



Universitat Autònoma de Barcelona

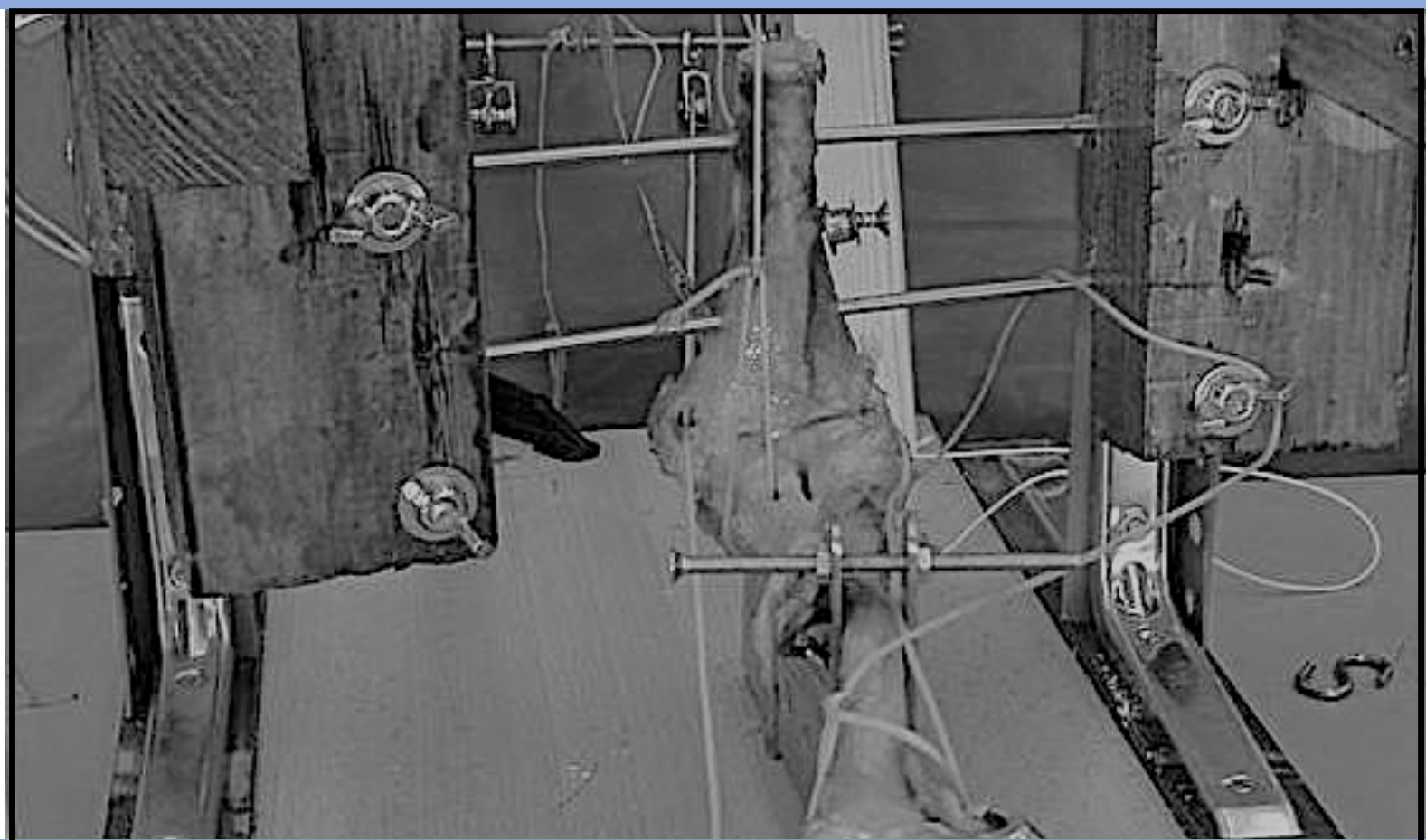
ADVERTIMENT. L'accés als continguts d'aquesta tesi queda condicionat a l'acceptació de les condicions d'ús establertes per la següent llicència Creative Commons:  http://cat.creativecommons.org/?page_id=184

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>

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 pronosupinación neutra.

Xavier Casanova Canals



Programa de doctorado
Cirurgia i Ciències morfològiques

Departamento
Ciències morfològiques

Año de depósito
2020

Directores

Dr. Alfonso Rodríguez Baeza
Dr. Àngel Ferreres i Claramunt
Dra. Montserrat del Valle i Jou

Tutor

Dr. Alfonso Rodríguez Baeza

TESIS DOCTORAL

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.

Xavier Casanova Canals

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

Departamento

Ciències morfològiques

Año de depósito

2020

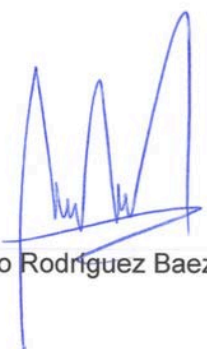
ALFONSO RODRÍGUEZ BAEZA, Catedrático de Universidad del Departament de Ciències Morfològiques, Facultat de Medicina, de la Universitat Autònoma de Barcelona, **ÀNGEL FERRERES i CLARAMUNT**, doctor en Medicina y Cirugía, y **MONSERRAT DEL VALLE i JOU**, Doctora en Medicina y Cirugía

HACEN CONSTAR,

Que don **XAVIER CASANOVA CANALS** ha realizado el trabajo de investigación titulado ***“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 pronosupinación neutra”*** 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 12 de febrero de 2020.



Alfonso Rodríguez Baeza



Àngel Ferreres i Claramunt



Monserrat del Valle i Jou

DEDICATORIA

A la Clara, en Max i l'Ona... la meva llum i la meva sort.

Al meu pare... ens vam acomiadar a mig camí d'aquest projecte... com t'hauria agradat veure aquest objectiu assolit!

A la meva mare... per tot i més.

AGRADECIMIENTOS

A los doctores **Àngel Ferreres i Montse del Valle**, sin ellos este trabajo no hubiera nacido ni prosperado. Sus conocimientos y su soporte han sido fundamentales e imprescindibles.

Al profesor **Alfonso Rodríguez Baeza**, por su permanente colaboración y por todas las facilidades prestadas desde su departamento. También a los técnicos de la sala de disección anatómica de la UAB.

Al **Departamento de Estadística de la UAB**, por el análisis de los datos obtenidos.

A **Miguel Pérez** y **Diana Noriego**, por su dedicación y esfuerzo en el proceso de publicación del artículo científico derivado de este trabajo en la revista *Journal of Biomechanics* en diciembre del 2019.

ABREVIACIONES UTILIZADAS EN EL ESTUDIO

Grupos musculares y músculos:

- **EPT:** Músculos del grupo epitrocLEAR (epicóndilo medial)
 - **FCR:** *Flexor carpi radialis*
 - **FDP:** *Flexor digitorum profundus*
 - **FCU:** *Flexor carpi ulnaris*
 - **ECU:** *Extensor carpi ulnaris*

- **EPC:** Músculos del grupo epicondilar (epicóndilo lateral)
 - **ECD:** *Extensor digitorum*
 - **ECRB:** *Extensor carpi radialis brevis*
 - **ECRL:** *Extensor carpi radialis longus*
 - **BR:** *Brachioradialis*
 - **PT:** *Pronator teres*

Compartimentos articulares:

- **HR:** humerorradial
- **HCAM:** humerocubital anterior medial
- **HCAL:** humerocubital anterior lateral
- **HCPM:** humerocubital posterior medial
- **HCPL:** humerocubital posterior lateral
- **RCP:** radiocubital proximal (en las figuras 14 y 15 se utiliza para esta articulación la abreviación “PRU”, acrónimo en inglés de “*proximal radioulnar joint*”)

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN	1
2. OBJETIVOS	13
3. MATERIAL Y MÉTODOS	14
3.1 Material utilizado y consideraciones éticas del estudio en cadáveres (Fig.3; Tabla 4).	14
3.2 Preparación y montaje de los especímenes (Fig. 4, 5, 6, 7, 8A, 8B, 9A, 9B).	16
3.3 Lectura y recogida de datos de las presiones articulares.	27
3.3.1 Calibración de los sensores (Fig. 10, 11).	
3.3.2 Medición de las presiones articulares (Fig. 12A, 12B, 13).	
3.4 Análisis estadístico.	34
3.4.1 Análisis descriptivo estratificado por músculo.	35
3.4.2 Análisis bivariado estratificado por músculo.	35
3.4.2.1 Comparación de los pesos dentro de cada articulación.	
3.4.2.2 Comparación de las articulaciones dentro de cada peso.	
3.4.3 Análisis bivariado: estudio de la fiabilidad del método de calibración.	36
3.4.3.1 Test de calibración	
3.4.3.2 Test post-calibración	
4. RESULTADOS	38
4.1 EPT - Músculos del grupo epitroclear (Fig.14).	41
4.1.1 EPT - Comparación de los músculos dentro de cada articulación (Gráfica 1, 2; Tabla 7).	

4.1.2 EPT - Comparación de las articulaciones dentro de cada peso (Gráfica 3).	
4.1.3 EPT - Balance de presiones entre los compartimentos comparados (Tabla 8).	
4.2 EPC - Músculos del grupo epicondilar (Fig.15).	48
4.2.1 EPC - Comparación de los músculos dentro de cada articulación (Gráficas 4 y 5; Tabla 9).	
4.2.2 EPC - Comparación de las articulaciones dentro de cada peso (Gráfica 6).	
4.2.3 EPC - Balance de presiones entre los compartimentos comparados (Tabla 10).	
4.3 Estudio estadístico del método de calibración: fiabilidad.	56
4.3.1 Test de Calibración: lecturas del software durante el proceso de calibración de los sensores en cada espécimen (Gráfica 7).	
4.3.2 Test Post-calibración de los Sensores: lectura del sensor al estímulo repetido con cargas conocidas (Tablas 11y 12).	
4.4 Anexos de los resultados	60
4.4.1 Tablas estadísticas del análisis descriptivo bivariante estratificado por músculo y gráfico de cajas para cada músculo:	
4.4.1.1 <i>Flexor carpi radialis</i> (FCR).	
4.4.1.2 <i>Flexor digitorum profundus</i> (FDP).	
4.4.1.3 <i>Flexor carpi ulnaris</i> (FCU).	
4.4.1.4 <i>Pronator teres</i> (PT).	
4.4.1.5 <i>Extensor carpi ulnaris</i> (ECU).	
4.4.1.6 <i>Extensor digitorum</i> (ED).	
4.4.1.7 <i>Flexors carpi radialis brevis</i> (FCRB).	
4.4.1.8 <i>Flexor carpi radialis longus</i> (FCRL).	
4.4.1.9 <i>Brachioradialis</i> (BR).	
4.4.2 Tablas estadísticas del análisis bivariado estratificado por músculo del grupo epitrocLEAR (EPT).	
4.4.2.1 Comparación de pesos (Tablas EPT-a1 a EPT-a4).	
4.4.2.2 Comparación de articulaciones (Tablas EPT-b1 a EPT-b4).	

4.4.3 Tablas estadísticas del análisis bivariado estratificado por músculo del grupo epicondilar (EPC).

4.4.3.1 Comparación de pesos (Tablas EPC-a5 a EPC-a9).

4.4.3.2 Comparación de articulaciones (Tablas EPC-b5 a EPC-b9).

4.4.4 Tablas estadísticas del análisis de la calibración:

4.4.4.1 Tabla del test de calibración (Tabla 13).

4.4.4.2 Tabla del test post-calibración (Tabla 14).

5. DISCUSIÓN	107
6. CONCLUSIONES	119
7. BIBLIOGRAFIA	121

1. INTRODUCCIÓN

INTRODUCCIÓN

El codo es una articulación anatómica y biomecánicamente compleja. La configuran tres articulaciones: la humeroradial, la humerocubital y la radiocubital proximal, con seis compartimentos articulares diferenciados. Permite dos tipos de movimiento: la flexo-extensión en el plano sagital y la prono-supinación en el plano axial del antebrazo. Dos hechos biomecánicos particulares ponen de manifiesto la complejidad de esta articulación:

- Su centro de rotación para la flexo-extensión varía a lo largo del arco de movimiento, por lo que no puede ser representada como una simple articulación en bisagra.
- En la prono-supinación del antebrazo también participa la articulación radiocubital distal, situada en la muñeca.

Esta complejidad junto con la ausencia de un conocimiento profundo y detallado del funcionamiento biomecánico del codo, son las razones que nos motivan a profundizar en el estudio de las presiones articulares del mismo.

Tanto la mejora del conocimiento sobre los problemas clínicos del aparato locomotor como la evolución de las técnicas quirúrgicas para el tratamiento de los mismos se fundamentan, hoy en día, en la comprensión de su funcionamiento biomecánico. Los progresos en el conocimiento del aparato locomotor derivados de los estudios biomecánicos son, sin duda, relevantes para mejorar las pautas clínicas de tratamiento de la patología del codo; también añaden recursos teóricos necesarios e indispensables para el desarrollo de, por ejemplo, modelos protésicos que repliquen, lo mejor posible la biomecánica del codo, pautas de rehabilitación y de fisioterapia post-operatorias o criterios y guías clínicas para las lesiones articulares.

La transmisión de la carga axial del antebrazo a la articulación del codo se produce a través del contacto de las superficies articulares del cúbito y del radio proximales con la tróclea y el capítulo humerales. La distribución de la presión articular generada en el codo varía según la posición de prono-supinación del antebrazo^{28,25,37}. No obstante,

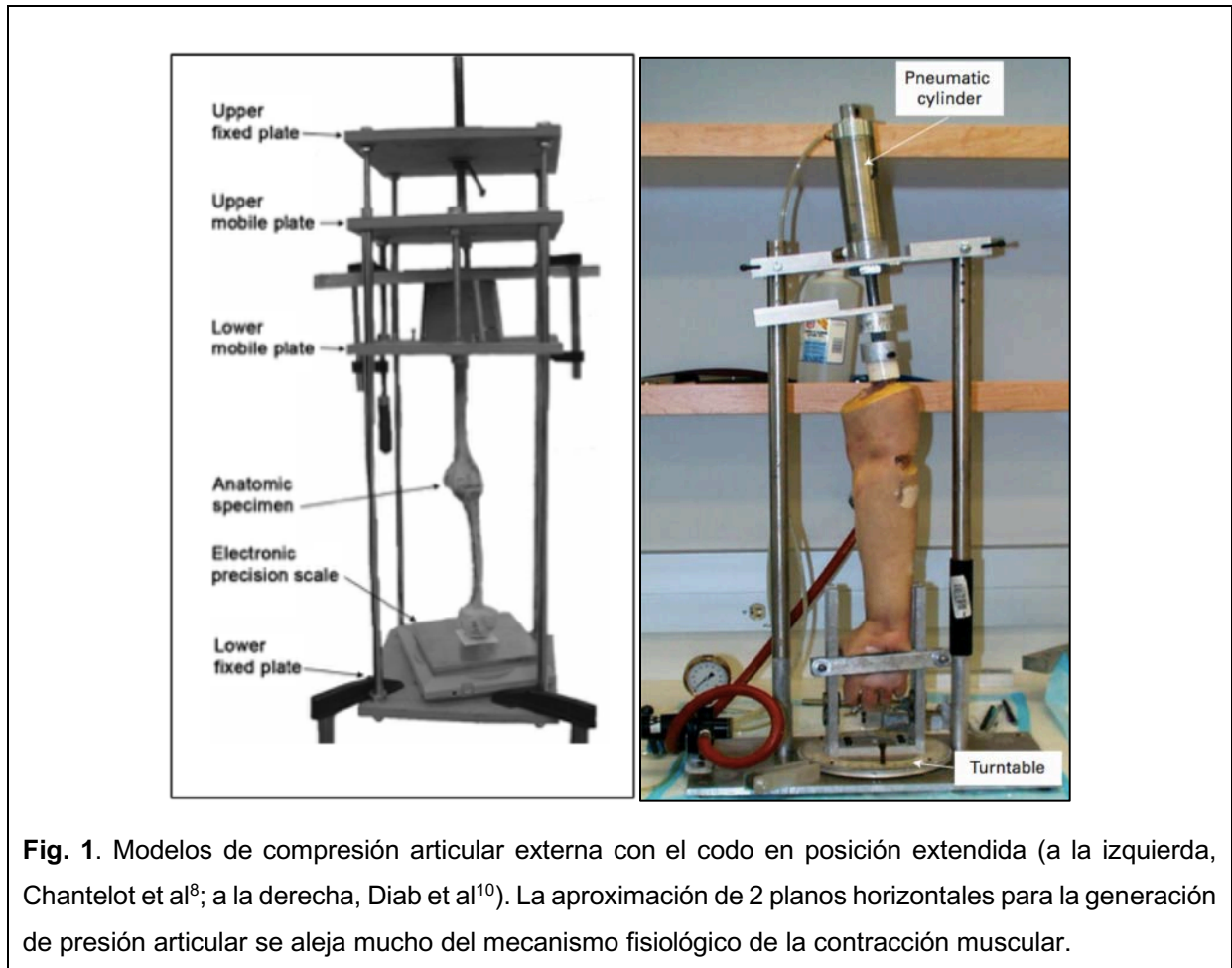
la distribución de las presiones durante la movilización de la articulación todavía no ha sido aclarada.

Existen publicados múltiples estudios biomecánicos dirigidos a describir las áreas de contacto articular y las presiones soportadas por las superficies articulares del codo^{2,4,5,9,12,18,33,37}. Muchos de ellos se han realizado con el codo en extensión^{9,10,16,18} y con el uso de sistemas de compresión mecánica de la articulación^{9,10,12,13,35,37}, ambas situaciones alejadas tanto de la posición funcional en flexión del codo como de los mecanismos de contracción muscular (**Fig.1**). Y ninguno de los estudios realizados previamente sobre las presiones articulares del codo observó el comportamiento de la presión en los seis compartimentos articulares simultáneamente. La mayoría de los trabajos publicados se han centrado en el estudio de las presiones de forma aislada en la articulación humerorradial^{10,23,25,30,36} o en los compartimentos humerocubitales^{1,3,12,13,19}; si bien existen algunas publicaciones que lo han hecho simultáneamente en las articulaciones humerorradial y humerocubital^{9,16,18,37}(**Tabla 2**).

Teniendo en cuenta que muchas de las actividades cotidianas manuales se realizan con el codo en una posición de alrededor de 90° de flexión, consideramos adecuado realizar el estudio en esta posición. También hemos considerado conveniente describir la distribución de las presiones articulares del codo flexionado en condiciones “normales” para, una vez validada la metodología de estudio, poder realizar trabajos en los que se generen situaciones patológicas mediante la creación de lesiones experimentales en los especímenes.

Otro argumento que hemos tenido en cuenta para plantearnos la posición más funcional del codo ha sido el hecho de que la posición considerada óptima en la extremidad superior dominante en la técnica descrita para la artrodesis del codo es la de flexión alrededor de los 90° (siempre y cuando exista una movilidad no alterada del hombro y de la muñeca). El objetivo de esta técnica quirúrgica, que elimina toda la movilidad articular, es mantener el codo en una posición que restrinja lo menos posible las actividades de la vida cotidiana del paciente; incluso en el supuesto

excepcional en que fuese precisa la artrodesis bilateral, se recomienda fijar un codo a 90° de flexión y el otro, también flexionado, alrededor de los 60°*.



A pesar de que existen varias publicaciones que han realizado estudios biomecánicos del codo analizando el efecto de algún tipo de lesión provocada artificialmente sobre los especímenes estudiados ^{1, 3, 17, 19, 27, 28}, la mayoría lo han hecho sometiendo la articulación indemne a fuerzas externas. En este sentido consideramos más adecuado, por ser más cercano a la realidad, determinar las presiones que se generan en las distintas articulaciones del codo con el uso de métodos más parecidos al mecanismo de la contracción muscular. A partir de ahí, se podrá progresar realizando estudios en los que se reproduzcan diferentes situaciones de acción o en

*Morrey B.F. (2007). *Traumatología del codo*. Marban. Morrey B.F. (2001). *The Elbow. Master techniques in orthopaedic surgery*. Third edition. Philadelphia: Wolters Kluwer.

los que se generen situaciones patológicas mediante la creación de diferentes tipos de lesiones estructurales.

El conocimiento del flujo de la presión entre los distintos compartimentos articulares del codo en función de la simulación de acción muscular nos podría proporcionar datos fundamentales para la comprensión de la evolución clínica de, por ejemplo, aquellas lesiones con afectación articular parcial (**Fig. 2**).



Fig. 2. A modo de ejemplo se muestra una fractura de la cabeza radial “*in vivo*” con afectación parcial de la superficie articular y su posterior reconstrucción mediante osteosíntesis con tornillos. En el caso de no recibir tratamiento, o de un fracaso de la osteosíntesis, los datos obtenidos de los estudios biomecánicos son de ayuda para establecer los criterios pronósticos de la lesión. La progresión a una artrosis en el codo probablemente no sea la misma dependiendo de las implicaciones mecánicas de la región articular lesionada.

La gran variabilidad de metodologías que se han utilizado para la determinación de presiones articulares en los estudios previamente publicados, dificulta la comparación e interpretación conjunta de los resultados^{9,10,23,25,36} (**Tablas 2 y 3**). En este sentido, consideramos necesario proponer una metodología de evaluación biomecánica del codo que pueda ser utilizada por distintos investigadores, lo cual permitiría comparar los resultados obtenidos entre los diferentes estudios realizados.

Así, un ejemplo de diversidad metodológica son los distintos métodos y técnicas aplicados por otros autores para la determinación de las presiones articulares. Éstos se pueden clasificar en dos grupos: directos o indirectos. En la tabla 1 se resumen los principales métodos de medición de presiones y determinación de áreas de contacto articular utilizados en los trabajos publicados de nuestra revisión bibliográfica.

Tabla 1. Métodos de medición de presiones articulares utilizados en los estudios publicados.	
Autor (año de publicación)	Métodos Indirectos
Tillmann et al (1978) ³⁵	<i>Radiodensitometry</i>
Eckstein et al (1994) ¹²	<i>CT scan absorptiometry</i>
Diab et al (2005) ¹⁰	<i>Transducer films</i>
Eckstein et al (1993) ¹³	<i>Polyether casting</i>
Offuchi et al (2001) ²⁵	<i>Pressure conductive rubbers</i>
Chatelot et al (1998) ⁸	<i>Precalibrated Fuji films</i>
Autor (año de publicación)	Métodos Directos
Morrey et al (1988) ²³ (1991) ²⁴	<i>Piezoelectric load-cell transducer</i>
Willing et al (2013) ³⁷	<i>Computerized modelling (Finite Element)</i>

Finalmente, en las siguientes páginas se presentan dos tablas a modo de resumen que permiten la comparación de los aspectos metodológicos y de los resultados de los trabajos biomecánicos del codo publicados y referenciados en el texto de este trabajo (**Tabla 2 y Tabla 3**). Basándonos en esta revisión bibliográfica, hemos diseñado y desarrollado la metodología de nuestro estudio y hemos definido los objetivos de este trabajo.

Tabla 2. Cuadro de resumen de aspectos metodológicos de los trabajos biomecánicos del codo publicados y referenciados en el texto.

Autor/ Año Publicación	Nº Sp./ Preservación	Método de medición	Generación de Fuerzas	Posición del codo	Modificaciones anatómicas o interferencias articulares	Compartimentos estudiados
Halls 1964¹⁸	7/ No específica	Transductor eléctrico (1mm)	Presión Manual 15Kg (33pounds)	Extensión Sistema estático	No	HR HC (no especifica compartimentos)
Goel 1982¹⁶	13/ Formol	<i>Casting technique (molten wax)</i>	No (estudio de áreas de contacto sin fuerzas externas)	3Posiciones: - Extensión (5sp.) - Flex 90° (3sp.) - Flex máx. (5sp.) Sistema estático	No	HR HC (no especifica compartimentos)
Morrey 1988²³	3/ Congelación	Transductor eléctrico	Tracción tendinosa por cables metálicos: - Ms. Bíceps (tuberosidad radial) - Ms. Braquial (coronoides) 10, 20, 40N	Valgo gravitatorio Sistema dinámico	- Sección ligamento anular + reconstrucción - Osteotomía cuello radio + interposición de transductor	HR
Eckstein 1993¹³	15/ Formol	CT-OAM ¹ <i>Casting technique (Polyether substance: Permadyne)</i>	Compresión mecánica <i>Zwick Testing Machine</i> 10 a 640 N	Flexión 90° Sistema estático	Desarticulación HC	HCAM HCAL HCPM HCPL

Autor/ Año Publicación	Nº Sp./ Preservación	Método de medición	Generación de Fuerzas	Posición del codo	Modificaciones anatómicas o interferencias articulares	Compartimentos estudiados
Eckstein 1994 ¹²	16/ Formol	CT-OAM ¹ <i>Casting technique (Polyether substance: Permadyne)</i>	Compresión mecánica: <i>Zwick Testing Machine 10 to 1280N</i>	Flexión 90° Sistema estático	Desarticulación HC	HCAM HCAL HCPM HCPL
Offuchi 2001 ²⁵	4/ Congelación	<i>Pressure – sensitive conductive rubber</i> Grosor: 0.8mm	Tracción tendinosa con cable metálico, carga fija y sistema de poleas (1Kgf/tendón) FCR, FCU, ECU, ECRL- ECRB.	Flexión 90° Sistema dinámico sólo para la pronosupinación	AK 3mm a través de la articulación HC	HR
Pomianowsky 2001 ²⁸	9/ Congelación	<i>Electromagnetic tracking device</i>	Tracción tendinosa: -Ms. Bíceps (2kg) -Ms. Tríceps (4kg) -Ms. Braquial (2Kg) Test de carga en valgo y varo	Múltiples ángulos de flexión (20, 40, 60, 80, 100°) y P/S (0, 40, 80°) fijos Sistema estático	No	No (estudio de estabilidad, no de presiones)
Ahmad 2004 ¹	7/ Congelación	<i>Fuji Films</i>	Valgo gravitatorio + 250g	Flexión de 30 y 90° Sistema estático	P/S neutra Ausencia de articulación RCD (osteotomía de radio y cúbito)	HCPM

Autor/ Año Publicación	Nº Sp./ Preservación	Método de medición	Generación de Fuerzas	Posición del codo	Modificaciones anatómicas o interferencias articulares	Compartimentos estudiados
Park 2004 ²⁷	6/ Congelación	Medición angular (Micro Scribe)	Valgo gravitatorio Tracción tendinosa con cuerdas de nylon en tríceps, bíceps, braquial, FCU, FDS, PT Sistema de poleas	Flexión 30°, 90° Sistema estático	P/S neutra Ausencia de articulación RCD	No
Diab 2005 ¹⁰	5/ Congelación	<i>Fuji films</i> (0.3mm)	Dispositivo mecánico de carga (compresión por cilindro neumático)) 45, 90, 135N	Extensión Sistema estático Osteotomía de la diáfisis radial (3mm)	No	HR
Van Riet 2006 ³⁶	6/ Congelación	3S Fastrak Sensor 6900 I- scan, Tekscan 6900 Sensores intrarticulares	Tracción tendinosa (igual a Pomianowski 2001)	Flexión 5°, 30°, 60°, 90° Sistema estático	Desarticulación de la muñeca Osteotomía del cuello del radio Osteotomía del epicóndilo lateral Sección del ligamento anular	HR
Chantelot 2008 ⁸	30/ Formol	<i>Fuji films</i>	Dispositivo mecánico de carga (compresión) 1 a 10kg	Flexión 30° Sistema estático	Bloque de cemento en RCD	HCA HCPM HCPL HR

Autor/ Año Publicación	Nº Sp./ Preservación	Método de medición	Generación de Fuerzas	Posición del codo	Modificaciones anatómicas o interferencias articulares	Compartimentos estudiados
Willing 2013 ³⁷	1/ Congelación	CT <i>Casting method</i>	Compresión mecánica 80N	Extensión 20°	Ausencia de RCD	HCAM HCAL HCPM HCPL HR
Hassan 2014 ¹⁹	25/ Congelación	Teckscan 6900 Loctite Sensores intrarticulares	Valgo gravitatorio + carga de 2,5Nm	Flexión 30°, 90° Sistema estático	P/S neutra ? RCD	HCPM
Anand 2014 ³	9/ Congelación	Teckscan 6900 Loctite Sensores intrarticulares	Valgo gravitatorio + carga de 2,5Nm	Flexión 30°, 90° Sistema estático	P/S neutra AK RCD	HCPM
Golan 2016 ¹⁷	9/ Congelación	3D Motion Capture Camera System	Dispositivo mecánico de carga (compresión + varo + rotación interna)	Flexión 30, 60, 90° Sistema estático	No	No

AK: aguja de Kirschner; **CT-OAM:** osteoabsorciometría por TAC; **HR:** compartimento humerorradiar; **HC:** compartimento humerocubital; **LCCM:** ligamento colateral cubital medial; **MIO:** membrana interósea; **P/S:** pronosupinación; **RCD:** articulación radiocubital distal; **Sistema estático:** durante la realización del experimento no existe desplazamiento articular; **Sistema dinámico:** durante la realización del experimento el sistema de sostén del espécimen permite el desplazamiento articular.

Tabla 3. Cuadro resumen de los resultados de los trabajos biomecánicos publicados.

Autor/ Año Publicación	Nº Sp./ Preservación Sp.	Compartimentos estudiados	Resultados destacables
Halls 1964¹⁸	7/ no especifica	HR HC (no especifica compartimentos)	57% P se transmite por HR 43% P se transmite por HC la membrana interósea no tiene un papel relevante en la transmisión de fuerzas en el antebrazo
Goel 1982¹⁶	13/ Formol	HR HC (no especifica compartimentos)	Áreas de contacto: -Cambian según la posición del codo - Aumento de las áreas de contacto articular a medida que aumenta la flexión del codo. A 90° mínimo contacto HR sin cargas externas. -Con la carga probablemente aumenten de tamaño en todas las posiciones
Morrey 1988²³	3/ Congelación	HR	Mayor presión en HR en extensión Máxima transmisión en pronación en cualquier flexoextensión. Eje de pivoteo en varo/valgo cerca del centro de la cara lateral de la tróclea humeral Braquial: sólo afecta la presión HR de modo indirecto con fuerzas de compresión o distracción de poca magnitud, sin modificar-se su efecto con la P/S Bíceps: transmisión de presión a HR en extensión (máx. a 30°), que decrece con la flexión; >120° genera fuerzas distracción o tensión. A más carga más transmisión de carga en HR.
Eckstein 1993¹³	15/ Formol	HCAM HCAL	Determinación de áreas de contacto articular HC INCONGRUENCIA ARTICULAR FISIOLÓGICA PRIMÀRIA humerocubital a 90° de flexión que desaparece a medida que aumenta la carga articular a causa de la deformación plástica del cartílago y del hueso subcondral (más carga conlleva una transmisión más homogénea y áreas contacto más grandes) TRANSMISIÓN BICÉNTRICA DE LA CARGA
Eckstein 1994¹²	16/ Formol	HCPM HCPL	
Offuchi 2001²⁵	4/ Congelación	HR	Poca influencia de la MIO en la transmisión de carga en HR Pronación: P _{MÀX} en cara medial del <i>capitellum</i> P/S neutra: presión en el centro del <i>capitellum</i> Supinación: presión en cara posterolateral <i>capitellum</i> (a los 30° se observa la P _{MÍN}) Lesión en MIO: aumenta la presión en supinación La transmisión de presión por la MIO aumenta con la supinación, en pronación la transmisión es directa de radio a <i>capitellum</i>

Autor/ Año Publicación	Nº Sp./ Preservación Sp.	Compartimentos estudiados	Resultados destacables
Pomianowsky 2001 ²⁸	9/ Congelación	No (estudio de estabilidad, no de presiones)	Laxitud del codo siempre mayor en pronación.
Ahmad 2004 ¹	7/ Congelación	HCPM	La lesión del LCCM altera el área de contacto y presión en el compartimento HCPM y contribuye a la formación de osteofitos posteromediales.
Park 2004 ²⁷	6/ Congelación	No	La masa flexopronadora es un estabilizador dinámico de las fuerzas en valgo. El FCU es el estabilizador primario y el FDS es estabilizador secundario. El pronador es el musculo que participa menos en la estabilidad dinámica del codo.
Diab 2005 ¹⁰	5/ Congelación	HR	La Osteotomía radial reduce significativamente la fuerza media y área de contacto en HR (transferencia de carga a HC). Reducción máxima en supinación y mínima en pronación. Migración del radio a nivel de la muñeca y el codo tras la osteotomía (reducción media de un 55% de la fuerza HR tras 3mm de osteotomía).
Van Riet 2006 ³⁶	6/ Congelación	HR	Datos relativos intraespecímen de presión. Medición con sensores Tekscan intrarticulares (capsulotomía). La orientación de la CR afecta a la presión articular, presión máxima en supinación>pronación>neutra en la posición modificada a 90° de CR sin significación estadística (contrario que intacto)-
Chantelot 2008 ⁸	30/ Formol	HCA HCPM HCPL HR	En P/S neutra: -HCPM: cara lateral de cresta con P _{MÁX} anterior -HCPL: cara medial de cresta con P _{MÁX} anterior -HCA: área supero-anterior (coronoides), dónde se detecta P _{MÁX} -HR: cara anteromedial (<50% supf), menos variación con P/S. Zonas central y posterior no se observa estrés de compresión. La P en cabeza de radio es inferior al 25% de la total y máxima en P/S neutra La presión en la coronoides es el 60% del total (menos en P/S neutra) P _{HCPM} <P _{HCPL} : valgo fisiológico del codo Poca influencia de la P/S en la P articular

Autor/ Año Publicación	N° Sp./ Preservación Sp.	Compartimentos estudiados	Resultados destacables
Willing 2013 ³⁷	1/ Congelación	HCAM HCAL HCPM HCPL HR	Validación de modelo computarizado para la determinación del contacto articular del codo Determinación de áreas de contacto articular
Hassan 2014 ¹⁹	25/ Congelación	HCPM	La lesión del LCCM tiene un efecto significativo en área de contacto, presión y laxitud al valgo
Anand 2014 ³	9/ Congelación	HCPM	La lesión del LCCM tiene un efecto significativo en área de contacto, presión y laxitud al valgo
Golan 2016 ¹⁷	9/ Congelación	NO	Lesiones aisladas del LCCM pueden provocar inestabilidad posteromedial rotatoria

P: presión articular; **CR:** cabeza de radio; **MIO:** membrana interósea; **P/S:** pronosupinación; **LCCM:** ligamento colateral cubital medial.

2. OBJETIVOS

OBJETIVOS

La hipótesis principal de este trabajo es establecer una metodología científica para el análisis de las presiones articulares en el codo, mediante su aplicación en extremidades superiores de cadáveres.

Este objetivo principal permitiría desarrollar estudios sucesivos para la determinación de presiones articulares en distintas posiciones de flexo-extensión y de pronosupinación, así como comparar presiones antes y después de provocar lesiones experimentales de las estructuras articulares y/o periarticulares radiocubitales (distal o proximal) e incluso realizar mediciones de presiones articulares durante la simulación de la sujeción de un peso con la mano.

Se establece también como objetivo de este trabajo proponer un modelo biomecánico para la medición de presiones intrarticulares del codo en lo que consideramos su posición más funcional (90° de flexión de codo, así como en posición neutra de pronosupinación y de flexo-extensión de muñeca):-

Para una mayor fidelidad de las condiciones fisiológicas, el modelo biomecánico debe preservar intactas todas las estructuras capsulo-ligamentosas implicadas en la estabilidad de la articulación, así como analizar la influencia de cada uno de los músculos que cruza la articulación, mediante la aplicación de una carga en la inserción distal de sus tendones.

3. MATERIAL Y MÉTODOS

MATERIAL Y MÉTODOS

3.1 MATERIAL UTILIZADO Y CONSIDERACIONES ÉTICAS DEL ESTUDIO EN CADÁVERES

Para la realización de este estudio hemos utilizado 17 especímenes cadavéricos congelados a -54°C , de los cuales tres fueron rechazados durante el proceso de disección anatómica por la presencia de lesiones osteoartísticas (**Fig. 3**) y cuatro fueron utilizados en una fase de desarrollo pre-experimental del trabajo. El estudio experimental se ha realizado con 10 extremidades superiores cadavéricas seccionadas a nivel del tercio proximal de la diáfisis del húmero (6 hombres/4 mujeres, 6 izquierdas/4 derechas, rango de edad de 66 a 87 años, edad media de 77,3 años) (**Tabla 4**).

Tabla 4. Descripción de la muestra de especímenes utilizados en el estudio experimental			
Nº de identificación	Edad (años)	Lateralidad	Género
3	84	Izquierda	Mujer
4	71	Izquierda	Mujer
5	66	Izquierda	Hombre
6	86	Izquierda	Hombre
7	71	Izquierda	Hombre
9	82	Derecha	Hombre
11	77	Izquierda	Hombre
12	69	Derecha	Mujer
13	87	Derecha	Hombre
14	80	Derecha	Mujer
Media	77.3	4 Izquierda/6 Derecha	4 Mujeres/6 Hombres
Media mujeres	76		
Media hombres	78.1		

Tabla 4. Tabla descriptiva de la muestra de los especímenes: se indica la edad, la lateralidad de la extremidad estudiada, el género y la fuerza de tracción ejercida en la inserción del músculo braquial. También se muestran las medias de edad y de la tracción del músculo braquial por género.



Fig. 3. Lesiones osteoartísticas en un espécimen rechazado para el estudio.

El estudio en especímenes cadavéricos se ha realizado en la “*Unitat d’Anatomía humana del Departament de Ciències Morfològiques de la Facultat de Medicina de la Universitat Autònoma de Barcelona*”.

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

La donación de cuerpo a la ciencia en la Universitat Autònoma de Barcelona 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 Universitat Autònoma de Barcelona (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 Universitat Autònoma de Barcelona disponen de un carnet de donante, y sus datos son introducidos en una base de datos protegida, de acuerdo a la normativa vigente en la Universitat Autònoma de Barcelona.

Todos los cuerpos ingresados en la Sala de disección de la *Facultat de Medicina de la Universitat Autònoma de Barcelona* son testados serológicamente, 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.

3.2 PREPARACIÓN Y MONTAJE DE LOS ESPECÍMENES

Con el objetivo de reproducir en el modelo una situación lo más fisiológica posible, hemos establecido como condiciones fundamentales las siguientes:

- Preservar intactas todas las estructuras ligamentosas, realizándose únicamente una capsulotomía anterior y posterior para la inserción de los sensores en cada compartimento articular.
- No generar interferencias mecánicas en las articulaciones radiocubitales (tanto a nivel proximal como distal) para la estabilización del espécimen.
- Reproducir las fuerzas de carga de la articulación imitando el efecto de la contracción muscular mediante la tracción con pesos desde la inserción de los músculos que cruzan la articulación del codo:
 - **FCR:** *Flexor carpi radialis*
 - **FDP:** *Flexor digitorum profundus*
 - **FCU:** *Flexor carpi ulnaris*
 - **ECU:** *Extensor carpi ulnaris*
 - **ED:** *Extensor digitorum*
 - **ECRB:** *Extensor carpi radialis brevis*
 - **ECRL:** *Extensor carpi radialis longus*
 - **BR:** *Brachioradialis*
 - **PT:** *Pronator teres*

En la articulación humerocubital hemos considerado 4 compartimentos (humerocubital anterior medial –**HCAM**-, humerocubital anterior lateral –**HCAL**-, humerocubital posterior medial –**HCPM**- y humerocubital posterior lateral –**HCPL**-) y además hemos considerado los compartimentos radiocubital proximal (**RCP**) y humerorradial (**HR**).

Para la medición de las presiones hemos utilizado el sensor *Flexiforce B-201* de 0.203 mm de grosor (*Teckscan®. Teckscan Inc. Boston MA*) introducido en cada uno de los compartimentos articulares del codo de forma individualizada. Esta metodología directa para la medición de presiones articulares cuenta con una serie de ventajas:

- Los métodos directos son más reproducibles y exactos ya que la medición se obtiene directamente en parámetros de presión y precisan de una menor manipulación de los datos obtenidos.
- Control a tiempo real de la lectura de presión articular del compartimento articular durante el experimento.
- Mínima interferencia a nivel de la interlínea articular por la interposición del sensor. En este sentido hemos analizado cada uno de los compartimentos de forma aislada para evitar la colocación de múltiples sensores simultáneamente dentro de la articulación del codo; de este modo hemos pretendido evitar una cantidad mayor de material interpuesto en la interlínea articular durante el experimento, lo cual podría generar más alteraciones en las lecturas de las presiones.
- Posibilidad de posicionamiento específico del sensor dentro del compartimento articular.

Cada espécimen fue descongelado 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, durante el cual se procedió a humedecer los tejidos de forma constante con un pulverizador de agua destilada evitando así su desecación e intentando mantener al máximo sus propiedades.

Antes de iniciar el estudio de los 10 especímenes, realizamos una fase previa del experimento con cuatro extremidades superiores, también procedentes de especímenes congelados de la sala de disección. El objetivo de esta fase inicial fue determinar, y corregir si era necesario, la metodología que nos habíamos planteado para la realización del estudio, así como establecer el método de calibración de los sensores, la disposición y estabilización de los especímenes y la secuencia y magnitud de las cargas aplicadas en los tendones de los músculos analizados durante el experimento.

La disección anatómica de los músculos se hizo preservando una porción de 3 a 4 cm de longitud de sus tendones en su inserción distal. El músculo supinador (*M. supinator*) no fue incluido en este estudio por la dificultad de reproducir el efecto biomecánico de su contracción “*in vivo*”. Tampoco se ha incluido en el estudio el tendón del músculo bíceps braquial (*M. biceps brachii*) por dos razones:

- Una técnica, ya que en la fase pre-experimental del estudio comprobamos que la tracción sobre su inserción distal en posición flexionada del codo provocaba invariablemente la subluxación anterior de la cabeza radial en el espécimen, por lo que no hubiera sido posible analizar las presiones de este compartimento de una forma fiable.
- La otra se argumenta en base a los resultados del estudio de Morrey (1988)²³, en el cual se demostró que el músculo bíceps braquial generaba fundamentalmente fuerzas de compresión con el codo extendido, siendo máxima a unos 30° de flexión; a partir de los 30° de flexión se observaba que las fuerzas de compresión en la articulación humerorradial decrecen de forma progresiva siendo cercanas a 0 a partir de los 90° y se convierten en fuerzas de distracción a partir de los 120° (**Fig. 4**).

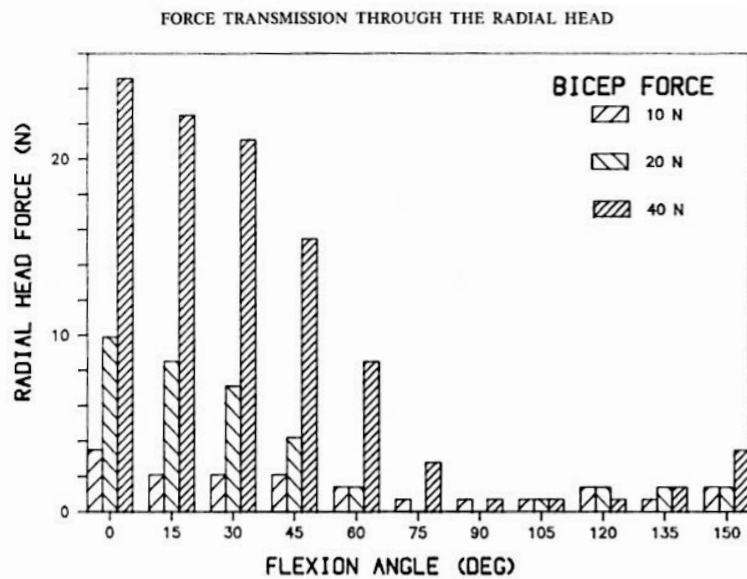


FIG. 7

The force of the radial head uniformly increases with increasing load on the biceps muscle, but the pattern does not change.

Fig.4. Se muestra una gráfica del estudio de Morrey et al (1988) en el que se puede observar que las fuerzas de compresión articular generadas por el bíceps braquial desaparecen progresivamente a partir de los 30° hasta ser prácticamente nulas con el codo flexionado a 90°.

Cada uno de los tendones especificados fue testado individualmente mediante la tracción de los mismos con cuerdas. El método de anclaje utilizado sobre el tendón distal diseccionado consistió en unas grapas metálicas atornilladas, fijadas a presión, sobre las cuales se bloqueaba la cuerda de tracción (**Fig. 5**). Del extremo libre de las cuerdas de tracción se colgó una secuencia de pesos progresivamente creciente, de 0, 1, 3 y 5Kg. De este modo se ha medido la presión articular dentro de cada uno de los seis compartimentos articulares del codo, registrando la lectura de los sensores de presión para cada magnitud de peso-tracción testado.

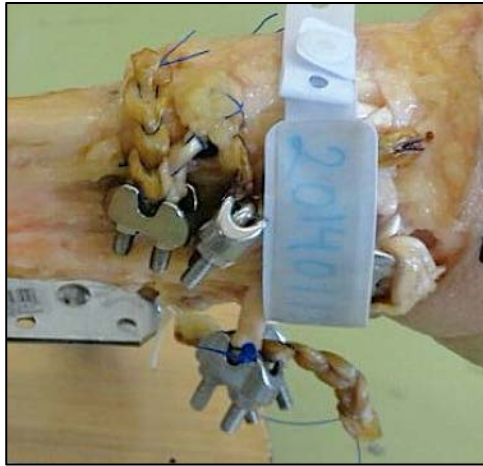


Fig. 5. Sistema de grapas metálicas fijadas en la porción distal de los tendones, sobre las cuales se ha bloqueado la cuerda de tracción con el uso de una lazada no corredera.

Con el objetivo de reproducir con máxima fidelidad el vector de fuerza de cada músculo cuando se procediera a realizar la tracción de cada tendón a partir de la cuerda correspondiente, se realizaron 2 túneles óseos en el húmero distal mediante una broca de 6mm en los puntos de origen muscular, determinando unos músculos de origen epicondilar y otros epitrocLEAR. De este modo la cuerda de tracción para cada tendón podía circular por el interior del túnel óseo localizado en la zona anatómica de origen muscular principal (**Fig. 6**). Además, se ha tenido especial atención en evitar el cambio de dirección de la cuerda al pasar por el túnel óseo, siendo este un objetivo para eliminar el rozamiento que pudiese alterar la transmisión de la tracción y por consiguiente las presiones articulares registradas.

También se realizó un túnel óseo de 4mm de diámetro en la inserción cubital del músculo braquial (*M. brachialis*), a través del cual se pasó una cuerda de tracción continua para estabilizar el codo en flexión durante el experimento (**Fig. 7**). Esta cuerda fue conectada a un dinamómetro, con el objetivo de conocer la magnitud de la fuerza necesaria para mantener el codo flexionado a 90° en cada espécimen (**Tabla 2**).

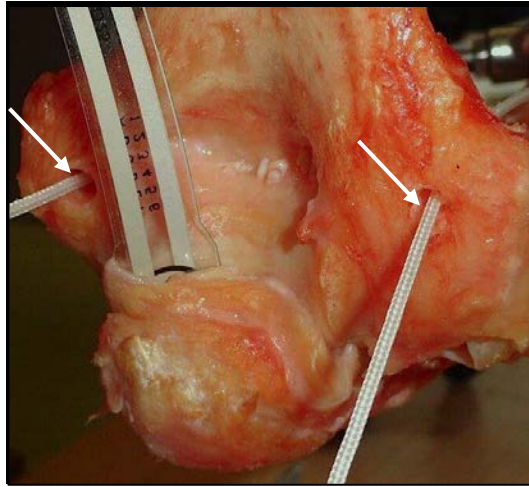


Fig. 6. Detalle de los túneles óseos en las regiones de origen epicondilar y epitroclear (flechas blancas); se procura minimizar el contacto de la cuerda de tracción con las paredes del túnel con el fin de suprimir las fuerzas de fricción entre ambos.

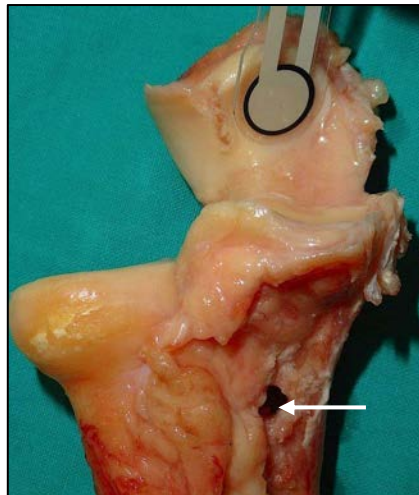


Fig. 7. Detalle del túnel óseo a nivel de la inserción cubital del m. braquial (*M. brachialis*) (flecha blanca). La imagen fue realizada después de la desarticulación del codo una vez finalizado el experimento.

También se realizó un cuarto túnel óseo transolecraniano, de 4mm de diámetro, a nivel de la cresta cubital. El objetivo de este túnel era facilitar la estabilización de los sensores de presión en los compartimentos posteriores humerocubitales, y fueron realizados con la precaución de no lesionar las superficies articulares cubitales.

Una vez completada la disección cadavérica, colocadas las grapas en los tendones y realizados los túneles óseos, se procedió a colocar el codo en un soporte diseñado para tal fin en una posición funcional de flexión de 90° y prono-supinación neutra con la muñeca a 0° de extensión (**Fig. 8A**). Así:

- Para mantener la muñeca en una posición fija de 0° de extensión se insertó un clavo de Steinmann endomedular de 2,5 mm de diámetro desde la cabeza del tercer metacarpiano hasta la epífisis distal del radio, transfixiando las articulaciones carpometacarpiana, intercarpiana y radiocarpiana. Este clavo de Steinmann también se utilizó como punto de apoyo para neutralizar las fuerzas de flexión durante la tracción con pesos de los tendones, y para ello se realizó una lazada con una cuerda sin tensión sujeta a la mesa de trabajo. De este modo se evitaba la variación de la flexión del codo, especialmente cuando se traccionaba con 3 y 5Kg.
- Para estabilizar el espécimen en el aparato de sujeción se colocaron en la diáfisis humeral dos clavos de Steinmann de 4mm de diámetro transfixiantes lateromediales, lo que permitía mantener el húmero en posición vertical. A partir de esta sujeción, el aparato nos permitía realizar la orientación en el plano coronal de la paleta humeral.
- El mantenimiento del codo en flexión de 90° se obtuvo por tracción continua mediante una cuerda anclada a la inserción tunelizada del músculo braquial (*M. brachialis*). Esta fuerza de tracción fue medida con ayuda de un dinamómetro interpuesto en la cuerda de tracción. Para mantener el eje del vector del músculo se colocó una polea de reflexión en un eje metálico transversal respecto al eje axial de la extremidad, situado en la parte superior del aparato. La cuerda de tracción para este músculo fue anclada mediante una lazada no corredera a través del túnel óseo que habíamos realizado. A continuación, se realizó una tracción manual de la cuerda

acompañando suavemente el movimiento de la mano del espécimen hasta conseguir los 90° de flexión; en este momento la cuerda reflejada en la polea del eje transversal superior se bloqueaba y se anudaba al otro eje metálico transversal situado en la parte posterior del aparato. Una vez estabilizado el codo se comprobaba, mediante un goniómetro manual, la posición de flexión de 90° que se establecía entre los ejes diafisarios humeral y cubital. La medición de la fuerza con el dinamómetro nos permitía ir comprobando, durante la realización del experimento, la estabilidad en la tensión del montaje y, por lo tanto, la estabilidad de la posición de flexión del codo.

- Para mantener una posición de prono-supinación neutra sin interferir en la articulación radiocubital se colocó un dispositivo anti-rotatorio antebraquial en un punto medio entre las inserciones radiales de los músculos braquial (*M. brachialis*) y pronador redondo (*M. pronator teres*). Este dispositivo nos permitía realizar, sin resistencia, tanto los desplazamientos en varo y en valgo de la articulación del codo generados durante la carga de los tendones, así como la transferencia de cargas a través de la membrana interósea (**Figs. 8A, 8B, 9A y 9B**). En este momento del experimento era importante no comprimir excesivamente las diáfisis del radio y del cúbito con el dispositivo, de modo que los eventuales desplazamientos en el eje axial del antebrazo se realizaran también sin resistencia durante el experimento. El ajuste de este dispositivo se realizó una vez estabilizada la posición de flexión del codo.

Una vez estabilizado el codo del espécimen en la posición deseada (90° de flexión, prono-supinación neutra y muñeca a 0° de flexo-extensión) se procedió a realizar las mediciones de las presiones articulares en cada compartimento con la aplicación de las diferentes cargas en cada uno de los tendones seleccionados.

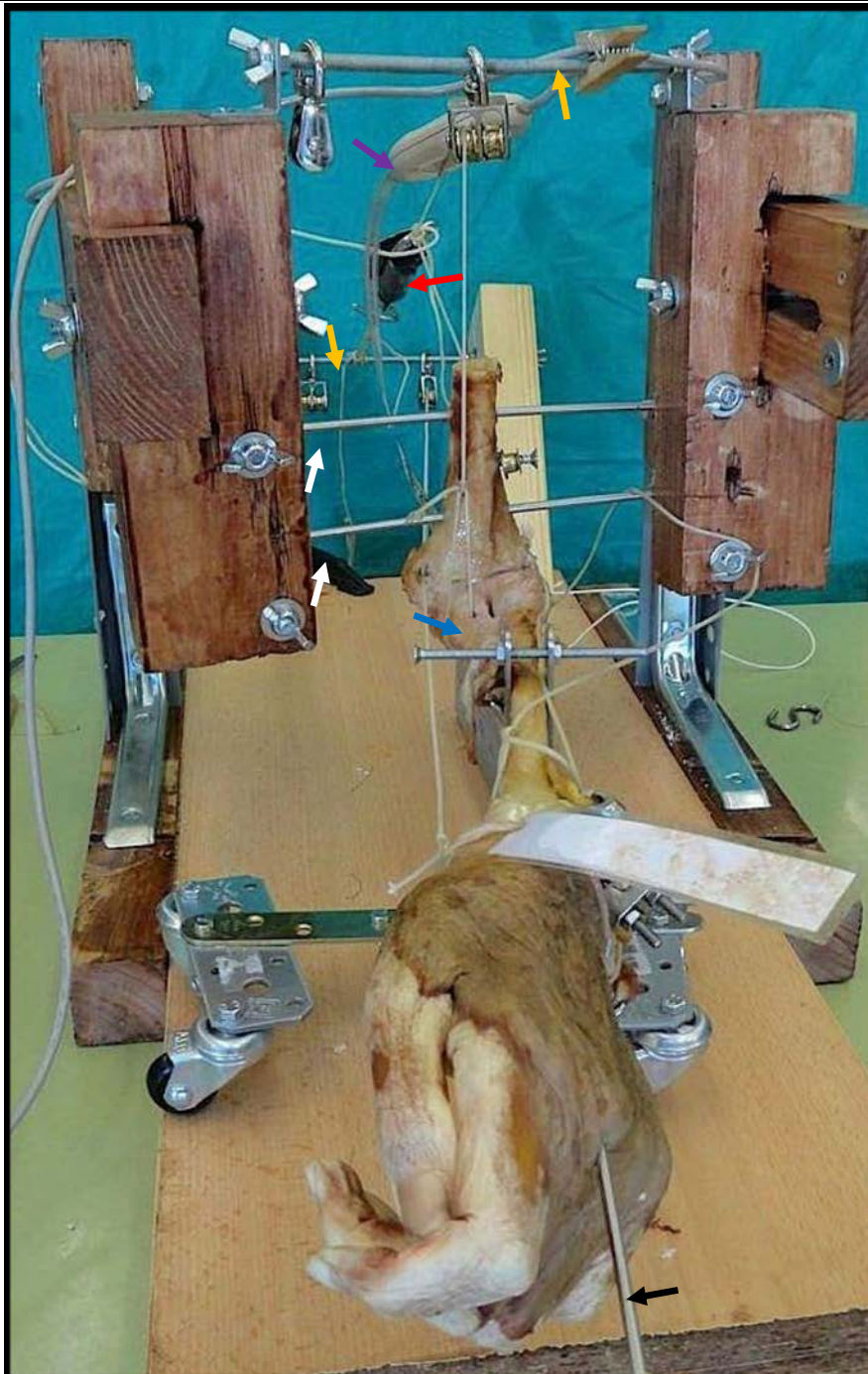


Fig. 8A. Detalle del aparato de sujeción: se muestra un espécimen estabilizado para la realización del experimento en la posición deseada (90° de flexión del codo, prono-supinación neutra y 0° de extensión de la muñeca). Se pueden observar: clavos de Steinmann latero-mediales en la diáfisis humeral (flechas blancas); clavo de Steinmann para la sujeción de la muñeca a 0° de extensión (flecha negra); sistema de tracción continua desde la inserción tunelizada del músculo braquial (flecha azul) con la cuerda reflejada en el eje superior y en el eje posterior del aparato (flechas amarillas) con el dinamómetro interpuesto (flecha roja); sistema de medición de presión con sensores *Flexiforce B201* (flecha violeta).

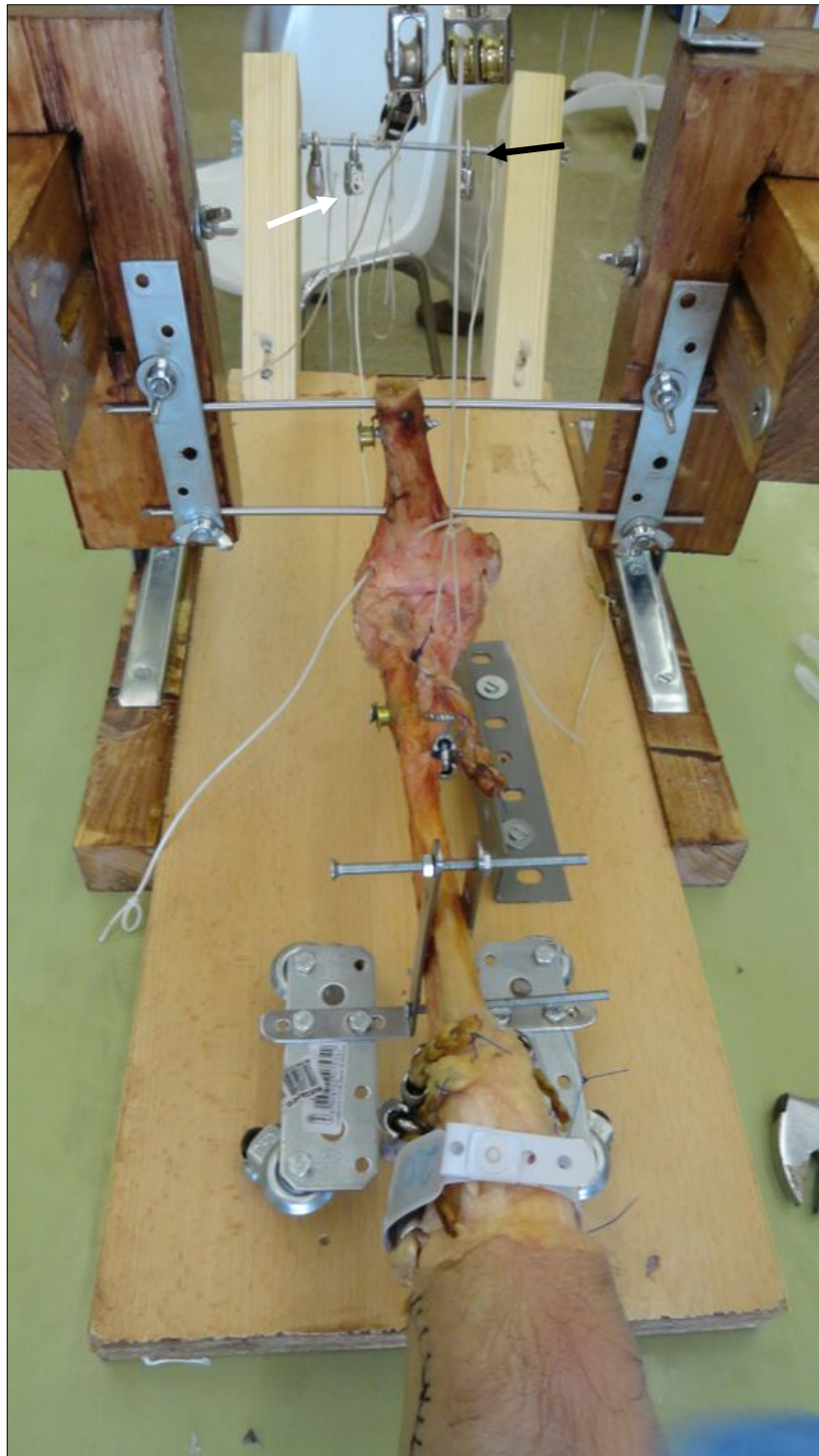


Fig. 8B. Visión del espécimen posicionado en el aparato de sujeción desde una perspectiva superior. Se puede observar el eje posterior transverso (flecha negra) sobre el cual se bloquea la cuerda de tracción del músculo braquial; en este eje también se reflejan en poleas (flecha blanca) las cuerdas de tracción de los tendones una vez salen de los túneles epicondilar y epitrocLEAR manteniendo la dirección de su vector de fuerza.

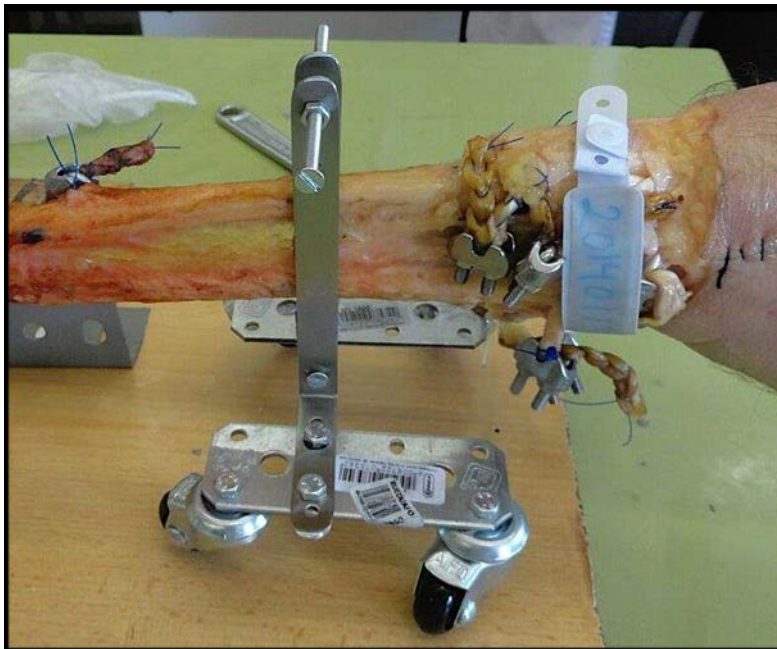


Fig. 9A. Detalle del dispositivo anti-rotatorio para la estabilización del antebrazo en prono-supinación neutra colocado en el punto medio entre las inserciones radiales de los músculos braquial y pronador redondo.

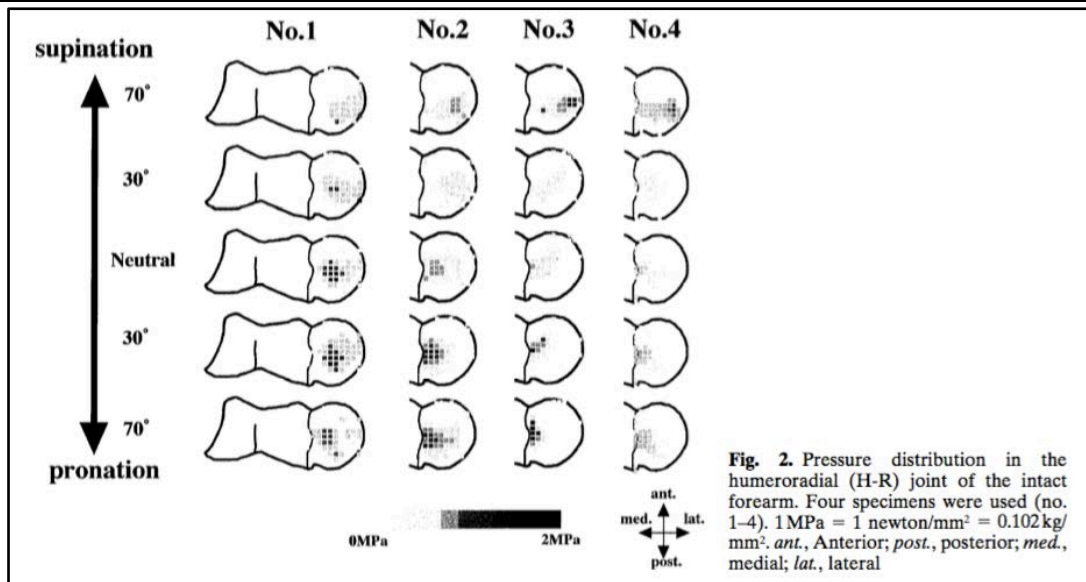


Fig. 9B. Gráfico procedente del trabajo publicado por Offuci et al²⁵ que muestra como la distribución de la presión en el compartimento HR varía en función de la posición de prono-supinación del antebrazo.

3.3 LECTURA Y RECOGIDA DE DATOS DE LAS PRESIONES ARTICULARES

3.3.1 Calibración de los sensores

Se ha utilizado un sensor nuevo para cada uno de los especímenes estudiados. Antes de iniciar las mediciones se ha seguido rigurosamente el siguiente protocolo:

- **Condicionamiento del sensor:** los sensores se han pre-condicionado con la carga cíclica de su área sensible de 10 a 15 veces, tal y como se indica en las instrucciones del distribuidor (*Tekscan*).
- **Grado de saturación del sensor:** antes de iniciar la calibración se ha recogido el porcentaje de saturación de cada sensor con la carga sobre su área sensible de 4 y 5Kg. La saturación de los sensores *Flexiforce B-201 Medium (Tekscan®)* (**Fig. 10**) con la carga de 4 y 5Kg ha oscilado entre 12 y 24% (el porcentaje de saturación del sensor es el valor porcentual de la máxima capacidad del sensor para discriminar cargas distintas). Con este grado de saturación podemos afirmar que resulta muy improbable que durante el experimento hayan existido cargas articulares tan altas como para saturar la capacidad de discriminación de los sensores, y con ello no detectar cambios de presión al realizar la tracción de los tendones con los distintos pesos.
- **Calibración del sensor:** se ha realizado con la carga de peso sobre el área sensible del sensor de forma progresivamente creciente desde 0.5Kg hasta 4.5Kg con incrementos sucesivos de 0.5Kg. La transmisión de la carga al área sensible del sensor de 1 cm² (9,53 mm²) se ha concentrado de forma homogénea mediante el uso de una pieza metálica circular del mismo tamaño (denominada *puck* en inglés), tal y cómo se indica también en las instrucciones de uso de los sensores.

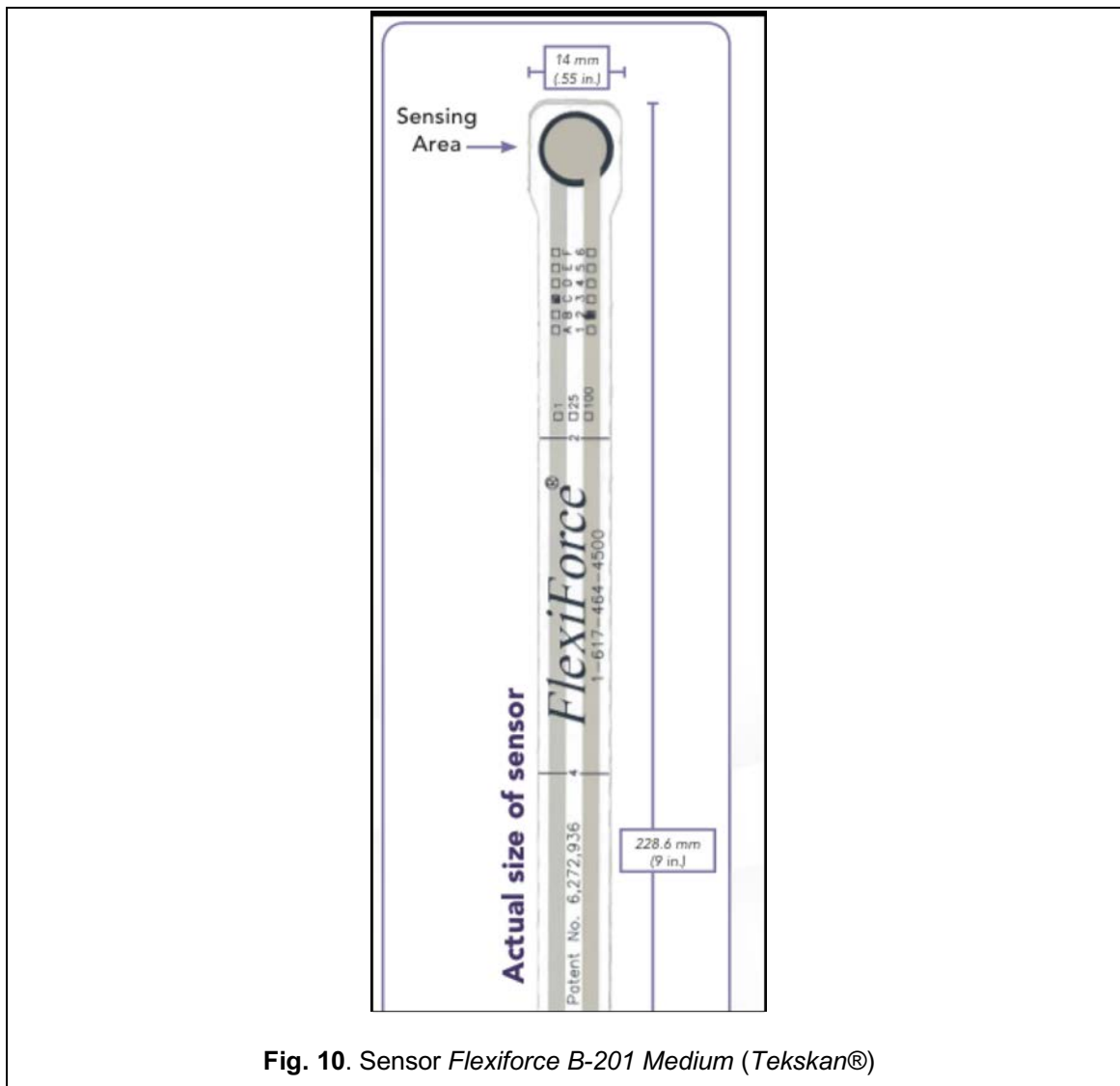


Fig. 10. Sensor *FlexiForce B-201 Medium* (Tekscan®)

Las magnitudes de las cargas de peso que se han aplicado sobre los sensores durante el proceso de calibración han sido determinadas en base a estudios biomecánicos previos, en los cuales se reportan fuerzas articulares que oscilan entre 0 y 2 megapascales^{10, 23, 25}.

En el proceso de calibración guiado por el software informático de *ELF Multi-handle 4.30 System®* se ha seleccionado siempre una sensibilidad de 12 en una escala del 0 al 20 junto con el modelo estadístico *Best Linear Fit*. Las unidades de medida de la presión seleccionadas han sido los *pounds (libras)* (**Fig.11**).

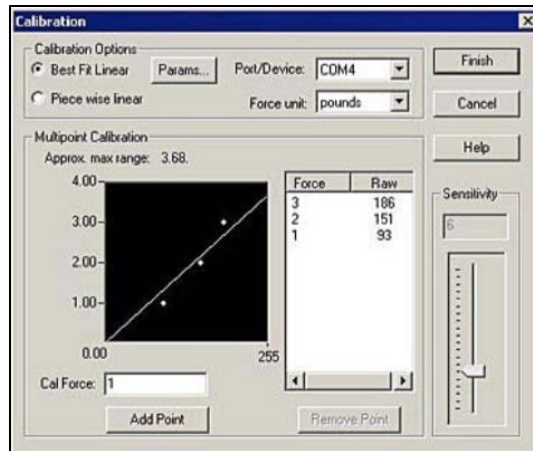


Fig. 11. Imagen de la ventana de calibración de los sensores en el software *ELF Multi-handle 4.30 System*®. La selección del modelo estadístico *Best Linear Fit* elabora de forma automática una gráfica de correlación entre las distintas cargas aplicadas y las lecturas obtenidas en el proceso de calibración.

Con el fin de poder comparar las calibraciones realizadas, hemos recogido la gráfica del modelo lineal (*Best linear fit*) para cada uno de los sensores utilizados que el *software* elabora automáticamente durante el proceso de carga progresiva de los mismos (ver “**test de calibración**” en el apartado de análisis estadístico).

Una vez finalizado el proceso de calibración para cada sensor se repitió tres veces la secuencia de carga con 1, 2, 3 y 4Kg de peso sobre su área sensible, utilizando el mismo sistema de concentración de la transmisión de la carga que para la calibración (*puck*). Con este procedimiento hemos comprobado la estabilidad de la lectura de los sensores una vez calibrados al ser estimulados por una misma carga conocida. Estos datos también los hemos comparado entre los distintos sensores (ver “**test postcalibración**” en el apartado de análisis estadístico), para evaluar si la lectura de presión de un mismo estímulo era la misma en todos ellos una vez realizada la calibración.

3.3.2 Medición de las presiones articulares

La introducción de los sensores en cada compartimento articular se realizó preservando todas las estructuras ligamentosas del codo; para ello fue preciso realizar una capsulotomía anterior y otra posterior del codo, así como una artrotomía anterior de la articulación radiocubital proximal. De esta manera se podían disponer los sensores en los 6 compartimentos que serían estudiados:

- **HR:** humerorradial
- **HCAM:** humerocubital anterior medial
- **HCAL:** humerocubital anterior lateral
- **HCPM:** humerocubital posterior medial
- **HCPL:** humerocubital posterior lateral
- **RCP:** radiocubital proximal

Para facilitar la introducción de los sensores en estos compartimentos tuvimos que contornear de forma circular los sensores en su extremo sensible donde la cobertura plástica tiene un margen excesivo y rectangular. Este procedimiento lo realizamos de acuerdo con las instrucciones del distribuidor que especifica que esta manipulación no altera el funcionamiento de los sensores. Hemos observado que es fundamental mantener un margen de la cobertura plástica de alrededor a 1mm para evitar que el sensor pierda el sellado y se altere su funcionamiento.

La flexibilidad del material de los sensores hace sencilla su inserción intra-articular. Hemos observado que en función del tamaño del espécimen no es posible seleccionar la localización precisa del sensor; la relación entre la morfología articular y el tamaño del sensor no permite, en ciertas ocasiones, disponer de muchas opciones para su estabilización intra-articular, sobre todo en los compartimentos humerocubitales en los cuales el sensor suele encajar y quedar aprisionado. En el compartimento humerorradial, que en todos los especímenes estudiados fue más espacioso que los humerocubitales, optamos por situarlo principalmente en su mitad cubital, donde se concentra la transmisión de la carga en la posición de prono-supinación neutra según los resultados publicados en estudios previos^{28, 25, 37} (**Fig. 12A i 12B**).



Fig. 3 Superior view of the forearm bones. Intra-articular compressive stresses in compression and neutral forearm position. The *grayed* areas correspond to the stressed areas



Fig. 6 Superior view of the radial head. Variation of the intra-articular radial head compressive stresses for different positions: neutral (a), full pronation (b), full supination (c). The *grayed* areas correspond to the stressed areas

Fig. 12A Gráfico de las áreas de contacto articular con el antebrazo en prono-supinación neutra en base a los resultados de Chantelot et al⁹.

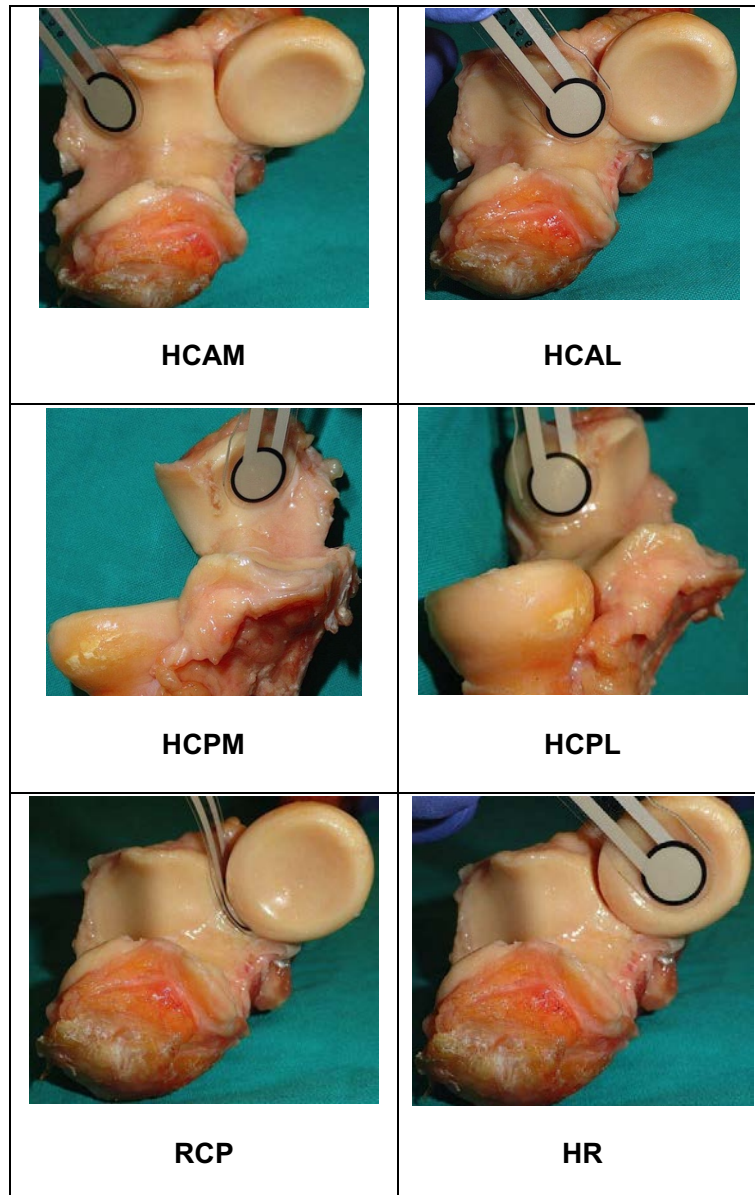


Fig. 12B. Detalle de la relación entre el tamaño del sensor y las superficies articulares estudiadas. HCAM: humerocubital anterior medial; HCAL: humerocubital anterior lateral; HCPM: humerocubital posterior medial; HCPL: humerocubital posterior lateral; RCP: radiocubital proximal; HR: humerorradial. Fotografías realizadas tras la desarticulación humerocubital y humerorradial del espécimen una vez finalizado el experimento.

En algunos especímenes fue necesaria la sujeción del sensor a los tejidos blandos periarticulares con una sutura de seda en la cobertura plástica del sensor con el fin de estabilizar la posición del sensor en el compartimento articular (**Fig. 13**). En los compartimentos posteriores se ha utilizado un túnel trans-olecraniano para el paso de la sutura y mantener el sensor estable.

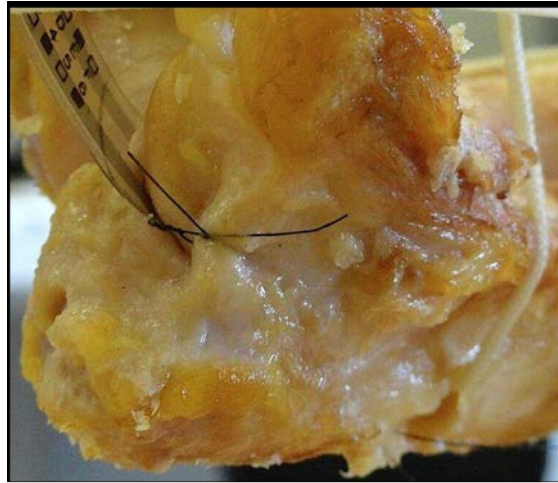


Fig. 13: Detalle de la estabilización de un sensor mediante sutura a los elementos capsulo-ligamentosas periarticulares en el compartimento humerocubital posterior medial.

Las medidas de presión se han recogido analizando cada compartimento de forma individualizada siguiendo siempre la misma secuencia de compartimentos:

- primero: HR (humerorradial)
- segundo: RCP (radiocubital proximal)
- tercero: HCAM (humerocubital anterior medial)
- cuarto: HCAL (humerocubital anterior lateral)
- quinto: HCPM (humerocubital posterior medial)
- sexto: HCPL (humerocubital posterior lateral)

También se ha mantenido constante la misma secuencia de carga de los tendones en todos los especímenes estudiados:

- primero: FCR (*Flexor carpi radialis*)
- segundo: FDP (*Flexor digitorum profundus*)
- tercero: FCU (*Flexor carpi ulnaris*)
- cuarto: ECU (*Extensor carpi ulnaris*)
- quinto: ECD (*Extensor digitorum*)
- sexto: ECRB (*Extensor carpi radialis brevis*)

- séptimo: ECRL (*Extensor carpi radialis longus*)
- octavo: BR (*Brachioradialis*)
- noveno: PT (*Pronator teres*)

Cada uno de los tendones ha sido cargado de forma progresiva y creciente con pesos de 0, 1, 3 y 5Kg, añadiendo el incremento pertinente de peso a la carga previa de forma sucesiva una vez estabilizada la lectura de la presión articular (entre 5 y 10 segundos aproximadamente después de cada nuevo estímulo de carga). Los pesos para la carga de los tendones fueron colgados mediante un gancho metálico ubicado en el extremo libre de las cuerdas de tracción tras su reflexión de 90° en un sistema de poleas situado en un eje transversal posterior del aparato de sujeción a la altura de los túneles óseos epitrocLEAR y epicONDILAR.

Con esta metodología de estudio se recogieron 216 lecturas de presión articular (36 en cada compartimento) por cada uno de los especímenes analizados, las cuales fueron introducidas directamente durante el experimento en una tabla Excel® expresamente diseñada para ello.

3.4 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

El análisis estadístico de este estudio fue desarrollado por el Servicio de Estadística del Departamento de Matemáticas de la Universidad Autónoma de Barcelona (UAB).

La validación y análisis estadístico se realizó mediante el **software SAS v9.3, SAS Institute Inc., Cary, NC, USA.**

La variable de interés en el análisis estadístico fue de forma constante la “presión articular”.

Las decisiones estadísticas en todos los análisis estadísticos realizados se tomaron fijando un **nivel de significación del 5%.**

3.4.1 Análisis descriptivo estratificado por músculo

Se realizó un análisis descriptivo de la variable de interés dentro de cada músculo, para cada una de las articulaciones y pesos de la siguiente manera:

1. **Comparando el registro de presión para cada peso dentro de la misma articulación:** con ello pretendemos establecer si la modificación de la presión registrada dentro de cada compartimento articular al variar la carga de peso en los tendones es estadísticamente significativa.
2. **Comparando el registro de presión de cada articulación para cada peso 2 a 2:** con ello pretendemos establecer si el flujo de la presión entre compartimentos articulares y la tendencia observada es estadísticamente significativa.

Los estadísticos descriptivos utilizados para las variables cuantitativas han sido: media, mediana, desviación estándar, mínimo y máximo.

Los análisis se han completado con gráficos de cajas o *Boxplots*.

3.4.2 Análisis bivariado estratificado por músculo.

3.4.2.1 Comparación de los pesos dentro de cada articulación

Se ha realizado un análisis bivalente de la variable de interés dentro de cada músculo. Dentro de cada músculo y para cada una de las articulaciones se ha realizado una comparación de los pesos.

Los estadísticos descriptivos utilizados para las variables cuantitativas han sido: media, mediana, desviación estándar, mínimo y máximo.

Los análisis se han completado con gráficos de cajas y gráficos de medianas.

Para realizar la inferencia (comparación de pesos), dado que la variable de interés no sigue una distribución Normal, se han realizado pruebas no paramétricas de comparaciones de medianas para determinar si hay diferencias entre las articulaciones.

En primer lugar, para determinar si hay diferencias estadísticamente significativas entre las articulaciones se ha realizado la prueba no paramétrica de datos relaciones (un mismo sujeto es medido en más de un instante) de **Rangos Signados** de comparación de medianas.

3.4.2.2 Comparación de las articulaciones dentro de cada peso.

Se ha realizado un análisis bivalente de la variable de interés dentro de cada músculo. Dentro de cada músculo y para cada uno de los pesos se ha realizado una comparación de las articulaciones.

Los estadísticos descriptivos utilizados para las variables cuantitativas han sido: media, mediana, desviación estándar, mínimo y máximo.

Los análisis se han completado con gráficos de cajas y gráficos de medias.

Para realizar la inferencia (comparación de articulaciones), dado que la variable de interés no sigue una distribución Normal, se han realizado pruebas no paramétricas de comparación de medianas para determinar si hay diferencias entre las articulaciones.

En primer lugar, para determinar si hay diferencias estadísticamente significativas entre las articulaciones se ha realizado la prueba no paramétrica de **Kruskal Wallis** de comparación de medianas. En los casos en los que esta prueba ha sido estadísticamente significativa (lo que indicaría que existen diferencias estadísticamente significativas entre las articulaciones) se han realizado las comparaciones 2 a 2, para determinar qué articulaciones han estado sometidas a cargas de presión diferentes entre ellas. Esto se ha realizado mediante la prueba no paramétrica de **U de Mann Whitney Wilcoxon**.

3.4.3 Análisis bivariado: estudio de la fiabilidad del método de calibración

Se ha realizado una modelización para determinar la fiabilidad de medición de los sensores durante la calibración y una vez calibrados. Si en ambas modelizaciones no se encuentran diferencias estadísticamente significativas se puede inferir que el método de calibración y las lecturas registradas por todos los sensores durante el experimento son fiables.

Para ello se han realizado los siguientes análisis:

3.4.3.1 Test de calibración: se ha realizado un modelo lineal con los registros de presión para los diferentes pesos utilizados durante la calibración de los sensores para determinar si hay diferencias estadísticamente significativas entre los sensores utilizados:

- **Comparación de la lectura de los distintos sensores para un peso conocido durante el proceso de calibración.**
 - Modelo lineal. **Tests de efectos fijos (*Tests of fixed effects*)**
 - El objetivo de este análisis fue determinar si existen diferencias entre los sensores utilizados en cuanto a la lectura de la presión ejercida por un peso conocido durante el proceso informático de calibración.
 - Se comparan las lecturas de presión de cada uno de los sensores utilizados para cada uno de los siguientes pesos conocidos: 0.5, 1, 1.5, 2, 2.5, 3, 3.5, 4 y 4.5Kg.

3.4.3.2 Test postcalibración: se realizó un modelo lineal con medidas repetidas para los diferentes pesos testados en un mismo sensor una vez calibrado, con el fin de determinar si hay diferencias estadísticamente significativas (cada peso se ha testado tres veces en el mismo sensor una vez calibrado).

- **Comparación de lecturas de presión repetidas ante un mismo estímulo de peso conocido (3 veces),** para determinar si existen diferencias estadísticamente significativas entre las distintas lecturas realizadas por los sensores ante un mismo estímulo de peso.
 - Modelo lineal con medidas repetidas. **Tests de efectos fijos (*Tests of fixed effects*).**
 - Pesos testados: 1, 2, 3, 4Kg.

4. RESULTADOS

RESULTADOS

Hemos observado un comportamiento similar en la distribución de las presiones de los compartimentos articulares cuando estudiábamos el comportamiento de los tendones de los músculos originados en la región epitrocLEAR (*FCR, FDP, FCU y PT*) y los originados en la región epicondílea (*ECU, EDC, ECRB, ECRL y BR*) del húmero; por lo que hemos optado por presentar y valorar los resultados de acuerdo con estos 2 grupos (**Tabla 5**). A pesar de que el músculo PT tiene su origen repartido en dos cabezas (cabeza humeral en la epitroclea y cabeza cubital en la apófisis coronoides), solo hemos reproducido su cabeza epitrocLEAR en el experimento.

Este hecho se puede entender como la identificación de un patrón de flujo de presión articular entre los compartimentos que configuran la articulación del codo ante el aumento progresivo de la carga de los tendones en cada grupo muscular.

Estos patrones de flujo diferenciados entre los dos grupos se han definido a partir de las variaciones de presión articular que se han demostrado estadísticamente significativas. Hemos considerado que un determinado músculo no provoca cambios de presión articular relevantes en un compartimento cuando el análisis estadístico de las presiones articulares generadas por su carga no ha sido estadísticamente significativo.

El rango de las presiones articulares registradas en todos los compartimentos ha oscilado de 0.0 a 15.10 pounds (0.0 a 6,850Kg). Como se muestra en los gráficos de cajas del anexo 4.5.1 (análisis descriptivo), los compartimentos articulares donde se han registrado los valores más elevados de presión han sido los HCAM y HCPM en el grupo epitrocLEAR (valores máximos alrededor de los 10 pounds en ambos) y los HCAL y HCPM en el grupo epicondilar (valores máximos de 15.1 pounds en HCAL y de 12.3 pounds en el HCPM).

El compartimento con una presión más elevada antes de iniciar las cargas de los tendones, es decir con 0kg de carga, ha sido el HCAL. También se muestra en los gráficos de cajas la amplitud de rango de las mediciones de presión en muchos de los compartimentos, lo cual probablemente responde a la variabilidad interindividual entre los especímenes.

Tabla 5			
GRUPOS MUSCULARES	Momento de fuerza durante la carga de pesos	Compartimentos con variaciones de presión ES*	Tendencia de la presión articular con la carga
EPITROCLEAR (EPT) (FCR, FDP, FCU, PT)	VARO	HCAM HR HCPM HCAL	↑ ↑ ↓ ↓
EPICONDILAR (EPC) (ECU, ED, ECRB, ECRL, BR)	VALGO	HCAL HR RCP HCPL	↑ ↑ ↑ ↓

Tabla 5. Resumen de los compartimentos articulares en los que se ha observado una modificación de la presión articular estadísticamente significativa (en negrita) con la carga sucesiva de los tendones de cada grupo muscular. *Los compartimentos articulares HR y HCAL han visto modificada su presión articular de forma estadísticamente significativa en los dos grupos musculares. ↑: tendencia al aumento de presión articular. ↓: tendencia al descenso de la presión articular.

Los seis compartimentos articulares del codo se han visto involucrados durante el experimento en el flujo de presión articular en alguno de los dos grupos musculares, pero sólo dos de ellos (el HCAL y el HR) lo han hecho de forma significativa en los dos grupos (**Tabla 5**).

La tracción necesaria para sostener el codo flexionado a 90° ha sido distinta en cada espécimen, con un rango que ha oscilado entre 3.5 y 8.5Kg (media de 4.565Kg). Los especímenes masculinos han requerido tracciones mayores que los femeninos (media masculina 6.541Kg, media femenina 4.662g), lo cual se debe probablemente a la variabilidad de las características antropométricas entre los especímenes (**Tabla 6**).

Tabla 6			
Nº de identificación	Tracción Braquial (Kg)	Edad (años)	Género
3	3.50	84	Mujer
4	5.90	71	Mujer
5	3.60	66	Hombre
6	7.10	86	Hombre
7	5.80	71	Hombre
9	6.00	82	Hombre
11	8.50	77	Hombre
12	5.25	69	Mujer
13	8.25	87	Hombre
14	4.00	80	Mujer
Media	4.56	77.3	4 Mujeres 6 Hombres
Media mujeres	4.66	76	
Media hombres	6.54	78.1	

Tabla 6. Tabla descriptiva de la muestra de los especímenes en la que se muestra la edad, el género y la fuerza de tracción ejercida en la inserción del músculo braquial. También se muestran las medias de edad y de la tracción del músculo braquial por género.

4.1 EPT - MÚSCULOS DEL GRUPO EPITROCLEAR (EPICÓNDILO MEDIAL). MOMENTO VARO.

Dentro del grupo de tendones de músculos con origen epitrocLEAR (epicóndilo medial) observamos que las variaciones de presión estadísticamente significativas se producen en los compartimentos HCAM, HCPM y HCAL (**gráficas 1, 2 y 3**).

Al tener el codo en una posición funcional estabilizada de 90° de flexión mediante la tracción continua del músculo braquial, la carga de peso en estos tendones genera un momento de fuerza en VARO en la articulación del codo, lo que se traduce en una disminución de la presión articular en los compartimentos HCPM y HCAL y a su vez en un incremento de la presión articular del compartimento HCAM (**Fig. 14**).

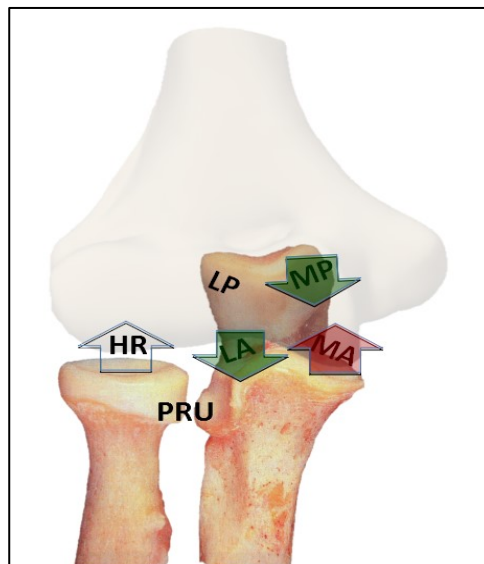


Fig.14. Esquema de los compartimentos articulares del codo. Se muestran las tendencias de la presión articular en cada compartimento al realizar la carga de los tendones del grupo muscular epitrocLEAR (momento de fuerza varo). La presión aumenta en HCAM y desciende en HCPM y HCLA; en el HR la presión aumenta inicialmente y desciende al aumentar la carga por encima de los 3kg. En esta figura PRU equivale a RCP.

4.1.1 EPT - COMPARACIÓN DE LOS PESOS DENTRO CADA ARTICULACIÓN

Compartimentos HCAM, HCPM y HCAL:

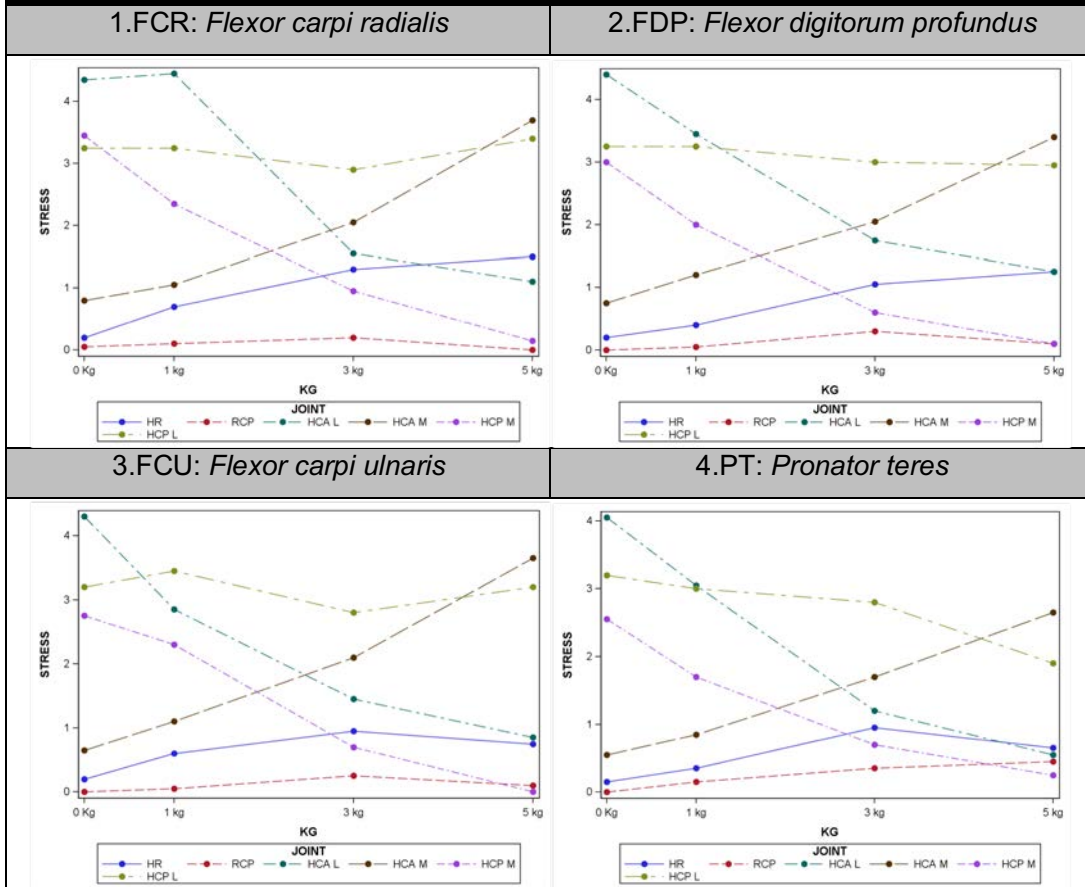
El incremento de presión en la articulación **HCAM** es estadísticamente significativo en todas las comparaciones excepto para el tendón FDS (**anexo 4.5.2.1, tabla EPT-a.1 – EPT-a.4**), por lo que podemos afirmar que, en nuestro estudio, la tendencia ascendente de la presión en este compartimento es estadísticamente significativa al realizar la carga muscular en este grupo de tendones, excepto para el FDP.

El descenso de la presión en los compartimentos **HCAL y HCPM** es estadísticamente significativo en casi todas las comparaciones entre pesos realizadas para cada tendón de este grupo (**tablas EPT-a.1 – EPT-a.4**), lo cual nos permite afirmar que la tendencia descendente de la presión en estos compartimentos articulares cuando incrementamos la tracción generada por los tendones de este grupo es estadísticamente significativa.

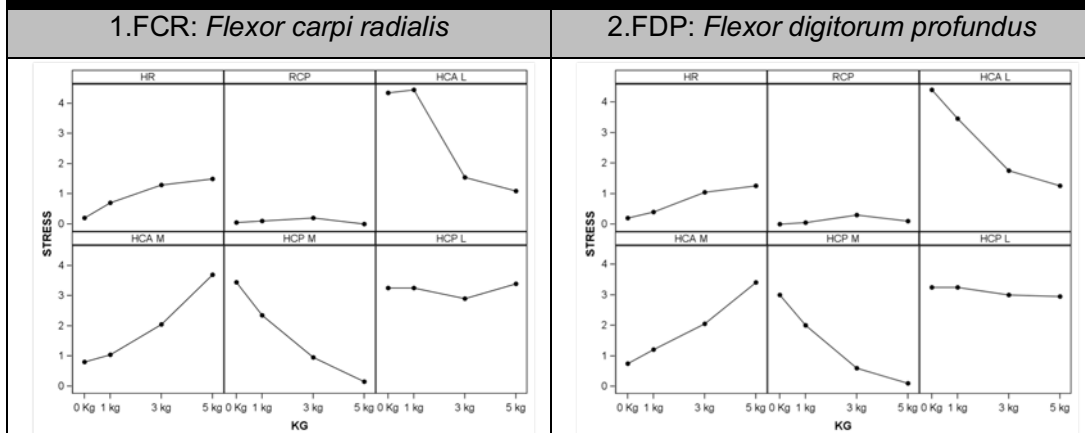
Compartimentos RCP y HCPL:

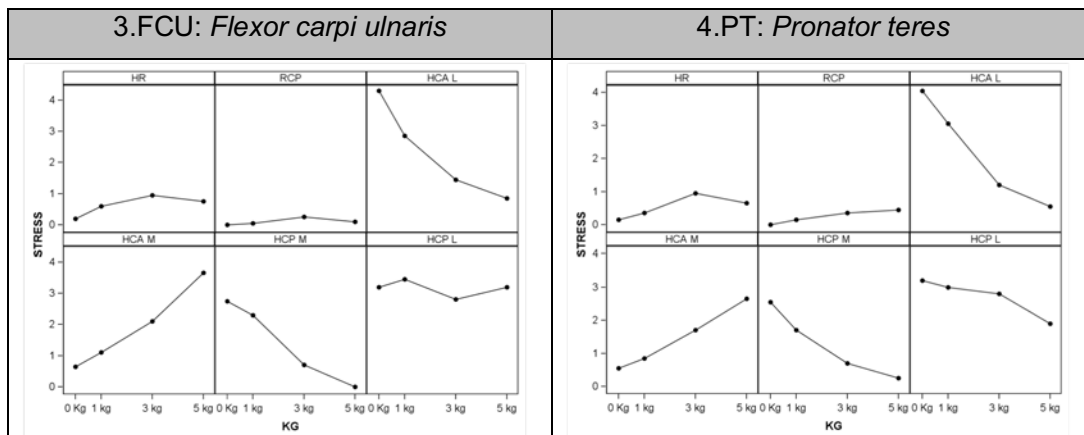
La variación de la presión registrada en las articulaciones RCP y HCPL durante la progresión en la carga de peso en los tendones de este grupo es mucho menor (**gráfica 2**). No se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre las medidas de presión registradas en los compartimentos **RCP** ni **HCPL** para los tendones de este grupo (excepto para el tendón PT en la articulación HCPL), lo que significa que la presión en estos compartimentos se puede considerar estable durante la carga de este grupo de tendones.

Gráfica 1. Grupo de tendones de músculos epitrocleares: superposición del flujo de presión dentro de cada articulación



Gráfica 2. Grupo de tendones de músculos epitrocleares: gráfica específica del flujo de presión dentro de cada articulación





Compartimento HR:

El comportamiento de la variación de la presión en la articulación **HR** es particular, siendo estadísticamente significativa en la mayoría de las comparaciones, aunque se observa una debilitación de la misma en la comparación de los pesos menores (entre 0 y 1Kg) y una pérdida de la misma en la comparación de los pesos mayores (entre 3 y 5Kg) (**Tabla 4**). Este hecho probablemente indica un fenómeno doble:

- En referencia a la comparación 3-5Kg: el efecto de aumentar la presión articular HR durante la carga de los músculos epitrocleares existe sólo hasta cierto nivel de carga (en nuestro estudio hasta los 3Kg), a partir del cual la presión se estabiliza y probablemente sean precisos incrementos de carga mayores a los del estudio para generar cambios de presión perceptibles por nuestro sistema de medición (por este motivo no existen diferencias estadísticamente significativas en las comparaciones de las presiones generadas por los pesos de 3 y 5Kg en este compartimento).
- En referencia a la comparación 0-1Kg (**Tabla 7**): para que la variación de presión sea significativa en este compartimento, el grupo de tendones epitrocleares tiene que ser sometido a una carga de intensidad media (1Kg en nuestro estudio), ya que en cargas menores no existe suficiente estímulo biomecánico para traducirse en una variación de presión estadísticamente significativa (sólo falta significación estadística en la comparación entre 0-1Kg en el FCR; en el resto de tendones la significación estadística se mantiene, aunque debilitada, respecto al p-valor de las comparaciones de los pesos medios).

Tabla 7					
HR	Comparison 0-1kg	Median	Min	Max	Pvalor
FCR	0Kg	0.200	0.000	2.400	0.1875
	1Kg	0.700	0.000	1.500	
FDP	0Kg	0.200	0.000	0.700	0.0039
	1Kg	0.400	0.000	1.700	
FCU	0Kg	0.200	0.000	0.700	0.0039
	1Kg	0.600	0.000	1.500	
PT	0Kg	0.150	0.000	0.700	0.0078
	1Kg	0.350	0.000	0.900	
HR	Comparison 3-5kg	Median	Min	Max	Pvalor
FCR	3Kg	4.350	1.000	7.100	1.0000
	5Kg	4.450	1.100	6.800	
FDP	3Kg	1.050	0.000	4.700	0.2500
	5Kg	1.250	0.000	2.400	
FCU	3Kg	0.950	0.000	3.200	0.8750
	5Kg	0.750	0.000	2.600	
PT	3Kg	0.950	0.000	2.000	0.8438
	5Kg	0.650	0.200	2.200	

Tabla 7. Se muestran la debilitación de la significación estadística en la comparación de pesos 0-1Kg y la pérdida de la misma en la comparación de pesos 3-5Kg en los tendones del grupo epitrocLEAR para el compartimento HR.

4.1.2 EPT - COMPARACIÓN DE LAS ARTICULACIONES DENTRO DE CADA PESO

Comparamos los registros de presión para un mismo estímulo de carga en un tendón determinado entre 2 compartimentos articulares (se comparan los compartimentos que obtienen significación estadística en el test de Kruskal-Wallis). La utilidad de esta comparación es la de determinar si, en los extremos de la carga, las medidas de presión de un compartimento respecto del otro tienen diferencias estadísticamente significativas, lo que se puede traducir como un cambio de registro real de presión en

cada compartimento y se corresponde con un modelo biomecánico de compensación de presiones entre los compartimentos articulares.

Hemos realizado este análisis entre los compartimentos en los que existe un flujo de presión ascendente o descendente estadísticamente significativo según el análisis previo, es decir, en las articulaciones HCAM, HR, HCPM y HCAL.

Compartimentos HCAM, HCPM y HCAL

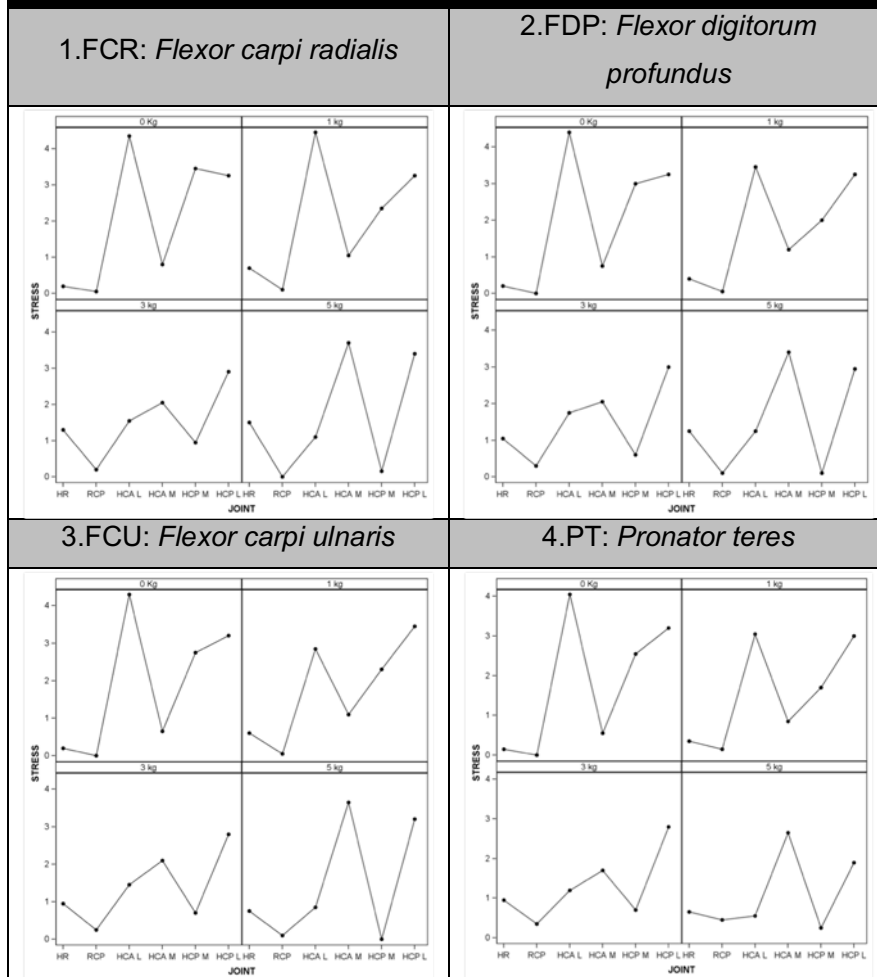
El compartimento **HCAM** se puede considerar antagónico en cuanto al comportamiento de sus presiones articulares respecto a los compartimentos **HCPM** y **HCAL** cuando se cargan los tendones del grupo epitrocLEAR y se genera un momento de varo en la articulación del codo (**Gráfica 1 y 3**).

En la comparación de los registros de presión entre HCAM-HCPM y HCAM-HCAL con 0Kg y 5Kg de carga hemos observado que en todos los tendones del grupo epitrocLEAR existe significación estadística. La significación estadística desaparece en las comparaciones de las cargas intermedias. Cuando los flujos de presión entre los compartimentos comparados son invertidos, los registros de presión en las cargas intermedias (1 y 3Kg) tienden a igualarse (**tablas EPT-b.1 – EPT-b.4**), lo cual puede observarse como un cruce de líneas en la gráfica.

Compartimentos HR, HCPM y HCAL

En la comparación HR-HCPM y HR-HCAL la significación estadística la hemos encontrado en las comparaciones de 0 y 1Kg. En este caso y para todos los tendones de este grupo, las presiones de estos compartimentos convergen a un mismo nivel a partir de los 3Kg de carga, por lo que no existen diferencias estadísticamente significativas en las presiones registrada con 3 y 5Kg de carga.

Gráfica 3. Grupo de tendones de músculos epitrocleares:
gráfica de flujo de presión dentro de cada peso



4.1.3 EPT - BALANCE DE PRESIONES ENTRE LOS COMPARTIMENTOS COMPARADOS

En la **Tabla 8** se muestra la existencia del patrón de flujo entre los compartimentos articulares del codo al realizar la tracción con pesos de los tendones de los músculos del grupo epitrocLEAR. Se demuestra que con la tracción desde la inserción tendinosa de cada músculo del grupo se genera una transferencia de presión entre los compartimentos al aumentar la carga.

Tabla 8. Relación de incrementos / disminución de presión mediana (pounds) entre compartimentos articulares para el grupo de tendones EPITROCLEAR					
MÚSCULO	HCAM	HR	HCPM	HCAL	BALANCE
FCR	+2.900	+1.300	-3.300	-3.250	-2.35
FDS	+2.650	+1.050	-2.900	-3.150	-2.35
FCU	+3.000	+0.550	-2.750	-3.450	-2.65
PR	+2.100	+0.500	-2.300	-3.500	-3.20
TENDENCIA	AUMENTO	AUMENTO	DESCENSO	DESCENSO	NEGATIVO

Tabla 8. Modificación de la presión entre los 0 y los 5Kg de peso en cada compartimento. El valor de presión mostrado es el de la diferencia entre la presión media registrada a los 0Kg con respecto a la presión media registrada con un peso de 5Kg.

4.2 EPC -MÚSCULOS DEL GRUPO EPICONDILAR. MOMENTO VALGO.

Dentro del grupo de tendones de músculos con origen en el epicóndilo (epicóndilo lateral) del húmero hemos observado que las variaciones de presión más significativas se producen en los compartimentos HCAL, HCPL, RCP y HR (**Gráficas 4, 5 y 6**).

Al tener el codo en una posición funcional estabilizada de 90° de flexión mediante la tracción continua del músculo braquial, la carga de peso en estos tendones genera un momento de fuerza en VALGO en la articulación del codo, lo que se traduce en una disminución de la presión articular del compartimento HCPL y a su vez un incremento de la presión articular de los compartimentos HCAL y HR (**Fig.15**).

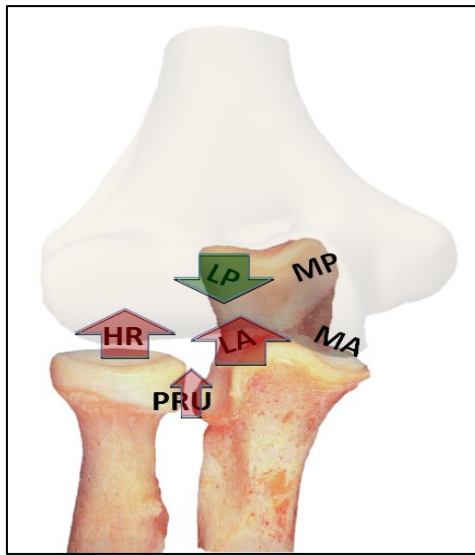


Fig. 15. Esquema de los compartimentos articulares del codo. Se muestran las tendencias de la presión articular en cada compartimento al realizar la carga de los tendones del grupo muscular epicondilar. La presión aumenta en HR, HCAL y RCP y descende en HCPL. En esta figura PRU equivale a RCP; en este compartimento el efecto de variación de la presión es de muy poca magnitud por lo que el marcador se ha representado de menor tamaño.

4.2.1 EPC - COMPARACIÓN DE LOS PESOS DENTRO CADA ARTICULACIÓN

Compartimentos HCAL, HR y RCP

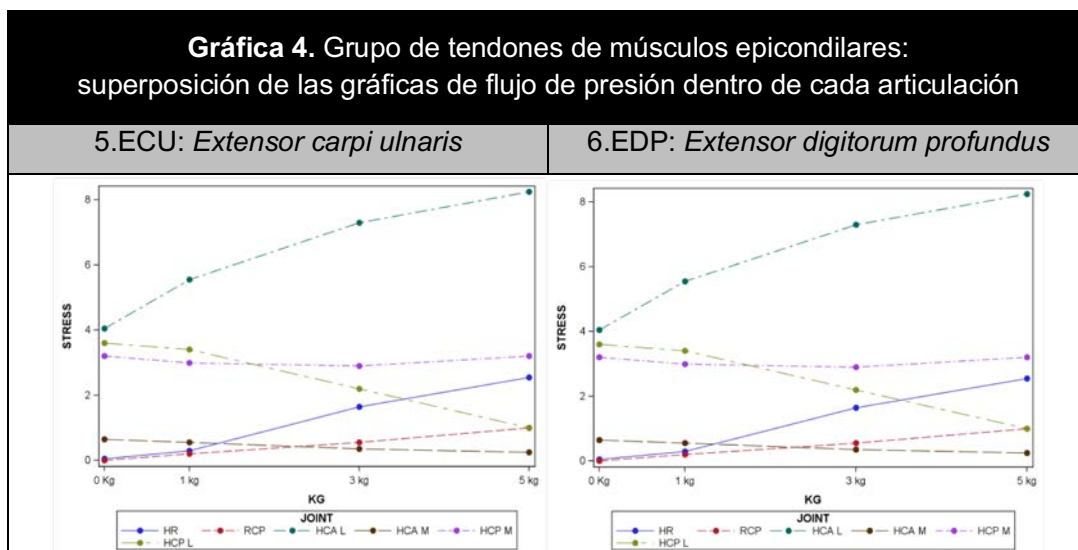
El incremento de la presión articular en los compartimentos **HCAL**, **HR** son estadísticamente significativos en todas las comparaciones excepto en (**tablas EPC-a.5 - EPC-a.9**):

- la realizada entre 3 y 5Kg para el tendón ECRB,
- las realizadas entre 1-3Kg, 1-5Kg, 3-5Kg para el tendón BR. En este músculo la significación estadística menor se obtiene al comparar las cargas más altas (3-5Kg), lo que puede significar que para detectar cambios de presión articular en estos compartimentos, las cargas aplicadas tienen que ser mayores o bien que a partir de un determinado grado de carga existe algún mecanismo biomecánico de descompresión, modificándose la presión en otros compartimentos articulares de forma compensatoria. Este hecho también podría explicar la pérdida de significación estadística de forma súbita en la comparación citada para cargas altas del ECRB.

El comportamiento de la presión en el compartimento **RCP** también muestra un incremento de presión con una tendencia estadísticamente significativa en la mayoría de las comparaciones, aunque con más irregularidad. La magnitud del incremento de presión en este compartimento es mucho menor que en los demás, con una media de incremento de 1.68 pounds (**tabla 9**).

En todos los músculos del grupo epicondilar la comparación entre los pesos 0 y 1Kg no son estadísticamente significativos para esta articulación, de modo que para detectar en ella cambios de presión articular significativos en nuestro modelo es necesario generar tracción con cargas más altas.

Estos datos confirman una tendencia estadísticamente significativa del incremento de presión articular en los compartimentos HCAL, HR y RCP al aumentar la carga muscular en el grupo de tendones de músculos de origen epicondilar.



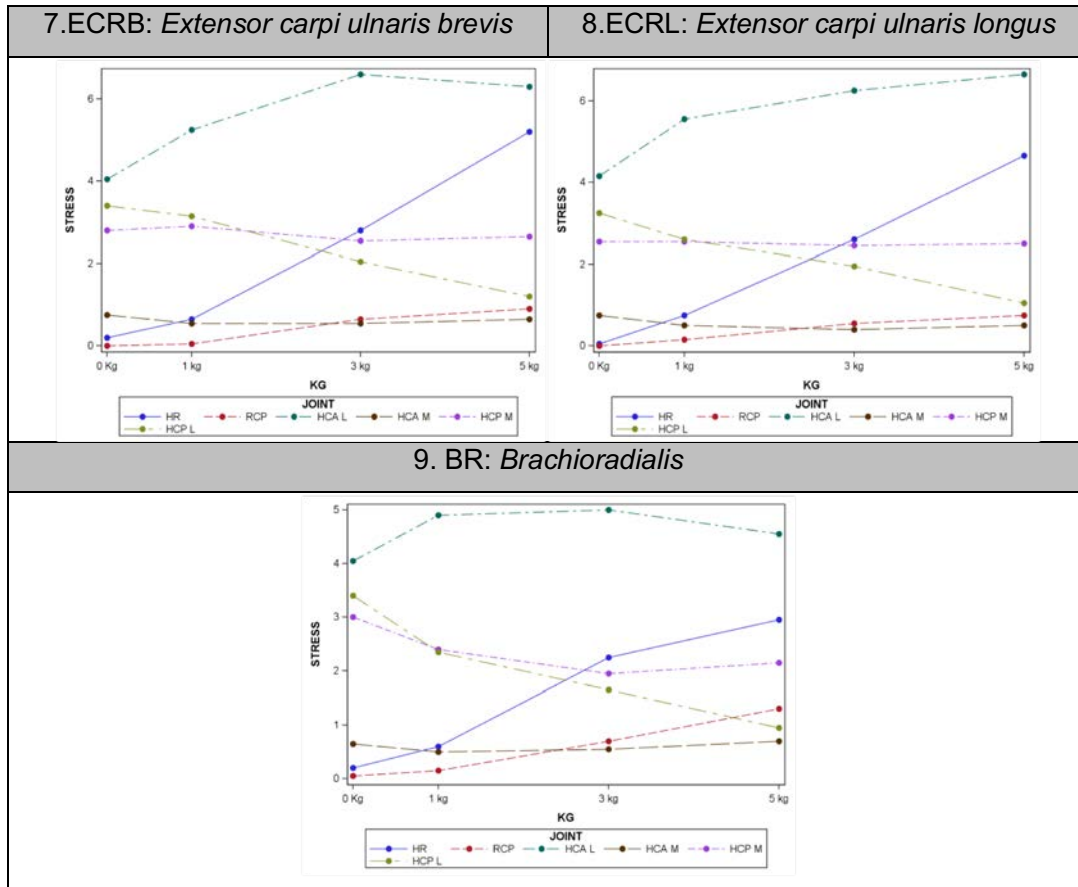


Tabla 9. Magnitud del incremento de presión (pounds) y significación estadística para el compartimento RCP en la comparación entre 0 y 5Kg de peso

Músculo	Presión media mínima (0Kg)	Presión media máxima (5Kg)	Incremento 0Kg - 5Kg	p-valor 0-5Kg
ECU	2.0	3.6	1.6	0.0313
ED	2.6	5.4	2.8	0.0273
ECRB	2.2	3.6	1.4	0.0234
ECRL	2.2	3.4	1.2	0.0547
BR	1.8	3.2	1.4	0.0391
Media	1,76	3,84	1,68	

Tabla 9. Modificación de la presión articular del compartimento RCP entre los 0 y 5Kg de peso y su significación estadística.

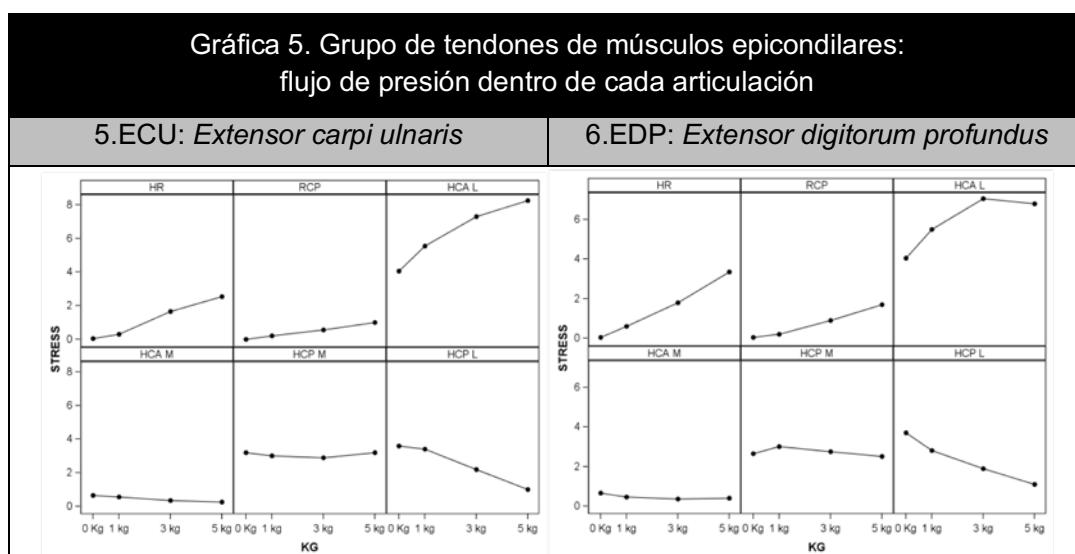
Compartimento HCPL

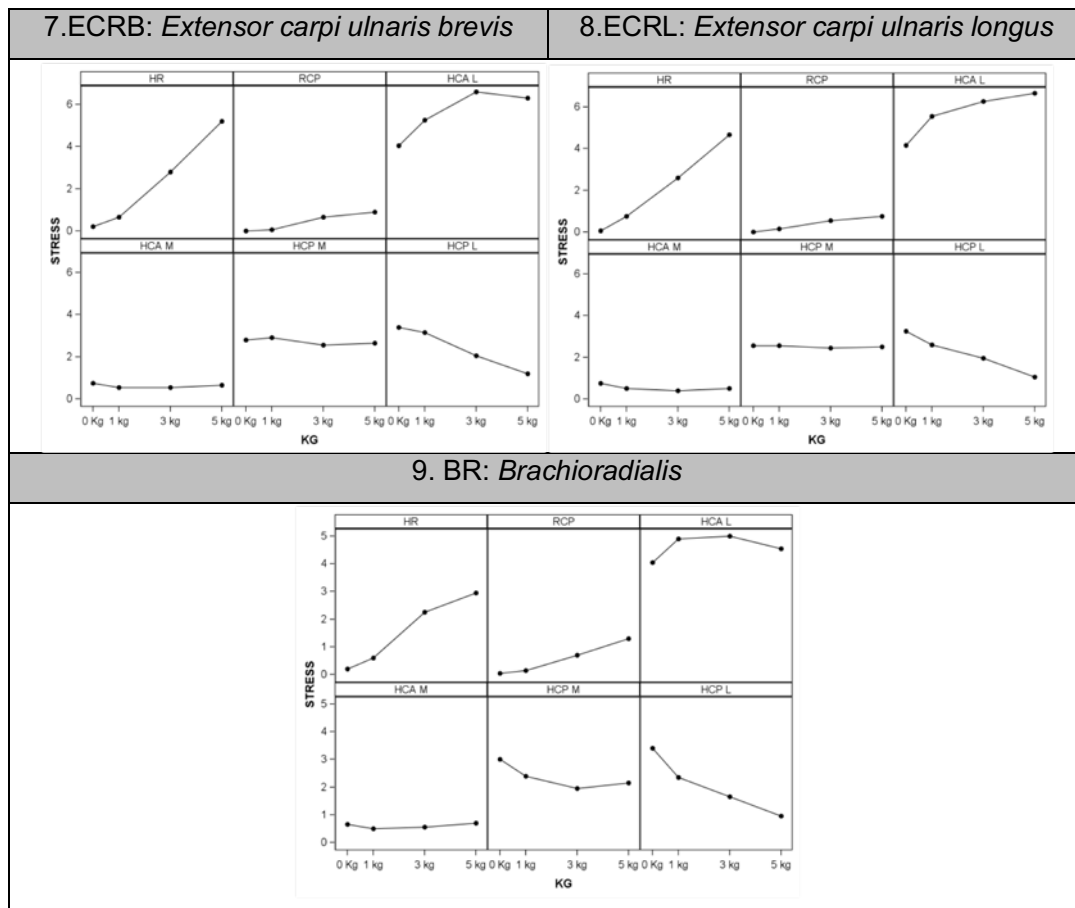
El descenso de la presión en el compartimento **HCPL** es estadísticamente significativo en todas las comparaciones realizadas entre pesos en todos los músculos de este grupo excepto en una (la realizada entre 0 y 1Kg para el tendón ED) (**tablas EPC-a.5 – EPC-a.9**). Esto nos permite afirmar que la tendencia descendente de la presión en estos compartimentos articulares al incrementar la fuerza generada por los tendones de este grupo es estadísticamente significativa.

Compartimentos HCPM y HCAM

No se han encontrado diferencias estadísticamente significativas en ninguna comparación entre pesos para ningún tendón de este grupo epicondilar en el compartimento articular **HCPM**. Lo mismo ha sucedido en el compartimento **HCAM** para los tendones ECRB, ECRL y BR (**tablas EPC-a.5 – EPC-a.9**).

Este resultado parece indicar que en estos dos compartimentos las variaciones de presión articular durante la carga de estos tendones son mínimas y/o inapreciables para la metodología de este estudio. El hecho de que durante la carga de ECU y EDP se obtengan algunos de los valores estadísticamente significativos indica que, aunque se carguen músculos con inserciones muy cercanas anatómicamente, el efecto en cuanto a la transmisión de presión articular es particularmente distinto para cada uno de ellos





4.2.2 EPC - COMPARACIÓN DE LAS ARTICULACIONES DENTRO DE CADA PESO

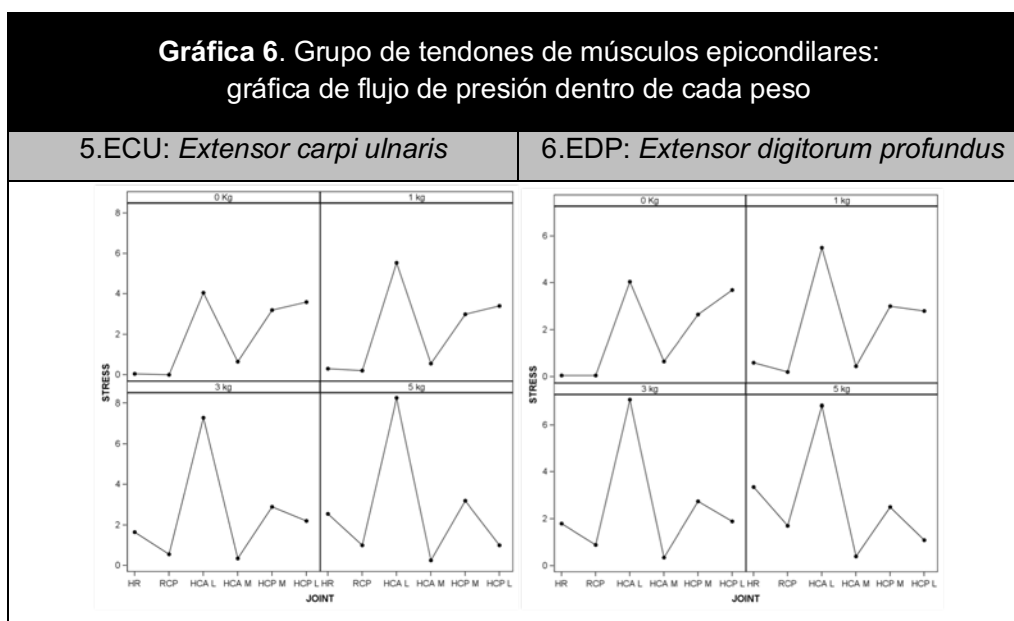
Del mismo modo que hemos realizado en los tendones del grupo epitroclear, ahora procedemos a comparar los registros de presión entre los compartimentos articulares que han presentado, en el análisis previo, cambios en el registro de presión estadísticamente significativos al cargar los tendones del grupo epicondilar (HR, HCPL, RCP y HCAL).

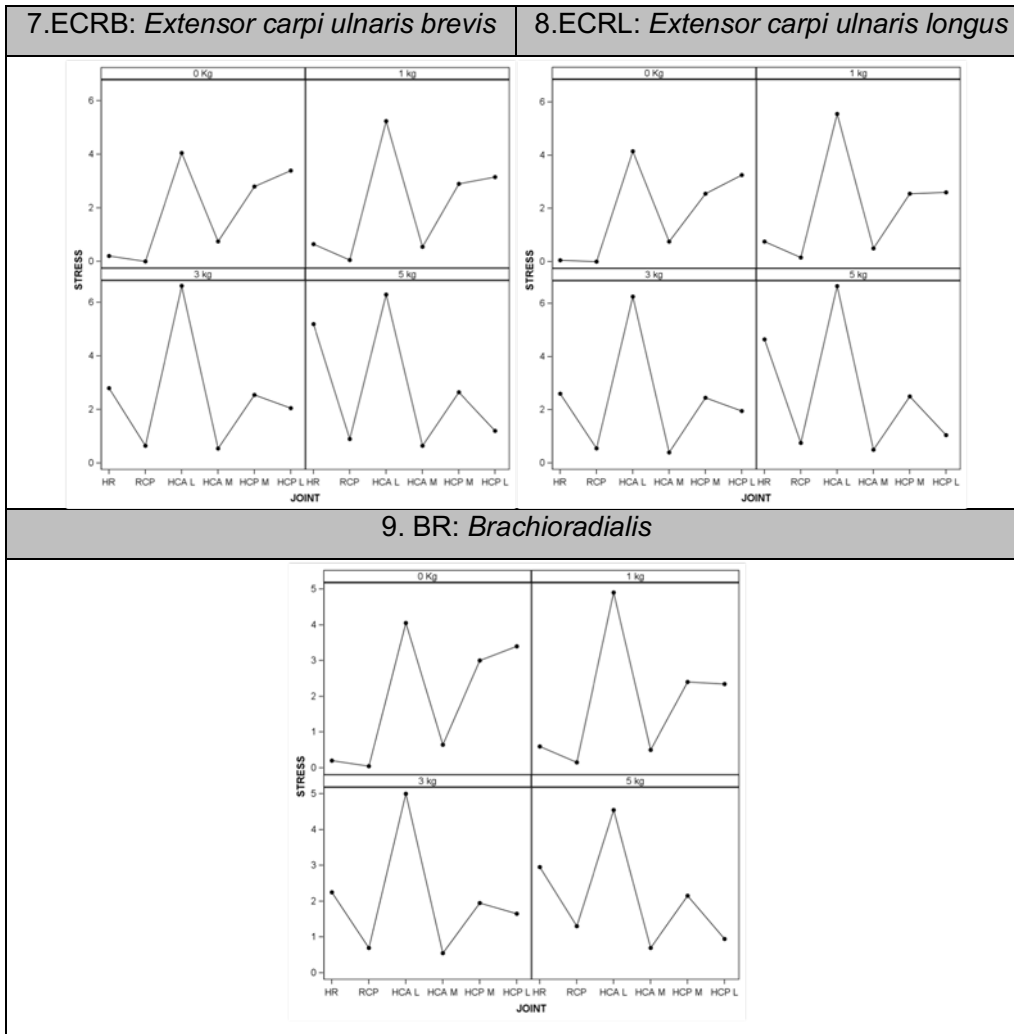
Compartimentos HR, HCAL y HCPL

En todos los músculos epicondilares hemos observado la existencia de un patrón muy parecido en la modificación de la presión articular entre los compartimentos **HR-HCAL** y **HCPL**. En las **gráficas 4 y 5** se puede valorar como los registros de presión entre los compartimentos mencionados muestran tendencias contrarias, registrando un aumento de presión articular en HR y HCAL y, a su vez, un descenso de presión articular en HCPL al aumentar la carga.

En las comparaciones de estos compartimentos cabe mencionar:

- **HR-HCPL:** existe significación estadística en las comparaciones entre HR-HCPL para los pesos 0 y 1Kg; la significación estadística se pierde en la comparación de los 3Kg de peso y se establece de nuevo al comparar los registros de los 5Kg (excepto en el ECU que tampoco existe significación estadística en la comparación de los 5Kg). Sus gráficas se cruzan alrededor de los registros obtenidos con 3Kg, lo cual explica por qué los valores registrados con esta carga son muy parecidos y su comparación es estadísticamente no significativa
- **HCAL-HCPL:** sólo existe significación estadística entre los registros de presión con 3 y 5Kg de peso en todos los tendones. En la **gráfica 4**, donde se superponen los registros de presión en cada compartimento, podemos observar que la tendencia del flujo de presión entre HCAL y HCPL es divergente desde su punto de partida, por lo que los registros se van distanciando progresivamente con el incremento de la carga y las diferencias estadísticamente significativas sólo aparecen a partir de los 3Kg de carga.





4.2.3 EPC - BALANCE DE PRESIONES ENTRE LOS COMPARTIMENTOS COMPARADOS

En la **Tabla 10** se muestra la existencia del patrón de flujo entre los compartimentos articulares del codo al realizar la tracción con pesos de los tendones de los músculos del grupo epicondilar. Se demuestra que con la tracción desde la inserción tendinosa de cada músculo del grupo se genera una transferencia de presión entre los compartimentos al aumentar la carga.

Tabla 10. Relación de incrementos / disminución de presión mediana (pounds) entre compartimentos articulares para el grupo de tendones EPICONDILARES					
Músculo	HR	PRU	HCAL	HCPL	BALANCE
ECU	+2.500	+1.000	+4.200	-2.600	+5.100
EDP	+3.300	+1.650	+2.750	-2.600	+5.100
ECRB	+5.000	+0.900	+2.250	-2.200	+5.950
ECRL	+4.600	+0.750	+2.500	-2.200	+5.650
BR	+2.750	+1.250	+0.500	-2.450	+2.050
TENDENCIA	AUMENTO	AUMENTO	AUMENTO	DESCENSO	POSITIVO

Tabla 10. Modificación de la presión entre los 0 y los 5Kg de peso en cada compartimento. El valor de presión mostrado es el de la diferencia entre la presión media registrada a los 0Kg con respecto a la presión media registrada con un peso de 5Kg.

4.3 ESTUDIO ESTADÍSTICO DEL MÉTODO DE CALIBRACIÓN

Se ha realizado una modelización para determinar si con el método de calibración utilizado podíamos considerar que las mediciones realizadas por los distintos sensores empleados durante el experimento se podían considerar como realizadas por un mismo instrumento.

Para ello se han realizado los siguientes análisis:

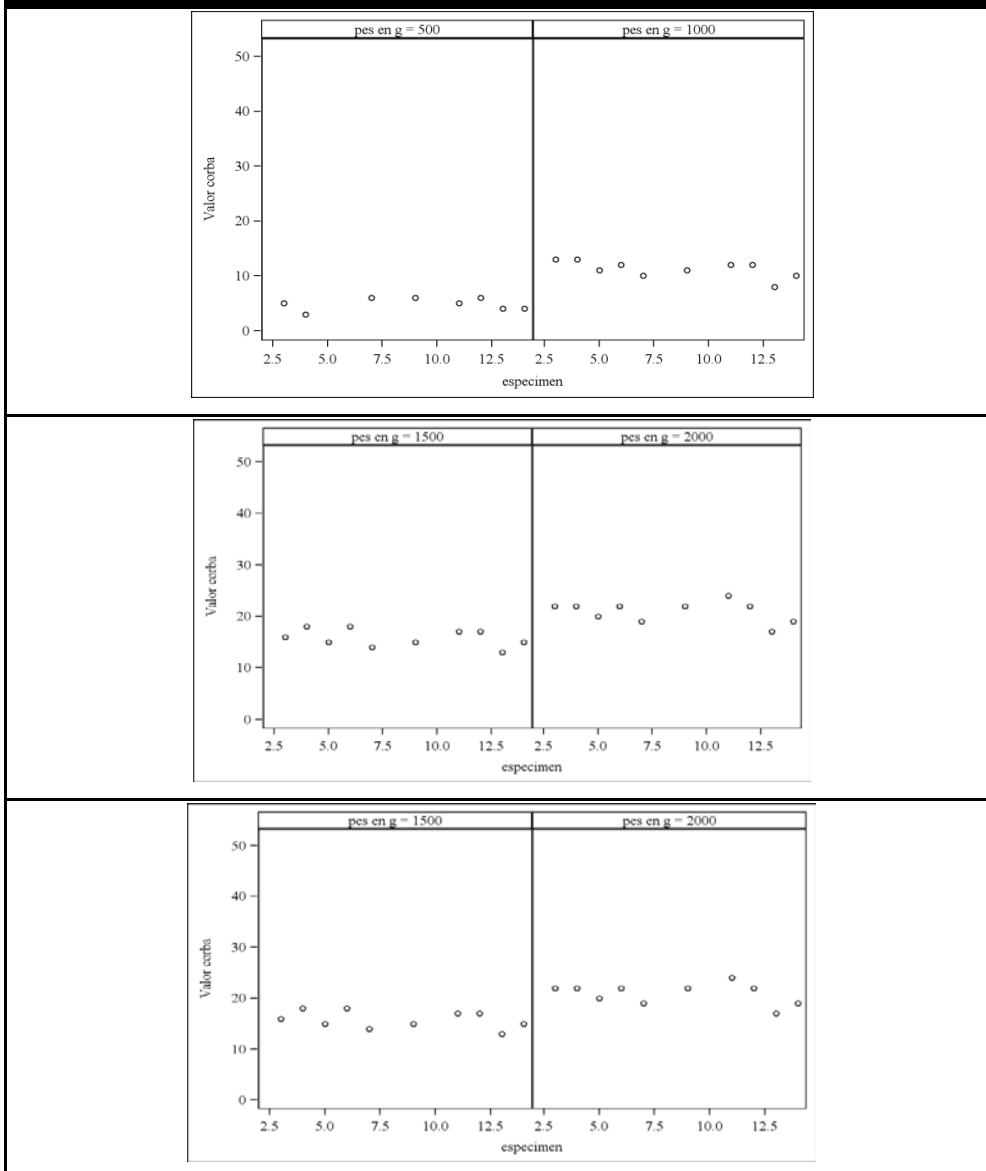
4.3.1 TEST DE CALIBRACIÓN: análisis de las lecturas de presión durante el proceso de calibración de los sensores en cada espécimen

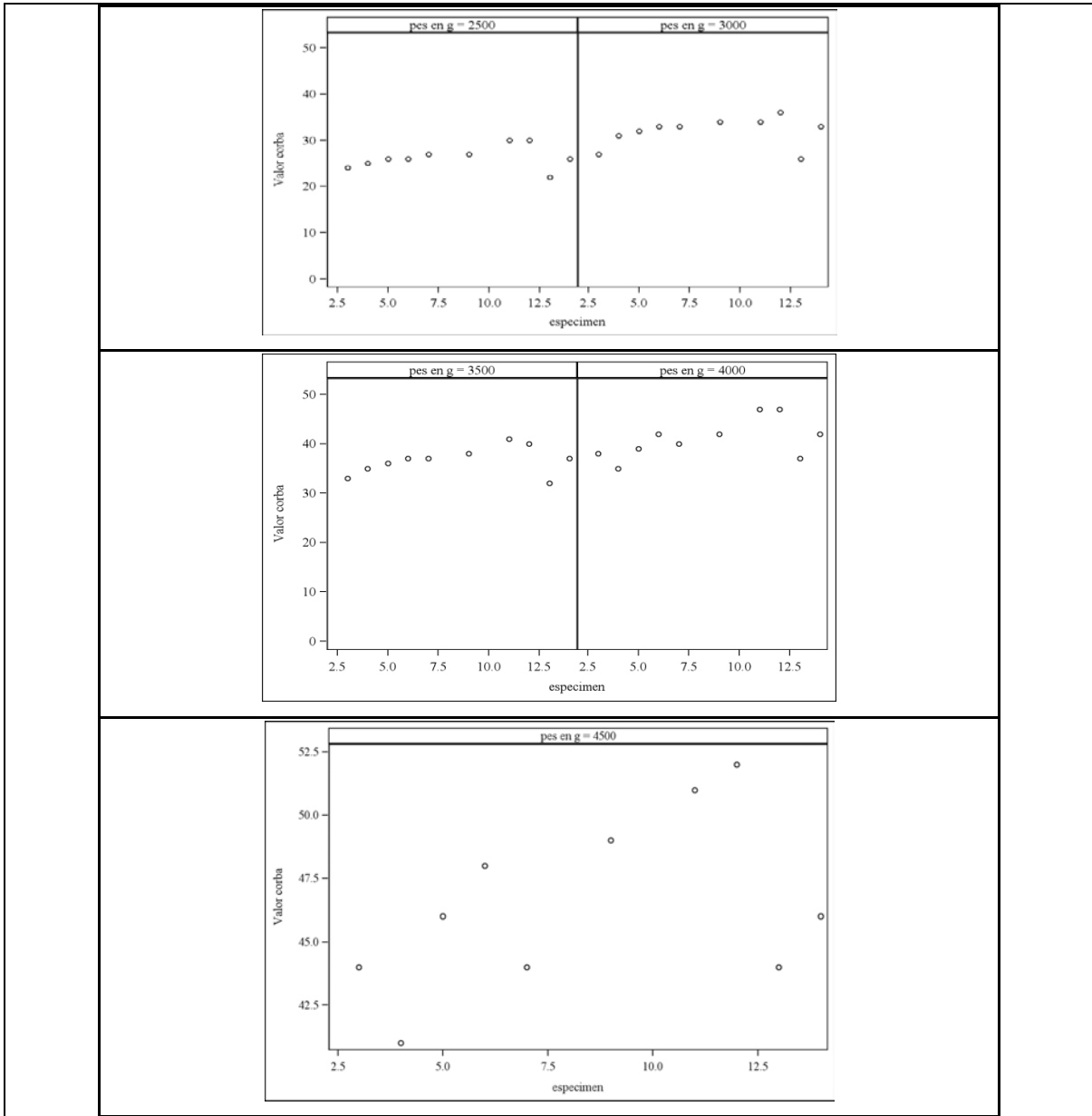
Hemos denominado “**TEST DE CALIBRACIÓN**” la comparación de las lecturas registradas durante el proceso de calibración de cada sensor (**Gráfica 7**).

Todas las comparaciones realizadas entre las lecturas registradas por cada sensor ante un mismo peso conocido en el proceso de calibración han obtenido un p-valor superior a 0.05. Por lo tanto, no se han encontrado diferencias estadísticamente significativas entre ellas. Este resultado estadístico confirma que los sensores

utilizados en todos los especímenes han sido calibrados de igual manera. En las gráficas podemos observar que la dispersión de los valores de presión aumenta con la magnitud de la carga, por lo que el sistema de medición de presiones con estos sensores es aparentemente menos fiable y preciso con las cargas más elevadas de los tendones, a partir de los 4Kg.

Gráfica 7. Test de Calibración. Gráficas de la media de las lecturas para cada peso durante la calibración del sensor de cada especimen





Gráfica 7. Se muestra el incremento del valor de las lecturas de presión con el incremento del peso progresivo en el proceso de calibración; la variabilidad entre los registros de los sensores utilizados no es estadísticamente significativa, aunque aumenta de forma evidente con las cargas más altas (última gráfica).

4.3.2 TEST POSTCALIBRACIÓN: análisis de las lecturas de presión después de la calibración del sensor de cada espécimen

Hemos denominado “**TEST POSTCALIBRACIÓN**” al análisis realizado de las lecturas de presión utilizando pesos progresivamente crecientes en intervalos de 1Kg (1-2-3-4Kg) inmediatamente después del proceso de calibración y antes del inicio del

experimento para cada sensor (**Tabla 11**). Este proceso se ha repetido tres veces para el sensor de cada espécimen.

En las comparaciones realizadas (**Tabla 12**) mediante el test de efectos fijos entre las lecturas para un mismo peso de todos los sensores utilizados se han obtenido unos p-valor superiores a 0.05; por lo tanto, no se han encontrado diferencias estadísticamente significativas para ninguno de los pesos testados. Esto confirma que todos los sensores, una vez calibrados, se han comportado de igual manera ante estímulos de presión iguales en cada uno de los especímenes.

Tabla 11. Test Postcalibración. Datos descriptivos de las mediciones repetidas tres veces para cada peso tras la calibración de cada sensor						
Valor lectura (pounds)						
Peso (Kg)	N	Mean	Median	Std Dev	Minimum	Maximum
0,5*	9	1.133	1.100	0.166	0.900	1.400
1	30	2.337	2.300	0.222	2.000	2.900
2	30	4.467	4.500	0.241	4.000	4.900
3	30	6.853	6.900	0.522	6.100	7.900
4	30	9.063	8.900	0.595	8.300	10.500

Tabla 11. Datos descriptivos del test postcalibración. *El peso de 0,5Kg sólo fue testado en 9 de los 10 especímenes y sin repetición, por lo que sólo contamos con 9 lecturas. Para el resto de los pesos testados se cuenta con 3 lecturas para cada peso testado en los 10 especímenes (30 registros).

Tabla 12. Test Postcalibración.		
Resultado Test de Efectos Fijos tipo 3		
Peso	F value	P value
1Kg	0.34	0.5659
2Kg	0.09	0.7632
3Kg	0.06	0.8160
4Kg	0.05	0.8308

Tabla 12. Resumen de la significación estadística del test postcalibración.

El análisis estadístico del test postcalibración demuestra que no existen diferencias estadísticamente significativas entre los sensores en la comparación de las lecturas de presión tras el proceso de calibración. Esto nos permite afirmar que los distintos sensores utilizados han realizado medidas de presión iguales al estar estimulados por las mismas presiones durante el experimento en todos los especímenes, por lo que el sistema de medición de presiones se puede considerar fiable.

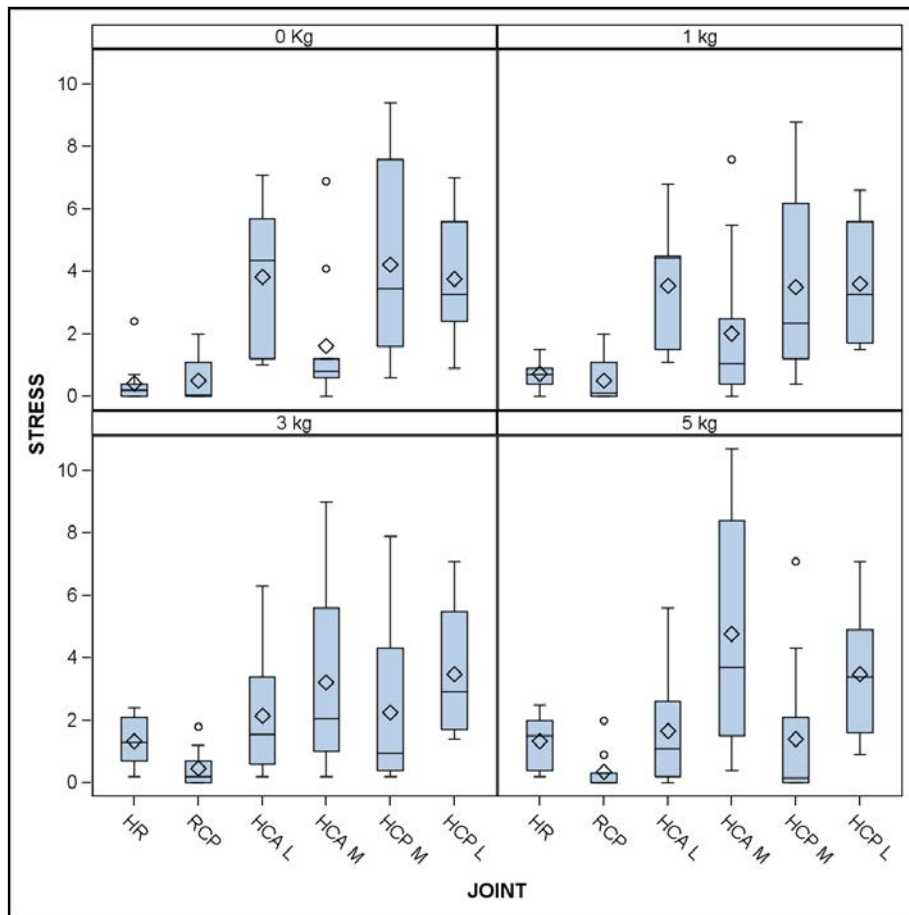
4.4 ANEXOS DE LOS RESULTADOS

4.4.1. Tablas estadísticas del análisis descriptivo bivariante estratificado por músculo y gráfico de cajas para cada músculo.

A continuación, se presentan las tablas que recogen el análisis descriptivo de la variable de interés (presión articular) dentro de cada músculo, para cada una de las articulaciones y cada uno de los pesos. Después de cada tabla aparece la misma información en forma de gráfica de cajas para cada músculo (*Boxplot*).

4.4.1.1 ANÁLISIS DESCRIPTIVO BIVARIANTE PARA EL MÚSCULO FCR

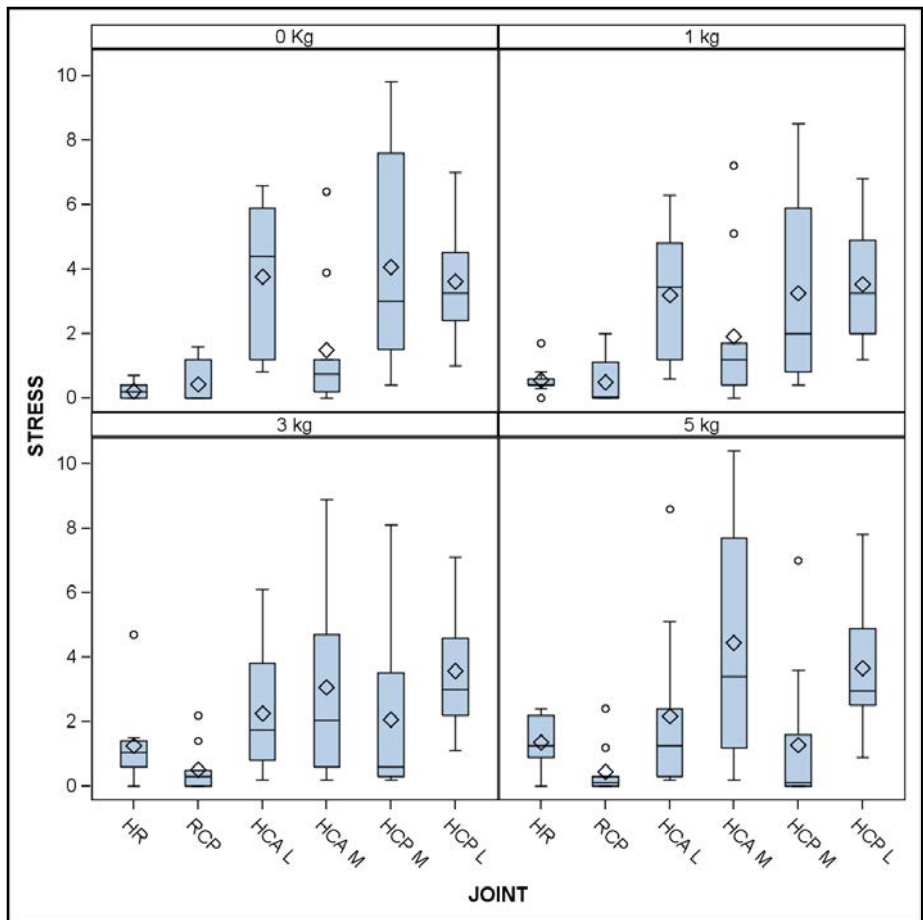
STRESS								
JOINT	KG	N	Mean	Median	Std Dev	Minimum	Maximum	N Miss
HR	0 Kg	11	0.427	0.200	0.687	0.000	2.400	0
	1 kg	11	0.718	0.700	0.475	0.000	1.500	0
	3 kg	11	1.327	1.300	0.747	0.200	2.400	0
	5 kg	11	1.336	1.500	0.859	0.200	2.500	0
RCP	0 Kg	10	0.500	0.050	0.733	0.000	2.000	0
	1 kg	10	0.510	0.100	0.726	0.000	2.000	0
	3 kg	10	0.460	0.200	0.620	0.000	1.800	0
	5 kg	10	0.340	0.000	0.648	0.000	2.000	0
HCA L	0 Kg	10	3.840	4.350	2.396	1.000	7.100	0
	1 kg	10	3.540	4.450	2.016	1.100	6.800	0
	3 kg	10	2.140	1.550	1.944	0.200	6.300	0
	5 kg	10	1.670	1.100	1.815	0.000	5.600	0
HCA M	0 Kg	10	1.620	0.800	2.188	0.000	6.900	0
	1 kg	10	2.020	1.050	2.542	0.000	7.600	0
	3 kg	10	3.220	2.050	3.058	0.200	9.000	0
	5 kg	10	4.780	3.700	3.645	0.400	10.700	0
HCP M	0 Kg	10	4.230	3.450	3.071	0.600	9.400	0
	1 kg	10	3.510	2.350	2.989	0.400	8.800	0
	3 kg	10	2.250	0.950	2.745	0.200	7.900	0
	5 kg	10	1.400	0.150	2.445	0.000	7.100	0
HCP L	0 Kg	10	3.760	3.250	2.067	0.900	7.000	0
	1 kg	10	3.610	3.250	2.011	1.500	6.600	0
	3 kg	10	3.480	2.900	2.020	1.400	7.100	0
	5 kg	10	3.490	3.400	1.982	0.900	7.100	0



4.4.1.2 ANÁLISIS DESCRIPTIVO BIVARIANTE PARA EL MÚSCULO FDP

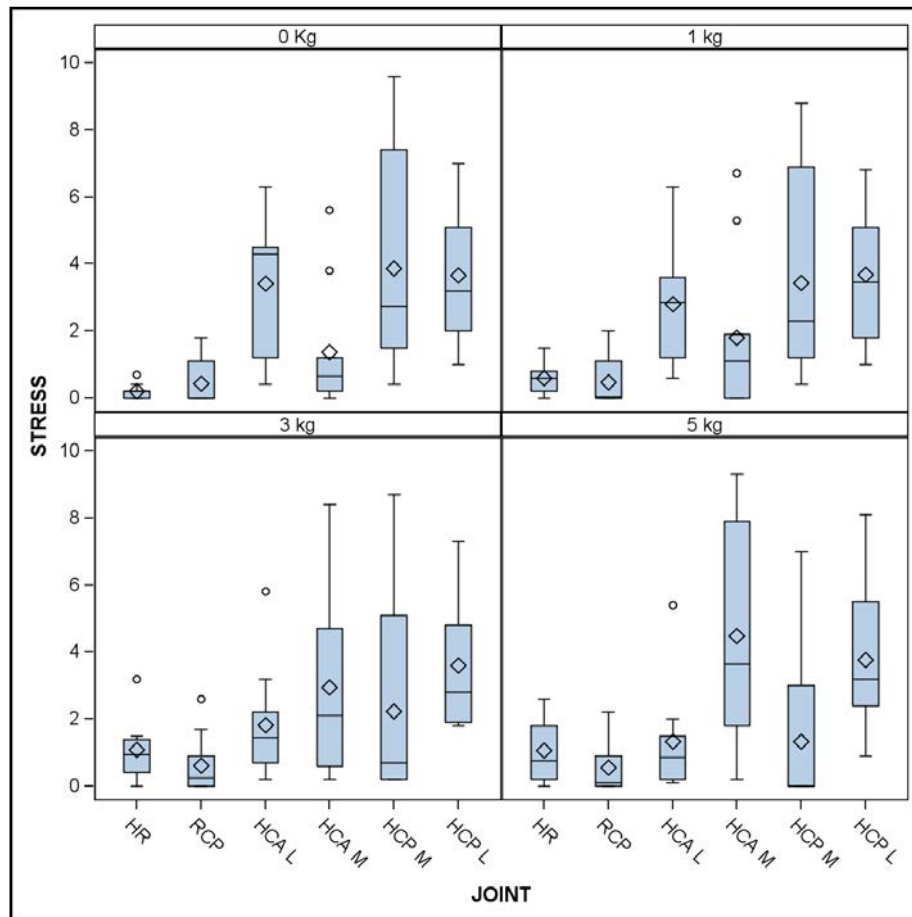
STRESS								
JOINT	KG	N	Mean	Median	Std Dev	Minimum	Maximum	N Miss
HR	0 Kg	10	0.220	0.200	0.225	0.000	0.700	0
	1 kg	10	0.560	0.400	0.453	0.000	1.700	0
	3 kg	10	1.250	1.050	1.301	0.000	4.700	0
	5 kg	10	1.360	1.250	0.853	0.000	2.400	0
RCP	0 Kg	10	0.430	0.000	0.677	0.000	1.600	0
	1 kg	10	0.480	0.050	0.739	0.000	2.000	0
	3 kg	10	0.520	0.300	0.730	0.000	2.200	0
	5 kg	10	0.440	0.100	0.781	0.000	2.400	0
HCA L	0 Kg	10	3.760	4.400	2.344	0.800	6.600	0
	1 kg	10	3.190	3.450	1.982	0.600	6.300	0
	3 kg	10	2.260	1.750	1.932	0.200	6.100	0
	5 kg	10	2.170	1.250	2.719	0.200	8.600	0

STRESS								
JOINT	KG	N	Mean	Median	Std Dev	Minimum	Maximum	N Miss
HCA M	0 Kg	10	1.480	0.750	2.069	0.000	6.400	0
	1 kg	10	1.920	1.200	2.360	0.000	7.200	0
	3 kg	10	3.070	2.050	3.034	0.200	8.900	0
	5 kg	10	4.440	3.400	3.612	0.200	10.400	0
HCP M	0 Kg	10	4.060	3.000	3.309	0.400	9.800	0
	1 kg	10	3.250	2.000	2.985	0.400	8.500	0
	3 kg	10	2.070	0.600	2.804	0.200	8.100	0
	5 kg	10	1.270	0.100	2.322	0.000	7.000	0
HCP L	0 Kg	10	3.610	3.250	1.966	1.000	7.000	0
	1 kg	10	3.530	3.250	1.971	1.200	6.800	0
	3 kg	10	3.580	3.000	1.972	1.100	7.100	0
	5 kg	10	3.650	2.950	1.988	0.900	7.800	0



4.4.1.3 ANÁLISIS DESCRIPTIVO BIVARIANTE PARA EL MÚSCULO FCU

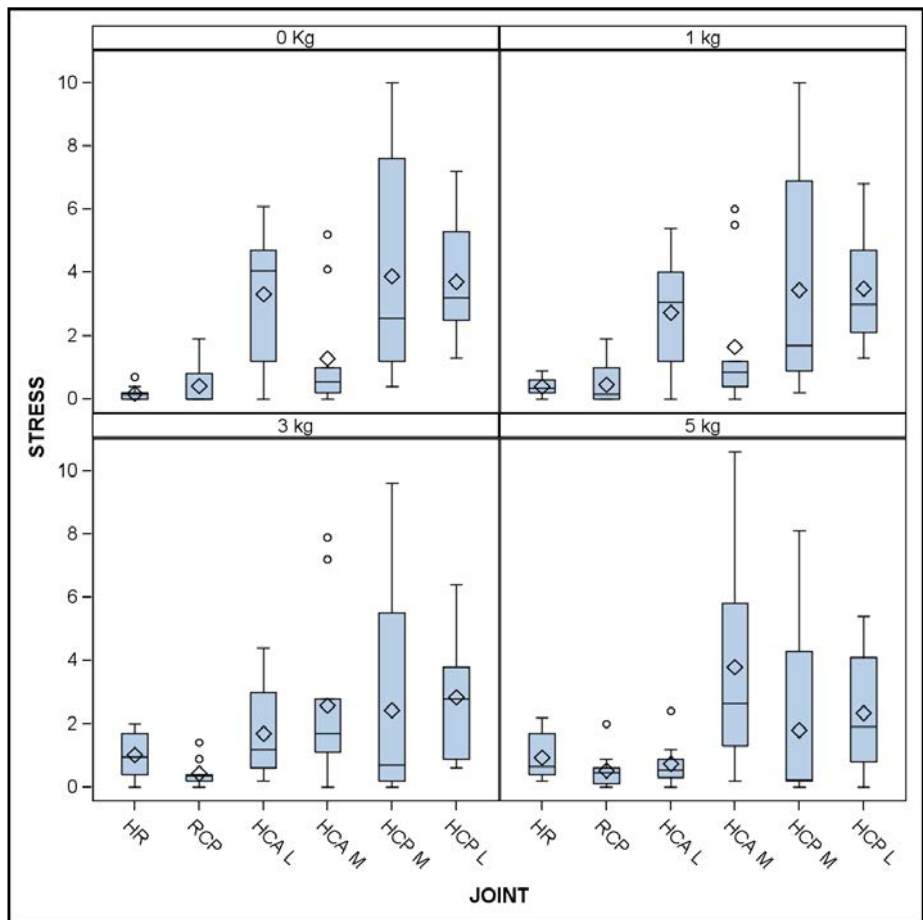
STRESS								
JOINT	KG	N	Mean	Median	Std Dev	Minimum	Maximum	N Miss
HR	0 Kg	10	0.200	0.200	0.216	0.000	0.700	0
	1 kg	10	0.590	0.600	0.451	0.000	1.500	0
	3 kg	10	1.090	0.950	0.899	0.000	3.200	0
	5 kg	10	1.070	0.750	0.908	0.000	2.600	0
RCP	0 Kg	10	0.440	0.000	0.706	0.000	1.800	0
	1 kg	10	0.470	0.050	0.744	0.000	2.000	0
	3 kg	10	0.620	0.250	0.882	0.000	2.600	0
	5 kg	10	0.550	0.100	0.803	0.000	2.200	0
HCA L	0 Kg	10	3.410	4.300	2.151	0.400	6.300	0
	1 kg	10	2.800	2.850	1.852	0.600	6.300	0
	3 kg	10	1.830	1.450	1.677	0.200	5.800	0
	5 kg	10	1.330	0.850	1.564	0.100	5.400	0
HCA M	0 Kg	10	1.370	0.650	1.855	0.000	5.600	0
	1 kg	10	1.810	1.100	2.325	0.000	6.700	0
	3 kg	10	2.950	2.100	2.839	0.200	8.400	0
	5 kg	10	4.470	3.650	3.290	0.200	9.300	0
HCP M	0 Kg	10	3.870	2.750	3.279	0.400	9.600	0
	1 kg	10	3.430	2.300	3.087	0.400	8.800	0
	3 kg	10	2.230	0.700	3.004	0.200	8.700	0
	5 kg	10	1.330	0.000	2.356	0.000	7.000	0
HCP L	0 Kg	10	3.660	3.200	2.099	1.000	7.000	0
	1 kg	10	3.690	3.450	2.034	1.000	6.800	0
	3 kg	10	3.600	2.800	2.011	1.800	7.300	0
	5 kg	10	3.760	3.200	2.107	0.900	8.100	0



4.4.1.4 ANÁLISIS DESCRIPTIVO BIVARIANTE PARA EL MÚSCULO PT

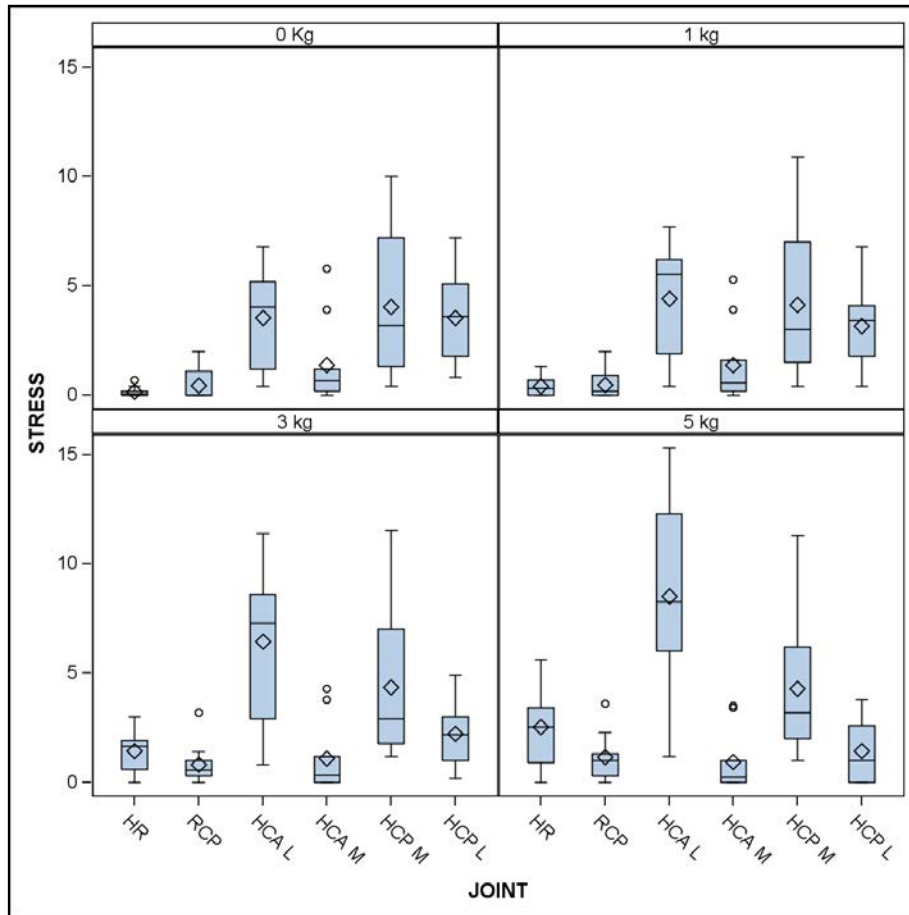
STRESS								
JOINT	KG	N	Mean	Median	Std Dev	Minimum	Maximum	N Miss
HR	0 Kg	10	0.180	0.150	0.225	0.000	0.700	0
	1 kg	10	0.400	0.350	0.287	0.000	0.900	0
	3 kg	10	1.010	0.950	0.698	0.000	2.000	0
	5 kg	10	0.930	0.650	0.720	0.200	2.200	0
RCP	0 Kg	10	0.410	0.000	0.656	0.000	1.900	0
	1 kg	10	0.460	0.150	0.654	0.000	1.900	0
	3 kg	10	0.430	0.350	0.424	0.000	1.400	0
	5 kg	10	0.530	0.450	0.595	0.000	2.000	0
HCA L	0 Kg	10	3.310	4.050	2.190	0.000	6.100	0
	1 kg	10	2.740	3.050	1.809	0.000	5.400	0
	3 kg	10	1.690	1.200	1.388	0.200	4.400	0
	5 kg	10	0.740	0.550	0.690	0.000	2.400	0

STRESS								
JOINT	KG	N	Mean	Median	Std Dev	Minimum	Maximum	N Miss
HCA M	0 Kg	10	1.280	0.550	1.824	0.000	5.200	0
	1 kg	10	1.650	0.850	2.205	0.000	6.000	0
	3 kg	10	2.590	1.700	2.733	0.000	7.900	0
	5 kg	10	3.790	2.650	3.460	0.200	10.600	0
HCP M	0 Kg	10	3.890	2.550	3.387	0.400	10.000	0
	1 kg	10	3.450	1.700	3.513	0.200	10.000	0
	3 kg	10	2.430	0.700	3.367	0.000	9.600	0
	5 kg	10	1.800	0.250	2.800	0.000	8.100	0
HCP L	0 Kg	10	3.710	3.200	1.946	1.300	7.200	0
	1 kg	10	3.480	3.000	1.857	1.300	6.800	0
	3 kg	10	2.840	2.800	2.022	0.600	6.400	0
	5 kg	10	2.350	1.900	1.777	0.000	5.400	0



4.4.1.5 ANÁLISIS DESCRIPTIVO BIVARIANTE PARA EL MÚSCULO ECU

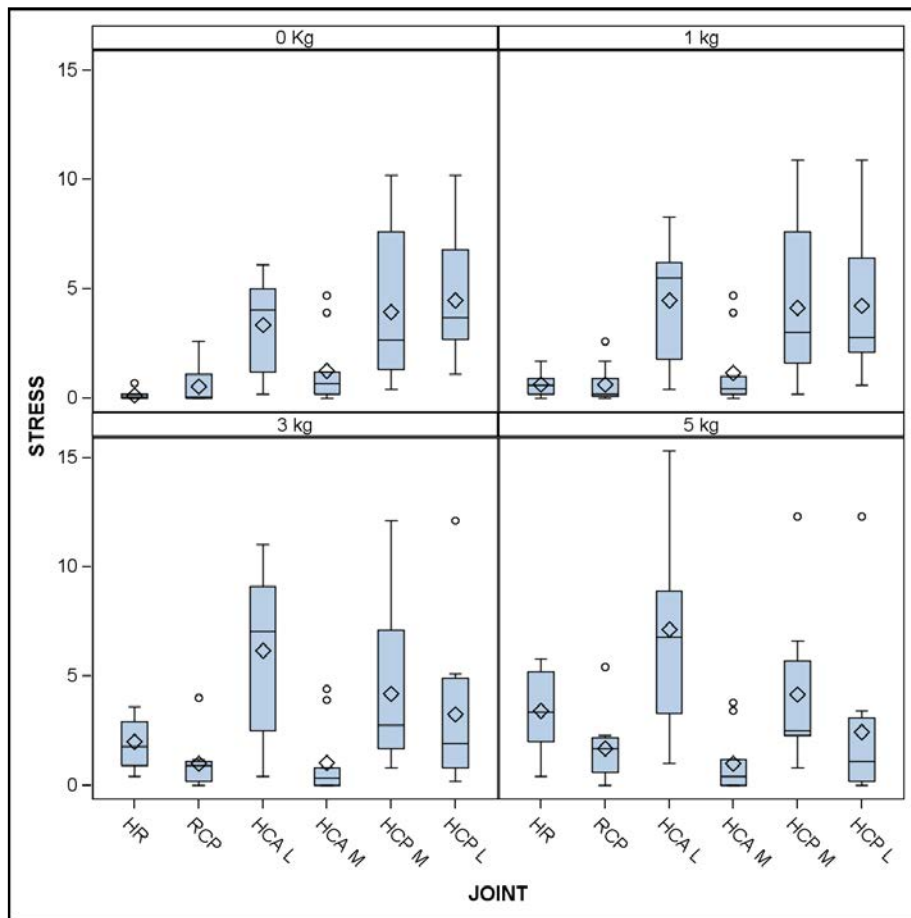
STRESS								
JOINT	KG	N	Mean	Median	Std Dev	Minimum	Maximum	N Miss
HR	0 Kg	10	0.160	0.050	0.232	0.000	0.700	0
	1 kg	10	0.400	0.300	0.445	0.000	1.300	0
	3 kg	10	1.450	1.650	1.063	0.000	3.000	0
	5 kg	10	2.540	2.550	1.760	0.000	5.600	0
RCP	0 Kg	10	0.440	0.000	0.724	0.000	2.000	0
	1 kg	10	0.480	0.200	0.658	0.000	2.000	0
	3 kg	10	0.830	0.550	0.944	0.000	3.200	0
	5 kg	10	1.150	1.000	1.101	0.000	3.600	0
HCA L	0 Kg	10	3.550	4.050	2.349	0.400	6.800	0
	1 kg	10	4.420	5.550	2.665	0.400	7.700	0
	3 kg	10	6.460	7.300	3.547	0.800	11.400	0
	5 kg	10	8.500	8.250	4.098	1.200	15.300	0
HCA M	0 Kg	10	1.380	0.650	1.933	0.000	5.800	0
	1 kg	10	1.370	0.550	1.804	0.000	5.300	0
	3 kg	10	1.100	0.350	1.607	0.000	4.300	0
	5 kg	10	0.940	0.250	1.366	0.000	3.500	0
HCP M	0 Kg	10	4.030	3.200	3.318	0.400	10.000	0
	1 kg	10	4.140	3.000	3.397	0.400	10.900	0
	3 kg	10	4.340	2.900	3.407	1.200	11.500	0
	5 kg	10	4.280	3.200	3.134	1.000	11.300	0
HCP L	0 Kg	11	3.536	3.600	2.011	0.800	7.200	0
	1 kg	11	3.145	3.400	1.893	0.400	6.800	0
	3 kg	11	2.218	2.200	1.508	0.200	4.900	0
	5 kg	11	1.427	1.000	1.325	0.000	3.800	0



4.4.1.6 ANÁLISIS DESCRIPTIVO BIVARIANTE PARA EL MÚSCULO EDP

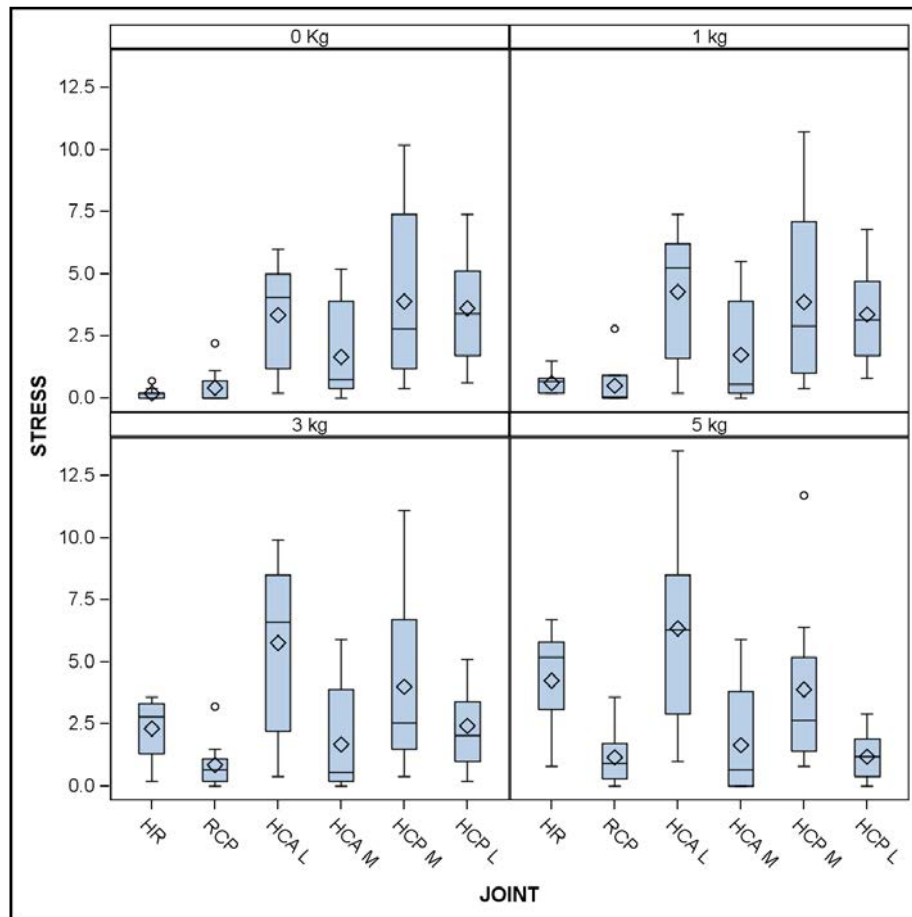
STRESS								
JOINT	KG	N	Mean	Median	Std Dev	Minimum	Maximum	N Miss
HR	0 Kg	10	0.140	0.050	0.217	0.000	0.700	0
	1 kg	10	0.630	0.600	0.523	0.000	1.700	0
	3 kg	10	1.990	1.800	1.102	0.400	3.600	0
	5 kg	10	3.420	3.350	1.893	0.400	5.800	0
RCP	0 Kg	10	0.540	0.050	0.886	0.000	2.600	0
	1 kg	10	0.620	0.200	0.872	0.000	2.600	0
	3 kg	10	1.010	0.900	1.128	0.000	4.000	0
	5 kg	10	1.680	1.700	1.555	0.000	5.400	0
HCA L	0 Kg	10	3.360	4.050	2.164	0.200	6.100	0
	1 kg	10	4.460	5.500	2.633	0.400	8.300	0
	3 kg	10	6.150	7.050	3.591	0.400	11.000	0
	5 kg	10	7.120	6.800	4.417	1.000	15.300	0

STRESS								
JOINT	KG	N	Mean	Median	Std Dev	Minimum	Maximum	N Miss
HCA M	0 Kg	10	1.250	0.650	1.668	0.000	4.700	0
	1 kg	10	1.170	0.450	1.691	0.000	4.700	0
	3 kg	10	1.040	0.350	1.668	0.000	4.400	0
	5 kg	10	0.990	0.400	1.435	0.000	3.800	0
HCP M	0 Kg	10	3.950	2.650	3.436	0.400	10.200	0
	1 kg	10	4.120	3.000	3.525	0.200	10.900	0
	3 kg	10	4.200	2.750	3.657	0.800	12.100	0
	5 kg	10	4.150	2.500	3.448	0.800	12.300	0
HCP L	0 Kg	9	4.489	3.700	3.029	1.100	10.200	0
	1 kg	9	4.233	2.800	3.279	0.600	10.900	0
	3 kg	9	3.267	1.900	3.794	0.200	12.100	0
	5 kg	9	2.444	1.100	3.911	0.000	12.300	0



4.4.1.7 ANÁLISIS DESCRIPTIVO BIVARIANTE PARA EL MÚSCULO ECRB

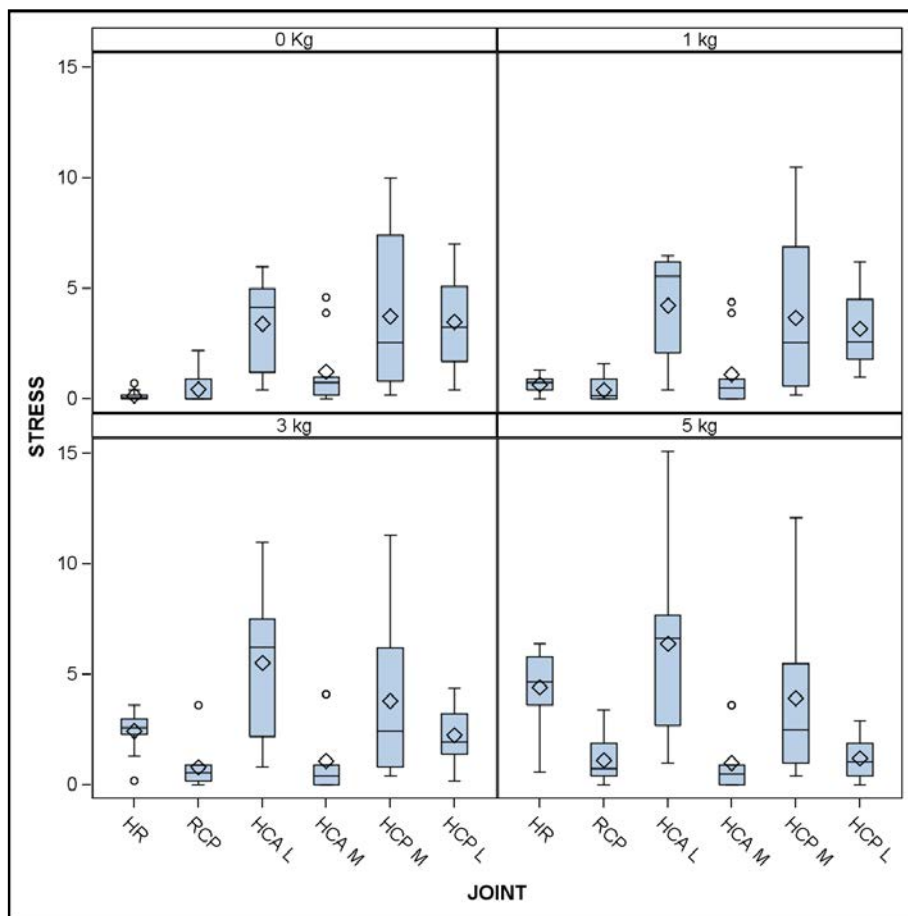
STRESS								
JOINT	KG	N	Mean	Median	Std Dev	Minimum	Maximum	N Miss
HR	0 kg	10	0.200	0.200	0.216	0.000	0.700	0
	1 kg	10	0.610	0.650	0.425	0.200	1.500	0
	3 kg	10	2.320	2.800	1.243	0.200	3.600	0
	5 kg	10	4.260	5.200	2.075	0.800	6.700	0
RCP	0 kg	10	0.410	0.000	0.736	0.000	2.200	0
	1 kg	10	0.490	0.050	0.889	0.000	2.800	0
	3 kg	10	0.850	0.650	0.965	0.000	3.200	0
	5 kg	10	1.160	0.900	1.151	0.000	3.600	0
HCA L	0 kg	10	3.330	4.050	2.123	0.200	6.000	0
	1 kg	10	4.270	5.250	2.595	0.200	7.400	0
	3 kg	10	5.760	6.600	3.246	0.400	9.900	0
	5 kg	10	6.340	6.300	3.762	1.000	13.500	0
HCA M	0 kg	10	1.670	0.750	1.929	0.000	5.200	0
	1 kg	10	1.730	0.550	2.214	0.000	5.500	0
	3 kg	10	1.680	0.550	2.242	0.000	5.900	0
	5 kg	10	1.660	0.650	2.137	0.000	5.900	0
HCP M	0 kg	10	3.880	2.800	3.494	0.400	10.200	0
	1 kg	10	3.860	2.900	3.548	0.400	10.700	0
	3 kg	10	4.000	2.550	3.437	0.400	11.100	0
	5 kg	10	3.880	2.650	3.364	0.800	11.700	0
HCP L	0 kg	10	3.610	3.400	2.271	0.600	7.400	0
	1 kg	10	3.360	3.150	2.058	0.800	6.800	0
	3 kg	10	2.430	2.050	1.651	0.200	5.100	0
	5 kg	10	1.190	1.200	0.967	0.000	2.900	0



4.4.1.8 ANÁLISIS DESCRIPTIVO BIVARIANTE PARA EL MÚSCULO ECRL

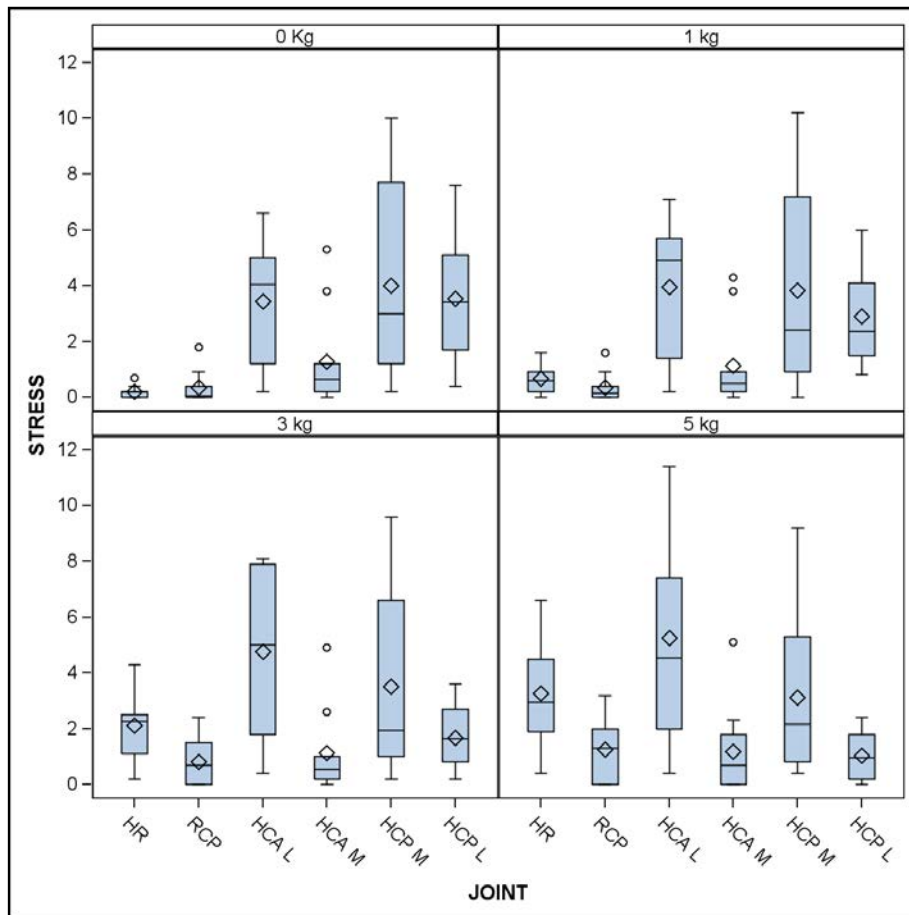
STRESS								
JOINT	KG	N	Mean	Median	Std Dev	Minimum	Maximum	N Miss
HR	0 kg	10	0.160	0.050	0.232	0.000	0.700	0
	1 kg	10	0.660	0.750	0.389	0.000	1.300	0
	3 kg	10	2.430	2.600	1.010	0.200	3.600	0
	5 kg	10	4.430	4.650	1.787	0.600	6.400	0
RCP	0 kg	10	0.430	0.000	0.747	0.000	2.200	0
	1 kg	10	0.390	0.150	0.553	0.000	1.600	0
	3 kg	10	0.810	0.550	1.030	0.000	3.600	0
	5 kg	10	1.120	0.750	1.094	0.000	3.400	0
HCA L	0 kg	10	3.400	4.150	2.128	0.400	6.000	0
	1 kg	10	4.230	5.550	2.432	0.400	6.500	0
	3 kg	10	5.540	6.250	3.155	0.800	11.000	0
	5 kg	10	6.380	6.650	4.081	1.000	15.100	0

STRESS								
JOINT	KG	N	Mean	Median	Std Dev	Minimum	Maximum	N Miss
HCA M	0 kg	10	1.230	0.750	1.642	0.000	4.600	0
	1 kg	10	1.100	0.500	1.640	0.000	4.400	0
	3 kg	10	1.090	0.400	1.620	0.000	4.100	0
	5 kg	10	0.990	0.500	1.424	0.000	3.600	0
HCP M	0 kg	10	3.740	2.550	3.513	0.200	10.000	0
	1 kg	10	3.690	2.550	3.535	0.200	10.500	0
	3 kg	10	3.790	2.450	3.638	0.400	11.300	0
	5 kg	9	3.911	2.500	3.843	0.400	12.100	1
HCP L	0 kg	10	3.500	3.250	2.104	0.400	7.000	0
	1 kg	10	3.170	2.600	1.842	1.000	6.200	0
	3 kg	10	2.250	1.950	1.379	0.200	4.400	0
	5 kg	10	1.210	1.050	0.955	0.000	2.900	0



4.4.1.9 ANÁLISIS DESCRIPTIVO BIVARIANTE PARA EL MÚSCULO BR

STRESS								
JOINT	KG	N	Mean	Median	Std Dev	Minimum	Maximum	N Miss
HR	0 Kg	10	0.200	0.200	0.216	0.000	0.700	0
	1 kg	10	0.660	0.600	0.517	0.000	1.600	0
	3 kg	10	2.120	2.250	1.205	0.200	4.300	0
	5 kg	10	3.260	2.950	1.947	0.400	6.600	0
RCP	0 Kg	10	0.340	0.050	0.587	0.000	1.800	0
	1 kg	10	0.350	0.150	0.517	0.000	1.600	0
	3 kg	10	0.810	0.700	0.824	0.000	2.400	0
	5 kg	10	1.260	1.300	1.187	0.000	3.200	0
HCA L	0 Kg	10	3.430	4.050	2.251	0.200	6.600	0
	1 kg	10	3.950	4.900	2.439	0.200	7.100	0
	3 kg	10	4.760	5.000	3.099	0.400	8.100	0
	5 kg	10	5.250	4.550	3.785	0.400	11.400	0
HCA M	0 Kg	10	1.280	0.650	1.800	0.000	5.300	0
	1 kg	10	1.140	0.500	1.564	0.000	4.300	0
	3 kg	10	1.120	0.550	1.527	0.000	4.900	0
	5 kg	10	1.190	0.700	1.591	0.000	5.100	0
HCP M	0 Kg	10	3.990	3.000	3.444	0.200	10.000	0
	1 kg	10	3.840	2.400	3.693	0.000	10.200	0
	3 kg	10	3.510	1.950	3.492	0.200	9.600	0
	5 kg	10	3.120	2.150	2.891	0.400	9.200	0
HCP L	0 Kg	10	3.530	3.400	2.191	0.400	7.600	0
	1 kg	10	2.900	2.350	1.774	0.800	6.000	0
	3 kg	10	1.680	1.650	1.149	0.200	3.600	0
	5 kg	10	1.030	0.950	0.837	0.000	2.400	0



4.4.2 Tablas estadísticas del análisis bivariado estratificado por músculo del grupo epitrocLEAR (EPT).

En rojo se indican los p-valor estadísticamente no significativos y en verde los estadísticamente significativos en todas las tablas que se presentan.

4.4.2.1 Comparación de Pesos (Tablas EPT-a.1 – EPT-a.4)

Tabla EPT-a1. COMPARACIÓN DE PESOS PARA FCR

COMPARACIÓN ESTÍMULO KG	ARTICULACIÓN HR			P VALOR
	Mediana	Mín	Màx	
0	0.200	0.000	2.400	0.1875
1	0.700	0.000	1.500	
0	0.200	0.000	2.400	0.0088
3	1.300	0.200	2.400	
0	0.200	0.000	2.400	0.0088
5	1.500	0.200	2.500	
1	0.700	0.000	1.500	0.0039
3	1.300	0.200	2.400	
1	0.700	0.200	1.500	0.0195
5	1.500	0.200	2.500	
3	1.300	0.200	2.400	1.0000
5	1.500	0.200	2.500	
COMPARACIÓN ESTÍMULO KG	ARTICULACIÓN HCAL			P VALOR
	Mediana	Mín	Màx	
0	4.350	1.000	7.100	0.2617
1	4.450	1.100	6.800	
0	4.350	1.000	7.100	0.0039
3	1.550	0.200	6.300	
0	4.350	1.000	7.100	0.0078
5	1.100	0.000	5.600	
1	4.450	1.100	6.800	0.0020
3	1.550	0.200	6.300	
1	4.450	1.100	6.800	0.0020
5	1.100	0.000	5.600	
3	1.550	0.200	6.300	0.0469
5	1.100	0.000	5.600	
COMPARACIÓN ESTÍMULO KG	ARTICULACIÓN HCAM			P VALOR
	Mediana	Mín	Màx	
0	0.800	0.000	6.900	0.0625
1	1.050	0.000	7.600	
0	0.800	0.000	6.900	0.0020
3	2.050	0.200	9.000	

0	0.800	0.000	6.900	0.0020	
5	3.700	0.400	10.700		
1	1.050	0.000	7.600	0.0020	
3	2.050	0.200	9.000		
1	1.050	0.000	7.600	0.0020	
5	3.700	0.400	10.700		
3	2.050	0.200	9.000	0.0020	
5	3.700	0.400	10.700		
COMPARACIÓN ESTÍMULO KG	ARTICULACIÓN HCPM			P VALOR	
	Mediana	Mín	Màx		
0	3.450	0.600	9.400	0.0020	
1	2.350	0.400	8.800		
0	3.450	0.600	9.400	0.0020	
3	0.950	0.200	7.900		
0	3.450	0.600	9.400	0.0020	
5	0.150	0.000	7.100		
1	2.350	0.400	8.800	0.0020	
3	0.950	0.200	7.900		
1	2.350	0.400	8.800	0.0020	
5	0.150	0.000	7.100		
3	0.950	0.200	7.900	0.0020	
5	0.150	0.000	7.100		
COMPARACIÓN ESTÍMULO KG	ARTICULACIÓN HCPL			P VALOR	
	Mediana	Mín	Màx		
0	3.250	0.900	7.000	0.6719	*
1	3.250	1.500	6.600		
0	3.250	0.900	7.000	0.5156	
3	2.900	1.400	7.100		
0	3.250	0.900	7.000	0.6953	
5	3.400	0.900	7.100		
1	3.250	1.500	6.600	0.5625	
3	2.900	1.400	7.100		
1	3.250	1.500	6.600	0.9102	
5	3.400	0.900	7.100		
3	2.900	1.400	7.100	0.8438	
5	3.400	0.900	7.100		
COMPARACIÓN ESTÍMULO KG	ARTICULACIÓN RCP			P VALOR	
	Mediana	Mín	Màx		
0	0.050	0.000	2.000	1.0000	*
1	0.200	0.000	2.000		

0	0.050	0.000	2.000	0.8125
3	0.200	0.000	1.800	
0	0.050	0.000	2.000	0.2500
5	0.000	0.000	2.000	
1	0.100	0.000	2.000	0.7500
3	0.200	0.000	1.800	
1	0.200	0.000	2.000	0.1875
5	0.000	0.000	2.000	
3	0.100	0.000	1.800	0.1875
5	0.000	0.000	2.000	

* Ninguna comparación es estadísticamente significativa

Tabla EPT-a2. COMPARACIÓN DE PESOS PARA FDP

COMPARACIÓN ESTÍMULO KG	ARTICULACIÓN HR			P VALOR
	Mediana	Mín	Màx	
0	0.200	0.000	0.700	0.0039
1	0.400	0.000	1.700	
0	0.200	0.000	0.700	0.0039
3	1.050	0.000	4.700	
0	0.200	0.000	0.700	0.0039
5	1.250	0.000	2.400	
1	0.400	0.000	1.700	0.0078
3	1.050	0.000	4.700	
1	0.400	0.000	1.700	0.0078
5	1.250	0.000	2.400	
3	1.050	0.000	4.700	0.2500
5	1.250	0.000	2.400	
COMPARACIÓN ESTÍMULO KG	ARTICULACIÓN HCAL			P VALOR
	Mediana	Mín	Màx	
0	4.400	0.800	6.600	0.0117
1	3.450	0.600	6.300	
0	4.400	0.800	6.600	0.0156
3	1.750	0.200	6.100	
0	4.400	0.800	6.600	0.0918 (p<10)
5	1.250	0.200	8.600	
1	3.450	0.600	6.300	0.0352
3	1.750	0.200	6.100	

1	3.450	0.600	6.300	0.1602	
5	1.250	0.200	8.600		
3	1.750	0.200	6.100	0.3008	
5	1.250	0.200	8.600		
COMPARACIÓN ESTÍMULO KG	ARTICULACIÓN HCAM			P VALOR	
	Mediana	Mín	Máx		
0	0.750	0.000	6.400	0.4102	*
1	1.200	0.000	7.200	0.7216	
0	0.750	0.000	6.400	0.9932	
3	2.050	0.200	8.900	0.9927	
0	0.750	0.000	6.400	0.7284	
5	3.400	0.200	10.400	0.4230	
1	1.200	0.000	7.200		
3	2.050	0.200	8.900		
COMPARACIÓN ESTÍMULO KG	ARTICULACIÓN HCPM			P VALOR	
	Mediana	Mín	Máx		
0	3.000	0.400	9.800	0.0039	
1	2.000	0.400	8.500	0.0020	
0	3.000	0.400	9.800	0.0020	
3	0.600	0.200	8.100	0.0020	
0	3.000	0.400	9.800	0.0020	
5	0.100	0.000	7.000	0.0020	
1	2.000	0.400	8.500	0.0039	
3	0.600	0.200	8.100		
COMPARACIÓN ESTÍMULO KG	ARTICULACIÓN HCPL			P VALOR	
	Mediana	Mín	Máx		
0	3.250	1.000	7.000	0.9512	*
1	3.250	1.200	6.800	1.0000	
0	3.250	1.000	7.000	0.9844	
3	3.000	1.100	7.100		
0	3.250	1.000	7.000		
5	2.950	0.900	7.800		

1	3.250	1.200	6.800	0.9043	
3	3.000	1.100	7.100		
1	3.250	1.200	6.800	0.7090	
5	2.950	0.900	7.800		
3	3.000	1.100	7.100	0.7539	
5	2.950	0.900	7.800		
COMPARACIÓN ESTÍMULO KG	ARTICULACIÓN RCP			P VALOR	
	Mediana	Mín	Màx		
0	0.000	0.000	1.600	0.4688	*
1	0.050	0.000	2.000		
0	0.000	0.000	1.600	0.4375	
3	0.300	0.000	2.200		
0	0.000	0.000	1.600	0.8750	
5	0.100	0.000	2.400		
1	0.050	0.000	2.000	0.5938	
3	0.300	0.000	2.200		
1	0.050	0.000	2.000	1.0000	
5	0.100	0.000	2.400		
3	0.300	0.000	2.200	0.0938	
5	0.100	0.000	2.400		

* Ninguna comparación es estadísticamente significativa

Tabla EPT-a3. COMPARACIÓN DE PESOS PARA FCU

COMPARACIÓN ESTÍMULO KG	ARTICULACIÓN HR			P VALOR
	Mediana	Mín	Màx	
0	0.200	0.000	0.700	0.0039
1	0.600	0.000	1.500	
0	0.200	0.000	0.700	0.0039
3	0.950	0.000	3.200	
0	0.200	0.000	0.700	0.0078
5	0.750	0.000	2.600	
1	0.600	0.000	1.500	0.0156
3	0.950	0.000	3.200	
1	0.600	0.000	1.500	0.0781
5	0.750	0.000	2.600	
3	0.950	0.000	3.200	0.8750
5	0.750	0.000	2.600	

COMPARACIÓN ESTÍMULO KG	ARTICULACIÓN HCAL			P VALOR
	Mediana	Mín	Màx	
0	4.300	0.400	6.300	0.0391
1	2.850	0.600	6.300	
0	4.300	0.400	6.300	0.0078
3	1.450	0.200	5.800	
0	4.300	0.400	6.300	0.0137
5	0.850	0.100	5.400	
1	2.850	0.600	6.300	0.0078
3	1.450	0.200	5.800	
1	2.850	0.600	6.300	0.0098
5	0.850	0.100	5.400	
3	1.450	0.200	5.800	0.0547
5	0.850	0.100	5.400	
COMPARACIÓN ESTÍMULO KG	ARTICULACIÓN HCAM			P VALOR
	Mediana	Mín	Màx	
0	0.650	0.000	5.600	0.0313
1	1.100	0.000	6.700	
0	0.650	0.000	5.600	0.0020
3	2.100	0.200	8.400	
0	0.650	0.000	5.600	0.0020
5	3.650	0.200	9.300	
1	1.100	0.000	6.700	0.0020
3	2.100	0.200	8.400	
1	1.100	0.000	6.700	0.0020
5	3.650	0.200	9.300	
3	2.100	0.200	8.400	0.0039
5	3.650	0.200	9.300	
COMPARACIÓN ESTÍMULO KG	ARTICULACIÓN HCPM			P VALOR
	Mediana	Mín	Màx	
0	2.750	0.400	9.600	0.0078
1	2.300	0.400	8.800	
0	2.750	0.400	9.600	0.0020
3	0.700	0.200	8.700	
0	2.750	0.400	9.600	0.0020
5	0.000	0.000	7.000	
1	2.300	0.400	8.800	0.0020
3	0.700	0.200	8.700	
1	2.300	0.400	8.800	0.0020
5	0.000	0.000	7.000	

3	0.700	0.200	8.700	0.0020		
5	0.000	0.000	7.000			
COMPARACIÓN ESTÍMULO KG	ARTICULACIÓN HCPL			P VALOR		
	Mediana	Mín	Màx			
0	3.200	1.000	7.000	*	*	
1	3.450	1.000	6.800			0.9688
0	3.200	1.000	7.000			0.9453
3	2.800	1.800	7.300			
0	3.200	1.000	7.000			0.8438
5	3.200	0.900	8.100			
1	3.450	1.000	6.800			0.7617
3	2.800	1.800	7.300			
1	3.450	1.000	6.800			0.9434
5	3.200	0.900	8.100			
3	2.800	1.800	7.300	0.7148		
5	3.200	0.900	8.100			
COMPARACIÓN ESTÍMULO KG	ARTICULACIÓN RCP			P VALOR		
	Mediana	Mín	Màx			
0	0.000	0.000	1.800	*	*	
1	0.050	0.000	2.000			0.5000
0	0.000	0.000	1.800			0.0938
3	0.250	0.000	2.600			
0	0.000	0.000	1.800			0.6250
5	0.100	0.000	2.200			
1	0.050	0.000	2.000			0.0938
3	0.250	0.000	2.600			
1	0.050	0.000	2.000			0.6250
5	0.100	0.000	2.200			
3	0.250	0.000	2.600	0.6250		
5	0.100	0.000	2.200			

* Ninguna comparación es estadísticamente significativa

Tabla EPT-a4. COMPARACIÓN DE PESOS PARA PT

COMPARACIÓN ESTÍMULO KG	ARTICULACIÓN HR			P VALOR
	Mediana	Mín	Màx	
0	0.150	0.000	0.700	0.0078
1	0.350	0.000	0.900	
0	0.150	0.000	0.700	0.0039
3	0.950	0.000	2.000	
0	0.150	0.000	0.700	0.0039
5	0.650	0.200	2.200	
1	0.350	0.000	0.900	0.0156
3	0.950	0.000	2.000	
1	0.350	0.000	0.900	0.0664
5	0.650	0.200	2.200	
3	0.950	0.000	2.000	0.8438
5	0.650	0.200	2.200	
COMPARACIÓN ESTÍMULO KG	ARTICULACIÓN HCAL			P VALOR
	Mediana	Mín	Màx	
0	4.050	0.000	6.100	0.0156
1	3.050	0.000	5.400	
0	4.050	0.000	6.100	0.0117
3	1.200	0.200	4.400	
0	4.050	0.000	6.100	0.0078
5	0.550	0.000	2.400	
1	3.050	0.000	5.400	0.0117
3	1.200	0.200	4.400	
1	3.050	0.000	5.400	0.0078
5	0.550	0.000	2.400	
3	1.200	0.200	4.400	0.0078
5	0.550	0.000	2.400	
COMPARACIÓN ESTÍMULO KG	ARTICULACIÓN HCAM			P VALOR
	Mediana	Mín	Màx	
0	0.550	0.000	5.200	0.0234
1	0.850	0.000	6.000	
0	0.550	0.000	5.200	0.0039
3	1.700	0.000	7.900	
0	0.550	0.000	5.200	0.0020
5	2.650	0.200	10.600	
1	0.850	0.000	6.000	0.0039
3	1.700	0.000	7.900	

1	0.850	0.000	6.000	0.0020	
5	2.650	0.200	10.600		
3	1.700	0.000	7.900	0.0020	
5	2.650	0.200	10.600		
COMPARACIÓN ESTÍMULO KG	ARTICULACIÓN HCPM			P VALOR	
	Mediana	Mín	Màx		
0	2.550	0.400	10.000	0.0078	
1	1.700	0.200	10.000		
0	2.550	0.400	10.000	0.0020	
3	0.700	0.000	9.600		
0	2.550	0.400	10.000	0.0020	
5	0.250	0.000	8.100		
1	1.700	0.200	10.000	0.0020	
3	0.700	0.000	9.600		
1	1.700	0.200	10.000	0.0020	
5	0.250	0.000	8.100		
3	0.700	0.000	9.600	0.0156	
5	0.250	0.000	8.100		
COMPARACIÓN ESTÍMULO KG	ARTICULACIÓN HCPL			P VALOR	
	Mediana	Mín	Màx		
0	3.200	1.300	7.200	0.1250	
1	3.000	1.300	6.800		
0	3.200	1.300	7.200	0.0898	
3	2.800	0.600	6.400		
0	3.200	1.300	7.200	0.0527	
5	1.900	0.000	5.400		
1	3.000	1.300	6.800	0.1055	
3	2.800	0.600	6.400		
1	3.000	1.300	6.800	0.0430	
5	1.900	0.000	5.400		
3	2.800	0.600	6.400	0.1895	
5	1.900	0.000	5.400		
COMPARACIÓN ESTÍMULO KG	ARTICULACIÓN RCP			P VALOR	
	Mediana	Mín	Máx.		
0	0.000	0.000	1.900	0.2500	*
1	0.150	0.000	1.900	0.9219	
0	0.000	0.000	1.900	0.5156	
3	0.350	0.000	1.400		
0	0.000	0.000	1.900		
5	0.450	0.000	2.000		

1	0.150	0.000	1.900	0.8906
3	0.350	0.000	1.400	
1	0.150	0.000	1.900	0.7344
5	0.450	0.000	2.000	
3	0.350	0.000	1.400	0.3438
5	0.450	0.000	2.000	

* Ninguna comparación es estadísticamente significativa

4.4.2.2 Comparación de articulaciones (Tablas EPT-b.1 – EPT-b.4)

Tabla EPT-b1 COMPARACIÓN DE ARTICULACIONES PARA FCR

ESTÍMULO KG	HCAM			HCPM			P VALOR
	Mediana	Min	Máx.	Mediana	Min	Máx.	
0	0.800	0.000	6.900	3.450	0.600	9.400	0,0137
1	1.050	0.000	7.600	2.350	0.400	8.800	0.1300
3	2.050	0.200	9.000	0.950	0.200	7.900	0.3425
5	3.700	0.400	10.700	0.150	0.000	7.100	0.0110
ESTÍMULO KG	HCAM			HCAL			P VALOR
	Mediana	Min	Máx.	Mediana	Min	Máx.	
0	0.800	0.000	6.900	4.350	1.000	7.100	0.0208
1	1.050	0.000	7.600	4.450	1.100	6.800	0.0690
3	2.050	0.200	9.000	1.550	0.200	6.300	0.6228
5	3.700	0.400	10.700	1.100	0.000	5.600	0.0281
ESTÍMULO KG	HR			HCPM			P VALOR
	Mediana	Min	Máx.	Mediana	Min	Máx.	
0	0.200	0.000	2.400	3.450	0.600	9.400	0.0005
1	0.700	0.000	1.500	2.350	0.400	8.800	0.0043
3	1.300	0.200	2.400	0.950	0.200	7.900	0,7233

5	1.500	0.200	2.500	0.150	0.000	7.100	0,1109
ESTÍMULO KG	HR			HCAL			P VALOR
	Mediana	Min	Máx.	Mediana	Min	Máx.	
0	0.200	0.000	2.400	4.350	1.000	7.100	0.0004
1	0.700	0.000	1.500	4.450	1.100	6.800	0.0005
3	1.300	0.200	2.400	1.550	0.200	6.300	0.5967
5	1.500	0.200	2.500	1.100	0.000	5.600	0.8324

Tabla EPT-b2 COMPARACIÓN DE ARTICULACIONES PARA FDP

ESTÍMULO KG	HCAM			HCPM			P VALOR
	Mediana	Min	Máx	Mediana	Min	Máx	
0	0.750	0.000	6.400	3.000	0.400	9.800	0.0153
1	1.200	0.000	7.200	2.000	0.400	8.500	0.3434
3	2.050	0.200	8.900	0.600	0.200	8.100	0.2716
5	3.400	0.200	10.400	0.100	0.000	7.000	0.0132
ESTÍMULO KG	HCAM			HCAL			P VALOR
	Mediana	Min	Máx.	Mediana	Min	Máx.	
0	0.750	0.000	6.400	4.400	0.800	6.600	0.0230
1	1.200	0.000	7.200	3.450	0.600	6.300	0.1506
3	2.050	0.200	8.900	1.750	0.200	6.100	0.7621
5	3.400	0.200	10.400	1.250	0.200	8.600	0.1115
ESTÍMULO KG	HR			HCPM			P VALOR
	Mediana	Min	Máx.	Mediana	Min	Máx.	
0	0.200	0.000	0.700	3.000	0.400	9.800	0.0003

1	0.400	0.000	1.700	2.000	0.400	8.500	0.0033
3	1.050	0.000	4.700	0.600	0.200	8.100	0.6768
5	1.250	0.000	2.400	0.100	0.000	7.000	0.1345
ESTÍMULO KG	HR			HCAL			P VALOR
	Mediana	Min	Máx.	Mediana	Min	Máx.	
0	0.200	0.000	0.700	4.400	0.800	6.600	0.0002
1	0.400	0.000	1.700	3.450	0.600	6.300	0.0008
3	1.050	0.000	4.700	1.750	0.200	6.100	0.3247
5	1.250	0.000	2.400	1.250	0.200	8.600	1.0000

Tabla EPT-b3. COMPARACIÓN DE ARTICULACIONES PARA FCU

ESTÍMULO KG	HCAM			HCPM			P VALOR
	Mediana	Min	Máx	Mediana	Min	Máx	
0	0.650	0.000	5.600	2.750	0.400	9.600	0.0189
1	1.100	0.000	6.700	2.300	0.400	8.800	0.1500
3	2.100	0.200	8.400	0.700	0.200	8.700	0.3427
5	3.650	0.200	9.300	0.000	0.000	7.000	0.0091
ESTÍMULO KG	HCAM			HCAL			P VALOR
	Mediana	Min	Máx.	Mediana	Min	Máx.	
0	0.650	0.000	5.600	4.300	0.400	6.300	0.0230
1	1.100	0.000	6.700	2.850	0.600	6.300	0.1728
3	2.100	0.200	8.400	1.450	0.200	5.800	0.4958
5	3.650	0.200	9.300	0.850	0.100	5.400	0.0111

ESTÍMULO KG	HR			HCPM			P VALOR
	Mediana	Min	Máx.	Mediana	Min	Máx.	
0	0.200	0.000	0.700	2.750	0.400	9.600	0.0003
1	0.600	0.000	1.500	2.300	0.400	8.800	0.0050
3	0.950	0.000	3.200	0.700	0.200	8.700	0.8497
5	0.750	0.000	2.600	0.000	0.000	7.000	0,2620
ESTÍMULO KG	HR			HCAL			P VALOR
	Mediana	Min	Máx.	Mediana	Min	Máx.	
0	0.200	0.000	0.700	4.300	0.400	6.300	0.0003
1	0.600	0.000	1.500	2.850	0.600	6.300	0.0027
3	0.950	0.000	3.200	1.450	0.200	5.800	0.3055
5	0.750	0.000	2.600	0.850	0.100	5.400	0.9697

Tabla EPT-b.4. COMPARACIÓN DE ARTICULACIONES PARA PT

ESTÍMULO KG	HCAM			HCPM			P VALOR
	Mediana	Min	Máx	Mediana	Min	Máx	
0	0.550	0.000	5.200	2.550	0.400	10.000	0.0153
1	0.850	0.000	6.000	1.700	0.200	10.000	0.1385
3	1.700	0.000	7.900	0.700	0.000	9.600	0.3436
5	2.650	0.200	10.600	0.250	0.000	8.100	0.0684
ESTÍMULO KG	HCAM			HCAL			P VALOR
	Mediana	Min	Máx.	Mediana	Min	Máx.	
0	0.550	0.000	5.200	4.050	0.000	6.100	0.0309
1	0.850	0.000	6.000	3.050	0.000	5.400	0.1495

3	1.700	0.000	7.900	1.200	0.200	4.400	0.5708
5	2.650	0.200	10.600	0.550	0.000	2.400	0.0090
ESTÍMULO KG	HR			HCPM			P VALOR
	Mediana	Min	Máx.	Mediana	Min	Máx.	
0	0.150	0.000	0.700	2.550	0.400	10.000	0.0003
1	0.350	0.000	0.900	1.700	0.200	10.000	0.0043
3	0.950	0.000	2.000	0.700	0.000	9.600	0.9395
5	0.650	0.200	2.200	0.250	0.000	8.100	0.3798
ESTÍMULO KG	HR			HCAL			P VALOR
	Mediana	Min	Máx.	Mediana	Min	Máx.	
0	0.150	0.000	0.700	4.050	0.000	6.100	0.0015
1	0.350	0.000	0.900	3.050	0.000	5.400	0.0028
3	0.950	0.000	2.000	1.200	0.200	4.400	0.3836
5	0.650	0.200	2.200	0.550	0.000	2.400	0,6208

4.4.3 Tablas estadísticas del análisis bivariado estratificado por músculo del grupo epicondilar (EPC).

4.4.3.1 Comparación de Pesos (Tablas EPC-a5 – EPC-a9)

Tabla EPC-a5. COMPARACIÓN DE PESOS PARA ECU

COMPARACIÓN ESTÍMULO KG	ARTICULACIÓN HR			P VALOR
	Mediana	Mín.	Máx.	
0	0.050	0.000	0.700	0.0625
1	0.300	0.000	1.300	
0	0.050	0.000	0.700	0.0039
3	1.650	0.000	3.000	
0	0.050	0.000	0.700	0.0039
5	2.550	0.000	5.600	
1	0.300	0.000	1.300	0.0039
3	1.650	0.000	3.000	
1	0.300	0.000	1.300	0.0039
5	2.550	0.000	5.600	
3	1.650	0.000	3.000	0.0039
5	2.550	0.000	5.600	
COMPARACIÓN ESTÍMULO KG	ARTICULACIÓN HCAL			P VALOR
	Mediana	Mín.	Máx	
0	4.050	0.400	6.800	0.0039
1	5.550	0.400	7.700	
0	4.050	0.400	6.800	0.0020
3	7.300	0.800	11.400	
0	4.050	0.400	6.800	0.0020
5	8.250	1.200	15.300	
1	5.550	0.400	7.700	0.0020
3	7.300	0.800	11.400	
1	5.550	0.400	7.700	0.0020
5	8.250	1.200	15.300	
3	7.300	0.800	11.400	0.0020
5	8.250	1.200	15.300	
COMPARACIÓN ESTÍMULO KG	ARTICULACIÓN HCAM			P VALOR
	Mediana	Mín	Máx	
0	0.650	0.000	5.800	1.0000
1	0.550	0.000	5.300	

0	0.650	0.000	5.800	0.0625	
3	0.350	0.000	4.300		
0	0.650	0.000	5.800	0.0234	
5	0.250	0.000	3.500		
1	0.550	0.000	5.300	0.0156	
3	0.350	0.000	4.300		
1	0.550	0.000	5.300	0.0156	
5	0.250	0.000	3.500		
3	0.350	0.000	4.300	0.1250	
5	0.250	0.000	3.500		
COMPARACIÓN ESTÍMULO KG	ARTICULACIÓN HCPM			P VALOR	
	Mediana	Mín	Máx.		
0	3.200	0.400	10.000	0.5273	*
1	3.000	0.400	10.900		
0	3.200	0.400	10.000	0.3594	
3	2.900	1.200	11.500		
0	3.200	0.400	10.000	0.5156	
5	3.200	1.000	11.300		
1	3.000	0.400	10.900	0.5313	
3	2.900	1.200	11.500		
1	3.000	0.400	10.900	0.7695	
5	3.200	1.000	11.300		
3	2.900	1.200	11.500	0.8398	
5	3.200	1.000	11.300		
COMPARACIÓN ESTÍMULO KG	ARTICULACIÓN HCPL			P VALOR	
	Mediana	Mín	Màx		
0	3.600	0.800	7.200	0.0117	
1	3.400	0.400	6.800		
0	3.600	0.800	7.200	0.0098	
3	2.200	0.200	4.900		
0	3.600	0.800	7.200	0.0098	
5	1.000	0.000	3.800		
1	3.400	0.400	6.800	0.0215	
3	2.200	0.200	4.900		
1	3.400	0.400	6.800	0.0117	
5	1.000	0.000	3.800		
3	2.200	0.200	4.900	0.0059	
5	1.000	0.000	3.800		

COMPARACIÓN ESTÍMULO KG	ARTICULACIÓN RCP			P VALOR
	Mediana	Mín	Màx	
0	0.000	0.000	2.000	0.7500
1	0.200	0.000	2.000	
0	0.000	0.000	2.000	0.0234
3	0.550	0.000	3.200	
0	0.000	0.000	2.000	0.0313
5	1.000	0.000	3.600	
1	0.200	0.000	2.000	0.0469
3	0.550	0.000	3.200	
1	0.200	0.000	2.000	0.0313
5	1.000	0.000	3.600	
3	0.550	0.000	3.200	0.0625
5	1.000	0.000	3.600	

* Ninguna comparación es estadísticamente significativa

Tabla EPC-a6. COMPARACIÓN DE PESOS PARA ED

COMPARACIÓN ESTÍMULO KG	ARTICULACIÓN HR			P VALOR
	Mediana	Mín	Màx	
0	0.050	0.000	0.700	0.0078
1	0.600	0.000	1.700	
0	0.050	0.000	0.700	0.0020
3	1.800	0.400	3.600	
0	0.050	0.000	0.700	0.0020
5	3.350	0.400	5.800	
1	0.600	0.000	1.700	0.0020
3	1.800	0.400	3.600	
1	0.600	0.000	1.700	0.0020
5	3.350	0.400	5.800	
3	1.800	0.400	3.600	0.0039
5	3.350	0.400	5.800	
COMPARACIÓN ESTÍMULO KG	ARTICULACIÓN HCAL			P VALOR
	Mediana	Mín	Màx	
0	4.050	0.200	6.100	0.0020
1	5.500	0.400	8.300	
0	4.050	0.200	6.100	0.0020
3	7.050	0.400	11.000	

0	4.050	0.200	6.100	0.0020
5	6.800	1.000	15.300	
1	5.500	0.400	8.300	0.0039
3	7.050	0.400	11.000	
1	5.500	0.400	8.300	0.0020
5	6.800	1.000	15.300	
3	7.050	0.400	11.000	0.0273
5	6.800	1.000	15.300	
COMPARACIÓN ESTÍMULO KG	ARTICULACIÓN HCAM			P VALOR
	Mediana	Mín	Màx	
0	0.650	0.000	4.700	0.3750
1	0.450	0.000	4.700	
0	0.650	0.000	4.700	0.0156
3	0.350	0.000	4.400	
0	0.650	0.000	4.700	0.0625
5	0.400	0.000	3.800	
1	0.450	0.000	4.700	0.1250
3	0.350	0.000	4.400	
1	0.450	0.000	4.700	0.2031
5	0.400	0.000	3.800	
3	0.350	0.000	4.400	0.7188
5	0.400	0.000	3.800	
COMPARACIÓN ESTÍMULO KG	ARTICULACIÓN HCPM			P VALOR
	Mediana	Mín	Màx	
0	2.650	0.400	10.200	0.1250
1	3.000	0.200	10.900	
0	2.650	0.400	10.200	0.3438
3	2.750	0.800	12.100	
0	2.650	0.400	10.200	0.7109
5	2.500	0.800	12.300	
1	3.000	0.200	10.900	0.8828
3	2.750	0.800	12.100	
1	3.000	0.200	10.900	0.9023
5	2.500	0.800	12.300	
3	2.750	0.800	12.100	0.9375
5	2.500	0.800	12.300	
COMPARACIÓN ESTÍMULO KG	ARTICULACIÓN HCPL			P VALOR
	Mediana	Mín	Màx	
0	3.700	1.100	10.200	0.2031
1	2.800	0.600	10.900	

*

0	3.700	1.100	10.200	0.0430
3	1.900	0.200	12.100	
0	3.700	1.100	10.200	0.0273
5	1.100	0.000	12.300	
1	2.800	0.600	10.900	0.0273
3	1.900	0.200	12.100	
1	2.800	0.600	10.900	0.0195
5	1.100	0.000	12.300	
3	1.900	0.200	12.100	0.0156
5	1.100	0.000	12.300	
COMPARACIÓN ESTÍMULO KG	ARTICULACIÓN RCP			P VALOR
	Mediana	Mín	Màx	
0	0.050	0.000	2.600	0.2500
1	0.200	0.000	2.600	
0	0.050	0.000	2.600	0.0469
3	0.900	0.000	4.000	
0	0.050	0.000	2.600	0.0273
5	1.700	0.000	5.400	
1	0.200	0.000	2.600	0.1094
3	0.900	0.000	4.000	
1	0.200	0.000	2.600	0.0391
5	1.700	0.000	5.400	
3	0.900	0.000	4.000	0.0156
5	1.700	0.000	5.400	

* Ninguna comparación es estadísticamente significativa

Tabla EPC-a7. COMPARACIÓN DE PESOS PARA ECRB

COMPARACIÓN ESTÍMULO KG	ARTICULACIÓN HR			P VALOR
	Mediana	Mín	Màx	
0	0.200	0.000	0.700	0.0078
1	0.610	0.200	1.500	
0	0.200	0.000	0.700	0.0020
3	2.320	0.200	3.600	
0	0.200	0.000	0.700	0.0020
5	4.260	0.800	6.700	
1	0.610	0.200	1.500	0.0039
3	2.320	0.200	3.600	

1	0.610	0.200	1.500	0.0020	
5	4.260	0.800	6.700		
3	2.320	0.200	3.600	0.0020	
5	4.260	0.800	6.700		
COMPARACIÓN ESTÍMULO KG	ARTICULACIÓN HCAL			P VALOR	
	Mediana	Mín	Màx		
0	3.330	0.200	6.000	0.0039	
1	4.270	0.200	7.400		
0	3.330	0.200	6.000	0.0020	
3	5.760	0.400	9.900		
0	3.330	0.200	6.000	0.0020	
5	6.340	1.000	13.500		
1	4.270	0.200	7.400	0.0020	
3	5.760	0.400	9.900		
1	4.270	0.200	7.400	0.0039	
5	6.340	1.000	13.500		
3	5.760	0.400	9.900	0.2656	
5	6.340	1.000	13.500		
COMPARACIÓN ESTÍMULO KG	ARTICULACIÓN HCAM			P VALOR	
	Mediana	Mín	Màx		
0	1.670	0.000	5.200	0.8750	*
1	1.730	0.000	5.500	0.4063	
0	1.670	0.000	5.200	0.6406	
3	1.680	0.000	5.900	0.6250	
0	1.670	0.000	5.200	0.5313	
5	1.660	0.000	5.900	0.4063	
1	1.730	0.000	5.500		
3	1.680	0.000	5.900		
1	1.730	0.000	5.500		*
5	1.660	0.000	5.900		
3	1.680	0.000	5.900		
5	1.660	0.000	5.900		
COMPARACIÓN ESTÍMULO KG	ARTICULACIÓN HCPM			P VALOR	
	Mediana	Mín	Màx		
0	3.880	0.400	10.200	0.9375	*
1	3.860	0.400	10.700	0.5469	
0	3.880	0.400	10.200	0.8457	
3	4.000	0.400	11.100		
0	3.880	0.400	10.200		
5	3.880	0.800	11.700		

1	3.860	0.400	10.700	0.3555
3	4.000	0.400	11.100	
1	3.860	0.400	10.700	0.9219
5	3.880	0.800	11.700	
3	4.000	0.400	11.100	0.8828
5	3.880	0.800	11.700	
COMPARACIÓN ESTÍMULO KG	ARTICULACIÓN HCPL			P VALOR
	Mediana	Mín	Màx	
0	3.610	0.600	7.400	0.0117
1	3.360	0.800	6.800	
0	3.610	0.600	7.400	0.0098
3	2.430	0.200	5.100	
0	3.610	0.600	7.400	0.0039
5	1.190	0.000	2.900	
1	3.360	0.800	6.800	0.0098
3	2.430	0.200	5.100	
1	3.360	0.800	6.800	0.0020
5	1.190	0.000	2.900	
3	2.430	0.200	5.100	0.0020
5	1.190	0.000	2.900	
COMPARACIÓN ESTÍMULO KG	ARTICULACIÓN RCP			P VALOR
	Mediana	Mín	Màx	
0	0.410	0.000	2.200	0.3438
1	0.490	0.000	2.800	
0	0.410	0.000	2.200	0.0156
3	0.850	0.000	3.200	
0	0.410	0.000	2.200	0.0234
5	1.160	0.000	3.600	
1	0.490	0.000	2.800	0.0156
3	0.850	0.000	3.200	
1	0.490	0.000	2.800	0.0313
5	1.160	0.000	3.600	
3	0.850	0.000	3.200	0.0625
5	1.160	0.000	3.600	

* Ninguna comparación es estadísticamente significativa

Tabla EPC-a8. COMPARACIÓN DE PESOS PARA ECRL

COMPARACIÓN ESTÍMULO KG	ARTICULACIÓN HR			P VALOR	
	Mediana	Mín	Màx		
0	0.050	0.000	0.700	0.0039	
1	0.750	0.000	1.300		
0	0.050	0.000	0.700	0.0020	
3	2.600	0.200	3.600		
0	0.050	0.000	0.700	0.0020	
5	4.650	0.600	6.400		
1	0.750	0.000	1.300	0.0020	
3	2.600	0.200	3.600		
1	0.750	0.000	1.300	0.0020	
5	4.650	0.600	6.400		
3	2.600	0.200	3.600	0.0020	
5	4.650	0.600	6.400		
COMPARACIÓN ESTÍMULO KG	ARTICULACIÓN HCAL			P VALOR	
	Mediana	Mín	Màx		
0	4.150	0.400	6.000	0.0039	
1	5.550	0.400	6.500		
0	4.150	0.400	6.000	0.0020	
3	6.250	0.800	11.000		
0	4.150	0.400	6.000	0.0020	
5	6.650	1.000	15.100		
1	5.550	0.400	6.500	0.0078	
3	6.250	0.800	11.000		
1	5.550	0.400	6.500	0.0020	
5	6.650	1.000	15.100		
3	6.250	0.800	11.000	0.0215	
5	6.650	1.000	15.100		
COMPARACIÓN ESTÍMULO KG	ARTICULACIÓN HCAM			P VALOR	
	Mediana	Mín	Màx		
0	0.750	0.000	4.600	0.0938	*
1	0.500	0.000	4.400	0.1719	
0	0.750	0.000	4.600	0.0938	
3	0.400	0.000	4.100	1.0000	
1	0.500	0.000	4.400		
3	0.400	0.000	4.100		

1	0.500	0.000	4.400	0.4219	
5	0.500	0.000	3.600		
3	0.400	0.000	4.100	0.4375	
5	0.500	0.000	3.600		
COMPARACIÓN ESTÍMULO KG	ARTICULACIÓN HCPM			P VALOR	
	Mediana	Mín	Màx		
0	2.550	0.200	10.000	1.0000	*
1	2.550	0.200	10.500		
0	2.550	0.200	10.000	0.7617	
3	2.450	0.400	11.300		
0	2.550	0.200	10.000	0.8438	
5	2.500	0.400	12.100		
1	2.550	0.200	10.500	0.5547	
3	2.450	0.400	11.300		
1	2.550	0.200	10.500	0.9336	
5	2.500	0.400	12.100		
3	2.450	0.400	11.300	0.4375	
5	2.500	0.400	12.100		
COMPARACIÓN ESTÍMULO KG	ARTICULACIÓN HCPL			P VALOR	
	Mediana	Mín	Màx		
0	3.250	0.400	7.000	0.0508	
1	2.600	1.000	6.200		
0	3.250	0.400	7.000	0.0137	
3	1.950	0.200	4.400		
0	3.250	0.400	7.000	0.0059	
5	1.050	0.000	2.900		
1	2.600	1.000	6.200	0.0117	
3	1.950	0.200	4.400		
1	2.600	1.000	6.200	0.0039	
5	1.050	0.000	2.900		
3	1.950	0.200	4.400	0.0020	
5	1.050	0.000	2.900		
COMPARACIÓN ESTÍMULO KG	ARTICULACIÓN RCP			P VALOR	
	Mediana	Mín	Màx		
0	0.000	0.000	2.200	0.9063	
1	0.150	0.000	1.600		
0	0.000	0.000	2.200	0.0703	
3	0.550	0.000	3.600		
0	0.000	0.000	2.200	0.0547	
5	0.750	0.000	3.400		

1	0.150	0.000	1.600	0.0781
3	0.550	0.000	3.600	
1	0.150	0.000	1.600	0.0781
5	0.750	0.000	3.400	
3	0.550	0.000	3.600	0.1641
5	0.750	0.000	3.400	

* Ninguna comparación es estadísticamente significativa

Tabla EPC-a9. COMPARACIÓN DE PESOS PARA BR

COMPARACIÓN ESTÍMULO KG	ARTICULACIÓN HR			P VALOR
	Mediana	Mín	Màx	
0	0.200	0.000	0.700	0.0078
1	0.600	0.000	1.600	
0	0.200	0.000	0.700	0.0020
3	2.250	0.200	4.300	
0	0.200	0.000	0.700	0.0020
5	2.950	0.400	6.600	
1	0.600	0.000	1.600	0.0020
3	2.250	0.200	4.300	
1	0.600	0.000	1.600	0.0020
5	2.950	0.400	6.600	
3	2.250	0.200	4.300	0.0488
5	2.950	0.400	6.600	
COMPARACIÓN ESTÍMULO KG	ARTICULACIÓN HCAL			P VALOR
	Mediana	Mín	Màx	
0	4.050	0.200	6.600	0.0078
1	4.900	0.200	7.100	
0	4.050	0.200	6.600	0.0391
3	5.000	0.400	8.100	
0	4.050	0.200	6.600	0.0645
5	4.550	0.400	11.400	
1	4.900	0.200	7.100	0.1211
3	5.000	0.400	8.100	
1	4.900	0.200	7.100	0.1953
5	4.550	0.400	11.400	
3	5.000	0.400	8.100	0.3672
5	4.550	0.400	11.400	

COMPARACIÓN ESTÍMULO KG	ARTICULACIÓN HCAM			P VALOR	
	Mediana	Mín	Màx		
0	0.650	0.000	5.300	0.4219	*
1	0.500	0.000	4.300		
0	0.650	0.000	5.300	1.0000	
3	0.550	0.000	4.900		
0	0.650	0.000	5.300	0.7188	
5	0.700	0.000	5.100		
1	0.500	0.000	4.300	0.7969	
3	0.550	0.000	4.900		
1	0.500	0.000	4.300	0.7031	
5	0.700	0.000	5.100		
3	0.550	0.000	4.900	0.7188	
5	0.700	0.000	5.100		
COMPARACIÓN ESTÍMULO KG	ARTICULACIÓN HCPM			P VALOR	
	Mediana	Mín	Màx		
0	3.000	0.200	10.000	0.1602	*
1	2.400	0.000	10.200		
0	3.000	0.200	10.000	0.2148	
3	1.950	0.200	9.600		
0	3.000	0.200	10.000	0.0977	
5	2.150	0.400	9.200		
1	2.400	0.000	10.200	0.0898	
3	1.950	0.200	9.600		
1	2.400	0.000	10.200	0.1387	
5	2.150	0.400	9.200		
3	1.950	0.200	9.600	0.3047	
5	2.150	0.400	9.200		
COMPARACIÓN ESTÍMULO KG	ARTICULACIÓN HCPL			P VALOR	
	Mediana	Mín	Màx		
0	3.400	0.400	7.600	0.0117	
1	2.350	0.800	6.000		
0	3.400	0.400	7.600	0.0098	
3	1.650	0.200	3.600		
0	3.400	0.400	7.600	0.0117	
5	0.950	0.000	2.400		
1	2.350	0.800	6.000	0.0098	
3	1.650	0.200	3.600		
1	2.350	0.800	6.000	0.0117	
5	0.950	0.000	2.400		

3	1.650	0.200	3.600	0.0234
5	0.950	0.000	2.400	
COMPARACIÓN ESTÍMULO KG	ARTICULACIÓN RCP			P VALOR
	Mediana	Mín	Màx	
0	0.050	0.000	1.800	1.0000
1	0.150	0.000	1.600	
0	0.050	0.000	1.800	0.1484
3	0.700	0.000	2.400	
0	0.050	0.000	1.800	0.0391
5	1.300	0.000	3.200	
1	0.150	0.000	1.600	0.0781
3	0.700	0.000	2.400	
1	0.150	0.000	1.600	0.0391
5	1.300	0.000	3.200	
3	0.700	0.000	2.400	0.0313
5	1.300	0.000	3.200	

* Ninguna comparación es estadísticamente significativa

4.4.3.2 Comparación de articulaciones (Tablas b.5 – b.9)

TABLA EPC-b.5. COMPARACIÓN DE ARTICULACIONES PARA ECU

ESTÍMULO KG	HR			HCPL			P VALOR
	Mediana	Min	Màx	Mediana	Min	Màx	
0	0.050	0.000	0.700	3.600	0.800	7.200	0.0001
1	0.300	0.000	1.300	3.400	0.400	6.800	0.0005
3	1.650	0.000	3.000	2.200	0.200	4.900	0.2168
5	2.550	0.000	5.600	1.000	0.000	3.800	0.2154
ESTÍMULO KG	HCAL			HCPL			P VALOR
	Mediana	Min	Màx	Mediana	Min	Màx	
0	4.050	0.400	6.800	3.600	0.800	7.200	0.8879

1	5.550	0.400	7.700	3.400	0.400	6.800	0.2740
3	7.300	0.800	11.400	2.200	0.200	4.900	0.0060
5	8.250	1.200	15.300	1.000	0.000	3.800	0.0005
ESTÍMULO KG	RCP			HCPL			P VALOR
	Mediana	Min	Màx	Mediana	Min	Màx	
0	0.000	0.000	2.000	3.600	0.800	7.200	0.0006
1	0.200	0.000	2.000	3.400	0.400	6.800	0.0006
3	0.550	0.000	3.200	2.200	0.200	4.900	0.0241
5	1.000	0.000	3.600	1.000	0.000	3.800	0.6446

TABLA EPC-b.6. COMPARACIÓN DE ARTICULACIONES PARA ED

ESTÍMULO KG	HR			HCPL			P VALOR
	Mediana	Min	Màx	Mediana	Min	Màx	
0	0.050	0.000	0.700	3.700	1.100	10.200	0.0002
1	0.600	0.000	1.700	2.800	0.600	10.900	0.0016
3	1.800	0.400	3.600	1.900	0.200	12.100	0.8701
5	3.350	0.400	5.800	1.100	0.000	12.300	0.0861
ESTÍMULO KG	HCAL			HCPL			P VALOR
	Mediana	Min	Màx	Mediana	Min	Màx	
0	4.050	0.200	6.100	3.700	1.100	10.200	0.5134
1	5.500	0.400	8.300	2.800	0.600	10.900	0.9348

3	7.050	0.400	11.000	1.900	0.200	12.100	0.0940
5	6.800	1.000	15.300	1.100	0.000	12.300	0.0142
ESTÍMULO KG	RCP			HCPL			P VALOR
	Mediana	Min	Màx	Mediana	Min	Màx	
0	0.050	0.000	2.600	3.700	1.100	10.200	0.0010
1	0.200	0.000	2.600	2.800	0.600	10.900	0.0016
3	0.900	0.000	4.000	1.900	0.200	12.100	0.1184
5	1.700	0.000	5.400	1.100	0.000	12.300	0.7434

TABLA EPC-b.7. COMPARACIÓN DE ARTICULACIONES PARA ECRB

ESTÍMULO KG	HR			HCPL			P VALOR
	Mediana	Min	Màx	Mediana	Min	Màx	
0	0.200	0.000	0.700	3.400	0.600	7.400	0.0002
1	0.650	0.200	1.500	3.150	0.800	6.800	0.0006
3	2.800	0.200	3.600	2.050	0.200	5.100	0.9396
5	5.200	0.800	6.700	1.200	0.000	2.900	0.0036
ESTÍMULO KG	HCAL			HCPL			P VALOR
	Mediana	Min	Màx	Mediana	Min	Màx	
0	4.050	0.200	6.000	3.400	0.600	7.400	0.9097
1	5.250	0.200	7.400	3.150	0.800	6.800	0.4051

3	6.600	0.400	9.900	2.050	0.200	5.100	0.0210
5	6.300	1.000	13.500	1.200	0.000	2.900	0.0011
ESTÍMULO KG	RCP			HCPL			P VALOR
	Mediana	Min	Màx	Mediana	Min	Màx	
0	0.000	0.000	2.200	3.400	0.600	7.400	0.0007
1	0.050	0.000	2.800	3.150	0.800	6.800	0.0015
3	0.650	0.000	3.200	2.050	0.200	5.100	0.0154
5	0.900	0.000	3.600	1.200	0.000	2.900	0.8792

TABLA EPC-b.8. COMPARACIÓN DE ARTICULACIONES PARA ECRL

ESTÍMULO KG	HR			HCPL			P VALOR
	Mediana	Min	Màx	Mediana	Min	Màx	
0	0.050	0.000	0.700	3.250	0.400	7.000	0.0003
1	0.750	0.000	1.300	2.600	1.000	6.200	0.0004
3	2.600	0.200	3.600	1.950	0.200	4.400	0.5960
5	4.650	0.600	6.400	1.050	0.000	2.900	0.0015
ESTÍMULO KG	HCAL			HCPL			P VALOR
	Mediana	Min	Màx	Mediana	Min	Màx	
0	4.150	0.400	6.000	3.250	0.400	7.000	0.9097
1	5.550	0.400	6.500	2.600	1.000	6.200	0.3252

3	6.250	0.800	11.000	1.950	0.200	4.400	0.0210
5	6.650	1.000	15.100	1.050	0.000	2.900	0.0015
ESTÍMULO KG	RCP			HCPL			P VALOR
	Mediana	Min	Màx	Mediana	Min	Màx	
0	0.000	0.000	2.200	3.250	0.400	7.000	0.0007
1	0.150	0.000	1.600	2.600	1.000	6.200	0.0003
3	0.550	0.000	3.600	1.950	0.200	4.400	0.0090
5	0.750	0.000	3.400	1.050	0.000	2.900	0.7609

TABLA EPC-b.9. COMPARACIÓN DE ARTICULACIONES PARA BR

ESTÍMULO KG	HR			HCPL			P VALOR
	Mediana	Min	Màx	Mediana	Min	Màx	
0	0.200	0.000	0.700	3.400	0.400	7.600	0.0003
1	0.600	0.000	1.600	2.350	0.800	6.000	0.0017
3	2.250	0.200	4.300	1.650	0.200	3.600	0.4487
5	2.950	0.400	6.600	0.950	0.000	2.400	0.0051
ESTÍMULO KG	HCAL			HCPL			P VALOR
	Mediana	Min	Màx	Mediana	Min	Màx	
0	4.050	0.200	6.600	3.400	0.400	7.600	0.9698
1	4.900	0.200	7.100	2.350	0.800	6.000	0.3447
3	5.000	0.400	8.100	1.650	0.200	3.600	0.0281

5	4.550	0.400	11.400	0.950	0.000	2.400	0.0040
ESTÍMULO KG	RCP			HCPL			P VALOR
	Mediana	Min	Màx	Mediana	Min	Màx	
0	0.050	0.000	1.800	3.400	0.400	7.600	0.0006
1	0.150	0.000	1.600	2.350	0.800	6.000	0.0006
3	0.700	0.000	2.400	1.650	0.200	3.600	0.0579
5	1.300	0.000	3.200	0.950	0.000	2.400	0,8492

4.4.4 Tablas estadísticas del análisis de la calibración

4.4.4.1 Tabla del test de calibración

Tabla 13. Test de calibración											
Peso (Kg)	Resultado Test de Efectos Fijos tipo 3					Peso (Kg)	Resultado Test de Efectos Fijos tipo 3				
	Effect	Num DF	Den DF	F Value	Pr > F		Effect	Num DF	Den DF	F Value	Pr > F
0,5	especimen	1	6	0.03	0.8777	3	especimen	1	8	0.47	0.5110
1	especimen	1	8	4.84	0.0591	3,5	especimen	1	8	0.96	0.3550
1,5	especimen	1	8	1.14	0.3161	4	especimen	1	8	2.99	0.1218
2	especimen	1	8	0.91	0.3684	4,5	especimen	1	8	2.27	0.1705
2,5	especimen	1	8	0.48	0.5067						

4.4.4.2 Tabla del test postcalibración

Tabla 14. Test Postcalibración.					
Peso	Resultado Test de Efectos Fijos tipo 3				
1000g	Effect	Num DF	Den DF	F Value	Pr > F
	lectura	1	19	0.34	0.5659
2000g	Effect	Num DF	Den DF	F Value	Pr > F
	lectura	1	19	0.09	0.7632
3000g	Effect	Num DF	Den DF	F Value	Pr > F
	lectura	1	19	0.06	0.8160
4000g	Effect	Num DF	Den DF	F Value	Pr > F
	lectura	1	19	0.05	0.8308

5. DISCUSIÓN

DISCUSIÓN

La realización de este estudio experimental tuvo como objetivo principal la validación de una metodología científica para el estudio de las presiones articulares en la articulación del codo en especímenes cadavéricos.

El modelo biomecánico que diseñamos para el estudio pretendía reproducir al máximo las condiciones fisiológicas de las estructuras del codo "*in vivo*". Para ello se priorizaron tres factores fundamentales:

- Minimizar las interferencias o modificaciones anatómicas en la preparación de los especímenes para el experimento.
- Mimetizar el fenómeno de la contracción muscular para generar la presión articular.
- Mantener la articulación en una posición funcional considerada más adecuada para la realización de las actividades cotidianas más habituales del ser humano.

Entendemos que cualquier modificación estructural del espécimen, o cualquier interferencia en las relaciones de sus estructuras anatómicas, puede alterar potencialmente el comportamiento mecánico del codo y del flujo de las presiones articulares entre sus compartimentos. Por ello hemos mantenido intactas las articulaciones radiocubitales, humerocubital, humerorradial así como todas las estructuras ligamentosas del codo.

Para el estudio funcional, biomecánico, en cadáveres humanos de cualquier articulación es necesario reproducir unas condiciones lo más parecidas a las existentes "*in vivo*". Por ello se suelen utilizar especímenes frescos habitualmente conservados en congelación. La conservación de piezas anatómicas mediante soluciones que contienen ciertas concentraciones de formaldehído y/o de alcohol, entre otras sustancias, altera en mayor o menor medida las propiedades biomecánicas, como pueden ser la viscoelasticidad, tanto en el hueso como en el cartílago. Además, las propiedades biomecánicas de las estructuras ligamentosas y capsulares, que participan en los mecanismos de transmisión de cargas articulares,

también quedan alteradas con muchas de estas técnicas de conservación de cadáveres. Algunos autores han puesto de manifiesto en sus trabajos la existencia de una limitación del rango articular fisiológico, incluso fracturas intraexperimentales del húmero a partir de determinadas cargas superiores a 10kg en especímenes formolizados⁹.

Teniendo en cuenta estas consideraciones, entendemos que es preferible plantear un modelo de referencia para el estudio biomecánico del codo con el uso de especímenes procedentes de cadáveres congelados, siempre con máxima rigurosidad en cuanto a las normativas vigentes de donación de cuerpos a la ciencia.

En la **Tabla 2** de la introducción se muestra un cuadro resumen de las metodologías utilizadas en varios estudios biomecánicos del codo publicados previamente en cuanto a áreas de contacto, a presiones articulares y a estabilidad articular se refiere. En esta tabla se especifica el tipo de tratamiento de preservación de los especímenes cadavéricos utilizados, el tipo de mecanismo experimental de generación de fuerzas externas, la posición del codo durante el experimento y los compartimentos articulares analizados. El uso de especímenes congelados predomina sobre los tratados con fijadores como es el formaldehído; la tracción tendinosa como mecanismo de mimetización de la contracción muscular ya ha sido utilizado previamente, con el uso de sistemas de poleas para guiar el recorrido de las cuerdas de tracción (en nuestro estudio las cuerdas fueron guiadas a través de túneles óseos).

Todos los estudios biomecánicos sobre la estabilidad del codo concluyen que la sección de los ligamentos conlleva un cambio significativo en las áreas de contacto y en las presiones articulares^{1,3,17,19,27,28}. En este sentido resulta imprescindible realizar una disección que preserve intactas estas estructuras, lo cual en la práctica también es más sencillo en el espécimen congelado que en el conservado con otros métodos.

Aunque para la realización de este estudio ha sido preciso llevar a cabo necesariamente una capsulotomía, tanto anterior como posterior, para la introducción

de los sensores, esta actuación la realizamos en base al trabajo de Dos Remedios *et al.* que concluyen que este hecho no altera la estabilidad del codo¹¹.

Otro hecho a destacar es que muchos de los estudios publicados sobre las presiones articulares, o de las áreas de contacto articular, en el codo se han realizado en la posición de extensión y han utilizado sistemas extrínsecos de compresión articular^{9,10,12,13,18,37} (**tabla 2**). Sin embargo, nuestro modelo biomecánico mantiene el codo en una posición estática de flexión de 90° con el objetivo de analizar las presiones articulares en la que consideramos la posición más funcional del mismo. La mayor parte de las actividades manuales diarias para la manipulación de objetos o maquinaria se desarrollan con el codo flexionado o semiflexionado entre los 70° y los 120°, a excepción de esfuerzos físicos específicos para determinadas prácticas deportivas o laborales

También se ha demostrado en estudios previos^{10,23,25} que las áreas de contacto articular y la presión articular varían con la prono-supinación y concluyen, aunque no de forma completamente uniforme, que la presión humerorradial es máxima con el antebrazo pronado^{10,23,25}. Ante esta evidencia resulta necesario el control del grado de prono-supinación del antebrazo cuando se quieren medir presiones articulares en el codo. En nuestro modelo hemos optado por estabilizar el codo en prono-supinación neutra mediante un dispositivo antirrotatorio que sostiene el cúbito y el radio alineados en el plano axial, pero sin interferir en sus relaciones articulares proximales ni distales. El diseño de este dispositivo se hizo de tal forma que no permitiera bloquear tampoco los deslizamientos axiales entre ambos huesos. De este modo la transferencia de cargas a través de la membrana interósea no queda, teóricamente, alterada por ningún elemento. Consideramos que la alteración de la relación radio-cúbito a cualquier nivel es una limitación importante para el análisis biomecánico del codo, ya que puede modificar la transmisión de presiones articulares al interferir en la transferencia de cargas entre el radio y el cúbito a través de la membrana interósea. Por este motivo no hemos incorporado los sistemas de estudios biomecánicos previos que han utilizado mecanismos de estabilización radiocubital como han sido una aguja de Kirschner transfixiante³, la inserción de la articulación radiocubital distal en bloques

de cemento para la fijación de la muñeca⁹ o, simplemente, la supresión de la articulación radiocubital distal^{36,37}.

Otros modelos biomecánicos publicados han resecado incluso la cabeza radial y los tejidos blandos periartriculares^{12,13}, o han transfixiado la articulación humerocubital con un Kirschner de 3mm para mantener la flexión²⁵. Tampoco los modelos biomecánicos de varo y valgo gravitatorio desarrollados para el estudio de la estabilidad ligamentosa^{1,3,17,19,27,28} nos han parecido aplicables en el estudio de la transmisión de la presión articular en el codo flexionado a 90°.

La estabilización del codo en nuestro aparato de sujeción también permite los movimientos en varo y valgo que aparecen entre el húmero y el antebrazo al realizar la carga de los músculos desde sus orígenes. De hecho, la existencia de los movimientos en varo y valgo se han podido observar directamente durante el desarrollo del experimento y consideramos que es fundamental mantener libre esta movilidad para reproducir de forma fisiológica los patrones de flujo de presiones articulares en el codo.

El músculo braquial (*M. brachialis*) tiene sólo una influencia indirecta en las presiones articulares humerorradiales, generando tanto fuerzas de compresión como de distracción de poca magnitud durante todo el recorrido de la flexo-extensión del codo²³; por este motivo consideramos que su carga fija durante el experimento mantiene estable la influencia de este músculo sobre las presiones articulares en todos los especímenes de una manera similar.

Mediante la tracción se obtiene una presión articular con un mecanismo más parecido al fisiológico que con el uso de sistemas de compresión articular externa. Estos sistemas de compresión articular externa^{9,10,12,13,18,37} generan fuerzas de compresión mediante el acercamiento de dos planos horizontales donde se encuentran sujetos firmemente húmero y antebrazo; es inevitable que con estos sistemas se interfiera en el comportamiento de las desviaciones en varo-valgo fisiológicas, las cuales pueden

tener una influencia importante en la distribución de la presión articular. Morrey et al.²³ ya advertían en su artículo de 1988, que se debe considerar que el mecanismo de la contracción muscular no sólo genera una presión articular en el eje axial de la fuerza, sino que también provoca posibles momentos de varo y valgo que inducen efectos articulares adicionales²³.

Otros autores han utilizado la tracción tendinosa como método para generar presión articular^{23,25,27,28,36}, aunque ninguno de ellos ha especificado el criterio de decisión de los valores de carga empleados. En nuestro modelo hemos utilizado cargas progresivas de 0, 1, 3 y 5Kg 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. Así, Morrey et al.²³ utilizaron cargas de 10, 20 y 40N en los músculos bíceps braquial, tríceps braquial y braquial. Offuchi et al.²⁵ utilizaron cargas de 1Kg en cada tendón de los músculos FCR, FCU, ECU, ECRL-ECRB, y de forma simultánea, aplicadas también mediante un sistema de poleas de reflexión. Park et al.²⁷ utilizaron pesos de 0.25 a 1.5Kg para la tracción de los tendones de los músculos FCU, FD y PT en su modelo de valgo gravitacional para el estudio de la contribución de la masa flexo-pronadora en la estabilidad en valgo del codo.

En general, los estudios biomecánicos previos se han dirigido al análisis biomecánico de la articulación humerorradial o humerocubital^{9,10,12,23,25,36} de forma aislada, pero ninguno de ellos ha analizado todos los compartimentos en un mismo modelo (**tabla 2**). Además, muchos de ellos son estudios comparativos entre el codo intacto y el codo con alguna lesión provocada artificialmente en el laboratorio, pero no tenemos constancia de ningún trabajo publicado que describa un patrón de normalidad biomecánica en la transmisión de presiones articulares en el codo.

El modelo presentado en este estudio ofrece la particularidad de incorporar en el análisis los 6 compartimentos articulares del codo. Hemos analizado cada compartimento de forma individualizada ya que consideramos que la introducción de un sensor en todos los compartimentos de forma simultánea originaría, “*per se*”, una alteración de la presión articular por la interposición de una cantidad excesiva de

material en la interlínea articular. En este sentido también consideramos que la alteración en la transmisión de presión articular que puede generar el grosor de un sensor flexible como el utilizado en este estudio (0.203mm) es despreciable.

En los estudios publicados sobre las áreas de contacto articular y la medición de las presiones articulares se han utilizado múltiples técnicas, lo cual dificulta el análisis comparativo de sus resultados. En este estudio hemos elegido un método directo de medición de presión con sensores intrarticulares (*Flexiforce B-201 Medium, Tekscan®*) junto con un soporte informático (*ELF Multi-handle Systems®*) que permite una lectura directa digitalizada de las presiones.

Los métodos directos son más reproducibles y precisos que los métodos indirectos. Bachus et al.⁵ han demostrado que los sistemas *Tekscan®* son más precisos que los métodos indirectos como *Fuji Film®* para la estimación del área de contacto y la presión⁵; además tienen múltiples ventajas como son un menor perfil, la obtención de datos en tiempo real y su capacidad para evaluar rangos más amplios de carga con mayor precisión y fiabilidad. Todo ello nos ha permitido optar por este método, a pesar de que una parte importante de la bibliografía publicada ha utilizado los sistemas de *Fuji Film®*.

Fergusson-Pell et al.¹⁵ han demostrado también que los sensores *Flexiforce* tienen una fluctuación, repetitividad, linealidad e histéresis aceptables; y también han detectado que existe una disminución de la sensibilidad y un incremento en el *offset* en las mediciones directas sobre superficies con un radio de curvatura inferior a 16mm en condiciones estáticas¹⁵. En este sentido, el radio del compartimento HR en algún espécimen puede haber sido cercano a estas dimensiones, lo cual puede considerarse una limitación técnica del estudio. A pesar de esto, en el transcurso de nuestro estudio no hemos observado ninguna alteración en el funcionamiento de los sensores durante las mediciones del compartimento HR respecto a los demás. Anand et al.³ y Van Riet et al.³⁶ son ejemplos de estudios relativamente recientes en los que también han utilizado este tipo de sensores (Sensor 6900, I-Scan, Tekscan®).

La obtención de la lectura de las presiones durante la realización del experimento nos ha sido de gran ayuda en las fases iniciales de diseño del método para determinar la estabilidad en el posicionamiento y en lectura de presión de los sensores. Estos sensores están diseñados para interpretar fuerzas de compresión, por lo que es importante aclarar que, si existen fuerzas de cizallamiento, o de distracción articular, este método no las puede detectar, lo cual puede constituir también una limitación del estudio.

El área sensible de los sensores *Flexiforce* B-201 es de 1cm² y su grosor es de 0.203mm. En las articulaciones humerocubitales y radiocubital proximal el sensor se ha adaptado correctamente al espacio articular y ha sido sencilla su estabilización intrarticular en la mayoría de los especímenes. A nivel de la articulación humerorradial, que ya de forma fisiológica y anatómica es menos constreñida que la humerocubital, hemos utilizado suturas para la sujeción del sensor desde su cobertura plástica a los tejidos capsulo-ligamentosos en algunos especímenes para su estabilización en el espacio articular, sin que ello haya interferido en su funcionamiento. La ubicación de los sensores durante la realización del experimento ha sido realizada con control visual directo. La referencia para determinar que la posición del sensor era la deseada ha sido la reaparición de la última lectura observada en aquel compartimento para una carga y un tendón determinados.. Sin duda, esta es una de las limitaciones de la metodología presentada y para la que no hemos encontrado una mejor solución

Finalmente, los resultados del análisis estadístico realizado con los datos obtenidos del proceso de calibración de los sensores (test de calibración y test post-calibración) demuestran la fiabilidad del método de medición de las presiones articulares con estos sensores en nuestro estudio.

El método presentado en este estudio es un método que consideramos reproducible si bien se precisa de la construcción de un aparataje como el especificado para la sujeción del espécimen en la posición de flexión de 90° del codo con una pronosupinación neutra. Es importante hacer hincapié en la importancia de alterar lo mínimo

posible las estructuras capsulo-ligamentosas que rodean la articulación en el momento de introducir los sensores de presión, ya que su disrupción podría alterar el comportamiento de las relaciones articulares al realizar la carga en los tendones de los músculos analizados.

Los resultados obtenidos pretenden ser una prueba para la validación del método diseñado para el estudio de las presiones articulares en el codo. Todas las observaciones responden de una forma lógica desde un punto de vista biomecánico, a la vez que son demostradas desde un punto de vista de significación estadística.

El análisis de los resultados pone de manifiesto el efecto directo de la carga de un determinado grupo muscular (epitrocLEAR o epicondilar) sobre la presión de los compartimentos articulares del codo, lo cual se puede entender como un patrón de respuesta común y constante en todos los especímenes analizados. Este patrón se encuentra directamente relacionado con el momento de fuerza en varo generado por la tracción de los tendones del grupo epitrocLEAR y con el momento de fuerza en valgo generado por la tracción de los tendones del grupo epicondilar. La presencia predominante de uno u otro momento de fuerza modifica estructuradamente y de una forma característica la presión en los compartimentos articulares del codo, provocando el incremento de presión en unos compartimentos, el descenso en otros y la ausencia de cambios significativos en otros. Esto confirma la necesidad de mantener intactos los elementos ligamentosos del codo para la realización del experimento, ya que son elementos indispensables para la reproducir la estabilidad varo-valgo fisiológica del codo.

No hemos observado cambios de presión significativos en el compartimento HCMP durante la carga del grupo muscular epicondilar; el mismo fenómeno ha sucedido en el compartimento HCLP para el grupo muscular epitrocLEAR.

Los compartimentos anteriores humerocubitales son los que han soportado principalmente los incrementos de presión generados tanto por el grupo epitrocLEAR (HCAM) como por el grupo epicondilar (HCAL). En resumen, podemos afirmar que los compartimentos humerocubitales se comportan de una forma “cruzada”:

- durante la existencia de un momento de fuerza en valgo incrementa la presión en HCAL y permanece estable la presión en HCMP.
- durante la existencia de un momento de fuerza en varo incrementa la presión en HCAM y se mantiene estable la presión en HCLP.

El hecho de que la presión en los compartimentos humerocubitales posteriores se mantenga estable puede explicarse por una traslación posterior del cúbito durante la carga de los músculos, la cual actúa como un mecanismo de compensación de presiones.

Los dos grupos musculares han influido de una forma significativa en la presión articular del compartimento HR, aunque la magnitud del efecto del grupo epicondilar ha sido tres veces la del grupo epitroclear. No obstante, el aumento de presión articular HR por el grupo epitroclear ha sido de poca magnitud y significativo estadísticamente sólo para los pesos de 3Kg o inferiores; con el peso de 5Kg se han registrado presiones similares o inferiores a las de los pesos menores (**Gráfica 2, Tabla 4**). Aunque pudiera parecer que el momento de fuerza en varo debería originar fuerzas de distracción crecientes en el compartimento HR con la correspondiente disminución de la presión articular, hemos inferido de nuestros resultados que probablemente las cargas por debajo de los 3Kg tienen un efecto inicial de migración proximal del antebrazo y coaptación HR. A partir de cargas mayores probablemente empieza a aparecer el efecto de distracción articular y a su vez la disminución de la presión en este compartimento.

El compartimento HCAL también ha estado sometido a variaciones de presión en ambos grupos musculares, siendo el compartimento con una presión registrada más elevada tanto antes de iniciar la carga de pesos como durante la carga pesos.

La participación constante en el flujo de presión articular por parte de los compartimentos HR y HCAL tiene como explicación biomecánica el hecho de que su localización es cercana al denominado "*varus-valgus pivot point*" de la tróclea cubital²³. Esto significa que los momentos de fuerza en varo y valgo modifican la

situación articular del codo en base al apoyo sobre las estructuras articulares de este punto de pivote.

La detección de magnitudes menores de presión en el compartimento RCP respecto de los demás se debe probablemente a un cierto grado de dificultad técnica para mantener el sensor de presión estable dentro de la articulación radiocubital proximal y que nos ha sido inviable técnicamente reproducir el mecanismo de contracción del músculo supinador. Probablemente, y teniendo en cuenta la función y la dirección de sus fibras, el supinador sea el músculo que genere más presión en esta articulación.

La variabilidad en la magnitud de los valores de presión registrados entre los distintos especímenes sujetos a los mismos estímulos de generación de presión articular puede explicarse por las diferencias constitucionales inevitables de los elementos capsulo-ligamentosos y óseos entre los especímenes. Además, en una articulación en la que participan tantas superficies articulares de forma simultánea, desconocemos la influencia que pueden tener las variaciones morfológicas interindividuales de las estructuras óseas y cartilaginosas que configuran las interlíneas articulares.

La articulación humerocubital ha sido en nuestro modelo la que ha soportado de modo predominante la presión articular generada por la tracción muscular. Este hecho contrasta con los hallazgos de Hall and Travill¹⁸, quienes demostraron con su estudio que la transmisión de la carga en el codo extendido es de un 43% a través de los compartimentos humerocubitales y de un 57% a través del compartimento humerorradial¹⁸. Al tratarse de metodologías completamente distintas, nuestros resultados no pueden analizarse en contraposición a los suyos, pero sí ponen de manifiesto que es preciso realizar estudios con una misma metodología estandarizada para la articulación del codo para poder comparar las conclusiones obtenidas por distintos investigadores.

Finalmente existen múltiples posibilidades de investigación una vez validado este método para el estudio de las presiones articulares del codo. Enfocamos la realización de este trabajo como punto de partida para plantear futuros estudios. Algunas líneas de investigación como las que se refieren a continuación pueden dotar de continuidad y utilidad a este proyecto de modelo biomecánico:

- Comparación de la lectura de presiones antes y después de resear la cabeza radial, de modo que se podrían determinar las consecuencias a nivel de la transmisión de presión articular en las articulaciones humerocubitales en el contexto de la resección de la cabeza radial. La resección de la cabeza radial es un procedimiento quirúrgico frecuente tras una fractura no reconstruible de la cabeza de radio. A pesar de que actualmente se han desarrollado implantes protésicos sustitutivos de la cabeza radial, podemos considerar que no se trata de una situación completamente resuelta desde un punto de vista de la práctica médica asistencial.
- Comparación de las presiones articulares antes y después de la sección de la membrana interósea. El papel biomecánico de la membrana interósea tiene todavía aspectos que dilucidar que pueden ser de gran utilidad a la hora de diagnosticar y tratar algunas lesiones complejas del antebrazo.
- Comparación de las presiones articulares antes y después de la sección ligamento colateral cubital y/o radial. Identificar cómo afectan las lesiones ligamentosas en la distribución de la presión articular en el codo puede aclarar criterios como la necesidad o no de reparación de los mismos en la práctica clínica.
- Análisis y comparación de las presiones en distintos grados de pronosupinación del antebrazo.
- Análisis de las presiones articulares con la carga de múltiples tendones simultáneamente. Es evidente que “*in vivo*” la actividad muscular se produce de forma simultánea en todos los grupos musculares de forma coordinada y balanceada. Es necesario plantear la realización de estudios que analicen el efecto de la contracción muscular simultánea.

Es importante tener en cuenta que aspectos de la biomecánica del codo quedan todavía lejos de estar plenamente aclarados científicamente. Profundizar en estos conocimientos en base a un modelo biomecánico reproducible y fiable puede aportar una mejora de los conceptos terapéuticos (por ejemplo, para el establecimiento de pautas de rehabilitación) y con ello de los resultados del tratamiento de las lesiones en el campo asistencial, a la vez que ampliar la información disponible para el diseño de implantes protésicos. En este mismo sentido, recientemente se han publicado estudios biomecánicos de la articulación de la muñeca que han permitido la introducción de conceptos con los que se ha podido mejorar la vertiente terapéutica rehabilitadora en el contexto de determinadas lesiones. Un ejemplo de ello es la demostración del papel del *Flexor carpi radialis* en la estabilidad del escafoides para el tratamiento rehabilitador de los pacientes con lesiones del ligamento escafolunar **.

** Esplugas M, Garcia Elias M, et al. Role of muscles in the stabilization of ligament-deficient wrists. *J. Hand Ther.* 2016 Apr-Jun; 29(2): 166-74. Salvà-Coll G, Garcia Elias M, et al. The role of the Flexor Carpi Radialis muscle in scapholunate instability. *J. Hand Surg. Am.* 2011 Jan; 36(1): 31-6.

6. CONCLUSIONES

CONCLUSIONES

Las conclusiones de este estudio las hemos enumerado de la siguiente manera:

1. El uso de especímenes congelados para el estudio permite la carga de los especímenes con hasta 5kg sin experimentar ningún problema por fractura ósea ni rotura tendinosa.
2. Es fundamental la preservación de las estructuras capsuloligamentosas periarticulares para mantener una correcta relación entre las superficies articulares analizadas, lo cual permite la estabilización del sensor en cada compartimento articular y obtener registros de presión lo más parecidos posible a las condiciones *in vivo*.
3. La metodología de este estudio permite un montaje estable y reproducible del codo cadavérico en flexión de 90° y pronosupinación neutra del antebrazo sin ninguna modificación anatómica ni interferencia articular a nivel humero-radio-cubital o radiocubital distal/proximal a la vez que no impide o limita el momento en varo o valgo del antebrazo durante la carga de los tendones.
4. El mecanismo de generación de fuerzas por tracción tendinosa con cuerdas y túneles óseos para las mismas se demuestra útil y reproducible para el estudio de las presiones articulares en el codo.
5. Los sensores *Flexiforce B-201 (Tekscan®)* son un método directo de medición de presión articular en el codo fiable y que implica muy poca interposición de material en la interlínea articular analizada.
6. En nuestro modelo biomecánico existe un patrón de modificación de las presiones en los distintos compartimentos articulares del codo, común y constante en todos los especímenes analizados, ante la carga de los tendones de un determinado grupo muscular (epitrocLEAR o epicondilar) y que depende del momento en varo o en valgo que estos grupos generan.

7. El compartimento HCMP con la carga del grupo epicondilar y el compartimento HCLP con la carga del grupo epitroclear no experimentan cambios de presión estadísticamente significativos.
8. Los compartimentos anteriores humerocubitales son los que han soportado principalmente los incrementos de presión generados tanto por el grupo epitroclear (HCAM) como por el grupo epicondilar (HCAL). Podemos afirmar que los compartimentos humerocubitales se comportan de una forma “cruzada”:
 - a. durante la existencia de un momento de fuerza en valgo incrementa la presión en HCAL y permanece estable la presión en HCMP.
 - b. durante la existencia de un momento de fuerza en varo incrementa la presión en HCAM y se mantiene estable la presión en HCLP.
9. El compartimento HCAL también es el que soporta presiones más elevadas tanto antes de iniciar la carga de pesos como durante la carga pesos.
10. La participación constante en el flujo de presión articular por parte de los compartimentos HR y HCAL tiene como explicación biomecánica el hecho de que su localización es cercana al denominado “*varus-valgus pivot point*” de la tróclea cubital²³.
11. Diferencias en las características antropométricas de los especímenes generan registros de presión de distinta magnitud.
12. Es posible que existan mecanismos de compensación de presión articular entre los distintos compartimentos que tienen que ser dilucidados en estudios subsiguientes para una mejor comprensión de la biomecánica del codo.

7. BIBLIOGRAFIA

BIBLIOGRAFIA

1. Ahmad CS1, Park MC, Elattrache NS. Elbow medial ulnar collateral ligament insufficiency alters posteromedial olecranon contact. *Am J Sports Med.* 2004 Oct-Nov;32(7):1607-1612. doi: 10.1177/0363546503263149.
2. Amis AA, Dowson D, Wright V. Elbow joint force predictions for some strenuous isometric actions. *J Biomech.* 1980;13:765-775.
3. Anand P, Parks BG, Hassan SE, Osbahr DC. Impact of Ulnar Collateral Ligament Tear on Posteromedial Elbow Biomechanics. *Orthopedics.* 2015 Jul 1;38(7):e547-551. doi: 10.3928/01477447-20150701-50.
4. Anderson G. Transmission of moments across the elbow joint and the lumbar spine. *J Biomech.* 1979;12(10):747-755.
5. Bachus KN1, 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.* 2006 Jun;28(5):483-488. Epub 2005 Sep 21.
6. Bernstein AD, Jazrawi LM, Rokito AS, Zuckerman JD. Elbow joint biomechanics: basic science and clinical applications. *Orthopedics.* 2000 Dec;23(12):1293-1301; quiz 1302-1303. Review.
7. Bryce CD, Armstrong AD. Anatomy and biomechanics of the elbow. *Orthop Clin North Am.* 2008 Apr;39(2):141-154. v. doi: 10.1016/j.ocl.2007.12.001.
8. Chantelot C, Fontaine C, Diop A, Migaud H, Lavaste F, Duquennoy A. In vivo study of kinematics of the elbow using electromagnetic goniometer. *Ann Chir Main Memb Super.* 1998;17(1):68-77. doi: 10.1007/s00276-007-0297-y. Epub 2008 Jan 29.
9. 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.* 2008 Mar;30(2):103-111. doi: 10.1007/s00276-007-0297-y. Epub 2008 Jan 29.
10. Diab M, Poston JM, Huber P, Tencer AF.. The biomechanical effect of radial shortening on the radiocapitellar articulation. *J Bone Joint Surg Br.* 2005 Jun;87(6):879-883.

11. Dos Remedios C, Chantelot C, Migaud H, Le Nen D, Fontaine C, Landjerit B. Effect of anterior and posterior capsule release on elbow joint stability: an experimental study. *Rev Chir Orthop*. 2003 Dec;(89):693–698.
12. 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*. 1994 Jul;76(4):647-653.
13. Eckstein F, Lohe F, Schulte E, Muller-Gerbl M, Milz S, Putz R. Physiological incongruity of the humeroulnar joint: a functional principle of optimized stress distribution acting upon articulating surfaces. *Anat Embryol*. 1993;188,449-455.
14. Ekenstam FW, Palmer AK, Glisson RR. The load on the radius and ulna in different positions of the wrist and forearm. A cadaver study. *Acta Orthop Scand*. 1984 Jun; 55:363-365.
15. Ferguson-Pell M1, Hagsisawa S, Bain D. Evaluation of a sensor for low interface pressure applications. *Med Eng Phys*. 2000 Nov;22(9):657-663.
16. Goel VK, Singh D, Bijlani V. Contact areas in human elbow joints. *J Biomech Eng*. 1982 Aug;104(3),169-175.
17. Golan EJ, Shukla DR, Nasser P, Hausman M. Isolated ligamentous injury can cause posteromedial elbow instability: a cadaveric study. *J Shoulder Elbow Surg*. 2016 Dec;25(12):2019-2024. doi: 10.1016/j.jse.2016.04.022. Epub 2016 Jul 12.
18. Halls AA, Travill R. Transmission of pressures across the elbow joint. *Anat Rec* 1964 Nov;150:243-248.
19. Hassan SE, Parks BG, Douoguih WA, Osbahr DC. Effect of distal ulnar collateral ligament tear pattern on contact forces and valgus stability in the posteromedial compartment of the elbow. *Am J Sports Med*. 2015 Feb;43(2):447-452. doi: 10.1177/0363546514557239. Epub 2014 Nov 10.
20. Hotchkiss RN, An KN, Sowa DT, et al. An anatomic and mechanical study of the interosseous membrane of the forearm: pathomechanics of proximal migration of the radius. *J Hand Surg Am*. 1989 Mar;14(2 Pt 1):256-261.
21. Kocaoğlu H, Başarır K, Akmeşe R, Kaya Y, Sindel M, Oğuz N, Binnet MS. The Effect of Traction Force and Hip Abduction Angle on Pudendal Nerve Compression in Hip Arthroscopy: A Cadaveric Model. *Arthroscopy*. 2015

Oct;31(10): 1974-1980.e6.doi: 10.1016/j.arthro.2015.03.040. Epub 2015 May 29.

- 22.** Markolf KL, Lanney D, Yang S, et al. Radioulnar load-sharing in the forearm. *J Bone Joint Surg Am.* 1998 Jun;80(6):879-888.
- 23.** Morrey BF, An KN, Stormont TJ. Force transmission through the radial head. *J Bone Joint Surg Am.* 1988 Feb;70(2):250-256.
- 24.** Morrey BF, Tanaka S., An KN. Valgus stability of the elbow. Definition of primary and secondary constraints. *Clin Orthop.* 1991 Apr;265:187-195.
- 25.** 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.* 2001;6(1):33-38.
- 26.** Paredes-Madrid L, Emmi L, Garcia E, de Santos PG. Detailed study of amplitude nonlinearity in piezoresistive force sensors. *Sensors (Basel).* 2011;11(9):8836-8854. doi: 10.3390/s110908836. Epub 2011 Sep 14.
- 27.** Park MC, Ahmad CS. Dynamic contributions of the flexor-pronator mass to elbow valgus stability. *J Bone Joint Surg Am.* 2004 Oct;86(10):2268-2274.
- 28.** Pomianowsky, S., O'Driscoll SW., Neale PG., Park MJ., Morrey BF., An KN. The effect of forearm rotation on laxity and stability of the elbow. *Clin Biomech.* 2001 Jun;16(5):401-407.
- 29.** Rabinowitz Rs, Light TR, Havey RM, et al. The role of the interosseous membrane and triangular fibrocartilage complex in forearm stability. *J Hand Surg Am.* 1994 May;19(3):385-393.
- 30.** Sahu D, Fitzsimmons JS, Thoreson AR, An KN, O'Driscoll SW. Radiocapitellar contact characteristics during prosthetic radial head subluxation. *J Shoulder Elbow Surg.* 2017 Jan;26(1):170-177. doi: 10.1016/j.jse.2016.07.005. Epub 2016 Oct 7.
- 31.** Sellei RM, P Schandelmaier, P Kobbe MD, M Knobe MD, H C Pape MD. Can a Modified Anterior External Fixator Provide Posterior Compression of AP Compression Type III Pelvic Injuries? *Clin Orthop Relat Res.* 2013 Sep; 471:2862–2868. doi: 10.1007/s11999-013-2993-8.
- 32.** Shukla DR, Golan E, Nasser P, Culbertson M, Hausman M. Importance of the posterior bundle of the medial ulnar collateral ligament. *J Shoulder Elbow*

Surg. 2016 Nov;25(11):1868-1873. doi: 10.1016/j.jse.2016.04.008. Epub 2016 Jun 7.

- 33.** Stormont TJ, An KN, Morrey BF, Chao EY. Elbow joint contact techniques: comparison of techniques. *J Biomech.* 1985;18:329-336.
- 34.** Tanaka S., An KN., Morrey BF. Kinematics and laxity of ulnohumeral joint under valgus – varus stress. *J Muscoluskelet.* 1998;Res.2,54-54.
- 35.** Tillmann B. A contribution to the functional morphology of articular surfaces. *Norm Pathol Anat (Stuttg).* 1978; 34:1-50.
- 36.** Van Riet RP., Van Glabeek F., Baumfeld JA., Neale PG., Morrey BF., O'Driscoll SW., An KN. 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).* 2006 Jul; 21:554-559. Epub 2006 Mar 10.
- 37.** Willing R.T., Lalone E.A. et al. Validation of a finite element model of the human elbow for determining cartilage contact mechanics. *J Biomech.* 2013 Jun 21;46(10):1767-1771. doi: 10.1016/j.jbiomech.2013.04.001. Epub 2013 May 9.

