los EPC, sin aumentarla en estado basal (posición de estudio y sin simulación de EPT ni EPC); y sin aumentarla al simular los EPT.

Parece que los estudios arrojan datos diferentes sobre la transmisión de carga; en realidad no se puede decir que el radio o el cúbito soporten una carga cuantitativa concreta, ya que es un proceso altamente dinámico. Para poder concretarla, habría que definir la posición en los tres ejes del movimiento nombrados en la introducción y qué tipo de fuerzas se están aplicando, axiales o musculares.

Aunque hay algún estudio que sugiere que los músculos EPT no suplementan la función del ligamento medial, la mayoría de estudios sí que defienden el papel de los músculos EPC y EPT en el control del varo-valgo dinámico (1)(5)(6)(8)(19)(23)(29)(30)(34)(36)(45). Este estudio muestra momentos valguizantes y varizantes generados por los músculos EPC y EPT.

5.h. CONSECUENCIAS DE LA RESECCIÓN DE LA CABEZA RADIAL

El hecho de que no haya muchos cambios estadísticos entre “con cabeza” y “sin cabeza” para las facetas articulares de la humerocubital, podría sugerir que, en global, esté presente o no, la transferencia de carga no se ve muy alterada a nivel de la articulación humerocubital del codo. Con ello es esperable que la ausencia de cabeza del radio no tenga una importante repercusión clínica en la articulación humerocubital. Debido a que la articulación humerocubital ya asumía la mayor parte de la carga, la ausencia de la cabeza de radio le supone poco estrés y es poco significativa en el balance global. La disminución de fuerza a nivel de agarre ha sido reportada por diferentes autores, en torno a 17% (tabla 20) (59)(63)(66)(73)(90). Si la transferencia de fuerza que hace la cabeza de radio fuera muy destacable, tal vez se esperaría mermar más la capacidad de la articulación.

| Autor | Porcentaje disminución del grip |
|-----------------------|--|
| Ikeda 2005 | 15 % |
| Antuña 2010 | 16 % |
| Zarattini 2012 | 32 % |
| Lópiz 2016 | 17 % |
| Ünlü 2018 | 6 % |

Tabla 20. Disminución de fuerza de agarre según diferentes autores

Como ya se ha mencionado, se considera a la cabeza radial como un estabilizador secundario. Varios estudios en pacientes a los que se practicó una resección de la cabeza radial, sin otras lesiones asociadas, muestran aumento del valgo con los años, que sugiere una progresiva atenuación del complejo ligamentario medial (59)(63)(64)(65)(66). Otros estudios no ven aumentado el valgo (91). Es probable que el ligamento y estructuras mediales sean pues las que asuman la carga de la cabeza más que la articulación humerocubital. En un estudio (21) se refiere que si el complejo ligamentario medial está íntegro, la humerocubital no ve aumentada significativamente su transmisión de cargas. No obstante, nosotros sí hemos observado que, en nuestra posición de estudio, aumenta para el compartimento anterolateral si trabajan los músculos epicondíleos.

Otro efecto clínico que produce la resección de la cabeza de radio es la migración proximal del radio. Las justificaciones dadas en la literatura consultada es que se produce un estiramiento de la membrana interósea por los siguientes motivos: (a) falta de soporte humerorradial, (b) falta de soporte ligamentoso, y (c) tracción muscular (fundamentalmente del músculo *Brachialis* y *Biceps brachii*). No obstante, a tenor de los resultados de este estudio, en que los músculos EPT y EPC generan cargas significativas en el codo, también podría ser mediado por ellos en un intento de compensación del varo valgo.

5.i. RESPUESTAS A CONTROVERSIAS REFERIDAS EN LA INTRODUCCIÓN

Este trabajo clarifica aspectos de la cinética de la articulación y abre diversas líneas de estudio para descubrir que estructuras pueden estar detrás de la transferencia de cargas en el codo, cuales requieren ser reemplazadas o reparadas, cuales no y porqué.

El estudio demuestra que no sólo los músculos flexores del codo son generadores de carga, también los EPT y EPC influyen de forma considerable en la generación de fuerza.

Los diferentes patrones degenerativos observados en la literatura pueden corresponder a sobrecarga de la articulación AL, a lesiones no objetivadas en el traumatismo inicial (68) o secundarios a microinestabilidades o elongaciones crónicas de estructuras que absorben la carga no asumida por la cabeza del radio como los ligamentos (19). La transmisión de fuerza ya no se distribuye correctamente a las carillas articulares comenzando el desarrollo de artrosis en la PL y AM, finalmente la PM será la última en ser afectada.

Los músculos que cruzan el codo ejercen dos momentos, de flexión extensión y de varo valgo. Los EPT y EPC tienen limitadas funciones de flexoextensión, su papel más significativo está en el movimiento y control del varo/valgo

No sólo sucede que la apófisis coronoides es la encargada de dar la mayor estabilidad a la articulación, si no también hemos visto que es la que más carga asume.

Muchos estudios de estabilidad han sido realizados usando el varo o el valgo gravitacional (7)(14)(43)(57)(75)(86). Esta aproximación puede resultar muy somera, no han contemplado los efectos que la musculatura tiene en el control varo-valgo. En este estudio

se ha comprobado como los diferentes músculos epicondíleos y epitrocleares tiene un potencial de generación de momentos varo y valgo.

Por otro lado, los estudios que evalúan la ausencia de cabeza de radio en series clínicas acaban, concluyen que podría causar artropatías a largo plazo. Pero no se ha demostrado causalidad directa. Probablemente nos encontremos ante un hecho multifactorial en que la ausencia de cabeza de radio es un factor más. Parece que hay pacientes que son capaces de compensar la ausencia de la cabeza de radio y otros no. Deberíamos poder definir qué elementos ayudan a compensarla.

Del mismo modo que la laxitud varo-valgo disminuye si se simulan músculos como *Brachialis*, *Biceps brachii* o *Triceps brachii* (29), no se puede pasar por alto a los músculos EPT y EPC, que controlan dinámicamente este movimiento y por sus acciones de compresión articular, también disminuyen la laxitud varo-valgo.

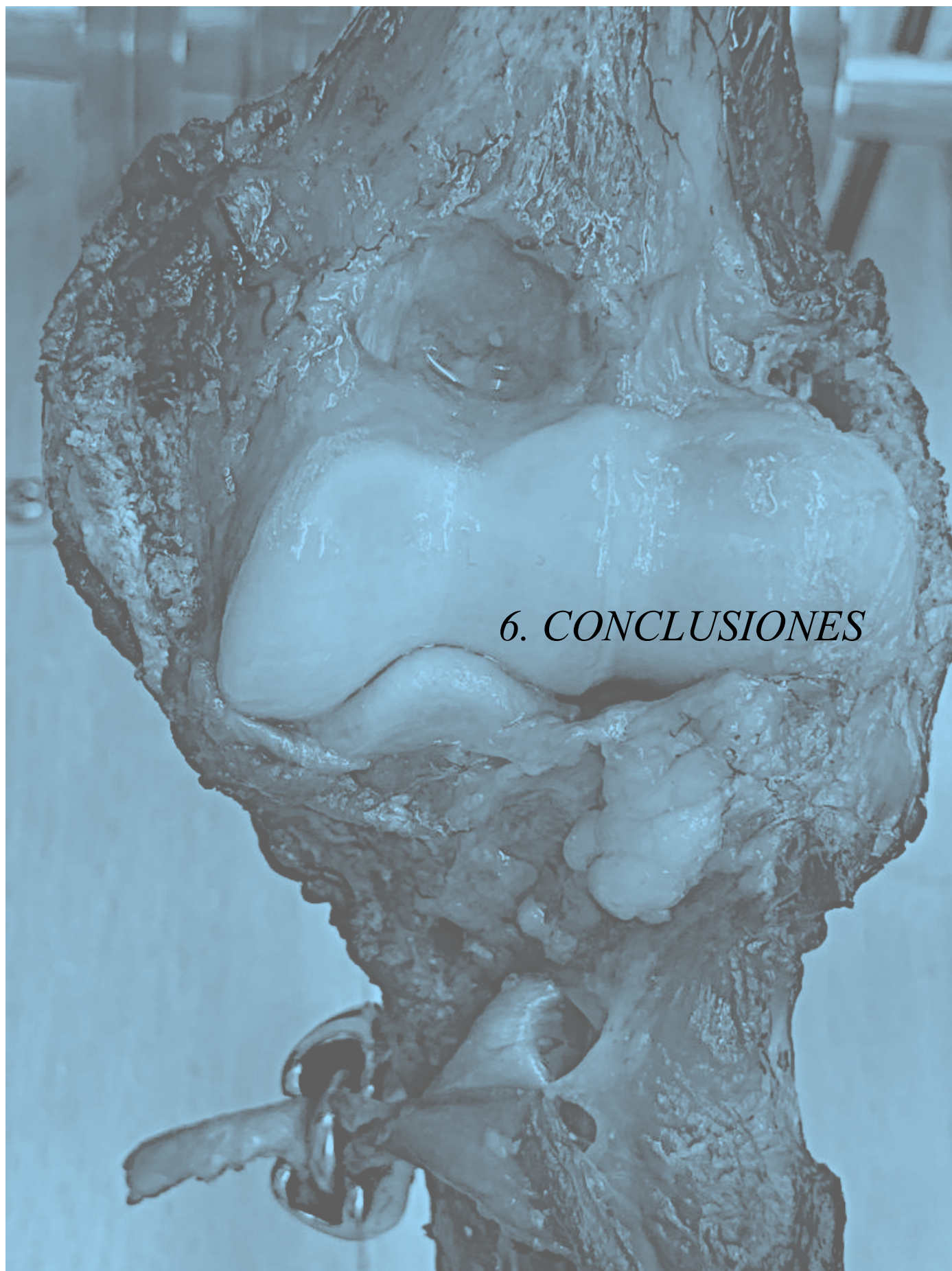
Los músculos tienen un papel importantísimo en la dinámica defensiva articular (5)(45) y por lo tanto, confiar esta sólo a ligamentos y articulaciones parece muy temerario. Los ligamentos son vigías de la articulación y por ello deben estar en buen estado (reparados, regenerados y bien insertados) para reportar rápidamente los cambios nocivos que se generan en la articulación y poder ser defendidos por los músculos, ya que éstos, según su punto de origen e inserción, cambian patrones de distribución articular.

Las fuerzas de compresión muscular sobre la cabeza del radio no sólo se presentan de 0° a 30°, como habían indicado Morrey et al (49), o de 7° a 11° como había publicado Kincaid et al (35), ya que son modelos restringidos sólo a los flexores del codo. Si consideramos los músculos EPC, hay carga sobre la cabeza de radio en otros grados de flexión. Esta es en menor medida que la generada por los flexores del codo, pero, no obstante, es más prolongada en el tiempo ya que es la responsable de las acciones manuales.

5.j. LÍNEAS FUTURAS

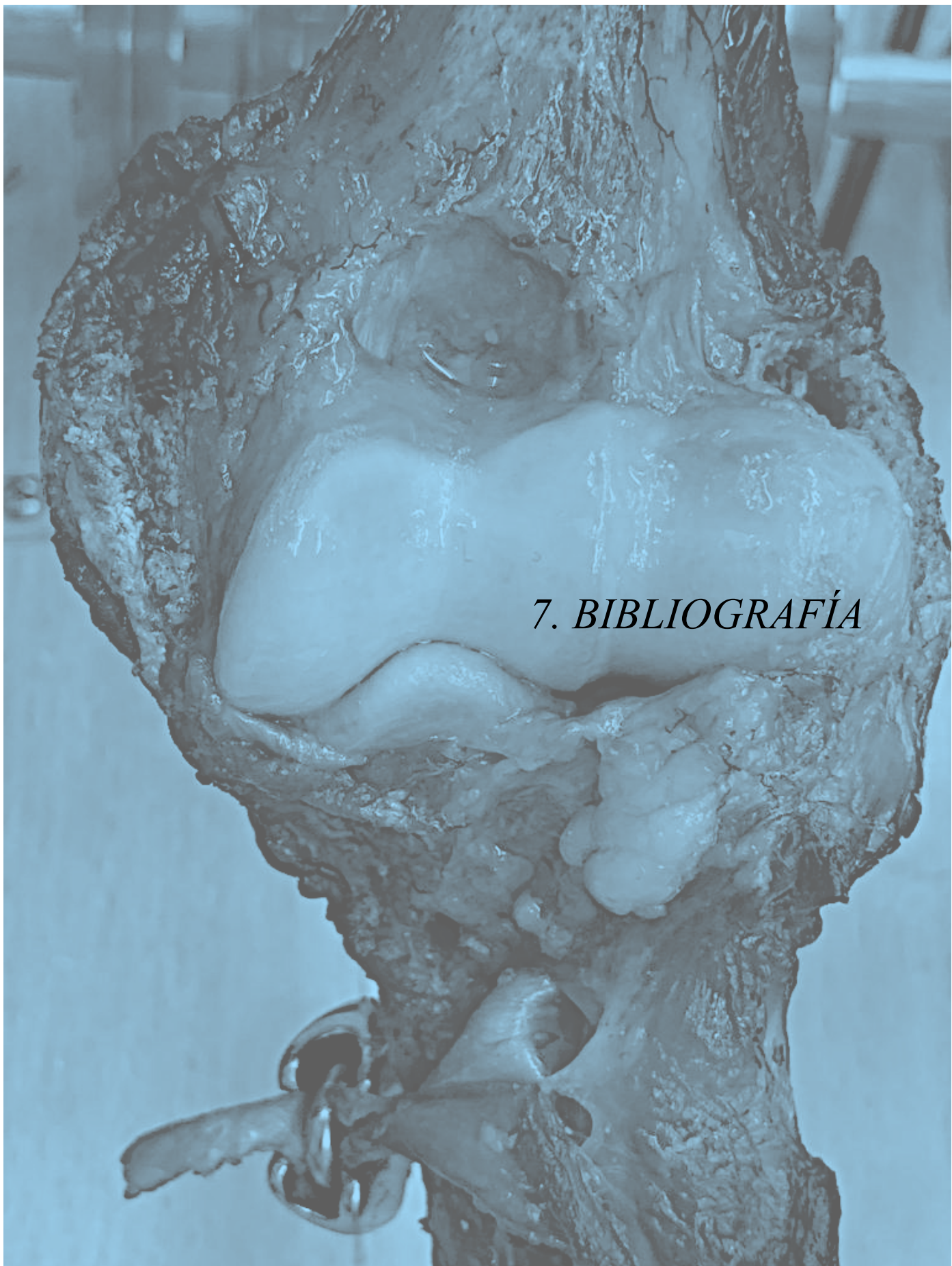
Siguiendo el modelo de trabajo presentado, se pueden desarrollar otras líneas de investigación:

- Comparación de las presiones articulares antes y después de la sección de la membrana interósea.
- Comparación de las presiones articulares antes y después de la sección de los ligamentos colaterales. Desentrañar qué papel cinético tienen los ligamentos.
- Comparación de las presiones en distintos grados de pronosupinación y flexión del antebrazo, pues los momentos de los músculos en la articulación cambian con la posición (44).
- Analizar la presión articular con la carga de varios tendones simultáneamente. Incluso tendones de grupos diferentes, como los activados al realizar una tarea combinada de extensión-flexión muñeca y dedos con pronosupinación.
- Definir con precisión músculos óptimos para trabajar en fisioterapia con el fin de solucionar problemas dinámicos.
- Simular la manipulación de un objeto midiendo la transmisión de cargas por las articulaciones radiocubitales proximal y distal y cabeza de radio antes y después de realizar la exéresis de ésta última.
- Los datos obtenidos en este trabajo ayudan a elaborar modelos matemáticos que se llevan realizando hace algunos años, pero que se realizan limitándose exclusivamente a los flexores del codo (5)(46)(55)(88)(92). Son modelos de análisis finitos que discretizan las estructuras, facilitan el análisis y son muy útiles para fines prácticos, pero bajan la exactitud. Es necesario que incluyan más músculos para mejorar su capacidad de predicción (35).



1. Retirar la cabeza del radio aumenta la transmisión de fuerza por la faceta AL (si se simulan los músculos EPC). Para esta posición de estudio, la carga que recibía el radio la asume la humerocubital, concretamente su faceta AL.
2. Este aumento de transmisión de fuerza, que se produce en la faceta AL, cuantitativamente no supera la que asumen las dos facetas AM y PL, que ya eran las que más fuerza transmitían en presencia de cabeza de radio.
3. Retirar la cabeza de radio disminuye la carga que atraviesa la faceta AM (si se contraen los epicondiliares) y la PL (si se simulan los epitrocleares).
4. Retirar la cabeza del radio no cambia el comportamiento de flujo de presión (dirección, vector de la fuerza) en las facetas AL y AM, pero si en la PL (disminuye en lugar de aumentar).
5. La única faceta que cambia su comportamiento es la PL, pero al ser de descarga, no es esperable mayor lesión articular. Inferimos que la estructura que absorbe el aumento es el complejo ligamentario colateral medial, con lo que es vital que esta estructura se mantenga íntegra, o se repare y proteja hasta su recuperación.
6. Las fuerzas resultantes de los músculos epitrocleares generan una resultante que dirige la fuerza hacia el cúbito y no hacia el radio.
7. En condiciones basales, posicionar en flexión de 90° y pronosupinación neutra tiene un efecto dinámico resultante varizador, con mayor carga por la AM y PL.
8. Retirar la cabeza del radio no altera las fuerzas requeridas para el posicionamiento del codo en la posición de estudio.
9. Dado que, en presencia de cabeza radial, simulando EPT o EPC, las facetas que asumen cuantitativamente más carga son la AM y la PL, se debe tener en consideración su reparación o su sustitución con prótesis humerocubitales.

| | AL | AM | PL | PM |
|----------------------------------|---------|-----------|-----------|-----------|
| Resección cabeza de radio | Aumenta | Disminuye | Disminuye | Disminuye |



1. Bryce CD, Armstrong AD. Anatomy and Biomechanics of the Elbow. *Orthop Clin North Am* [Internet]. 2008 Apr;39(2):141–54. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0030589807001228>
2. Morrey BF, Askew LJ, An K-N, Chao EY. A biomechanical study of normal elbow motion. *J Bone Jt Surg* [Internet]. 1981;63-A(6):872–7. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7240327>
3. Morrey BF, Tanaka S, An K-N. Valgus Stability of the Elbow. *Clin Orthop Relat Res* [Internet]. 1991 Apr;NA;(265):187–195. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2009657>
4. Chao EY, Morrey BF. Three-dimensional rotation of the elbow. *J Biomech* [Internet]. 1978 Jan;11(1–2):57–73. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/659457>
5. Buffi JH, Werner K, Kepple T, Murray WM. Computing Muscle, Ligament, and Osseous Contributions to the Elbow Varus Moment During Baseball Pitching. *Ann Biomed Eng* [Internet]. 2015 Feb 4;43(2):404–15. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25281409>
6. Buchanan TS, Delp SL, Solbeck JA. Muscular Resistance to Varus and Valgus Loads at the Elbow. *J Biomech Eng* [Internet]. 1998 Oct 1;120(5):634–9. Available from: <https://asmedigitalcollection.asme.org/biomechanical/article/120/5/634/398219/Muscular-Resistance-to-Varus-and-Valgus-Loads-at>
7. Johnson JA, Beingessner DM, Gordon KD, Dunning CE, Stacpoole RA, King GJW. Kinematics and stability of the fractured and implant-reconstructed radial head. *J shoulder Elb Surg* [Internet]. 2005 Jan;14(1 Suppl S):195S-201S. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1058274604002952>
8. Morrey BF, An K-N. Articular and ligamentous contributions to the stability of the elbow joint. *Am J Sports Med* [Internet]. 1983 Sep 23;11(5):315–9. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6638246>
9. Tanaka S, An K-N, Morrey BF. Kinematics and Laxity of Ulnohumeral Joint

- Under Valgus-Varus Stress. *J Musculoskelet Res* [Internet]. 1998 Mar 21;02(01):45–54. Available from:
<https://www.worldscientific.com/doi/abs/10.1142/S021895779800007X>
10. Pomianowski S, O’Driscoll S., Neale P., Park M., Morrey B., An K. The effect of forearm rotation on laxity and stability of the elbow. *Clin Biomech* [Internet]. 2001 Jun;16(5):401–7. Available from:
<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003301000213>
 11. Lees V. The functional anatomy of forearm rotation. *J Hand Microsurg* [Internet]. 2016 Sep 5;01(02):92–9. Available from: <http://www.thieme-connect.de/DOI/DOI?10.1007/s12593-009-0022-7>
 12. Malone PSC, Cooley J, Terenghi G, Lees VC. The Effect of Elbow Extension on the Biomechanics of the Osseoligamentous Structures of the Forearm. *J Hand Surg Am* [Internet]. 2015 Sep;40(9):1776–84. Available from:
<http://dx.doi.org/10.1016/j.jhsa.2015.05.012>
 13. Scheker LR, Milner C, Degreeef I, Bain GI, Zancolli ER 3rd BR. IFSSH Scientific Committee on Degenerative Arthritis – Distal Radioulnar Joint. 2014;(April):1–25. Available from:
http://www.ifssh.info/pdf/2014_Arthritis_Degenerative_Arthritis_DRUJ.pdf
 14. Morrey BF, An K-N. Stability of the elbow: osseous constraints. *J shoulder Elb Surg* [Internet]. 2005 Jan;14(1 Suppl S):174S-178S. Available from:
<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1058274604002927>
 15. Miyamura S, Sakai T, Oka K, Abe S, Shigi A, Tanaka H, et al. Regional Distribution of Articular Cartilage Thickness in the Elbow Joint. *JBJS Open Access* [Internet]. 2019;4(3):e0011. Available from:
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/31592501>
 16. King GJW, Morrey BF, An K-N. Stabilizers of the elbow. *J Shoulder Elb Surg* [Internet]. 1993 May;2(3):165–74. Available from:
[http://dx.doi.org/10.1016/S1058-2746\(09\)80053-0](http://dx.doi.org/10.1016/S1058-2746(09)80053-0)
 17. Murata H, Ikuta Y, Murakami T. An anatomic investigation of the elbow joint,

- with special reference to aging of the articular cartilage. *J Shoulder Elb Surg* [Internet]. 1993;2(4):175–81. Available from: [http://dx.doi.org/10.1016/1058-2746\(93\)90060-T](http://dx.doi.org/10.1016/1058-2746(93)90060-T)
18. Amis AA, Dowson D, Wright V. Elbow joint force predictions for some strenuous isometric actions. *J Biomech* [Internet]. 1980 Jan;13(9):765–75. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1058274604001569>
 19. Hall JA, McKee MD. Posterolateral rotatory instability of the elbow following radial head resection. *J Bone Joint Surg Am* [Internet]. 2005 Jul 1;87(7):1571–9. Available from: <http://jbjs.org/cgi/doi/10.2106/JBJS.D.02829>
 20. Jensen SL, Olsen BS, Søjbjerg JO. Elbow joint kinematics after excision of the radial head. *J Shoulder Elb Surg* [Internet]. 1999 May;8(3):238–41. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1058274699901350>
 21. Chantelot C, Wavreille G, Dos Remedios C, Landejerit B, Fontaine C, Hildebrand H. Intra-articular compressive stress of the elbow joint in extension: an experimental study using Fuji films. *Surg Radiol Anat* [Internet]. 2008 Mar 29;30(2):103–11. Available from: <http://link.springer.com/10.1007/s00276-007-0297-y>
 22. Callaway GH, Field LD, Deng XH, Torzilli PA, O'Brien SJ, Altchek DW, et al. Biomechanical evaluation of the medial collateral ligament of the elbow. *J Bone Joint Surg Am* [Internet]. 1997 Aug;79(8):1223–31. Available from: <http://journals.lww.com/00004623-199708000-00015>
 23. Cinque ME, Schickendantz M, Frangiamore S. Review of Anatomy of the Medial Ulnar Collateral Ligament Complex of the Elbow. *Curr Rev Musculoskelet Med* [Internet]. 2020 Feb 27;13(1):96–102. Available from: <http://dx.doi.org/10.1007/s12178-020-09609-z>
 24. de Haan J. Stability of the Elbow Joint: Relevant Anatomy and Clinical Implications of In Vitro Biomechanical Studies. *Open Orthop J* [Internet]. 2011 May 11;5(1):168–76. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21633722>

25. Labott JR, Aibinder WR, Dines JS, Camp CL. Understanding the medial ulnar collateral ligament of the elbow: Review of native ligament anatomy and function. *World J Orthop* [Internet]. 2018 Jun 18;9(6):78–84. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19580179>
26. Kaufmann RA, Wilps T, Musahl V, Debski RE. Elbow Biomechanics: Soft Tissue Stabilizers. *J Hand Surg Am* [Internet]. 2020 Feb;45(2):140–7. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.jhsa.2019.10.034>
27. Regan WD, Korinek SL, Morrey BF, An KN. Biomechanical study of ligaments around the elbow joint. *Clin Orthop Relat Res* [Internet]. 1991 Oct;NA;(271):170–9. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1914292>
28. Terzini M. Multibody modelling of ligamentous and bony stabilizers in the human elbow. *Muscles Ligaments Tendons J* [Internet]. 2017;7(4):493. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29721450>
29. Seiber K, Gupta R, McGarry MH, Safran MR, Lee TQ. The role of the elbow musculature, forearm rotation, and elbow flexion in elbow stability: An in vitro study. *J Shoulder Elb Surg* [Internet]. 2009 Mar;18(2):260–8. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jse.2008.08.004>
30. Hackl M, Bercher M, Wegmann K, Müller LP, Dargel J. Functional anatomy of the lateral collateral ligament of the elbow. *Arch Orthop Trauma Surg* [Internet]. 2016 Jul 31;136(7):1031–7. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27245451>
31. Alaia MJ, Shearin JW, Kremenic IJ, McHugh MP, Nicholas SJ, Lee SJ. Restoring Isometry in Lateral Ulnar Collateral Ligament Reconstruction. *J Hand Surg Am* [Internet]. 2015 Jul;40(7):1421–7. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jhsa.2015.03.022>
32. Moritomo H, Murase T, Arimitsu S, Oka K, Yoshikawa H, Sugamoto K. The in Vivo Isometric Point of the Lateral Ligament of the Elbow. *J Bone Jt Surg* [Internet]. 2007 Sep;89(9):2011–7. Available from: [http://dx.doi.org/10.1016/S0021-9355\(07\)73307-6](http://dx.doi.org/10.1016/S0021-9355(07)73307-6)

33. Camp CL, Fu M, Jahandar H, Desai VS, Sinatro AM, Altchek DW, et al. The lateral collateral ligament complex of the elbow: quantitative anatomic analysis of the lateral ulnar collateral, radial collateral, and annular ligaments. *J Shoulder Elb Surg* [Internet]. 2019 Apr;28(4):665–70. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.jse.2018.09.019>
34. Imatani J, Ogura T, Morito Y, Hashizume H, Inoue H. Anatomic and histologic studies of lateral collateral ligament complex of the elbow joint. *J Shoulder Elb Surg* [Internet]. 1999 Nov;8(6):625–7. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10633901>
35. Kincaid BL, An K-N. Elbow joint biomechanics for preclinical evaluation of total elbow prostheses. *J Biomech* [Internet]. 2013 Sep 27;46(14):2331–41. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.07.027>
36. Cohen MS, Hastings H. Rotatory instability of the elbow. The anatomy and role of the lateral stabilizers. *J Bone Joint Surg Am* [Internet]. 1997 Feb;79(2):225–33. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9052544>
37. Galik K, Baratz ME, Butler AL, Dougherty J, Cohen MS, Miller MC. The Effect of the Annular Ligament on Kinematics of the Radial Head. *J Hand Surg Am* [Internet]. 2007 Oct;32(8):1218–24. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17923306>
38. Amis AA, Dowson D, Wright V. Muscle Strengths and Musculoskeletal Geometry of the Upper Limb. *Eng Med* [Internet]. 1979 Jan 1;8(1):41–8. Available from: <http://eim.sagepub.com/content/8/1/41%0APublished>
39. Johnson JA, Rath DA, Dunning CE, Roth SE, King GJW. Simulation of elbow and forearm motion in vitro using a load controlled testing apparatus. *J Biomech* [Internet]. 2000 May;33(5):635–9. Available from: <http://ieeexplore.ieee.org/document/5515887/>
40. Armstrong AD, Dunning CE, Faber KJ, Duck TR, Johnson JA, King GJW. Rehabilitation of the medial collateral ligament-deficient elbow: An in vitro biomechanical study. *J Hand Surg Am* [Internet]. 2000 Nov;25(6):1051–7. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11119662>

41. Antuña S. Biomecánica del codo y sus implicaciones en el diseño de recambios articulares. *Biomecánica* [Internet]. 2004 Dec;12(2):35–9. Available from: <http://hdl.handle.net/2099/111>
42. Heijink A, Vanhees M, van den Ende K, van den Bekerom MP, van Riet RP, Van Dijk CN, et al. Biomechanical considerations in the pathogenesis of osteoarthritis of the elbow. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc* [Internet]. 2016 Jul 13;24(7):2313–8. Available from: <http://link.springer.com/10.1007/s00167-015-3518-7>
43. Dunning CE, Zarzour ZDS, Patterson SD, Johnson JA, King GJW. Muscle Forces and Pronation Stabilize the Lateral Ligament Deficient Elbow. *Clin Orthop Relat Res* [Internet]. 2001 Jul;388(388):118–24. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11451110>
44. Hale R, Dorman D, Gonzalez R V. Individual muscle force parameters and fiber operating ranges for elbow flexion–extension and forearm pronation–supination. *J Biomech* [Internet]. 2011 Feb 24;44(4):650–6. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.11.009>
45. Park MC, Ahmad CS. Dynamic Contributions of the Flexor-Pronator Mass to Elbow Valgus Stability. *J Bone Jt Surg* [Internet]. 2004 Oct;86(10):2268–74. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15466738>
46. Strafun S, Levadnyi I, Makarov V, Awrejcewicz J. Comparative Biomechanical Analysis of Stress–Strain State of the Elbow Joint After Displaced Radial Head Fractures. *J Med Biol Eng* [Internet]. 2018 Aug 26;38(4):618–24. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/30100829>
47. Halls AA, Travill A. Transmission of pressures across the elbow joint. *Anat Rec* [Internet]. 1964 Nov;150(3):243–7. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14227963>
48. Amis AA, Dowson D, Wright V, Miller JH. The derivation of elbow joint forces, and their relation to prosthesis design. *J Med Eng Technol*. 1979;3(5):229–34.
49. Morrey BF, An KN, Stormont TJ. Force transmission through the radial head. *J*

- Bone Jt Surg [Internet]. 1988 Feb;70(2):250–6. Available from:
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3343271>
50. Ofuchi S, Takahashi K, Yamagata M, Rokkaku T, Moriya H, Hara T. Pressure distribution in the humeroradial joint and force transmission to the capitellum during rotation of the forearm: effects of the Sauvé-Kapandji procedure and incision of the interosseous membrane. *J Orthop Sci* [Internet]. 2001 Jan;6(1):33–8. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11289584>
 51. Brand RA. Joint contact stress: a reasonable surrogate for biological processes? *Iowa Orthop J* [Internet]. 2005;25:82–94. Available from:
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16089079>
 52. Momma D, Iwasaki N, Oizumi N, Funakoshi T, Abe Y, Minami A, et al. Alterations in stress distribution patterns through the forearm joint surface of the elbow in baseball players assessed using computed tomography osteoabsorptiometry. *J Orthop Sci* [Internet]. 2012 May;17(3):253–60. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S094926581530662X>
 53. Hwang J-T, Kim Y, Bachman DR, Shields MN, Berglund LJ, Fitzsimmons AT, et al. Axial load transmission through the elbow during forearm rotation. *J Shoulder Elb Surg* [Internet]. 2018 Mar;27(3):530–7. Available from:
<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1058274617306638>
 54. Diab M, Poston JM, Huber P, Tencer AF. The biomechanical effect of radial shortening on the radiocapitellar articulation. *J Bone Joint Surg Br* [Internet]. 2005 Jun;87-B(6):879–83. Available from:
<https://online.boneandjoint.org.uk/doi/10.1302/0301-620X.87B6.15543>
 55. Willing RT, Lalone EA, Shannon H, Johnson JA, King GJW. Validation of a finite element model of the human elbow for determining cartilage contact mechanics. *J Biomech* [Internet]. 2013;46(10):1767–71. Available from:
<http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.04.001>
 56. Cohn M, Glait SA, Sapienza A, Kwon YW. Radiocapitellar joint contact pressures following radial head arthroplasty. *J Hand Surg Am* [Internet]. 2014 Aug;39(8):1566–71. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jhsa.2014.05.021>

57. van Riet RP, Van Glabbeek F, Baumfeld JA, Neale PG, Morrey BF, O'Driscoll SW, et al. The effect of the orientation of the radial head on the kinematics of the ulnohumeral joint and force transmission through the radiocapitellar joint. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* [Internet]. 2006 Jul;21(6):554–9. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003306000271>
58. Catellani F, De Caro F, De Biase CF, Perrino VR, Usai L, Triolo V, et al. Radial Head Resection versus Arthroplasty in Unrepairable Comminuted Fractures Mason Type III and Type IV: A Systematic Review. *Biomed Res Int* [Internet]. 2018 Jul 16;2018:4020625. Available from: <https://www.hindawi.com/journals/bmri/2018/4020625/>
59. Zarattini G, Galli S, Marchese M, Mascio L Di, Pazzaglia UE. The Surgical Treatment of Isolated Mason Type 2 Fractures of the Radial Head in Adults. *J Orthop Trauma* [Internet]. 2012 Apr;26(4):229–35. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22048180>
60. Gao Y, Zhang W, Duan X, Yang J, Al-Qwbani M, Lv J, et al. Surgical interventions for treating radial head fractures in adults. *Cochrane Database Syst Rev* [Internet]. 2013 May 31;2013(5):CD008987. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23728684>
61. Shetty SK. Excision Versus Fixation of the Radial Head: A Comparative Study of the Functional Outcomes of the Two Techniques. *J Clin DIAGNOSTIC Res* [Internet]. 2017;11(2):RC01–3. Available from: http://jcd.r.net/article_fulltext.asp?issn=0973-709x&year=2017&volume=11&issue=2&page=RC01&issn=0973-709x&id=9379
62. Herbertsson P, Josefsson PO, Hasserijs R, Besjakov J, Nyqvist F, Karlsson MK. Fractures of the radial head and neck treated with radial head excision. *J Bone Joint Surg Am* [Internet]. 2004 Sep;86(9):1925–30. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15342754>
63. Antuña SA, Sánchez-Márquez JM, Barco R. Long-Term Results of Radial Head Resection Following Isolated Radial Head Fractures in Patients Younger Than

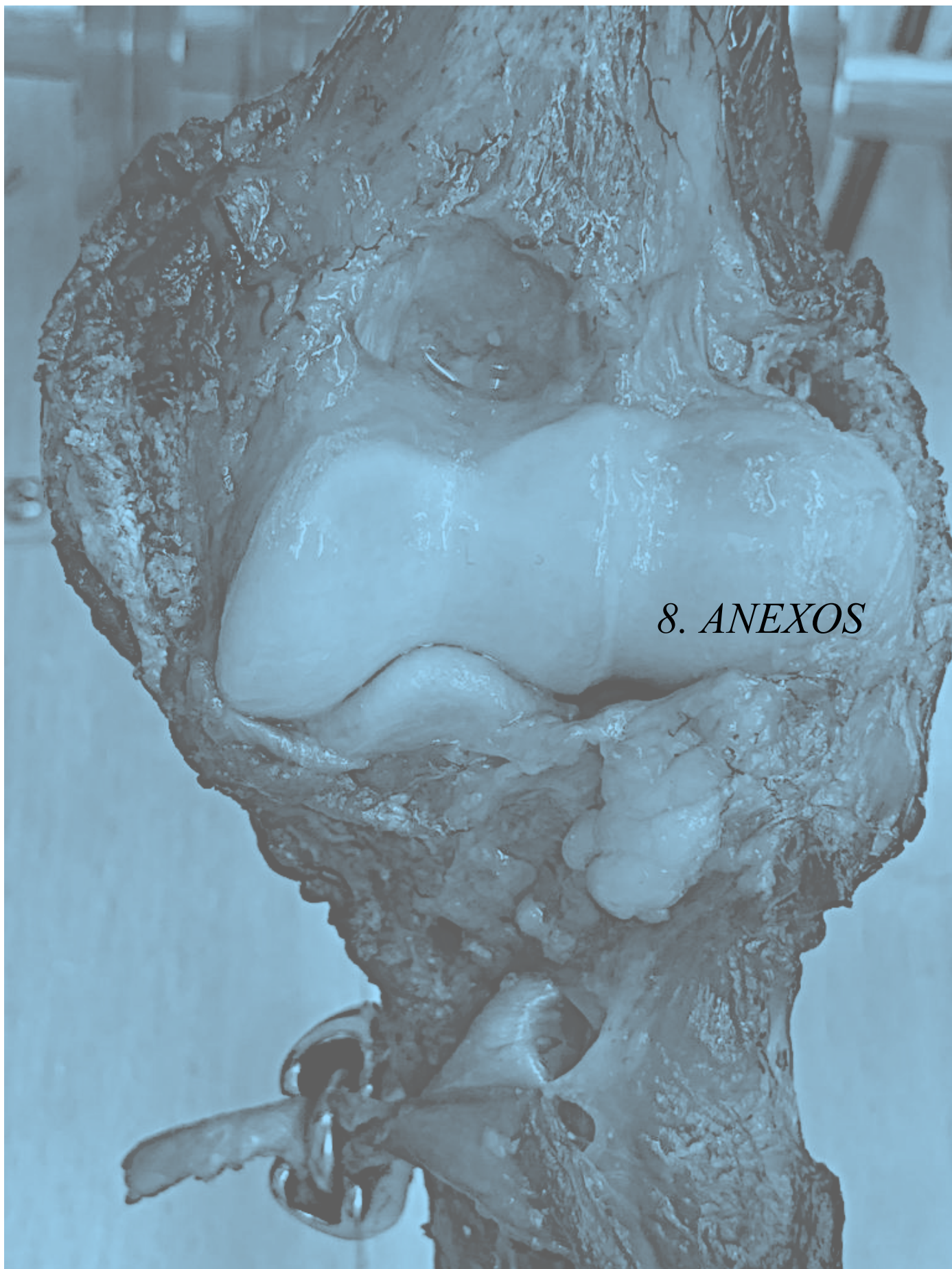
- Forty Years Old. *J Bone Jt Surgery-American Vol* [Internet]. 2010 Mar;92(3):558–66. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20194313>
64. Iftimie PP, Calmet Garcia J, de Loyola Garcia Forcada I, Gonzalez Pedrouzo JE, Giné Gomà J. Resection arthroplasty for radial head fractures: Long-term follow-up. *J Shoulder Elb Surg* [Internet]. 2011 Jan;20(1):45–50. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1058274610004052>
65. Yalcinkaya M, Bagatur AE, Erdogan S, Zorer G. Resection Arthroplasty for Mason Type III Radial Head Fractures Yield Good Clinical but Poor Radiological Results in the Long Term. *Orthopedics* [Internet]. 2013 Nov 1;36(11):e1358–64. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24200438>
66. Lópiz Y, González A, García-Fernández C, García-Coiradas J, Marco F. Comminuted fractures of the radial head: resection or prosthesis? *Injury* [Internet]. 2016;47:S29–34. Available from: [http://dx.doi.org/10.1016/S0020-1383\(16\)30603-9](http://dx.doi.org/10.1016/S0020-1383(16)30603-9)
67. Hackl M, Wegmann K, Hollinger B, El-Zayat BF, Seybold D, Gühring T, et al. Surgical revision of radial head fractures: a multicenter retrospective analysis of 466 cases. *J Shoulder Elb Surg* [Internet]. 2019 Aug;28(8):1457–67. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.jse.2018.11.047>
68. Morrey BF. Current concepts in the management of complex elbow trauma. *Surgeon* [Internet]. 2009;7(3):151–61. Available from: [http://dx.doi.org/10.1016/S1479-666X\(09\)80039-5](http://dx.doi.org/10.1016/S1479-666X(09)80039-5)
69. King GJW, Zarzour ZDS, Rath DA, Dunning CE, Patterson SD, Johnson JA. Metallic Radial Head Arthroplasty Improves Valgus Stability of the Elbow. *Clin Orthop Relat Res* [Internet]. 1999 Nov;368(368):114–125. Available from: <http://journals.lww.com/00003086-199911000-00014>
70. Sowa DT, Hotchkiss RN, Weiland AJ. Symptomatic proximal translation of the radius following radial head resection. *Clin Orthop Relat Res* [Internet]. 1995 Aug;(317):106–13. Available from:

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7671463>

71. Nestorson J, Josefsson P-O, Adolfsson L. A radial head prosthesis appears to be unnecessary in Mason-IV fracture dislocation. *Acta Orthop* [Internet]. 2017 May 4;88(3):315–9. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28464753>
72. Mazhar FN, Ebrahimi H, Jafari D, Mirzaei A. Radial head resection versus prosthetic arthroplasty in terrible triad injury: a retrospective comparative cohort study. *Bone Joint J* [Internet]. 2018 Nov;100-B(11):1499–505. Available from: <https://online.boneandjoint.org.uk/doi/10.1302/0301-620X.100B11.BJJ-2018-0293.R1>
73. Unlu MC. Comparison of the Functional Results of Radial Head Resection and Prosthesis for Irreparable Mason Type III Fracture. *Turkish J Trauma Emerg Surg* [Internet]. 2017 Jul;24(4):359–63. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/30028495>
74. Giannicola G, Spinello P, Scacchi M, Gumina S. Cartilage thickness of distal humerus and its relationships with bone dimensions: magnetic resonance imaging bilateral study in healthy elbows. *J Shoulder Elb Surg* [Internet]. 2017;26(5):e128–36. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jse.2016.10.012>
75. Beingessner DM, Dunning CE, Gordon KD, Johnson JA, King GJW. The effect of radial head fracture size on elbow kinematics and stability. *J Orthop Res* [Internet]. 2005 Jan;23(1):210–7. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15607895>
76. Palmer AK, Werner FW. The triangular fibrocartilage complex of the wrist—Anatomy and function. *J Hand Surg Am* [Internet]. 1981 Mar;6(2):153–62. Available from: [http://dx.doi.org/10.1016/S0363-5023\(81\)80170-0](http://dx.doi.org/10.1016/S0363-5023(81)80170-0)
77. Ferreira LM, Johnson JA, King GJW. Development of an active elbow flexion simulator to evaluate joint kinematics with the humerus in the horizontal position. *J Biomech* [Internet]. 2010 Aug 10;43(11):2114–9. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.04.007>
78. Goel VK, Singh D, Bijlani V. Contact Areas in Human Elbow Joints. *J Biomech*

- Eng [Internet]. 1982 Aug 1;104(3):169–75. Available from:
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7120939>
79. Eckstein F, Löhe F, Müller-Gerbl M, Steinlechner M, Putz R. Stress distribution in the trochlear notch. A model of bicentric load transmission through joints. *J Bone Joint Surg Br* [Internet]. 1994 Jul;76(4):647–53. Available from:
<http://online.boneandjoint.org.uk/doi/10.1302/0301-620X.76B4.8027157>
80. Funakoshi T, Furushima K, Momma D, Endo K, Abe Y, Itoh Y, et al. Alteration of Stress Distribution Patterns in Symptomatic Valgus Instability of the Elbow in Baseball Players. *Am J Sports Med* [Internet]. 2016 Apr;44(4):989–94. Available from: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/0363546515624916>
81. Sardelli M, Tashjian RZ, MacWilliams BA. Functional Elbow Range of Motion for Contemporary Tasks. *J Bone Jt Surg* [Internet]. 2011 Mar 2;93(5):471–7. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21368079>
82. Larson RF. Forearm Positioning on Maximal Elbow-flexor Force. *Phys Ther* [Internet]. 1969 Jul 1;49(7):748–56. Available from:
<http://academic.oup.com/ptj/article/49/7/748/4595867>
83. Askew LJ, An KN, Morrey BF, Chao EY. Isometric elbow strength in normal individuals. *Clin Orthop Relat Res* [Internet]. 1987 Sep;NA;(222):261–6. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3621730>
84. Eckstein F, Merz B, Müller-Gerbl M, Holzkecht N, Pleier M, Putz R. Morphomechanics of the humero-ulnar joint: II. Concave incongruity determines the distribution of load and subchondral mineralization. *Anat Rec* [Internet]. 1995 Nov;243(3):327–35. Available from:
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8579252>
85. Bachus KN, DeMarco AL, Judd KT, Horwitz DS, Brodke DS. Measuring contact area, force, and pressure for bioengineering applications: Using Fuji Film and TekScan systems. *Med Eng Phys* [Internet]. 2006 Jun;28(5):483–8. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16181797>
86. Charalambous CP, Stanley JK, Siddique I, Powell E, Ramamurthy C, Gagey O.

- Radial head fracture in the medial collateral ligament deficient elbow; biomechanical comparison of fixation, replacement and excision in human cadavers. *Injury* [Internet]. 2006 Sep;37(9):849–53. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16872610>
87. Hwang J-T, Kim Y, Bachman DR, Shields MN, Berglund LJ, Fitzsimmons AT, et al. Axial load transmission through the elbow during forearm rotation. *J shoulder Elb Surg* [Internet]. 2018 Mar;27(3):530–7. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.jse.2017.10.003>
88. Miguel-Andres I, Alonso-Rasgado T, Walmsley A, Watts AC. Effect of Anconeus Muscle Blocking on Elbow Kinematics: Electromyographic, Inertial Sensors and Finite Element Study. *Ann Biomed Eng* [Internet]. 2017 Mar 29;45(3):775–88. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27573695>
89. Dalal S, Bull M, Stanley D. Radiographic changes at the elbow in primary osteoarthritis: A comparison with normal aging of the elbow joint. *J Shoulder Elb Surg* [Internet]. 2007 May;16(3):358–61. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17188910>
90. Ikeda M, Sugiyama K, Kang C, Takagaki T, Oka Y. Comminuted fractures of the radial head. Comparison of resection and internal fixation. *J Bone Joint Surg Am* [Internet]. 2005 Jan;87(1):76–84. Available from: <http://journals.lww.com/00004623-200501000-00011>
91. Janssen RP, Vegter J. Resection of the radial head after Mason type-III fractures of the elbow: follow-up at 16 to 30 years. *J Bone Joint Surg Br* [Internet]. 1998 Mar;80(2):231–3. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9546450>
92. Rahman M, Sharifi Renani M, Cil A, Stylianou A. Musculoskeletal Model Development of the Elbow Joint with an Experimental Evaluation. *Bioengineering* [Internet]. 2018 Apr 20;5(2):31. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29677139>



8. ANEXOS

ANEXO 1. Variable de interés (presión)

Presión para cada espécimen en cada faceta articular humerocubital (AL, AM, PM y PL) para cada músculo (FCR, FDS, FCU, ECU, ED, ECRB, ECRL, BR), en condiciones basales (con cabeza de radio) y tras realizar el procedimiento (sin cabeza de radio)

Se muestra también la tabla de gramos aplicados a los músculos que mantienen la posición de estudio (*Pronator Teres, Brachialis, Biceps brachii* y *Supinator*) al inicio y final del experimento.

Espécimen 1

| Músc | Antero-Lateral | | | | Antero-Medial | | | | Postero-Medial | | | | Postero-Lateral | | | |
|------|---------------------|-----|-----|-----|---------------|-----|-----|-----|----------------|-----|-----|-----|-----------------|-----|-----|-----|
| | CON CABEZA DE RADIO | | | | | | | | | | | | | | | |
| | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg |
| FCR | 1.5 | 1.4 | 1.0 | 1.1 | 5.3 | 5.6 | 6.0 | 6.6 | 0.2 | 0.1 | 0.1 | 0.1 | 3.5 | 3.4 | 3.5 | 3.8 |
| FDS | 1.5 | 1.3 | 1.4 | 1.3 | 5.3 | 5.5 | 5.8 | 6.5 | 0.2 | 0.3 | 0.2 | 0.2 | 3.6 | 3.9 | 3.4 | 3.5 |
| FCU | 1.5 | 1.2 | 1.1 | 0.9 | 4.9 | 5.0 | 5.4 | 5.9 | 0.2 | 0.2 | 0.1 | 0.1 | 3.5 | 3.5 | 3.9 | 3.5 |
| ECU | 1.6 | 1.6 | 1.9 | 2.2 | 5.1 | 4.9 | 4.8 | 4.8 | 0.3 | 0.2 | 0.2 | 0.3 | 3.4 | 3.2 | 3.1 | 2.8 |
| ED | 1.2 | 1.4 | 1.9 | 2.2 | 5.8 | 5.5 | 5.2 | 4.9 | 0.3 | 0.4 | 0.4 | 0.4 | 3.6 | 3.3 | 2.8 | 2.5 |
| ECRB | 1.2 | 1.4 | 1.6 | 2.1 | 5.0 | 4.8 | 4.5 | 4.3 | 0.3 | 0.4 | 0.4 | 0.5 | 3.6 | 3.7 | 3.0 | 2.6 |
| ECRL | 1.3 | 1.6 | 1.8 | 2.1 | 5.4 | 5.4 | 5.1 | 4.8 | 0.2 | 0.2 | 0.3 | 0.4 | 3.8 | 3.6 | 3.3 | 2.8 |
| BR | 1.3 | 1.3 | 1.6 | 1.9 | 5.1 | 5.3 | 5.2 | 5.2 | 0.3 | 0.2 | 0.4 | 0.3 | 3.9 | 3.7 | 3.0 | 2.8 |
| | SIN CABEZA DE RADIO | | | | | | | | | | | | | | | |
| | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg |
| FCR | 0.9 | 1.0 | 1.1 | 1.2 | 5.0 | 5.2 | 5.6 | 6.2 | 0.2 | 0.2 | 0.2 | 0.2 | 4.0 | 3.8 | 3.6 | 3.5 |
| FDS | 0.9 | 1.1 | 1.4 | 1.5 | 4.9 | 5.4 | 5.9 | 6.6 | 0.4 | 0.4 | 0.2 | 0.2 | 3.4 | 3.3 | 3.6 | 3.8 |
| FCU | 1.2 | 1.1 | 0.9 | 1.2 | 5.0 | 5.0 | 5.4 | 5.8 | 0.2 | 0.2 | 0.1 | 0.1 | 3.4 | 3.3 | 3.2 | 3.2 |
| ECU | 1.4 | 1.7 | 2.3 | 2.8 | 4.5 | 4.4 | 4.1 | 3.9 | 0.2 | 0.2 | 0.2 | 0.3 | 3.4 | 3.2 | 2.6 | 2.1 |
| ED | 0.9 | 1.2 | 1.8 | 2.4 | 4.5 | 4.6 | 3.8 | 3.5 | 0.2 | 0.3 | 0.4 | 0.4 | 3.2 | 2.9 | 2.5 | 1.6 |
| ECRB | 0.9 | 1.2 | 1.5 | 2.0 | 4.6 | 4.4 | 3.9 | 3.4 | 0.2 | 0.2 | 0.4 | 0.5 | 3.2 | 2.9 | 2.3 | 1.6 |
| ECRL | 0.9 | 1.3 | 1.7 | 2.2 | 4.8 | 4.9 | 4.3 | 3.9 | 0.2 | 0.3 | 0.4 | 0.4 | 3.2 | 3.0 | 2.6 | 1.8 |
| BR | 1.0 | 1.4 | 1.6 | 2.0 | 5.0 | 4.9 | 4.6 | 4.2 | 0.2 | 0.4 | 0.3 | 0.2 | 3.0 | 2.8 | 2.4 | 1.8 |

| | INICIAL g | FINAL g |
|------------|-----------|---------|
| PRONATOR | 2200 | 2400 |
| BRACHIALIS | 2500 | 2600 |
| BÍCEPS | 2100 | 1900 |
| SUPINATOR | 1900 | 1500 |

Espécimen 2

| | Antero-Lateral | | | | Antero-Medial | | | | Postero-Medial | | | | Postero-Lateral | | | |
|------|---------------------|-----|-----|-----|---------------|-----|-----|-----|----------------|-----|-----|-----|-----------------|-----|-----|-----|
| Músc | CON CABEZA DE RADIO | | | | | | | | | | | | | | | |
| | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg |
| FCR | 0.3 | 0.2 | 0.2 | 0.1 | 2.6 | 2.9 | 3.4 | 3.5 | 0.9 | 0.8 | 0.6 | 0.5 | 2.7 | 3.0 | 3.5 | 3.6 |
| FDS | 0.2 | 0.2 | 0.1 | 0.1 | 2.4 | 2.8 | 3.2 | 3.5 | 0.9 | 0.9 | 0.6 | 0.4 | 2.9 | 3.0 | 3.1 | 3.2 |
| FCU | 0.2 | 0.2 | 0.2 | 0.2 | 2.4 | 2.5 | 2.7 | 2.8 | 0.9 | 1.0 | 0.8 | 0.5 | 3.2 | 3.5 | 3.6 | 3.8 |
| ECU | 0.3 | 0.6 | 0.8 | 0.8 | 2.2 | 2.1 | 2.0 | 1.9 | 0.9 | 1.2 | 1.4 | 1.2 | 3.0 | 2.6 | 1.6 | 1.4 |
| ED | 0.3 | 0.4 | 0.6 | 0.9 | 2.2 | 1.9 | 2.4 | 2.3 | 1.2 | 1.3 | 1.2 | 1.0 | 2.9 | 2.4 | 1.9 | 1.2 |
| ECRB | 0.2 | 0.5 | 0.5 | 0.4 | 1.9 | 2.0 | 1.7 | 1.8 | 1.0 | 0.9 | 1.1 | 1.1 | 3.0 | 2.6 | 1.8 | 1.2 |
| ECRL | 0.3 | 0.4 | 0.6 | 0.5 | 1.7 | 1.6 | 1.5 | 1.8 | 1.0 | 1.0 | 1.0 | 0.6 | 2.9 | 2.6 | 1.7 | 1.4 |
| BR | 0.3 | 0.2 | 0.5 | 0.5 | 1.6 | 1.4 | 1.9 | 1.6 | 0.9 | 0.6 | 0.4 | 0.5 | 2.8 | 2.4 | 1.2 | 1.1 |
| | SIN CABEZA DE RADIO | | | | | | | | | | | | | | | |
| | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg |
| FCR | 0.8 | 0.8 | 0.6 | 0.5 | 2.0 | 2.0 | 2.2 | 2.5 | 0.3 | 0.2 | 0.1 | 0.1 | 2.5 | 2.6 | 2.8 | 2.9 |
| FDS | 0.7 | 0.5 | 0.5 | 0.4 | 2.0 | 2.0 | 2.3 | 2.3 | 0.4 | 0.2 | 0.1 | 0.1 | 2.6 | 2.7 | 2.9 | 3.0 |
| FCU | 0.8 | 0.8 | 0.9 | 0.5 | 1.9 | 1.8 | 1.7 | 2.0 | 0.2 | 0.1 | 0.1 | 0.1 | 2.8 | 2.8 | 2.5 | 2.6 |
| ECU | 0.6 | 1.0 | 1.9 | 2.8 | 1.7 | 1.6 | 1.4 | 1.2 | 0.2 | 0.1 | 0.2 | 0.4 | 2.5 | 2.3 | 1.4 | 0.4 |
| ED | 0.8 | 1.1 | 1.4 | 2.3 | 1.6 | 1.6 | 1.7 | 1.4 | 0.2 | 0.2 | 0.4 | 0.4 | 2.5 | 2.2 | 1.4 | 0.6 |
| ECRB | 0.9 | 0.9 | 1.6 | 2.1 | 1.7 | 1.8 | 1.7 | 1.4 | 0.2 | 0.2 | 0.2 | 0.4 | 2.2 | 1.9 | 1.4 | 0.8 |
| ECRL | 0.8 | 0.9 | 1.4 | 2.2 | 1.6 | 1.6 | 1.4 | 1.4 | 0.2 | 0.2 | 0.3 | 0.4 | 2.2 | 1.9 | 1.4 | 0.5 |
| BR | 0.6 | 0.9 | 1.3 | 1.6 | 1.4 | 1.2 | 1.3 | 1.4 | 0.2 | 0.1 | 0.1 | 0.1 | 2.2 | 2.0 | 1.4 | 1.3 |

| | INICIAL g | FINAL g |
|------------|-----------|---------|
| PRONATOR | 2300 | 2500 |
| BRACHIALIS | 4900 | 2400 |
| BÍCEPS | 1200 | 2500 |
| SUPINATOR | 2100 | 2200 |

Espécimen 3

| | Antero-Lateral | | | | Antero-Medial | | | | Postero-Medial | | | | Postero-Lateral | | | |
|-------------|----------------------------|-----|-----|-----|---------------|------|------|-----|----------------|-----|-----|-----|-----------------|------|-----|-----|
| Músc | CON CABEZA DE RADIO | | | | | | | | | | | | | | | |
| | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg |
| FCR | 2.1 | 2.1 | 2.3 | 2.4 | 6.3 | 6.2 | 5.6 | 5.5 | 5.5 | 5.2 | 5.1 | 5.0 | 10.7 | 10.2 | 9.5 | 8.7 |
| FDS | 2.6 | 2.4 | 2.6 | 2.6 | 7.2 | 7.3 | 7.2 | 7.0 | 4.7 | 4.6 | 4.7 | 4.7 | 8.3 | 7.2 | 6.5 | 5.9 |
| FCU | 2.9 | 3 | 3 | 3.2 | 7.3 | 7.4 | 7.0 | 6.2 | 4.5 | 4.6 | 4.6 | 4.6 | 6.4 | 5.5 | 5.1 | 4.8 |
| ECU | 2.9 | 2.8 | 2.8 | 4.7 | 4.4 | 4.3 | 4.1 | 4.2 | 4.3 | 4.3 | 4.3 | 4.0 | 4.5 | 4.7 | 6.5 | 7.7 |
| ED | 4.3 | 4.1 | 3.9 | 4.3 | 4.5 | 4.3 | 4.2 | 4.3 | 4.2 | 4.1 | 4.0 | 3.9 | 4.6 | 4.9 | 6.9 | 8.0 |
| ECRB | 3.8 | 3.6 | 3.4 | 3.2 | 4.5 | 4.4 | 4.3 | 4.4 | 4.2 | 4.0 | 4.0 | 3.9 | 4.7 | 4.9 | 6.8 | 8.1 |
| ECRL | 3.2 | 3.2 | 3.1 | 3 | 4.6 | 4.6 | 4.6 | 4.6 | 4.0 | 4.0 | 3.9 | 3.8 | 4.2 | 4.3 | 6.4 | 8.2 |
| BR | 3.0 | 2.9 | 2.8 | 2.7 | 4.6 | 4.7 | 4.6 | 4.7 | 4.1 | 4.0 | 4.0 | 4.0 | 4.2 | 5.0 | 7.9 | 8.2 |
| | SIN CABEZA DE RADIO | | | | | | | | | | | | | | | |
| | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg |
| FCR | 7.2 | 7.0 | 7.1 | 7.2 | 10.4 | 10.6 | 10.9 | 11 | 9.0 | 8.7 | 9.3 | 9.3 | 4.9 | 4.6 | 3.7 | 2.9 |
| FDS | 5.5 | 5.5 | 5.6 | 5.8 | 8.8 | 9.6 | 9.3 | 9.2 | 7.6 | 7.9 | 8.2 | 8.4 | 5.5 | 4.4 | 3.0 | 2.7 |
| FCU | 4.4 | 4.4 | 4.4 | 4.7 | 7.8 | 8.2 | 8.2 | 8.1 | 7.6 | 7.6 | 7.5 | 7.4 | 5.1 | 4.2 | 3.2 | 3.0 |
| ECU | 4.5 | 4.3 | 4.3 | 4.5 | 7.1 | 6.8 | 6.0 | 5.6 | 6.2 | 6.0 | 5.7 | 5.5 | 4.1 | 4.0 | 3.8 | 3.7 |
| ED | 4.3 | 4.3 | 4.3 | 4.5 | 6.5 | 6.3 | 5.8 | 5.3 | 7.4 | 6.8 | 6.1 | 5.9 | 4.0 | 3.8 | 3.8 | 3.7 |
| ECRB | 4.3 | 4.0 | 3.8 | 3.7 | 5.8 | 5.8 | 5.8 | 5.3 | 6.6 | 6.2 | 5.9 | 5.5 | 4.0 | 3.8 | 3.7 | 3.5 |
| ECRL | 5.8 | 6.8 | 7.5 | 7.4 | 5.4 | 5.4 | 5.3 | 5.2 | 6.2 | 5.9 | 5.5 | 5.4 | 3.6 | 3.6 | 3.5 | 3.4 |
| BR | 5.9 | 6.0 | 6.0 | 6.1 | 5.0 | 5.0 | 4.9 | 4.8 | 5.8 | 5.7 | 5.5 | 5.2 | 3.8 | 3.6 | 3.5 | 3.2 |

| | INICIAL g | FINAL g |
|-------------------|-----------|---------|
| PRONATOR | 2800 | 2600 |
| BRACHIALIS | 2700 | 1800 |
| BICEPS | 2300 | 2600 |
| SUPINADOR | 900 | 1000 |

Espécimen 4

| | Antero-Lateral | | | | Antero-Medial | | | | Postero-Medial | | | | Postero-Lateral | | | |
|------|---------------------|-----|-----|-----|---------------|-----|-----|-----|----------------|-----|-----|-----|-----------------|-----|-----|-----|
| Músc | CON CABEZA DE RADIO | | | | | | | | | | | | | | | |
| | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg |
| FCR | 1.0 | 1.2 | 0.7 | 0.7 | 3.0 | 3.6 | 4.0 | 4.7 | 1.2 | 0.9 | 0.7 | 0.6 | 4.0 | 4.3 | 4.4 | 4.2 |
| FDS | 1.3 | 1.0 | 1.7 | 0.7 | 3.6 | 3.7 | 4.1 | 4.4 | 1.2 | 0.9 | 0.6 | 0.3 | 4.1 | 4.2 | 4.4 | 4.0 |
| FCU | 1.0 | 1.0 | 0.7 | 0.6 | 3.7 | 3.9 | 4.1 | 4.4 | 1.2 | 1.2 | 1.0 | 0.9 | 4.1 | 4.2 | 4.0 | 3.8 |
| ECU | 1.0 | 1.3 | 1.5 | 1.8 | 3.5 | 3.3 | 3.1 | 2.9 | 1.4 | 1.4 | 1.6 | 1.8 | 3.9 | 3.6 | 3.4 | 2.9 |
| ED | 1.0 | 1,2 | 1.5 | 1.6 | 2.9 | 2.9 | 2.8 | 2.7 | 1.2 | 1.4 | 1.5 | 1.6 | 4.0 | 4.0 | 3.6 | 2.9 |
| ECRB | 0.8 | 1.9 | 1.2 | 1.4 | 3.2 | 2.9 | 2.9 | 2.9 | 1.4 | 1.9 | 2.0 | 2.1 | 4.0 | 3.9 | 3.3 | 2.8 |
| ECRL | 1.0 | 1.1 | 1.4 | 1.8 | 3.2 | 2.9 | 2.9 | 2.9 | 1.5 | 1.9 | 2.0 | 2.0 | 3.8 | 3.6 | 3.1 | 2.8 |
| BR | 1.0 | 1.2 | 1.2 | 1.2 | 3.2 | 3.0 | 2.9 | 2.7 | 1.8 | 2.1 | 1.8 | 0.9 | 4.0 | 3.8 | 2.8 | 2.4 |
| | SIN CABEZA DE RADIO | | | | | | | | | | | | | | | |
| | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg |
| FCR | 0.5 | 0.4 | 0.2 | 0.1 | 3.8 | 4.0 | 4.1 | 4.5 | 1.6 | 1.3 | 1.0 | 0.8 | 3.1 | 3.3 | 3.4 | 3.6 |
| FDS | 0.5 | 0.5 | 0.3 | 0.2 | 2.5 | 2.7 | 2.9 | 3.1 | 1.7 | 1.5 | 1.3 | 1.0 | 3.4 | 3.6 | 3.6 | 3.3 |
| FCU | 0.5 | 0.5 | 0.3 | 0.2 | 2.4 | 2.6 | 2.8 | 2.8 | 1.7 | 1.6 | 1.5 | 1.1 | 3.3 | 3.3 | 3.1 | 2.9 |
| ECU | 0.5 | 0.6 | 0.8 | 1.0 | 2.4 | 2.4 | 2.3 | 2.0 | 1.6 | 1.7 | 2.0 | 2.0 | 3.3 | 3.4 | 3.6 | 3.8 |
| ED | 0.5 | 0.6 | 0.8 | 1.2 | 2.2 | 2.0 | 1.9 | 1.6 | 1.5 | 1.6 | 1.8 | 2.0 | 3.3 | 3.3 | 3.5 | 3.6 |
| ECRB | 0.5 | 0.6 | 0.8 | 1.0 | 2.0 | 1.9 | 1.9 | 1.7 | 1.6 | 1.7 | 1.9 | 1.9 | 3.3 | 3.4 | 3.5 | 3.3 |
| ECRL | 0.5 | 0.5 | 0.8 | 1.0 | 1.8 | 2.0 | 2.0 | 1.5 | 1.6 | 1.7 | 1.7 | 1.8 | 3.1 | 3.0 | 3.3 | 3.0 |
| BR | 0.5 | 0.6 | 0.6 | 0.5 | 1.7 | 2.0 | 1.6 | 1.5 | 1.6 | 1.3 | 1.1 | 0.8 | 3.1 | 3.2 | 3.3 | 2.2 |

| | INICIAL g | FINAL g |
|-------------------|-----------|---------|
| PRONATOR | 1600 | 1400 |
| BRACHIALIS | 4400 | 4400 |
| BICEPS | 1200 | 1200 |
| SUPINADOR | 2000 | 2000 |

Espécimen 5

| | Antero-Lateral | | | | Antero-Medial | | | | Postero-Medial | | | | Postero-Lateral | | | |
|-------------|----------------------------|-----|-----|-----|---------------|-----|-----|-----|----------------|-----|-----|-----|-----------------|-----|-----|-----|
| Músc | CON CABEZA DE RADIO | | | | | | | | | | | | | | | |
| | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg |
| FCR | 1.2 | 1.3 | 1.2 | 0.9 | 1.4 | 1.4 | 1.9 | 2.6 | 0.7 | 0.7 | 0.5 | 0.3 | 1.2 | 1.2 | 1.3 | 1.3 |
| FDS | 1.2 | 1.0 | 1.0 | 0.8 | 1.4 | 1.6 | 2.1 | 2.8 | 0.8 | 0.8 | 0.5 | 0.3 | 1.0 | 1.2 | 1.4 | 1.4 |
| FCU | 1.2 | 1.3 | 1.4 | 1.2 | 1.4 | 1.4 | 1.9 | 2.3 | 0.8 | 0.8 | 0.6 | 0.3 | 1.0 | 1.0 | 1.2 | 1.4 |
| ECU | 1.3 | 1.5 | 1.8 | 2.1 | 1.4 | 1.2 | 1.0 | 0.9 | 0.8 | 0.8 | 0.8 | 0.8 | 1.1 | 0.8 | 0.5 | 0.2 |
| ED | 1.2 | 1.3 | 1.4 | 1.7 | 1.7 | 1.5 | 1.3 | 1.0 | 0.8 | 0.7 | 0.8 | 0.8 | 1.1 | 0.9 | 0.5 | 0.1 |
| ECRB | 1.2 | 1.1 | 1.4 | 1.4 | 1.7 | 1.4 | 1.2 | 1.0 | 0.8 | 0.8 | 0.8 | 1.0 | 1.1 | 0.8 | 0.5 | 0.1 |
| ECRL | 0.8 | 0.8 | 1.2 | 1.4 | 1.7 | 1.5 | 1.2 | 1.0 | 0.8 | 1.0 | 1.0 | 1.0 | 1.4 | 1.1 | 0.6 | 0.3 |
| BR | 0.8 | 1.0 | 1.3 | 1.5 | 1.8 | 1.5 | 1.2 | 1.0 | 0.8 | 0.8 | 0.8 | 0.8 | 1.2 | 0.8 | 0.5 | 0.2 |
| | SIN CABEZA DE RADIO | | | | | | | | | | | | | | | |
| | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg |
| FCR | 0.8 | 0.7 | 0.6 | 0.7 | 1.2 | 1.2 | 1.3 | 1.5 | 0.7 | 1.0 | 0.6 | 0.3 | 1.0 | 1.2 | 1.0 | 1.2 |
| FDS | 0.8 | 0.8 | 0.7 | 0.6 | 1.0 | 1.0 | 1.2 | 1.6 | 0.7 | 0.6 | 0.5 | 0.3 | 1.0 | 1.0 | 1.0 | 1.0 |
| FCU | 1.1 | 1.0 | 0.8 | 0.7 | 1.0 | 1.2 | 1.2 | 1.6 | 0.7 | 0.8 | 0.5 | 0.5 | 1.0 | 1.0 | 0.8 | 0.7 |
| ECU | 1.1 | 1.2 | 1.9 | 2.8 | 1.1 | 1.0 | 0.8 | 0.7 | 0.7 | 0.7 | 0.5 | 0.5 | 0.7 | 0.6 | 0.3 | 0.3 |
| ED | 1.0 | 1.3 | 1.9 | 2.8 | 1.1 | 1.0 | 0.7 | 0.5 | 0.7 | 0.7 | 0.7 | 0.6 | 0.9 | 0.8 | 0.5 | 0.2 |
| ECRB | 1.0 | 1.4 | 2.1 | 2.8 | 1.1 | 0.8 | 0.5 | 0.5 | 0.7 | 0.8 | 0.6 | 0.6 | 1.0 | 0.7 | 0.3 | 0.2 |
| ECRL | 1.1 | 1.4 | 1.9 | 2.6 | 1.0 | 0.8 | 0.6 | 0.5 | 0.8 | 0.8 | 0.7 | 0.6 | 1.0 | 0.7 | 0.3 | 0.1 |
| BR | 1.0 | 1.2 | 1.7 | 2.4 | 0.8 | 0.8 | 0.6 | 0.6 | 0.7 | 0.7 | 0.6 | 0.7 | 1.0 | 0.6 | 0.3 | 0.1 |

| | INICIAL g | FINAL g |
|-------------------|-----------|---------|
| PRONATOR | 2200 | 1900 |
| BRACHIALIS | 2200 | 2200 |
| BICEPS | 2000 | 1300 |
| SUPINADOR | 900 | 900 |

Espécimen 6

| | Antero-Lateral | | | | Antero-Medial | | | | Postero-Medial | | | | Postero-Lateral | | | |
|-------------|----------------------------|-----|-----|-----|---------------|-----|-----|-----|----------------|-----|-----|-----|-----------------|-----|-----|-----|
| Músc | CON CABEZA DE RADIO | | | | | | | | | | | | | | | |
| | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg |
| FCR | 0.8 | 0.8 | 0.6 | 0.5 | 3.4 | 3.6 | 3.8 | 4.2 | 0,2 | 0,2 | 0,2 | 0,1 | 3.0 | 3.2 | 3.6 | 3.9 |
| FDS | 0.4 | 0.4 | 0.2 | 0.2 | 2.9 | 3.2 | 3.4 | 3.6 | 0,2 | 0,2 | 0,1 | 0,1 | 3.2 | 3.4 | 3.6 | 3.8 |
| FCU | 0.1 | 0.1 | 0.1 | 0.1 | 2.8 | 2.8 | 3.0 | 3.3 | 0,2 | 0,2 | 0,2 | 0,1 | 3.0 | 3.2 | 3.2 | 3.2 |
| ECU | 0.2 | 0.1 | 0.2 | 0.3 | 3.2 | 3.0 | 2.9 | 3.0 | 0.2 | 0.2 | 0.3 | 0.1 | 2.9 | 2.8 | 2.9 | 2.6 |
| ED | 0.3 | 0.4 | 0.4 | 0.4 | 3.4 | 3.4 | 3.5 | 3.3 | 0.2 | 0.2 | 0.2 | 0.2 | 3.0 | 3.0 | 2.7 | 2.2 |
| ECRB | 0.2 | 0.2 | 0.3 | 0.3 | 3.5 | 3.4 | 3.3 | 3.2 | 0.2 | 0.1 | 0.1 | 0.1 | 2.8 | 2.8 | 2.5 | 2.4 |
| ECRL | 0.1 | 0.1 | 0.2 | 0.2 | 3.4 | 3.5 | 3.4 | 3.3 | 0.2 | 0.1 | 0.1 | 0.1 | 2.9 | 2.8 | 2.5 | 2.3 |
| BR | 0.3 | 0.3 | 0.4 | 0.3 | 3.2 | 3.4 | 3.2 | 3.2 | 0.1 | 0.1 | 0.1 | 0.1 | 3.1 | 2.7 | 2.2 | 1.7 |
| | SIN CABEZA DE RADIO | | | | | | | | | | | | | | | |
| | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg |
| FCR | 0.6 | 0.6 | 0.6 | 0.5 | 1.2 | 1.3 | 1.6 | 2.0 | 0.4 | 0.4 | 0.3 | 0.3 | 2.4 | 2.3 | 2.4 | 2.4 |
| FDS | 0.8 | 0.9 | 0.8 | 0.6 | 1.4 | 1.6 | 1.9 | 2.2 | 0.4 | 0.4 | 0.3 | 0.3 | 1.9 | 1.9 | 2.0 | 2.0 |
| FCU | 0.9 | 0.9 | 0.8 | 0.7 | 1.4 | 1.6 | 1.9 | 2.0 | 0.4 | 0.4 | 0.4 | 0.4 | 2.1 | 2.2 | 2.3 | 2.0 |
| ECU | 1.1 | 1.2 | 1.6 | 2.1 | 1.5 | 1.4 | 1.4 | 1.2 | 0.5 | 0.4 | 0.4 | 0.4 | 2.1 | 2.2 | 1.8 | 1.1 |
| ED | 0.9 | 1.1 | 1.6 | 2.1 | 1.3 | 1.6 | 1.6 | 1.6 | 0.4 | 0.3 | 0.3 | 0.3 | 2.0 | 1.9 | 1.4 | 1.1 |
| ECRB | 0.9 | 1.1 | 1.6 | 2.2 | 1.5 | 1.6 | 1.4 | 1.2 | 0.3 | 0.4 | 0.4 | 0.3 | 2.0 | 1.9 | 1.5 | 0.9 |
| ECRL | 0.9 | 1.2 | 1.6 | 2.1 | 1.4 | 1.4 | 1.4 | 1.1 | 0.5 | 0.4 | 0.4 | 0.4 | 2.0 | 1.7 | 1.4 | 0.9 |
| BR | 0.9 | 1.1 | 1.2 | 1.2 | 1.5 | 1.6 | 1.4 | 1.2 | 0.5 | 0.6 | 0.4 | 0.3 | 2.0 | 1.7 | 1.2 | 0.8 |

| | INICIAL g | FINAL g |
|-------------------|-----------|---------|
| PRONATOR | 3250 | 3500 |
| BRACHIALIS | 3500 | 3400 |
| BICEPS | 1000 | 1100 |
| SUPINADOR | 2750 | 2800 |

Espécimen 7

| | Antero-Lateral | | | | Antero-Medial | | | | Postero-Medial | | | | Postero-Lateral | | | |
|------|---------------------|-----|-----|-----|---------------|-----|-----|-----|----------------|-----|-----|-----|-----------------|-----|-----|-----|
| Músc | CON CABEZA DE RADIO | | | | | | | | | | | | | | | |
| | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg |
| FCR | 0.1 | 0.1 | 0.1 | 0.0 | 1.5 | 1.5 | 1.2 | 0.8 | 0.0 | 0.0 | 0.0 | 0.0 | 1.0 | 1.1 | 1.1 | 1.2 |
| FDS | 0.1 | 0.1 | 0.0 | 0.0 | 1.4 | 1.4 | 1.2 | 0.8 | 0.0 | 0.0 | 0.0 | 0.0 | 1.1 | 0.8 | 0.8 | 1.0 |
| FCU | 0.2 | 0.2 | 0.1 | 0.1 | 1.2 | 1.2 | 1.0 | 0.7 | 0.0 | 0.0 | 0.0 | 0.0 | 1.0 | 1.0 | 1.0 | 0.8 |
| ECU | 0.1 | 0.1 | 0.2 | 0.3 | 1.3 | 1.2 | 1.1 | 1.0 | 0.0 | 0.0 | 0.0 | 0.0 | 0.8 | 0.7 | 0.5 | 0.3 |
| ED | 0-1 | 0.1 | 0.2 | 0.3 | 1.5 | 1.5 | 1.2 | 0.9 | 0.0 | 0.0 | 0.0 | 0.0 | 0.8 | 0.7 | 0-6 | 0.3 |
| ECRB | 0.1 | 0.1 | 0.3 | 0.3 | 1.5 | 1.4 | 1.3 | 1.1 | 0.0 | 0.0 | 0.0 | 0.0 | 0.8 | 0.7 | 0.5 | 0.3 |
| ECRL | 0.1 | 0.2 | 0.1 | 0.2 | 1.4 | 1.4 | 1.1 | 0.9 | 0.0 | 0.0 | 0.0 | 0.0 | 0.8 | 0.7 | 0.5 | 0.3 |
| BR | 0.1 | 0.2 | 0.3 | 0.4 | 1.5 | 1.7 | 1.5 | 1.7 | 0.0 | 0.0 | 0.0 | 0.0 | 0.8 | 0.7 | 0.5 | 0.3 |
| | SIN CABEZA DE RADIO | | | | | | | | | | | | | | | |
| | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg |
| FCR | 0.3 | 0.5 | 0.5 | 0.3 | 0.8 | 0-8 | 1.0 | 1.5 | 0.0 | 0.0 | 0.0 | 0.0 | 1.9 | 2.0 | 2.1 | 2.4 |
| FDS | 0.4 | 0.4 | 0.3 | 0.2 | 0.6 | 0.7 | 1.1 | 1.4 | 0.0 | 0.0 | 0.0 | 0.0 | 1.9 | 2.0 | 2.2 | 2.4 |
| FCU | 0.3 | 0.2 | 0.3 | 0.2 | 0.7 | 0.8 | 1.0 | 1.4 | 0.0 | 0.0 | 0.0 | 0.1 | 2.2 | 2.2 | 2.2 | 2.3 |
| ECU | 0.3 | 0.3 | 0.5 | 0.7 | 0.7 | 0.6 | 0.5 | 0.2 | 0.0 | 0.0 | 0.1 | 0.1 | 1.6 | 1.5 | 1.2 | 1.8 |
| ED | 0.3 | 0.5 | 0.8 | 1.1 | 0.7 | 0.5 | 0.3 | 0.1 | 0.0 | 0.0 | 0.0 | 0.1 | 1.8 | 1.7 | 1.4 | 1.0 |
| ECRB | 0.3 | 0.5 | 0.7 | 1.0 | 0.7 | 0.5 | 0.2 | 0.1 | 0.0 | 0.0 | 0.0 | 0.0 | 1.9 | 1.7 | 1.4 | 0.8 |
| ECRL | 0.3 | 0.5 | 0.7 | 0.9 | 0.6 | 0.5 | 0.3 | 0.2 | 0.0 | 0.0 | 0.0 | 0.0 | 1.9 | 1.7 | 1.4 | 0.8 |
| BR | 0.4 | 0.5 | 0.7 | 0.8 | 0.6 | 0.5 | 0.5 | 0.6 | 0.0 | 0.0 | 0.0 | 0.0 | 2.0 | 1.8 | 1.5 | 1.2 |

| | INICIAL g | FINAL g |
|------------|-----------|---------|
| PRONATOR | 3250 | 3000 |
| BRACHIALIS | 4000 | 4800 |
| BICEPS | 1250 | 1200 |
| SUPINADOR | 1300 | 1400 |

Espécimen 8

| | Antero-Lateral | | | | Antero-Medial | | | | Postero-Medial | | | | Postero-Lateral | | | |
|-------------|----------------------------|-----|-----|-----|---------------|-----|-----|-----|----------------|-----|-----|-----|-----------------|-----|-----|-----|
| Músc | CON CABEZA DE RADIO | | | | | | | | | | | | | | | |
| | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg |
| FCR | 0.8 | 0.4 | 0.5 | 0.1 | 1.8 | 2.0 | 2.4 | 2.8 | 1.7 | 1.5 | 0.9 | 0.5 | 3.4 | 3.6 | 3.9 | 4.3 |
| FDS | 0.9 | 0.7 | 0.5 | 0.3 | 2.0 | 2.3 | 3.0 | 3.6 | 1.6 | 1.5 | 1.0 | 1.1 | 2.8 | 3.0 | 3.6 | 3.9 |
| FCU | 0.8 | 0.7 | 0.5 | 0.3 | 1.8 | 2.2 | 2.7 | 3.2 | 1.6 | 1.5 | 1.0 | 0.7 | 3.4 | 3.2 | 3.6 | 3.8 |
| ECU | 0.7 | 0.9 | 1.0 | 1.2 | 1.9 | 1.9 | 1.8 | 1.8 | 1.7 | 1.6 | 1.5 | 1.5 | 3.2 | 2.8 | 2.4 | 1.8 |
| ED | 0.8 | 0.8 | 0.9 | 0.9 | 2.2 | 2.4 | 2.2 | 2.0 | 1.5 | 1.3 | 1.1 | 1.5 | 2.8 | 2.5 | 2.2 | 2.0 |
| ECRB | 0.7 | 0.7 | 0.7 | 0.8 | 1.8 | 2.1 | 2.0 | 2.1 | 1.5 | 1.3 | 1.3 | 1.2 | 3.2 | 3.0 | 2.4 | 1.7 |
| ECRL | 0.7 | 0.7 | 0.9 | 0.8 | 1.8 | 1.9 | 1.7 | 1.7 | 1.5 | 1.3 | 1.2 | 1.5 | 3.0 | 2.7 | 2.4 | 1.6 |
| BR | 0.7 | 0.7 | 0.7 | 0.7 | 1.5 | 1.4 | 1.5 | 1.7 | 1.5 | 1.2 | 1.0 | 0.9 | 2.7 | 2.4 | 2.2 | 1.7 |
| | SIN CABEZA DE RADIO | | | | | | | | | | | | | | | |
| | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg |
| FCR | 0.8 | 0.4 | 0.4 | 0.8 | 2.1 | 2.4 | 2.8 | 3.5 | 1.5 | 1.2 | 1.0 | 0.7 | 2.8 | 3.0 | 3.0 | 3.1 |
| FDS | 0.8 | 0.5 | 0.7 | 0.7 | 2.4 | 2.3 | 2.8 | 3.2 | 1.3 | 1.2 | 0.8 | 0.4 | 2.9 | 3.1 | 3.3 | 3.6 |
| FCU | 0.9 | 0.6 | 0.4 | 0.3 | 2.1 | 2.1 | 2.6 | 3.0 | 1.3 | 1.2 | 0.9 | 0.7 | 2.6 | 2.4 | 2.4 | 2.4 |
| ECU | 0.7 | 0.7 | 1.0 | 1.6 | 2.0 | 1.8 | 1.5 | 1.0 | 1.4 | 1.3 | 1.5 | 1.7 | 2.7 | 2.6 | 2.4 | 1.8 |
| ED | 0.8 | 0.9 | 1.3 | 2.3 | 1.8 | 1.6 | 1.5 | 1.2 | 1.5 | 1.7 | 1.6 | 1.8 | 2.6 | 2.4 | 2.1 | 1.6 |
| ECRB | 0.9 | 1.0 | 1.7 | 2.4 | 1.9 | 1.6 | 1.5 | 0.8 | 1.5 | 1.6 | 1.7 | 1.9 | 2.7 | 2.5 | 2.3 | 1.5 |
| ECRL | 0.7 | 0.9 | 1.2 | 2.0 | 1.8 | 1.6 | 1.2 | 0.9 | 1.5 | 1.7 | 1.6 | 1.7 | 2.4 | 2.4 | 2.0 | 1.6 |
| BR | 0.9 | 0.9 | 1.1 | 1.2 | 1.9 | 1.8 | 1.3 | 1.2 | 1.5 | 1.5 | 1.1 | 0.9 | 2.5 | 2.4 | 2.1 | 1.8 |

| | INICIAL g | FINAL g |
|-------------------|-----------|---------|
| PRONATOR | 1400 | 1200 |
| BRACHIALIS | 3750 | 3600 |
| BICEPS | 950 | 800 |
| SUPINADOR | 1500 | 1200 |

Espécimen 9

| | Antero-Lateral | | | | Antero-Medial | | | | Postero-Medial | | | | Postero-Lateral | | | |
|------|---------------------|-----|-----|-----|---------------|-----|-----|-----|----------------|-----|-----|-----|-----------------|-----|-----|-----|
| Músc | CON CABEZA DE RADIO | | | | | | | | | | | | | | | |
| | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg |
| FCR | 0.3 | 0.3 | 0.1 | 0.1 | 3.9 | 3.8 | 3.7 | 3.7 | 0.9 | 0.8 | 0.7 | 0.7 | 1.3 | 1.5 | 1.3 | 1.1 |
| FDS | 0.3 | 0.1 | 0.1 | 0.0 | 3.4 | 3.4 | 3.6 | 4.0 | 1.2 | 1.2 | 1.1 | 0.9 | 0.7 | 0.7 | 0.6 | 0.5 |
| FCU | 0.3 | 0.1 | 0.1 | 0.1 | 3.8 | 3.9 | 3.9 | 3.7 | 1.2 | 1.2 | 1.1 | 1.0 | 0.7 | 0.5 | 0.4 | 0.4 |
| ECU | 0.3 | 0.3 | 0.5 | 0.4 | 3.7 | 3.8 | 3.6 | 3.7 | 1.8 | 1.9 | 1.6 | 1.8 | 0.7 | 0.6 | 0.9 | 1.0 |
| ED | 0.4 | 0.7 | 0.6 | 0.7 | 4.0 | 4.2 | 4.2 | 3.8 | 1.6 | 1.5 | 1.7 | 1.8 | 0.5 | 0.5 | 0.7 | 0.8 |
| ECRB | 0.3 | 0.5 | 0.6 | 0.7 | 3.8 | 4.2 | 4.1 | 3.9 | 1.8 | 1.8 | 1.8 | 1.9 | 0.4 | 0.5 | 0.5 | 0.4 |
| ECRL | 0.3 | 0.3 | 0.4 | 0.6 | 3.7 | 3.7 | 3.6 | 3.5 | 1.9 | 1.9 | 1.9 | 2.1 | 0.4 | 0.5 | 0.3 | 0.3 |
| BR | 0.5 | 0.4 | 0.3 | 0.4 | 3.7 | 3.6 | 3.3 | 3.7 | 1.8 | 1.7 | 1.6 | 1.5 | 0.3 | 0.2 | 0.2 | 0.4 |
| | SIN CABEZA DE RADIO | | | | | | | | | | | | | | | |
| | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg |
| FCR | 0.1 | 0.1 | 0.2 | 0.3 | 1.8 | 1.9 | 1.8 | 1.8 | 0.9 | 0.7 | 0.6 | 0.5 | 1.0 | 1.1 | 1.0 | 0.9 |
| FDS | 0.1 | 0.3 | 0.1 | 0.0 | 2.4 | 2.4 | 2.7 | 3.0 | 0.7 | 0.7 | 0.5 | 0.2 | 0.9 | 0.9 | 0.8 | 0.7 |
| FCU | 0.1 | 0.3 | 0.1 | 0.0 | 2.8 | 3.0 | 3.4 | 3.6 | 0.7 | 0.7 | 0.3 | 0.3 | 1.0 | 1.1 | 0.9 | 0.7 |
| ECU | 0.1 | 0.2 | 0.3 | 0.5 | 3.0 | 2.9 | 2.4 | 1.8 | 0.8 | 0.7 | 0.7 | 0.7 | 1.1 | 1.2 | 1.5 | 1.8 |
| ED | 0.2 | 0.3 | 0.2 | 0.5 | 2.6 | 2.4 | 2.1 | 1.8 | 0.8 | 0.9 | 0.9 | 0.9 | 0.9 | 0.8 | 1.0 | 1.1 |
| ECRB | 0.1 | 0.2 | 0.3 | 0.5 | 2.6 | 2.1 | 1.8 | 1.4 | 0.9 | 0.8 | 1.0 | 1.1 | 0.9 | 0.9 | 0.9 | 1.0 |
| ECRL | 0.2 | 0.1 | 0.1 | 0.4 | 2.8 | 2.5 | 1.8 | 1.4 | 0.9 | 1.0 | 1.2 | 1.0 | 0.7 | 0.6 | 0.9 | 0.9 |
| BR | 0.1 | 0.2 | 0.3 | 0.2 | 2.4 | 2.2 | 1.3 | 1.1 | 1.0 | 1.1 | 0.7 | 0.8 | 0.7 | 0.7 | 0.9 | 1.0 |

| | INICIAL g | FINAL g |
|-------------------|-----------|---------|
| PRONATOR | 2750 | 2750 |
| BRACHIALIS | 3750 | 3500 |
| BICEPS | 850 | 750 |
| SUPINADOR | 1400 | 1600 |

Espécimen 10

| | Antero-Lateral | | | | Antero-Medial | | | | Postero-Medial | | | | Postero-Lateral | | | |
|-------------|----------------------------|-----|-----|-----|---------------|-----|-----|-----|----------------|-----|-----|-----|-----------------|-----|-----|-----|
| Músc | CON CABEZA DE RADIO | | | | | | | | | | | | | | | |
| | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg |
| FCR | 0.4 | 0.5 | 0.6 | 0.3 | 2.6 | 2.7 | 3.1 | 3.5 | 0.2 | 0.2 | 0.1 | 0.1 | 2.2 | 2.3 | 2.8 | 3.0 |
| FDS | 0.2 | 0.3 | 0.2 | 0.2 | 2.5 | 2.7 | 3.0 | 3.9 | 0.6 | 0.6 | 0.1 | 0.0 | 2.6 | 2.7 | 2.9 | 2.5 |
| FCU | 0.2 | 0.2 | 0.2 | 0.2 | 2.5 | 2.8 | 3.3 | 4.1 | 0.2 | 0.1 | 0.1 | 0.0 | 3.0 | 3.2 | 2.8 | 2.7 |
| ECU | 0.2 | 0.2 | 0.1 | 0.2 | 2.7 | 2.5 | 2.4 | 2.1 | 0.2 | 0.2 | 0.3 | 0.3 | 2.7 | 2.7 | 2.1 | 1.6 |
| ED | 0.1 | 0.2 | 0.3 | 0.4 | 2.4 | 2.3 | 2.1 | 1.7 | 0.2 | 0.2 | 0.3 | 0.3 | 2.9 | 2.6 | 2.2 | 1.6 |
| ECRB | 0.3 | 0.2 | 0.3 | 0.5 | 2.6 | 2.5 | 2.3 | 2.1 | 0.2 | 0.2 | 0.2 | 0.3 | 2.8 | 2.7 | 2.5 | 1.8 |
| ECRL | 0.5 | 0.4 | 0.6 | 0.4 | 2.7 | 2.6 | 2.5 | 2.3 | 0.2 | 0.2 | 0.2 | 0.2 | 2.8 | 2.7 | 2.3 | 1.6 |
| BR | 0.3 | 0.3 | 0.4 | 0.6 | 2.7 | 2.6 | 2.2 | 1.8 | 0.2 | 0.2 | 0.2 | 0.1 | 3.0 | 2.8 | 2.3 | 1.6 |
| | SIN CABEZA DE RADIO | | | | | | | | | | | | | | | |
| | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg | 0 | 1kg | 3kg | 5kg |
| FCR | 0.2 | 0.2 | 0.1 | 0.2 | 1.4 | 1.5 | 2.6 | 3.1 | 0.5 | 0.4 | 0.2 | 0.1 | 3.3 | 3.3 | 3.5 | 3.9 |
| FDS | 0.1 | 0.1 | 0.2 | 0.2 | 1.6 | 1.8 | 2.2 | 2.8 | 0.6 | 0.5 | 0.2 | 0.1 | 2.9 | 2.9 | 3.1 | 3.6 |
| FCU | 0.2 | 0.2 | 0.2 | 0.2 | 1.4 | 1.6 | 2.1 | 2.6 | 0.4 | 0.3 | 0.2 | 0.1 | 2.9 | 3.0 | 3.3 | 3.3 |
| ECU | 0.2 | 0.3 | 0.4 | 0.9 | 1.2 | 1.1 | 0.8 | 0.9 | 0.2 | 0.2 | 0.4 | 0.5 | 3.1 | 2.9 | 2.1 | 1.3 |
| ED | 0.1 | 0.2 | 0.5 | 1.0 | 1.3 | 1.2 | 0.9 | 0.8 | 0.3 | 0.3 | 0.2 | 0.4 | 2.9 | 2.6 | 2.2 | 1.8 |
| ECRB | 0.0 | 0.2 | 0.4 | 0.6 | 2.2 | 2.0 | 1.6 | 0.6 | 0.3 | 0.3 | 0.3 | 0.4 | 3.1 | 2.6 | 2.2 | 1.8 |
| ECRL | 0.0 | 0.1 | 0.3 | 0.7 | 1.4 | 1.3 | 0.8 | 0.6 | 0.2 | 0.2 | 0.3 | 0.2 | 3.0 | 2.7 | 2.1 | 1.4 |
| BR | 0.1 | 0.2 | 0.4 | 0.6 | 1.4 | 1.2 | 0.9 | 0.6 | 0.2 | 0.2 | 0.1 | 0.1 | 2.9 | 2.5 | 2.0 | 1.3 |

| | INICIAL g | FINAL g |
|-------------------|-----------|---------|
| PRONATOR | 2000 | 1600 |
| BRACHIALIS | 2500 | 1000 |
| BICEPS | 1700 | 1200 |
| SUPINADOR | 800 | 600 |

ANEXO 2. Datos agrupados con (Radius) y sin cabeza (without head of radius)

| Flexor carpi radialis | | | | | | | | | |
|-----------------------|------------------------|------------------------|-------|-------|--------|---------|--------|--------|------|
| JOINT | KG | RADIUS | N | Mean | Median | Std Dev | Min | Max | Miss |
| AL | 0 Kg | Radius | 10 | 0.850 | 0.800 | 0.624 | 0.100 | 2.100 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 1.280 | 0.800 | 2.096 | 0.100 | 7.200 | 0 |
| | 1 kg | Radius | 10 | 0.830 | 0.650 | 0.650 | 0.100 | 2.100 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 1.190 | 0.550 | 2.057 | 0.100 | 7.000 | 0 |
| | 3 kg | Radius | 10 | 0.730 | 0.600 | 0.660 | 0.100 | 2.300 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 1.170 | 0.550 | 2.099 | 0.200 | 7.100 | 0 |
| 5 kg | Radius | 10 | 0.620 | 0.400 | 0.730 | 0.000 | 2.400 | 0 | |
| | Without head of radius | 10 | 1.240 | 0.600 | 2.118 | 0.100 | 7.200 | 0 | |
| AM | 0 Kg | Radius | 10 | 3.180 | 2.800 | 1.612 | 1.400 | 6.300 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 3.040 | 2.050 | 2.882 | 0.800 | 10.400 | 0 |
| | 1 kg | Radius | 10 | 3.330 | 3.250 | 1.605 | 1.400 | 6.200 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 3.180 | 2.200 | 2.928 | 0.800 | 10.600 | 0 |
| | 3 kg | Radius | 10 | 3.510 | 3.550 | 1.501 | 1.200 | 6.000 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 3.410 | 2.500 | 2.976 | 1.000 | 10.900 | 0 |
| 5 kg | Radius | 10 | 3.790 | 3.600 | 1.610 | 0.800 | 6.600 | 0 | |
| | Without head of radius | 10 | 3.800 | 3.000 | 2.940 | 1.500 | 11.000 | 0 | |
| PL | 0 Kg | Radius | 10 | 3.300 | 2.850 | 2.802 | 1.000 | 10.700 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 2.640 | 2.650 | 1.212 | 1.000 | 4.900 | 0 |
| | 1 kg | Radius | 10 | 3.380 | 3.100 | 2.630 | 1.100 | 10.200 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 2.690 | 2.800 | 1.097 | 1.100 | 4.600 | 0 |
| | 3 kg | Radius | 10 | 3.490 | 3.500 | 2.425 | 1.100 | 9.500 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 2.600 | 2.900 | 0.979 | 1.000 | 3.700 | 0 |
| 5 kg | Radius | 10 | 3.510 | 3.700 | 2.225 | 1.100 | 8.700 | 0 | |
| | Without head of radius | 10 | 2.600 | 2.900 | 0.908 | 0.900 | 3.600 | 0 | |
| PM | 0 Kg | Radius | 10 | 1.150 | 0.800 | 1.619 | 0.000 | 5.500 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 1.610 | 0.800 | 2.661 | 0.000 | 9.000 | 0 |
| | 1 kg | Radius | 10 | 1.040 | 0.750 | 1.533 | 0.000 | 5.200 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 1.490 | 0.850 | 2.577 | 0.000 | 8.700 | 0 |
| | 3 kg | Radius | 10 | 0.890 | 0.550 | 1.511 | 0.000 | 5.100 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 1.410 | 0.600 | 2.798 | 0.000 | 9.300 | 0 |
| 5 kg | Radius | 10 | 0.790 | 0.400 | 1.499 | 0.000 | 5.000 | 0 | |
| | Without head of radius | 10 | 1.290 | 0.400 | 2.827 | 0.000 | 9.300 | 0 | |

| Flexor digitorum superficialis | | | | | | | | | |
|--------------------------------|------------------------|------------------------|-------|-------|--------|---------|-------|-------|------|
| JOINT | KG | RADIUS | N | Mean | Median | Std Dev | Min | Max | Miss |
| AL | 0 Kg | Radius | 10 | 0.870 | 0.650 | 0.797 | 0.100 | 2.600 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 1.130 | 0.800 | 1.555 | 0.100 | 5.500 | 0 |
| | 1 kg | Radius | 10 | 0.750 | 0.550 | 0.717 | 0.100 | 2.400 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 1.100 | 0.500 | 1.566 | 0.300 | 5.500 | 0 |
| | 3 kg | Radius | 10 | 0.780 | 0.350 | 0.874 | 0.000 | 2.600 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 1.110 | 0.700 | 1.618 | 0.100 | 5.600 | 0 |
| 5 kg | Radius | 10 | 0.620 | 0.250 | 0.811 | 0.000 | 2.600 | 0 | |
| | Without head of radius | 10 | 1.070 | 0.600 | 1.712 | 0.000 | 5.800 | 0 | |
| AM | 0 Kg | Radius | 10 | 3.210 | 2.700 | 1.818 | 1.400 | 7.200 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 2.840 | 2.400 | 2.395 | 0.600 | 8.800 | 0 |
| | 1 kg | Radius | 10 | 3.390 | 3.000 | 1.797 | 1.400 | 7.300 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 3.000 | 2.300 | 2.646 | 0.700 | 9.600 | 0 |
| | 3 kg | Radius | 10 | 3.660 | 3.300 | 1.730 | 1.200 | 7.200 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 3.290 | 2.750 | 2.494 | 1.100 | 9.300 | 0 |
| 5 kg | Radius | 10 | 4.010 | 3.750 | 1.753 | 0.800 | 7.000 | 0 | |
| | Without head of radius | 10 | 3.580 | 3.050 | 2.444 | 1.400 | 9.200 | 0 | |
| PL | 0 Kg | Radius | 10 | 3.030 | 2.850 | 2.181 | 0.700 | 8.300 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 2.640 | 2.750 | 1.345 | 0.900 | 5.500 | 0 |
| | 1 kg | Radius | 10 | 3.010 | 3.000 | 1.930 | 0.700 | 7.200 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 2.600 | 2.900 | 1.132 | 0.900 | 4.400 | 0 |
| | 3 kg | Radius | 10 | 3.030 | 3.250 | 1.772 | 0.600 | 6.500 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 2.570 | 2.950 | 1.030 | 0.800 | 3.600 | 0 |
| 5 kg | Radius | 10 | 2.970 | 3.350 | 1.640 | 0.500 | 5.900 | 0 | |
| | Without head of radius | 10 | 2.610 | 2.850 | 1.089 | 0.700 | 3.800 | 0 | |
| PM | 0 Kg | Radius | 10 | 1.140 | 0.850 | 1.351 | 0.000 | 4.700 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 1.450 | 0.700 | 2.223 | 0.000 | 7.600 | 0 |
| | 1 kg | Radius | 10 | 1.100 | 0.850 | 1.312 | 0.000 | 4.600 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 1.410 | 0.650 | 2.330 | 0.000 | 7.900 | 0 |
| | 3 kg | Radius | 10 | 0.890 | 0.550 | 1.391 | 0.000 | 4.700 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 1.270 | 0.500 | 2.466 | 0.000 | 8.200 | 0 |
| 5 kg | Radius | 10 | 0.800 | 0.300 | 1.418 | 0.000 | 4.700 | 0 | |
| | Without head of radius | 10 | 1.130 | 0.300 | 2.569 | 0.000 | 8.400 | 0 | |

| JOINT | KG | RADIUS | Flexor carpi ulnaris | | | | | | |
|-------|------------------------|------------------------|----------------------|-------|--------|---------|-------|-------|------|
| | | | N | Mean | Median | Std Dev | Min | Max | Miss |
| AL | 0 Kg | Radius | 10 | 0.840 | 0.550 | 0.876 | 0.100 | 2.900 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 1.110 | 0.900 | 1.207 | 0.100 | 4.400 | 0 |
| | 1 kg | Radius | 10 | 0.800 | 0.450 | 0.904 | 0.100 | 3.000 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 1.040 | 0.700 | 1.216 | 0.200 | 4.400 | 0 |
| | 3 kg | Radius | 10 | 0.740 | 0.350 | 0.916 | 0.100 | 3.000 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 0.930 | 0.600 | 1.253 | 0.100 | 4.400 | 0 |
| 5 kg | Radius | 10 | 0.690 | 0.250 | 0.960 | 0.100 | 3.200 | 0 | |
| | Without head of radius | 10 | 0.880 | 0.400 | 1.385 | 0.000 | 4.700 | 0 | |
| AM | 0 Kg | Radius | 10 | 3.180 | 2.650 | 1.850 | 1.200 | 7.300 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 2.720 | 2.100 | 2.143 | 0.700 | 7.800 | 0 |
| | 1 kg | Radius | 10 | 3.310 | 2.800 | 1.850 | 1.200 | 7.400 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 2.840 | 2.100 | 2.212 | 0.800 | 8.200 | 0 |
| | 3 kg | Radius | 10 | 3.500 | 3.150 | 1.724 | 1.000 | 7.000 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 3.080 | 2.600 | 2.196 | 1.000 | 8.200 | 0 |
| 5 kg | Radius | 10 | 3.660 | 3.500 | 1.630 | 0.700 | 6.200 | 0 | |
| | Without head of radius | 10 | 3.330 | 2.900 | 2.100 | 1.400 | 8.100 | 0 | |
| PL | 0 Kg | Radius | 10 | 2.930 | 3.100 | 1.715 | 0.700 | 6.400 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 2.610 | 2.600 | 1.199 | 1.000 | 5.100 | 0 |
| | 1 kg | Radius | 10 | 2.880 | 3.200 | 1.578 | 0.500 | 5.500 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 2.490 | 2.400 | 0.981 | 1.000 | 4.200 | 0 |
| | 3 kg | Radius | 10 | 2.880 | 3.400 | 1.523 | 0.400 | 5.100 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 2.300 | 2.400 | 0.852 | 0.800 | 3.200 | 0 |
| 5 kg | Radius | 10 | 2.820 | 3.350 | 1.467 | 0.400 | 4.800 | 0 | |
| | Without head of radius | 10 | 2.220 | 2.400 | 0.877 | 0.700 | 3.200 | 0 | |
| PM | 0 Kg | Radius | 10 | 1.080 | 0.850 | 1.316 | 0.000 | 4.500 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 1.410 | 0.700 | 2.245 | 0.000 | 7.600 | 0 |
| | 1 kg | Radius | 10 | 1.080 | 0.900 | 1.348 | 0.000 | 4.600 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 1.380 | 0.750 | 2.248 | 0.000 | 7.600 | 0 |
| | 3 kg | Radius | 10 | 0.950 | 0.700 | 1.350 | 0.000 | 4.600 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 1.220 | 0.450 | 2.255 | 0.000 | 7.500 | 0 |
| 5 kg | Radius | 10 | 0.820 | 0.400 | 1.378 | 0.000 | 4.600 | 0 | |
| | Without head of radius | 10 | 1.140 | 0.450 | 2.223 | 0.100 | 7.400 | 0 | |

| Extensor carpi ulnaris | | | | | | | | | |
|------------------------|------------------------|------------------------|-------|-------|--------|---------|-------|-------|------|
| JOINT | KG | RADIUS | N | Mean | Median | Std Dev | Min | Max | Miss |
| AL | 0 Kg | Radius | 10 | 0.860 | 0.500 | 0.883 | 0.100 | 2.900 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 1.100 | 0.700 | 1.257 | 0.100 | 4.500 | 0 |
| | 1 kg | Radius | 10 | 0.940 | 0.750 | 0.871 | 0.100 | 2.800 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 1.190 | 0.850 | 1.182 | 0.200 | 4.300 | 0 |
| | 3 kg | Radius | 10 | 1.080 | 0.900 | 0.898 | 0.100 | 2.800 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 1.560 | 1.300 | 1.164 | 0.300 | 4.300 | 0 |
| 5 kg | Radius | 10 | 1.400 | 1.000 | 1.392 | 0.200 | 4.700 | 0 | |
| | Without head of radius | 10 | 2.040 | 1.850 | 1.221 | 0.500 | 4.500 | 0 | |
| AM | 0 Kg | Radius | 10 | 2.940 | 2.950 | 1.269 | 1.300 | 5.100 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 2.600 | 2.000 | 1.905 | 0.700 | 7.100 | 0 |
| | 1 kg | Radius | 10 | 2.820 | 2.750 | 1.267 | 1.200 | 4.900 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 2.470 | 1.800 | 1.860 | 0.600 | 6.800 | 0 |
| | 3 kg | Radius | 10 | 2.680 | 2.650 | 1.257 | 1.000 | 4.800 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 2.190 | 1.500 | 1.674 | 0.500 | 6.000 | 0 |
| 5 kg | Radius | 10 | 2.630 | 2.500 | 1.320 | 0.900 | 4.800 | 0 | |
| | Without head of radius | 10 | 1.860 | 1.200 | 1.654 | 0.200 | 5.600 | 0 | |
| PL | 0 Kg | Radius | 10 | 2.620 | 2.950 | 1.319 | 0.700 | 4.500 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 2.420 | 2.600 | 1.064 | 0.700 | 4.100 | 0 |
| | 1 kg | Radius | 10 | 2.450 | 2.750 | 1.353 | 0.600 | 4.700 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 2.360 | 2.450 | 1.044 | 0.600 | 4.000 | 0 |
| | 3 kg | Radius | 10 | 2.390 | 2.250 | 1.787 | 0.500 | 6.500 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 2.100 | 2.100 | 1.083 | 0.300 | 3.800 | 0 |
| 5 kg | Radius | 10 | 2.230 | 1.700 | 2.146 | 0.200 | 7.700 | 0 | |
| | Without head of radius | 10 | 1.860 | 1.800 | 1.172 | 0.300 | 3.800 | 0 | |
| PM | 0 Kg | Radius | 10 | 1.160 | 0.850 | 1.280 | 0.000 | 4.300 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 1.300 | 0.750 | 1.810 | 0.000 | 6.200 | 0 |
| | 1 kg | Radius | 10 | 1.180 | 1.000 | 1.287 | 0.000 | 4.300 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 1.240 | 0.700 | 1.766 | 0.000 | 6.000 | 0 |
| | 3 kg | Radius | 10 | 1.200 | 1.100 | 1.260 | 0.000 | 4.300 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 1.280 | 0.600 | 1.686 | 0.100 | 5.700 | 0 |
| 5 kg | Radius | 10 | 1.180 | 1.000 | 1.205 | 0.000 | 4.000 | 0 | |
| | Without head of radius | 10 | 1.330 | 0.600 | 1.616 | 0.100 | 5.500 | 0 | |

| JOINT | KG | RADIUS | Extensor comunis | | | | | | |
|-------|------------------------|------------------------|------------------|-------|--------|---------|-------|-------|------|
| | | | N | Mean | Median | Std Dev | Min | Max | Miss |
| AL | 0 Kg | Radius | 10 | 0.970 | 0.600 | 1.245 | 0.100 | 4.300 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 1.050 | 0.800 | 1.173 | 0.200 | 4.300 | 0 |
| | 1 kg | Radius | 10 | 1.060 | 0.750 | 1.163 | 0.100 | 4.100 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 1.220 | 1.000 | 1.129 | 0.300 | 4.300 | 0 |
| | 3 kg | Radius | 10 | 1.170 | 0.750 | 1.114 | 0.200 | 3.900 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 1.540 | 1.350 | 1.098 | 0.200 | 4.300 | 0 |
| 5 kg | Radius | 10 | 1.340 | 0.900 | 1.218 | 0.300 | 4.300 | 0 | |
| | Without head of radius | 10 | 2.150 | 2.300 | 1.096 | 0.500 | 4.500 | 0 | |
| AM | 0 Kg | Radius | 10 | 3.060 | 2.650 | 1.366 | 1.500 | 5.800 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 2.410 | 1.800 | 1.778 | 0.700 | 6.500 | 0 |
| | 1 kg | Radius | 10 | 2.990 | 2.650 | 1.338 | 1.500 | 5.500 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 2.320 | 1.600 | 1.773 | 0.500 | 6.300 | 0 |
| | 3 kg | Radius | 10 | 2.910 | 2.600 | 1.328 | 1.200 | 5.200 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 2.090 | 1.650 | 1.597 | 0.300 | 5.800 | 0 |
| 5 kg | Radius | 10 | 2.690 | 2.500 | 1.364 | 0.900 | 4.900 | 0 | |
| | Without head of radius | 10 | 1.820 | 1.500 | 1.516 | 0.100 | 5.300 | 0 | |
| PL | 0 Kg | Radius | 10 | 2.620 | 2.900 | 1.384 | 0.500 | 4.600 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 2.380 | 2.550 | 1.006 | 0.900 | 4.000 | 0 |
| | 1 kg | Radius | 10 | 2.480 | 2.550 | 1.442 | 0.500 | 4.900 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 2.220 | 2.300 | 0.977 | 0.800 | 3.800 | 0 |
| | 3 kg | Radius | 10 | 2.410 | 2.200 | 1.886 | 0.500 | 6.900 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 1.970 | 1.750 | 1.058 | 0.500 | 3.800 | 0 |
| 5 kg | Radius | 10 | 2.160 | 1.800 | 2.251 | 0.100 | 8.000 | 0 | |
| | Without head of radius | 10 | 1.610 | 1.350 | 1.166 | 0.200 | 3.700 | 0 | |
| PM | 0 Kg | Radius | 10 | 1.120 | 1.000 | 1.229 | 0.000 | 4.200 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 1.420 | 0.750 | 2.179 | 0.000 | 7.400 | 0 |
| | 1 kg | Radius | 10 | 1.110 | 1.000 | 1.193 | 0.000 | 4.100 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 1.420 | 0.800 | 1.998 | 0.000 | 6.800 | 0 |
| | 3 kg | Radius | 10 | 1.120 | 0.950 | 1.163 | 0.000 | 4.000 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 1.380 | 0.800 | 1.771 | 0.000 | 6.100 | 0 |
| 5 kg | Radius | 10 | 1.150 | 0.900 | 1.153 | 0.000 | 3.900 | 0 | |
| | Without head of radius | 10 | 1.420 | 0.750 | 1.723 | 0.100 | 5.900 | 0 | |

| Extensor carpi radialis brevis | | | | | | | | | |
|--------------------------------|------------------------|------------------------|-------|-------|--------|---------|-------|-------|------|
| JOINT | KG | RADIUS | N | Mean | Median | Std Dev | Min | Max | Miss |
| AL | 0 Kg | Radius | 10 | 0.880 | 0.500 | 1.104 | 0.100 | 3.800 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 1.070 | 0.900 | 1.176 | 0.100 | 4.300 | 0 |
| | 1 kg | Radius | 10 | 1.020 | 0.600 | 1.076 | 0.100 | 3.600 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 1.190 | 1.000 | 1.049 | 0.200 | 4.000 | 0 |
| | 3 kg | Radius | 10 | 1.030 | 0.650 | 0.959 | 0.300 | 3.400 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 1.580 | 1.600 | 0.958 | 0.300 | 3.800 | 0 |
| 5 kg | Radius | 10 | 1.110 | 0.750 | 0.941 | 0.300 | 3.200 | 0 | |
| | Without head of radius | 10 | 2.010 | 2.150 | 0.952 | 0.500 | 3.700 | 0 | |
| AM | 0 Kg | Radius | 10 | 2.950 | 2.900 | 1.243 | 1.500 | 5.000 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 2.380 | 1.900 | 1.598 | 0.700 | 5.800 | 0 |
| | 1 kg | Radius | 10 | 2.910 | 2.700 | 1.243 | 1.400 | 4.800 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 2.210 | 1.700 | 1.633 | 0.500 | 5.800 | 0 |
| | 3 kg | Radius | 10 | 2.760 | 2.600 | 1.247 | 1.200 | 4.500 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 2.020 | 1.600 | 1.651 | 0.200 | 5.800 | 0 |
| 5 kg | Radius | 10 | 2.680 | 2.500 | 1.254 | 1.000 | 4.400 | 0 | |
| | Without head of radius | 10 | 1.660 | 1.300 | 1.559 | 0.100 | 5.300 | 0 | |
| PL | 0 Kg | Radius | 10 | 2.640 | 2.900 | 1.425 | 0.400 | 4.700 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 2.390 | 2.450 | 0.992 | 0.900 | 4.000 | 0 |
| | 1 kg | Radius | 10 | 2.560 | 2.750 | 1.477 | 0.500 | 4.900 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 2.220 | 2.200 | 1.002 | 0.700 | 3.800 | 0 |
| | 3 kg | Radius | 10 | 2.380 | 2.450 | 1.878 | 0.500 | 6.800 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 1.960 | 1.900 | 1.078 | 0.300 | 3.700 | 0 |
| 5 kg | Radius | 10 | 2.140 | 1.750 | 2.309 | 0.100 | 8.100 | 0 | |
| | Without head of radius | 10 | 1.510 | 1.250 | 1.082 | 0.200 | 3.500 | 0 | |
| PM | 0 Kg | Radius | 10 | 1.140 | 0.900 | 1.243 | 0.000 | 4.200 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 1.350 | 0.800 | 1.940 | 0.000 | 6.600 | 0 |
| | 1 kg | Radius | 10 | 1.140 | 0.850 | 1.211 | 0.000 | 4.000 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 1.350 | 0.800 | 1.818 | 0.000 | 6.200 | 0 |
| | 3 kg | Radius | 10 | 1.170 | 0.950 | 1.216 | 0.000 | 4.000 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 1.380 | 0.800 | 1.728 | 0.000 | 5.900 | 0 |
| 5 kg | Radius | 10 | 1.210 | 1.050 | 1.183 | 0.000 | 3.900 | 0 | |
| | Without head of radius | 10 | 1.410 | 0.850 | 1.608 | 0.000 | 5.500 | 0 | |

| Extensor carpi radialis longus | | | | | | | | | |
|--------------------------------|------------------------|------------------------|-------|-------|--------|---------|-------|-------|------|
| JOINT | KG | RADIUS | N | Mean | Median | Std Dev | Min | Max | Miss |
| AL | 0 Kg | Radius | 10 | 0.830 | 0.600 | 0.920 | 0.100 | 3.200 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 1.190 | 0.750 | 1.643 | 0.200 | 5.800 | 0 |
| | 1 kg | Radius | 10 | 0.880 | 0.550 | 0.934 | 0.100 | 3.200 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 1.450 | 0.900 | 1.922 | 0.100 | 6.800 | 0 |
| | 3 kg | Radius | 10 | 1.030 | 0.750 | 0.906 | 0.100 | 3.100 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 1.810 | 1.300 | 2.069 | 0.100 | 7.500 | 0 |
| 5 kg | Radius | 10 | 1.100 | 0.700 | 0.943 | 0.200 | 3.000 | 0 | |
| | Without head of radius | 10 | 2.280 | 2.050 | 1.932 | 0.400 | 7.400 | 0 | |
| AM | 0 Kg | Radius | 10 | 2.960 | 2.950 | 1.353 | 1.400 | 5.400 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 2.300 | 1.800 | 1.590 | 0.600 | 5.400 | 0 |
| | 1 kg | Radius | 10 | 2.910 | 2.750 | 1.380 | 1.400 | 5.400 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 2.230 | 1.600 | 1.640 | 0.500 | 5.400 | 0 |
| | 3 kg | Radius | 10 | 2.760 | 2.700 | 1.413 | 1.100 | 5.100 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 1.950 | 1.400 | 1.600 | 0.300 | 5.300 | 0 |
| 5 kg | Radius | 10 | 2.680 | 2.600 | 1.381 | 0.900 | 4.800 | 0 | |
| | Without head of radius | 10 | 1.700 | 1.250 | 1.586 | 0.200 | 5.200 | 0 | |
| PL | 0 Kg | Radius | 10 | 2.600 | 2.900 | 1.306 | 0.400 | 4.200 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 2.250 | 2.300 | 0.922 | 0.700 | 3.600 | 0 |
| | 1 kg | Radius | 10 | 2.460 | 2.700 | 1.292 | 0.500 | 4.300 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 2.100 | 2.150 | 0.979 | 0.600 | 3.600 | 0 |
| | 3 kg | Radius | 10 | 2.310 | 2.350 | 1.795 | 0.300 | 6.400 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 1.880 | 1.700 | 1.018 | 0.300 | 3.500 | 0 |
| 5 kg | Radius | 10 | 2.160 | 1.600 | 2.331 | 0.300 | 8.200 | 0 | |
| | Without head of radius | 10 | 1.460 | 1.250 | 1.061 | 0.100 | 3.400 | 0 | |
| PM | 0 Kg | Radius | 10 | 1.130 | 0.900 | 1.207 | 0.000 | 4.000 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 1.340 | 0.850 | 1.805 | 0.000 | 6.200 | 0 |
| | 1 kg | Radius | 10 | 1.160 | 1.000 | 1.227 | 0.000 | 4.000 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 1.370 | 0.900 | 1.720 | 0.000 | 5.900 | 0 |
| | 3 kg | Radius | 10 | 1.160 | 1.000 | 1.199 | 0.000 | 3.900 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 1.340 | 0.950 | 1.586 | 0.000 | 5.500 | 0 |
| 5 kg | Radius | 10 | 1.170 | 0.800 | 1.201 | 0.000 | 3.800 | 0 | |
| | Without head of radius | 10 | 1.340 | 0.800 | 1.566 | 0.000 | 5.400 | 0 | |

| JOINT | KG | RADIUS | Brachioradialis | | | | | | |
|-------|------------------------|------------------------|-----------------|-------|--------|---------|-------|-------|------|
| | | | N | Mean | Median | Std Dev | Min | Max | Miss |
| AL | 0 Kg | Radius | 10 | 0.830 | 0.600 | 0.847 | 0.100 | 3.000 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 1.220 | 0.900 | 1.671 | 0.100 | 5.900 | 0 |
| | 1 kg | Radius | 10 | 0.850 | 0.550 | 0.832 | 0.200 | 2.900 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 1.370 | 0.900 | 1.664 | 0.200 | 6.000 | 0 |
| | 3 kg | Radius | 10 | 0.950 | 0.600 | 0.799 | 0.300 | 2.800 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 1.560 | 1.150 | 1.619 | 0.300 | 6.000 | 0 |
| 5 kg | Radius | 10 | 1.020 | 0.650 | 0.796 | 0.300 | 2.700 | 0 | |
| | Without head of radius | 10 | 1.720 | 1.200 | 1.673 | 0.200 | 6.100 | 0 | |
| AM | 0 Kg | Radius | 10 | 2.890 | 2.950 | 1.308 | 1.500 | 5.100 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 2.220 | 1.800 | 1.556 | 0.600 | 5.000 | 0 |
| | 1 kg | Radius | 10 | 2.860 | 2.800 | 1.403 | 1.400 | 5.300 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 2.180 | 1.800 | 1.553 | 0.500 | 5.000 | 0 |
| | 3 kg | Radius | 10 | 2.750 | 2.550 | 1.354 | 1.200 | 5.200 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 1.880 | 1.300 | 1.553 | 0.500 | 4.900 | 0 |
| 5 kg | Radius | 10 | 2.730 | 2.250 | 1.430 | 1.000 | 5.200 | 0 | |
| | Without head of radius | 10 | 1.780 | 1.200 | 1.470 | 0.600 | 4.800 | 0 | |
| PL | 0 Kg | Radius | 10 | 2.600 | 2.900 | 1.381 | 0.300 | 4.200 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 2.280 | 2.350 | 0.937 | 0.700 | 3.800 | 0 |
| | 1 kg | Radius | 10 | 2.450 | 2.550 | 1.525 | 0.200 | 5.000 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 2.120 | 2.200 | 0.977 | 0.600 | 3.600 | 0 |
| | 3 kg | Radius | 10 | 2.280 | 2.200 | 2.217 | 0.200 | 7.900 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 1.870 | 1.800 | 1.017 | 0.300 | 3.500 | 0 |
| 5 kg | Radius | 10 | 2.040 | 1.650 | 2.335 | 0.200 | 8.200 | 0 | |
| | Without head of radius | 10 | 1.520 | 1.550 | 0.848 | 0.100 | 3.200 | 0 | |
| PM | 0 Kg | Radius | 10 | 1.150 | 0.850 | 1.243 | 0.000 | 4.100 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 1.300 | 0.850 | 1.687 | 0.000 | 5.800 | 0 |
| | 1 kg | Radius | 10 | 1.090 | 0.700 | 1.245 | 0.000 | 4.000 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 1.290 | 0.900 | 1.642 | 0.000 | 5.700 | 0 |
| | 3 kg | Radius | 10 | 1.030 | 0.600 | 1.211 | 0.000 | 4.000 | 0 |
| | | Without head of radius | 10 | 1.090 | 0.650 | 1.602 | 0.000 | 5.500 | 0 |
| 5 kg | Radius | 10 | 0.910 | 0.650 | 1.183 | 0.000 | 4.000 | 0 | |
| | Without head of radius | 10 | 0.990 | 0.750 | 1.519 | 0.000 | 5.200 | 0 | |

ANEXO 3. Comparación de las articulaciones humero-cubitales.

Primero se realiza el test de Kruskal-Wallis detectando si hay diferencias ES ($p < 0.05$) entre articulaciones para cada peso estudiado (0, 1, 3 y 5 kg). Si las hay, se realizan comparaciones 2 a 2 con el test U Mann-Whitney determinando en qué articulaciones hay diferencias.

Con cabeza de radio y 0 kg

| | AL vs AM | AL vs PL | AL vs PM | AM vs PL | AM vs PM | PL vs PM |
|------|---------------|---------------|----------|----------|---------------|---------------|
| FCR | 0.0007 | 0.0017 | 0.7617 | 0.7334 | 0.0035 | 0.0064 |
| FDS | 0.0013 | 0.0065 | 0.9394 | 0.8499 | 0.0028 | 0.0256 |
| FCU | 0.0019 | 0.0044 | 0.8478 | 0.8500 | 0.0035 | 0.0254 |
| ECU | 0.0015 | 0.0057 | 0.6760 | 0.6229 | 0.0065 | 0.0342 |
| ED | 0.0017 | 0.0189 | 0.7036 | 0.7618 | 0.0025 | 0.0409 |
| ECRB | 0.0015 | 0.0124 | 0.5429 | 0.7052 | 0.0036 | 0.0341 |
| ECRL | 0.0009 | 0.0080 | 0.6220 | 0.7050 | 0.0072 | 0.0338 |
| BR | 0.0007 | 0.0098 | 0.7612 | 0.6498 | 0.0111 | 0.0374 |

Con cabeza de radio y 1 kg

| | AL vs AM | AL vs PL | AL vs PM | AM vs PL | AM vs PM | PL vs PM |
|------|---------------|---------------|----------|----------|---------------|---------------|
| FCR | 0.0005 | 0.0019 | 0.7045 | 0.6495 | 0.0025 | 0.0040 |
| FDS | 0.0004 | 0.0032 | 0.6770 | 0.7334 | 0.0022 | 0.0255 |
| FCU | 0.0015 | 0.0044 | 0.7598 | 0.8497 | 0.0035 | 0.0305 |
| ECU | 0.0036 | 0.0188 | 0.8494 | 0.5705 | 0.0110 | 0.0489 |
| ED | 0.0013 | 0.0342 | 0.8792 | 0.5964 | 0.0017 | 0.0410 |
| ECRB | 0.0028 | 0.0188 | 0.9698 | 0.7336 | 0.0036 | 0.0493 |
| ECRL | 0.0019 | 0.0112 | 0.8201 | 0.5449 | 0.0090 | 0.0373 |
| BR | 0.0008 | 0.0338 | 0.9395 | 0.6229 | 0.0101 | 0.0408 |

Con cabeza de radio y 3 kg

| | AL vs AM | AL vs PL | AL vs PM | AM vs PL | AM vs PM | PL vs PM |
|------|---------------|---------------|----------|----------|---------------|---------------|
| FCR | 0.0004 | 0.0006 | 0.6205 | 0.7335 | 0.0017 | 0.0022 |
| FDS | 0.0006 | 0.0032 | 1.0000 | 0.5959 | 0.0017 | 0.0072 |
| FCU | 0.0011 | 0.0035 | 0.9391 | 0.6771 | 0.0028 | 0.0111 |
| ECU | 0.0057 | 0.0448 | 0.9698 | 0.4490 | 0.0139 | 0.0534 |
| ED | 0.0058 | 0.0582 | 0.8498 | 0.3247 | 0.0040 | 0.0538 |
| ECRB | 0.0040 | 0.0681 | 1.0000 | 0.4953 | 0.0091 | 0.0690 |
| ECRL | 0.0065 | 0.0815 | 1.0000 | 0.3843 | 0.0155 | 0.0819 |
| BR | 0.0025 | 0.1029 | 0.7613 | 0.2886 | 0.0072 | 0.0692 |

Con cabeza de radio y 5 kg

| | AL vs AM | AL vs PL | AL vs PM | AM vs PL | AM vs PM | PL vs PM |
|------|---------------|---------------|----------|----------|---------------|---------------|
| FCR | 0.0004 | 0.0005 | 0.7880 | 0.8205 | 0.0017 | 0.0022 |
| FDS | 0.0004 | 0.0017 | 0.9393 | 0.1981 | 0.0028 | 0.0046 |
| FCU | 0.0009 | 0.0024 | 0.8488 | 0.4048 | 0.0032 | 0.0090 |
| ECU | 0.0449 | 0.3436 | 0.5684 | 0.2260 | 0.0138 | 0.1846 |
| ED | 0.0170 | 0.4048 | 0.5697 | 0.1986 | 0.0126 | 0.1983 |
| ECRB | 0.0080 | 0.3633 | 0.9698 | 0.1733 | 0.0188 | 0.2894 |
| ECRL | 0.0101 | 0.3243 | 0.8795 | 0.1499 | 0.0233 | 0.2403 |
| BR | 0.0051 | 0.4046 | 0.4487 | 0.1290 | 0.0022 | 0.0816 |

Sin cabeza de radio y 0 kg

| | AL vs AM | AL vs PL | AL vs PM | AM vs PL | AM vs PM | PL vs PM |
|------|---------------|---------------|----------|----------|---------------|---------------|
| FCR | 0.0043 | 0.0027 | 0.7903 | 0.6227 | 0.0210 | 0.0112 |
| FDS | 0.0087 | 0.0027 | 0.9392 | 0.5956 | 0.0168 | 0.0111 |
| FCU | 0.0112 | 0.0057 | 0.8497 | 0.4480 | 0.0138 | 0.0112 |
| ECU | 0.0079 | 0.0111 | 0.9395 | 0.6771 | 0.0154 | 0.0170 |
| ED | 0.0072 | 0.0070 | 0.8790 | 0.5191 | 0.0280 | 0.0111 |
| ECRB | 0.0068 | 0.0065 | 0.9694 | 0.4487 | 0.0230 | 0.0125 |
| ECRL | 0.0138 | 0.0111 | 0.8494 | 0.4046 | 0.0338 | 0.0171 |
| BR | 0.0279 | 0.0110 | 0.8793 | 0.3068 | 0.0533 | 0.0170 |

Sin cabeza de radio y 1 kg

| | AL vs AM | AL vs PL | AL vs PM | AM vs PL | AM vs PM | PL vs PM |
|------|---------------|---------------|----------|----------|---------------|---------------|
| FCR | 0.0031 | 0.0028 | 0.6484 | 0.7333 | 0.0100 | 0.0090 |
| FDS | 0.0056 | 0.0050 | 0.9092 | 0.6495 | 0.0101 | 0.0112 |
| FCU | 0.0040 | 0.0045 | 1.0000 | 0.6227 | 0.0089 | 0.0112 |
| ECU | 0.0255 | 0.0230 | 0.7324 | 0.7051 | 0.0210 | 0.0210 |
| ED | 0.0227 | 0.0373 | 0.7328 | 0.4702 | 0.1012 | 0.0208 |
| ECRB | 0.0339 | 0.0340 | 0.7331 | 0.4258 | 0.0615 | 0.0188 |
| ECRL | 0.0483 | 0.0371 | 0.9094 | 0.5697 | 0.1722 | 0.0434 |
| BR | 0.0633 | 0.0408 | 0.9095 | 0.5959 | 0.0450 | 0.0255 |

Sin cabeza de radio y 3 kg

| | AL vs AM | AL vs PL | AL vs PM | AM vs PL | AM vs PM | PL vs PM |
|-------------|--|---------------|----------|----------|---------------|---------------|
| FCR | 0.0028 | 0.0045 | 1.0000 | 0.9697 | 0.0031 | 0.0054 |
| FDS | 0.0028 | 0.0050 | 0.6480 | 0.8203 | 0.0036 | 0.0057 |
| FCU | 0.0017 | 0.0070 | 0.8488 | 0.5201 | 0.0036 | 0.0089 |
| ECU | No hay diferencias entre articulaciones para este músculo en este peso Kruskal-Wallis $p>0,05$ | | | | | |
| ED | No hay diferencias entre articulaciones para este músculo en este peso Kruskal-Wallis $p>0,05$ | | | | | |
| ECRB | No hay diferencias entre articulaciones para este músculo en este peso Kruskal-Wallis $p>0,05$ | | | | | |
| ECRL | No hay diferencias entre articulaciones para este músculo en este peso Kruskal-Wallis $p>0,05$ | | | | | |
| BR | 0.4233 | 0.4233 | 0.0795 | 0.5950 | 0.0226 | 0.0230 |

Sin cabeza de radio y 5 kg

| | AL vs AM | AL vs PL | AL vs PM | AM vs PL | AM vs PM | PL vs PM |
|-------------|--|---------------|----------|----------|---------------|---------------|
| FCR | 0.0022 | 0.0040 | 0.3602 | 0.5193 | 0.0022 | 0.0028 |
| FDS | 0.0022 | 0.0057 | 0.3225 | 0.8204 | 0.0022 | 0.0040 |
| FCU | 0.0017 | 0.0070 | 1.0000 | 0.3429 | 0.0021 | 0.0070 |
| ECU | No hay diferencias entre articulaciones para este músculo en este peso Kruskal-Wallis $p>0,05$ | | | | | |
| ED | No hay diferencias entre articulaciones para este músculo en este peso Kruskal-Wallis $p>0,05$ | | | | | |
| ECRB | No hay diferencias entre articulaciones para este músculo en este peso Kruskal-Wallis $p>0,05$ | | | | | |
| ECRL | No hay diferencias entre articulaciones para este músculo en este peso Kruskal-Wallis $p>0,05$ | | | | | |
| BR | No hay diferencias entre articulaciones para este músculo en este peso Kruskal-Wallis $p>0,05$ | | | | | |

ANEXO 4. Comparación de pesos

Flexor Carpi Radialis

| | Con Cabeza de radio | | | | Sin cabeza de radio | | | |
|-----------|---------------------|---------------|----------|---------------|---------------------|---------------|----------|---------------|
| | Ant-Lat | Ant-Med | Post-Lat | Post-Med | Ant-Lat | Ant-Med | Post-Lat | Post-Med |
| 0 vs 1 kg | 0.3750 | 0.0313 | 0.1758 | 0.0156 | 0.2188 | 0.0156 | 0.3613 | 0.1250 |
| 0 vs 3 kg | 0.0313 | 0.0918 | 0.1797 | 0.0078 | 0.2188 | 0.0039 | 0.9063 | 0.0625 |
| 0 vs 5 kg | 0.0156 | 0.0313 | 0.1445 | 0.0039 | 0.6250 | 0.0039 | 0.5469 | 0.0391 |
| 1 vs 3 kg | 0.2188 | 0.1816 | 0.2813 | 0.0156 | 0.7188 | 0.0059 | 0.5547 | 0.1875 |
| 1 vs 5 kg | 0.0176 | 0.0820 | 0.2656 | 0.0078 | 0.5156 | 0.0039 | 0.6758 | 0.1406 |
| 3 vs 5 kg | 0.0547 | 0.0508 | 0.4844 | 0.0156 | 0.3262 | 0.0039 | 0.5156 | 0.0625 |

Flexor Digitorum Superficialis

| | Con Cabeza de radio | | | | Sin cabeza de radio | | | |
|-----------|---------------------|---------------|----------|---------------|---------------------|---------------|----------|---------------|
| | Ant-Lat | Ant-Med | Post-Lat | Post-Med | Ant-Lat | Ant-Med | Post-Lat | Post-Med |
| 0 vs 1 kg | 0.0156 | 0.0078 | 0.5078 | 0.2500 | 0.5625 | 0.1094 | 0.5156 | 0.4063 |
| 0 vs 3 kg | 0.0938 | 0.0117 | 0.3613 | 0.0156 | 0.2734 | 0.0020 | 0.1680 | 0.1211 |
| 0 vs 5 kg | 0.0039 | 0.0117 | 0.4707 | 0.0156 | 0.3320 | 0.0020 | 0.3438 | 0.0742 |
| 1 vs 3 kg | 0.7422 | 0.0117 | 0.5508 | 0.0117 | 1.0000 | 0.0137 | 0.2734 | 0.0664 |
| 1 vs 5 kg | 0.0352 | 0.0156 | 0.6621 | 0.0117 | 0.6992 | 0.0078 | 0.3633 | 0.0430 |
| 3 vs 5 kg | 0.0313 | 0.0371 | 0.7070 | 0.1563 | 0.3438 | 0.0078 | 0.7891 | 0.0938 |

Flexor Carpi Ulnaris

| | Con Cabeza de radio | | | | Sin cabeza de radio | | | |
|------------------|---------------------|---------------|----------|---------------|---------------------|---------------|---------------|---------------|
| | Ant-Lat | Ant-Med | Post-Lat | Post-Med | Ant-Lat | Ant-Med | Post-Lat | Post-Med |
| 0 vs 1 kg | 0.3750 | 0.0156 | 0.5781 | 1.0000 | 0.2188 | 0.0569 | 0.2188 | 0.1875 |
| 0 vs 3 kg | 0.0781 | 0.0352 | 0.4727 | 0.0234 | 0.0469 | 0.0059 | 0.0195 | 0.0078 |
| 0 vs 5 kg | 0.0781 | 0.1367 | 0.5820 | 0.0156 | 0.0313 | 0.0020 | 0.0059 | 0.0156 |
| 1 vs 3 kg | 0.0938 | 0.0742 | 0.4375 | 0.0156 | 0.0273 | 0.0156 | 0.0569 | 0.0156 |
| 1 vs 5 kg | 0.0781 | 0.2012 | 0.7734 | 0.0078 | 0.0547 | 0.0039 | 0.0534 | 0.0234 |
| 3 vs 5 kg | 0.1250 | 0.2344 | 0.5547 | 0.0156 | 0.3145 | 0.0117 | 0.1250 | 0.1875 |

Extensor Carpi Ulnaris

| | Con Cabeza de radio | | | | Sin cabeza de radio | | | |
|------------------|---------------------|---------------|---------------|----------|---------------------|---------------|---------------|----------|
| | Ant-Lat | Ant-Med | Post-Lat | Post-Med | Ant-Lat | Ant-Med | Post-Lat | Post-Med |
| 0 vs 1 kg | 0.0781 | 0.0313 | 0.0156 | 1.0000 | 0.1406 | 0.0039 | 0.0684 | 0.0625 |
| 0 vs 3 kg | 0.0117 | 0.0020 | 0.1563 | 0.9375 | 0.0059 | 0.0020 | 0.0488 | 0.8672 |
| 0 vs 5 kg | 0.0020 | 0.0039 | 0.1094 | 1.0000 | 0.0039 | 0.0020 | 0.0801 | 0.5098 |
| 1 vs 3 kg | 0.0039 | 0.0020 | 0.3047 | 1.0000 | 0.0039 | 0.0039 | 0.0527 | 0.6094 |
| 1 vs 5 kg | 0.0020 | 0.0039 | 0.1445 | 0.3750 | 0.0020 | 0.0020 | 0.0879 | 0.3750 |
| 3 vs 5 kg | 0.0156 | 0.5156 | 0.1016 | 0.5625 | 0.0020 | 0.0020 | 0.1992 | 0.3125 |

Extensor Digitorum

| | Con Cabeza de radio | | | | Sin cabeza de radio | | | |
|-----------|---------------------|---------------|----------|----------|---------------------|---------------|---------------|----------|
| | Ant-Lat | Ant-Med | Post-Lat | Post-Med | Ant-Lat | Ant-Med | Post-Lat | Post-Med |
| 0 vs 1 kg | 0.1563 | 0.4219 | 0.1094 | 0.6172 | 0.0039 | 0.1563 | 0.0039 | 0.4219 |
| 0 vs 3 kg | 0.0410 | 0.2109 | 0.1133 | 0.5313 | 0.0078 | 0.0156 | 0.0117 | 0.2578 |
| 0 vs 5 kg | 0.0039 | 0.0059 | 0.0996 | 0.8750 | 0.0020 | 0.0059 | 0.0117 | 0.2207 |
| 1 vs 3 kg | 0.0938 | 0.1836 | 0.1230 | 0.6250 | 0.0078 | 0.0195 | 0.0156 | 1.0000 |
| 1 vs 5 kg | 0.0078 | 0.0273 | 0.1016 | 0.5156 | 0.0020 | 0.0039 | 0.0195 | 0.2656 |
| 3 vs 5 kg | 0.0156 | 0.0059 | 0.0996 | 0.4375 | 0.0020 | 0.0039 | 0.0156 | 0.5000 |

Extensor Carpi Radialis Brevis

| | Con Cabeza de radio | | | | Sin cabeza de radio | | | |
|-----------|---------------------|---------------|----------|----------|---------------------|---------------|---------------|----------|
| | Ant-Lat | Ant-Med | Post-Lat | Post-Med | Ant-Lat | Ant-Med | Post-Lat | Post-Med |
| 0 vs 1 kg | 0.1875 | 0.8613 | 0.2617 | 0.3750 | 0.0742 | 0.0313 | 0.0117 | 0.4063 |
| 0 vs 3 kg | 0.1250 | 0.1387 | 0.0996 | 0.7031 | 0.0137 | 0.0078 | 0.0078 | 0.2656 |
| 0 vs 5 kg | 0.0547 | 0.1152 | 0.1172 | 1.0000 | 0.0098 | 0.0020 | 0.0078 | 0.2344 |
| 1 vs 3 kg | 0.5938 | 0.0039 | 0.1250 | 0.5000 | 0.0078 | 0.0078 | 0.0117 | 0.6563 |
| 1 vs 5 kg | 0.3887 | 0.0313 | 0.0762 | 0.1719 | 0.0059 | 0.0020 | 0.0059 | 0.2578 |
| 3 vs 5 kg | 0.3125 | 0.2813 | 0.0820 | 0.3438 | 0.0039 | 0.0039 | 0.0059 | 0.3750 |

Extensor Carpi Radialis Longus

| | Con Cabeza de radio | | | | Sin cabeza de radio | | | |
|------------------|---------------------|---------------|---------------|----------|---------------------|---------------|---------------|----------|
| | Ant-Lat | Ant-Med | Post-Lat | Post-Med | Ant-Lat | Ant-Med | Post-Lat | Post-Med |
| 0 vs 1 kg | 0.1250 | 0.7188 | 0.0273 | 1.0000 | 0.0117 | 0.2500 | 0.0156 | 0.4063 |
| 0 vs 3 kg | 0.0117 | 0.0078 | 0.0801 | 0.8906 | 0.0039 | 0.0156 | 0.0176 | 0.3555 |
| 0 vs 5 kg | 0.0234 | 0.0195 | 0.0762 | 0.5000 | 0.0020 | 0.0020 | 0.0078 | 0.4414 |
| 1 vs 3 kg | 0.0195 | 0.0078 | 0.0840 | 1.0000 | 0.0039 | 0.0078 | 0.0488 | 0.8281 |
| 1 vs 5 kg | 0.0352 | 0.0313 | 0.0762 | 0.5781 | 0.0020 | 0.0020 | 0.0117 | 0.8750 |
| 3 vs 5 kg | 0.2539 | 0.3750 | 0.1250 | 0.6563 | 0.0039 | 0.0039 | 0.0039 | 1.0000 |

Brachioradialis

| | Con Cabeza de radio | | | | Sin cabeza de radio | | | |
|------------------|---------------------|---------|---------------|---------------|---------------------|---------------|---------------|---------------|
| | Ant-Lat | Ant-Med | Post-Lat | Post-Med | Ant-Lat | Ant-Med | Post-Lat | Post-Med |
| 0 vs 1 kg | 0.7188 | 0.8613 | 0.0781 | 0.1719 | 0.0578 | 0.2578 | 0.0156 | 1.0000 |
| 0 vs 3 kg | 0.1484 | 0.3750 | 0.0820 | 0.0938 | 0.0020 | 0.0020 | 0.0098 | 0.0156 |
| 0 vs 5 kg | 0.1719 | 0.9219 | 0.1016 | 0.0313 | 0.0039 | 0.0078 | 0.0039 | 0.0156 |
| 1 vs 3 kg | 0.1719 | 0.1914 | 0.1211 | 0.1875 | 0.0078 | 0.0117 | 0.0176 | 0.0078 |
| 1 vs 5 kg | 0.1875 | 0.9453 | 0.1016 | 0.0938 | 0.0117 | 0.0117 | 0.0039 | 0.0156 |
| 3 vs 5 kg | 0.4375 | 0.8750 | 0.0469 | 0.1250 | 0.0273 | 0.1055 | 0.0059 | 0.0781 |

ANEXO 5. Comparación entre tener o no tener la cabeza de radio

0 kg

| | Ant- Lat | Ant-Med | Post-Lat | Post-Med |
|------|----------|---------------|----------|----------|
| FCR | 0.7109 | 0.6934 | 0.1348 | 0.8438 |
| FDS | 0.9395 | 0.1777 | 0.3125 | 0.8945 |
| FCU | 0.5098 | 0.1211 | 0.1641 | 0.7656 |
| ECU | 0.6641 | 0.1523 | 0.1680 | 0.5703 |
| ED | 1.0000 | 0.0605 | 0.2090 | 1.0000 |
| ECRB | 0.3750 | 0.1250 | 0.1797 | 0.8438 |
| ECRL | 0.3281 | 0.0625 | 0.1035 | 1.0000 |
| BR | 0.4512 | 0.1230 | 0.2070 | 0.6875 |

1 kg

| | Ant- Lat | Ant-Med | Post-Lat | Post-Med |
|------|---------------|---------------|---------------|----------|
| FCR | 0.9375 | 0.5098 | 0.1211 | 0.7500 |
| FDS | 0.5117 | 0.1797 | 0.1992 | 0.7617 |
| FCU | 0.5508 | 0.0508 | 0.1563 | 0.7813 |
| ECU | 0.7109 | 0.0703 | 0.4336 | 0.6406 |
| ED | 0.4883 | 0.0781 | 0.1523 | 0.6641 |
| ECRB | 0.1680 | 0.0469 | 0.1055 | 0.8359 |
| ECRL | 0.1895 | 0.0352 | 0.0762 | 0.8047 |
| BR | 0.0703 | 0.0820 | 0.3125 | 0.9492 |

3 kg

| | Ant- Lat | Ant-Med | Post-Lat | Post-Med |
|------|---------------|---------------|---------------|----------|
| FCR | 0.7383 | 0.4297 | 0.0508 | 0.1758 |
| FDS | 0.3203 | 0.1113 | 0.1348 | 0.9531 |
| FCU | 0.5859 | 0.1406 | 0.0820 | 0.9609 |
| ECU | 0.1484 | 0.0762 | 0.4844 | 1.0000 |
| ED | 0.1152 | 0.0449 | 0.2109 | 0.6719 |
| ECRB | 0.0293 | 0.0703 | 0.3066 | 0.8203 |
| ECRL | 0.0703 | 0.0195 | 0.2207 | 0.8789 |
| BR | 0.0703 | 0.0098 | 0.7441 | 0.6758 |

5 kg

| | Ant- Lat | Ant-Med | Post-Lat | Post-Med |
|------|---------------|---------------|---------------|----------|
| FCR | 0.1094 | 0.6035 | 0.0371 | 0.3047 |
| FDS | 0.1328 | 0.2227 | 0.1660 | 0.7031 |
| FCU | 0.4844 | 0.2461 | 0.0938 | 0.6875 |
| ECU | 0.0801 | 0.0469 | 0.6719 | 0.8477 |
| ED | 0.0215 | 0.0273 | 0.2656 | 0.6367 |
| ECRB | 0.0273 | 0.0117 | 0.4180 | 0.8906 |
| ECRL | 0.0254 | 0.0098 | 0.2109 | 1.0000 |
| BR | 0.0449 | 0.0039 | 0.6094 | 0.6563 |