

**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID**  
**FACULTAD DE MEDICINA**



**TESIS DOCTORAL**

**Necesidad de la reparación de la membrana interósea en la  
lesión de Essex-Lopresti**

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

**Pablo Sánchez del Cura**

Directores

**Fernando García de Lucas**  
**Antonio Ros Felip**  
**José Antonio de Pedro Moro**

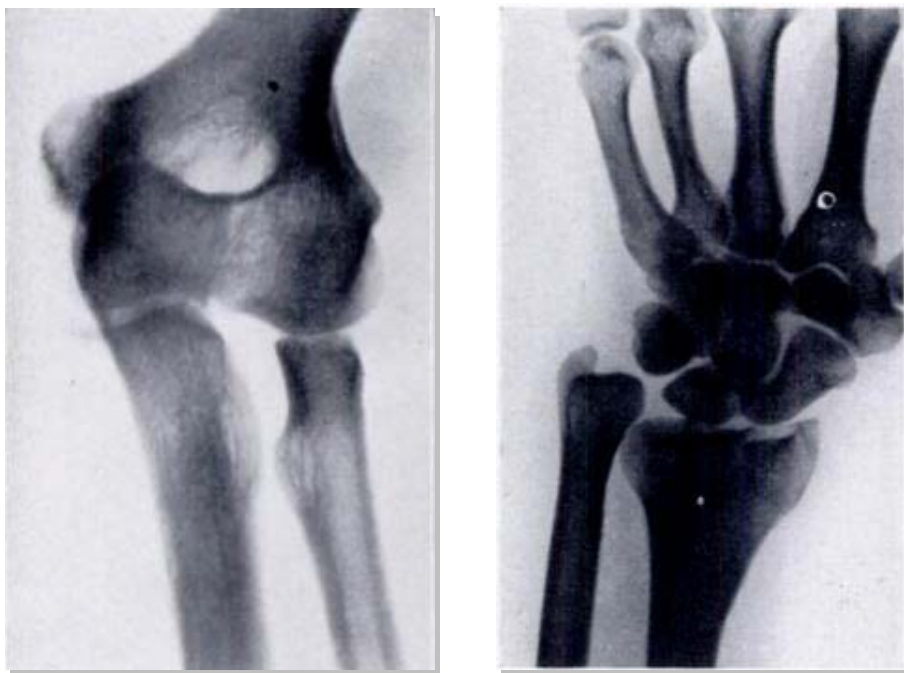
**Madrid, 2017**

## I.- INTRODUCCIÓN

### I.a.- Concepto y definición

La inestabilidad longitudinal del antebrazo es un problema complejo sobre cuyo tratamiento no existe todavía una posición unánime.

La lesión de **Essex-Lopresti** se define por la aparición de un cierto grado de inestabilidad longitudinal del antebrazo secundaria a la triple lesión de los estabilizadores longitudinales primarios y secundarios del mismo: el complejo fibrocartílago triangular - en adelante CFCT -, la membrana interósea - en adelante MI - y la cabeza del radio. La lesión simultánea de estas estructuras, unida a un diagnóstico y tratamiento inadecuados, pueden conducir a una inestabilidad radiocubital longitudinal que se traduce en la migración proximal del radio y la alteración de los patrones de carga y movilidad del antebrazo, fig. 1. Dependiendo de la intensidad del traumatismo y de la posición del antebrazo, el desplazamiento proximal del radio puede ser mínimo y casi irreconocible, o dramático, traduciendo un cuadro de inestabilidad radiocubital longitudinal franca<sup>1</sup>.



**Figura 1.** Radiografías de un caso de severa migración proximal del radio tras excisión de la cabeza radial tras fractura conminuta de la misma. Imágenes según *Essex-Lopresti*<sup>2</sup>

## I.b.- Historia

Esta patología fue documentada por primera vez por **Curr y Coe**<sup>3</sup> en 1946. Posteriormente, en 1951, fue **Peter Essex-Lopresti** (Birmingham, Inglaterra) quién, a través de dos casos, describió más extensamente el fenómeno de la migración proximal del radio en pacientes con fracturas conminutas de cabeza radial tras traumatismos axiales del antebrazo de cierta entidad<sup>2</sup>. La explicación más minuciosa del patrón de inestabilidad le valió la utilización de su nombre como epónimo de la lesión. Posteriormente, en su revisión de 20 casos publicada en 1992, Robert **Trousdale**<sup>4</sup> introdujo el concepto de “*disociación radiocubital longitudinal*”, con la intención de recoger bajo un mismo nombre, todos los grados de inestabilidad longitudinal del antebrazo: desde los más severos en los que la clínica se hace patente desde el mismo momento de la lesión (p. ej. típica triada de Essex-Lopresti) hasta los grados moderados o leves en donde los síntomas sólo aparecen tras la escisión de la cabeza radial.

**Essex-Lopresti** (1916–1951) se formó en el Hospital de Londres para posteriormente unirse al cuerpo médico de la Royal Army, donde sirvió como cirujano en una división aerotransportada. Como resultado de su experiencia, pudo estudiar numerosas lesiones asociadas a unos 20.000 saltos en paracaídas de los soldados de la 6ª División Británica Aerotransportada. Al terminar la Segunda Guerra Mundial, regresó al Hospital de Accidentes de Birmingham donde continuó ejerciendo como cirujano y profesor. Fue entonces cuando recopiló y analizó los primeros casos de inestabilidad longitudinal del antebrazo que hoy conocemos. Desgraciadamente, su carrera fue muy fulgurante pero breve, muriendo a los 35 años de edad<sup>5</sup>.

Una de las principales observaciones que hizo en su artículo de 1951 era la necesidad de un mecanismo de compresión longitudinal violenta de la extremidad para producir la lesión concomitante de la cabeza radial, la MI y la articulación radiocubital distal – en adelante RCD. También advirtió que los síntomas a nivel de la muñeca y del antebrazo no siempre estaban presentes a pesar de las lesiones de los tejidos blandos a ambos niveles. En estos casos, recomendaba realizar una reducción abierta y osteosíntesis de la cabeza radial cuando fuera posible. En cualquier circunstancia desaconsejaba la resección de la cabeza radial, y en el caso de no ser sintetizable,

proponía su sustitución por una prótesis<sup>2</sup>. Como bien sabemos, estos hallazgos todavía siguen muy vigentes hoy en día.

### **I.c.- Epidemiología**

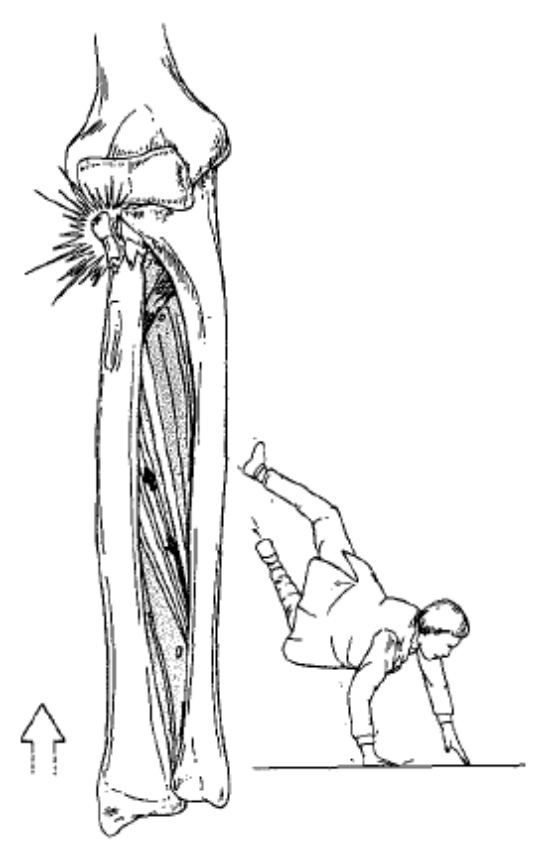
Se trata de una triada de lesiones infrecuente, en la que la afectación de la MI pasa desapercibida en numerosas ocasiones, diagnosticándose exclusivamente la fractura de la cabeza radial<sup>6,7</sup>. De hecho, según **Trousdale et al.**<sup>4</sup> tan solo el 25 % de los pacientes con inestabilidad longitudinal del antebrazo fueron diagnosticados en el momento de producirse la lesión. Se estima que entre el 0,3% y el 5% de las fracturas de la cabeza radial asocian algún grado de lesión de la MI<sup>8</sup>.

La migración proximal del radio tras la escisión de su cabeza tiene una incidencia recogida en la bibliografía absolutamente variable: de entre el 20% y el 90% de los casos<sup>9-12</sup>. Esta gran variabilidad es muy probablemente debida a factores como la magnitud del traumatismo, la anatomía particular de la MI, y el grado de sollicitación mecánica de la extremidad tras la lesión.

### **I.d.- Mecanismo de Lesión**

El patrón de lesión de Essex-Lopresti se da habitualmente tras una caída desde altura con la muñeca y el codo en extensión y el antebrazo en pronación. La posición del antebrazo en el momento del impacto tiene gran importancia a la hora de que se produzcan unas u otras lesiones. **McGinley et al.**<sup>13</sup> encontraron en su ensayo en antebrazos de cadáver que la carga axial en supinación producía la fractura diafisaria del cúbito y del radio; en posición neutra acontecía la fractura aislada de la cabeza radial; y en pronación ocurría precisamente la triada de la lesión de Essex-Lopresti. En supinación del antebrazo, el contacto radiocapitelar es mínimo y la tensión en la MI es máxima., de forma que la energía del traumatismo pasa del radio al cúbito a través de la MI sin que llegue a la articulación radiocapitelar. Si el traumatismo es de suficiente violencia, suele provocar una fractura diafisaria de cúbito y radio. En posición neutra del antebrazo, el contacto radiocapitelar y la tensión en la MI son moderados. Como

resultado, la carga es absorbida en primera instancia por la cabeza radial y luego transferida en parte por la MI, lo que se suele producir una fractura marginal de la cabeza radial. En pronación, el radio asciende unos milímetros: el contacto radiocapitelar es máximo y la tensión en la MI es mínima. Se produce una menor transmisión de energía entre radio y cúbito a través de la MI, de forma que la carga se concentra en la articulación radiocapitelar provocando la fractura conminuta de la cabeza radial. Si la energía del traumatismo es suficiente, la diáfisis del radio, ya sin tope proximal, migrará proximalmente produciéndose la consiguiente lesión de la MI y del CFCT<sup>14-16</sup>, fig. 2.



**Figura 2.** Mecanismo de lesión típico en el Essex-Lopresti: compresión axial violenta del antebrazo en pronación y extensión de muñeca y codo Ilustración según *Hotchkiss et al.*<sup>17</sup>

La fractura-luxación de Galeazzi y Monteggia, así como la luxación aislada de la articulación RCD, son ejemplos de inestabilidad en el plano transversal. A diferencia de la triada Essex-Lopresti, estas lesiones respetan la banda central de la MI y son más fáciles de reconocer en las radiografías simples.

### **I.e.- Clasificación**

Propuesta por **Edwards y Jupiter**<sup>18</sup> en 1988, distingue entre tres tipos o grados de inestabilidad radiocubital longitudinal en función de la necesidad intervenir para recuperar la longitud del radio y restablecer la articulación radiocapitelar para evitar síntomas nivel del codo y la muñeca. En el tipo I incluyen aquellos casos de fracturas conminutas de cabeza radial que con sintetizables. Por otro lado, el tipo II lo forman fracturas muy conminutas y no sintetizables que requieren de la escisión o sustitución de la cabeza radial. Por último, el tipo III hace referencia a lesiones crónicas en las que la migración proximal del radio no es reducible, y es necesario realizar, o bien, un acortamiento radial y una artroplastia de sustitución de la cabeza radial, o una reconstrucción de la membrana interósea.

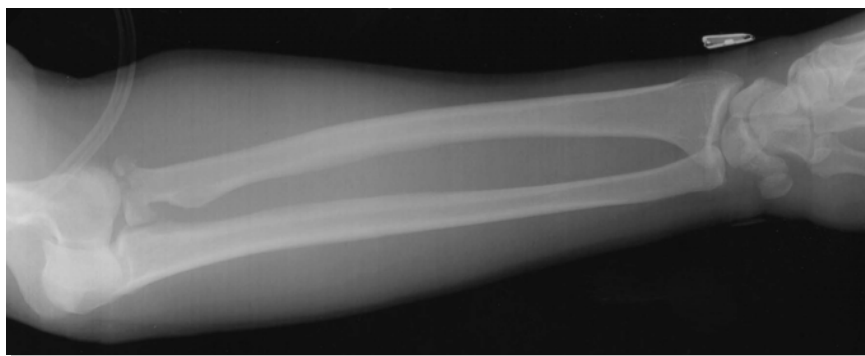
### **I.f.- Cuadro Clínico**

El paciente tipo habitualmente relata una caída sobre la mano y el codo en extensión, y el antebrazo en pronación, soportando un traumatismo axial de cierta violencia. En la fase aguda, el paciente se queja principalmente de dolor a nivel codo, secundario a la fractura de la cabeza radial, y de limitación de la movilidad del codo y el antebrazo debido al derrame articular del codo y/o al desplazamiento de la fractura de cabeza radial.

En la exploración física destaca la presencia de dolor a la palpación del borde cubital de la muñeca que aumenta con la pronosupinación del antebrazo. El antebrazo, en ocasiones, también es doloroso a la palpación y presenta equimosis, especialmente en la zona entre el cúbito y el radio (espacio interóseo). A nivel de la cara lateral del codo observaremos inflamación, equimosis, y dolor a la palpación de la cabeza del radio.

El diagnóstico de la lesión de Essex-Lopresti en su fase aguda se basa esencialmente en la sospecha clínica ante un paciente que ha sufrido un traumatismo axial importante en la extremidad superior, resultado del cual, presenta una fractura

conminuta y/o desplazada de cabeza radial. La fractura conminuta de la cabeza radial es un proceso aparente y fácil de diagnosticar mediante radiografías, mientras que la lesión de la MI y del CFCT no lo son. De ahí, que bajo estas circunstancias, debemos tener un alto índice de sospecha de la existencia de una lesión que va más allá de la fractura aislada de cabeza radial y explorar meticulosamente la estabilidad de la articulación RCD y la presencia de dolor e inflamación tanto en la muñeca como en el antebrazo, fig. 3. No obstante, debemos tener presente que la exploración de la muñeca y el antebrazo puede ser inicialmente negativa en la fase aguda de la lesión de Essex-Lopresti. Una de las claves del éxito del tratamiento de esta lesión reside precisamente en su diagnóstico precoz. **Edwards y Jupiter**<sup>18</sup> aseveran que cuando el tratamiento se retrasa más de 6 semanas después de la lesión, los resultados del tratamiento son significativamente peores.



**Figura 3.** Caso de lesión aguda de Essex-Lopresti con fractura conminuta de cabeza radial y migración proximal del radio a nivel de la articulación RCD. Imagen según **Murray et al.**<sup>19</sup>

En los casos subagudos o crónicos, el paciente acude relatando un antecedente de fractura conminuta de cabeza radial que fue tratada mediante escisión de la misma. Habitualmente se queja de dolor y deformidad en la muñeca, limitación de la movilidad del antebrazo y falta de fuerza de prensión.

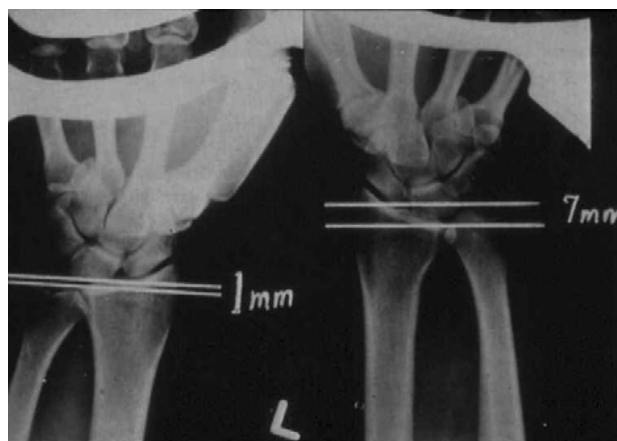
En la exploración física de este tipo de casos ya evolucionados, se observan una serie de signos que pueden diferir bastante de los presentes en el cuadro agudo. La pronosupinación se ve limitada, especialmente la supinación, debido a que el cúbito distal pierde parte de su congruencia articular con la escotadura sigmoidea del radio, y se vuelve más dorsal y distal. El extremo distal del cúbito impacta entonces con la parte

dorsal del carpo, bloqueando el radio distal en pronación. De la misma manera, se bloquea la extensión de la muñeca y la cabeza cubital se vuelve más prominente debido a la impactación del cúbito en el dorso del carpo. En los casos menos severos donde no hay una lesión completa del CFCT, el pinzamiento cúbitocarpiano se traduce en dolor y limitación de la movilidad de la muñeca. Además de los problemas en el extremo distal del antebrazo, el ascenso del radio respecto al cúbito puede provocar que su extremo más proximal choque contra el *capitellum*, generando dolor y limitación de la movilidad a nivel del codo. Tanto la flexoextensión como la pronosupinación se pueden ver afectadas.

### **I.g.- Diagnóstico radiográfico**

En el contexto de la lesión aguda, serán necesarias radiografías tanto del codo como de la muñeca y el antebrazo. Se realizarán proyecciones anteroposterior, lateral, y oblicua de codo para objetivar la conminución y el grado de desplazamiento de la fractura de cabeza radial. Son necesarias también radiografías biplanares del antebrazo para descubrir posibles fracturas diafisarias. En cuanto a la muñeca, se tomarán proyecciones posteroanterior - en adelante PA - y lateral, con el fin de advertir un ensanchamiento de la interlínea de la RCD o una varianza cubital positiva. La varianza cubital es un indicador de la longitud relativa del cúbito respecto al radio, que a su vez tiene un gran impacto en la transmisión de fuerzas axiales a través de la muñeca<sup>20</sup>. Las lesiones tanto agudas como crónicas del CFCT suelen asentar en muñecas con varianza cubital positiva<sup>21</sup>. Sin embargo, las lesiones del CFCT también pueden ocurrir en muñecas con varianza cubital negativa o neutra, y esto se explica en parte por la relación inversa entre la varianza y el espesor del CFCT<sup>22</sup> y en parte por el hecho de que el movimiento de pronación y prensión de la mano puede incrementar la varianza cubital. Es por todo esto que, en el caso de que las radiografías estáticas sean negativas, será muy útil realizar una proyección PA de muñeca con el puño cerrado, fig. 4. En cuanto a las proyecciones radiográficas más apropiadas para visualizar la articulación RCD, para **Epner et al.**<sup>23</sup> es la PA con el codo en 90° de abducción, el codo en 90° de flexión y el antebrazo en posición neutra de pronosupinación. No obstante, **Yeh et al.**<sup>24</sup>

en su artículo defiende que la varianza cubital se puede evaluar en una radiografía PA simple.



**Figura 4.** Radiografías PA de muñeca haciendo presión con dinamómetro (derecha) y sin hacer presión (izquierda) en un caso de inestabilidad longitudinal del antebrazo. Nótese la variación notable de la varianza cubital. Imágenes según *Swanson et al.*<sup>25</sup>

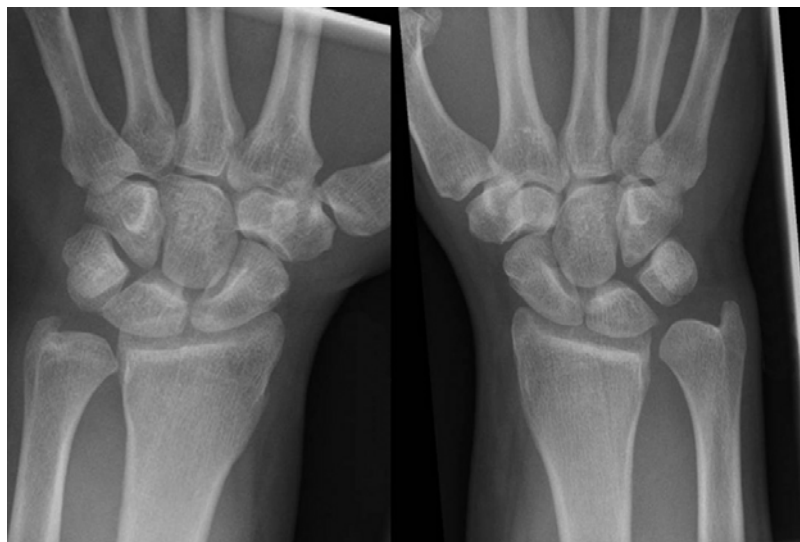
También se deben realizar radiografías comparativas de la muñeca sana según las mismas proyecciones, fig. 5. La lesión de Essex-Lopresti puede no ser evidente en estas radiografías iniciales<sup>26, 27</sup> y ser necesarios sucesivos controles radiográficos para revelar el patrón de lesión.

En los casos crónicos se realiza la misma secuencia de proyecciones radiográficas que para los casos agudos pero prestando especial atención a la presencia de alteraciones que puedan sugerir una impactación cúbitocarpiana: una varianza cubital positiva y cambios propios de la artrosis en la parte proximal-cubital del semilunar y/o en la vertiente radial del piramidal.

De acuerdo con **Wright**<sup>28</sup> si en la proyección PA simple de muñeca existe una diferencia de más de 2 mm de varianza cubital positiva entre la extremidad afectada y la sana, se puede sospechar la existencia de una lesión de Essex-Lopresti.

**Rabinowitz**<sup>29</sup> demuestra in vitro cómo, tras la resección de la cabeza radial y al aplicar una fuerza axial, la migración proximal del radio puede ser de hasta 7 mm sin que la MI ni el CFCT estén afectados. Esto explica por qué muchos pacientes sometidos a la escisión de la cabeza radial, acaban presentando con el paso del tiempo cierta

migración proximal del radio de (2-3 mm) sin apenas síntomas acompañantes<sup>10, 11, 30</sup>.



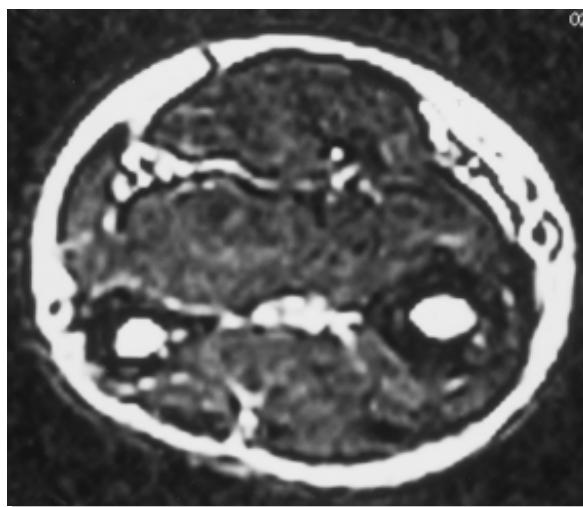
**Figura 5.** Radiografías comparativas PA de ambas muñecas demostrando un claro acortamiento del radio en la muñeca afectada (derecha). Imágenes según **Grassmann et al.**<sup>31</sup>

### **I.h.- Diagnóstico por imagen avanzado**

Como ya se ha comentado previamente, la evidencia radiográfica de una migración proximal del radio igual o mayor a 2 mm en comparación con la extremidad sana, nos debería obligar a realizar alguna prueba complementaria más específica<sup>6, 32, 33</sup>. Además de lo anterior, varios artículos recogen la existencia de casos de lesión de Essex-Lopresti cuyas pruebas radiográficas iniciales eran negativas, lo que implica que la sola sospecha clínica de la lesión nos debe llevar a realizar una Resonancia Magnética - en adelante RM - o ecografía para poder diagnosticar precozmente la inestabilidad radiocubital longitudinal<sup>27, 34</sup>.

### **I.i.- Resonancia magnética**

Varios estudios in vivo e in vitro confirman que los cortes axiales del antebrazo en secuencias T2 ponderadas con supresión grasa son los más adecuados a la hora de apreciar la disrupción de la MI<sup>35, 36</sup>, fig. 6. La ruptura de la MI se aprecia en la RM como una discontinuidad y ondulación de la fibras de la misma<sup>36</sup>.



**Figura 6.** *Imágenes de resonancia magnética de un paciente con lesión de Essex-Lopresti: secuencias axiales T2 ponderadas fastspin-echo que demuestran una banda entre cúbito y radio con incremento de señal correspondiente a la MI. Se puede observar la disrupción de la misma cerca de su inserción radial. Imágenes según Starch et al.<sup>35</sup>*

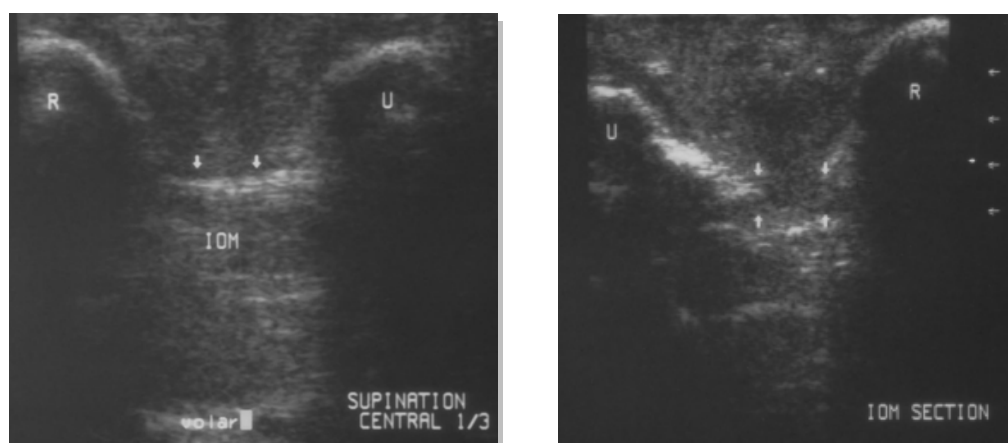
Fester et al.<sup>37</sup> realizaron un ensayo en cadáver para analizar la sensibilidad y la especificidad de la RM para diagnosticar lesiones de la MI. La sensibilidad y especificidad media obtenidas fueron del 93% y del 100% respectivamente. La precisión global de la RM para diagnosticar una rotura de la banda central de la MI se estimó en el 96%.

En otro trabajo, McGinley et al.<sup>36</sup> también estudiaron la utilidad de la RM en el diagnóstico de lesiones de la MI inducidas en cadáver. Verificaron una sensibilidad del 88% y una especificidad del 100%. El mismo autor llevó a cabo otro estudio con la idea de comparar el uso de la RM frente a la micrometría láser en la evaluación de la anatomía de la MI. No encontró diferencias estadísticamente significativas entre ambos procedimientos<sup>38</sup>.

### **I.j.- Ecografía**

La ecografía también ha sido considerada una herramienta diagnóstica válida, especialmente, por la posibilidad de realizar estudios dinámicos. Desde un punto de vista ultrasonográfico, la MI es una estructura muy hiperecoica. El grosor de las diferentes zonas de la MI, observada a través del ecógrafo, oscila entre 1 y 3 mm El

tercio central de la MI se aprecia como una línea gruesa continua que une el cúbito con el radio, y es fácilmente distinguible de la musculatura anterior y posterior, por ser la estructura más hiperecoica. Esta línea se hace discontinua cuando la MI se secciona, fig. 7. En una visión longitudinal dorsal, el tercio central de la MI aparece como dos hojas delgadas paralelas separadas por 0,5 mm. Estas hojas se corresponden con los grupos de fibras anteriores y posteriores, y de orientación opuesta que constituyen la MI. Cuando se secciona longitudinalmente la MI, se aprecia una separación de unos 6 mm entre los bordes de la lesión<sup>39</sup>.



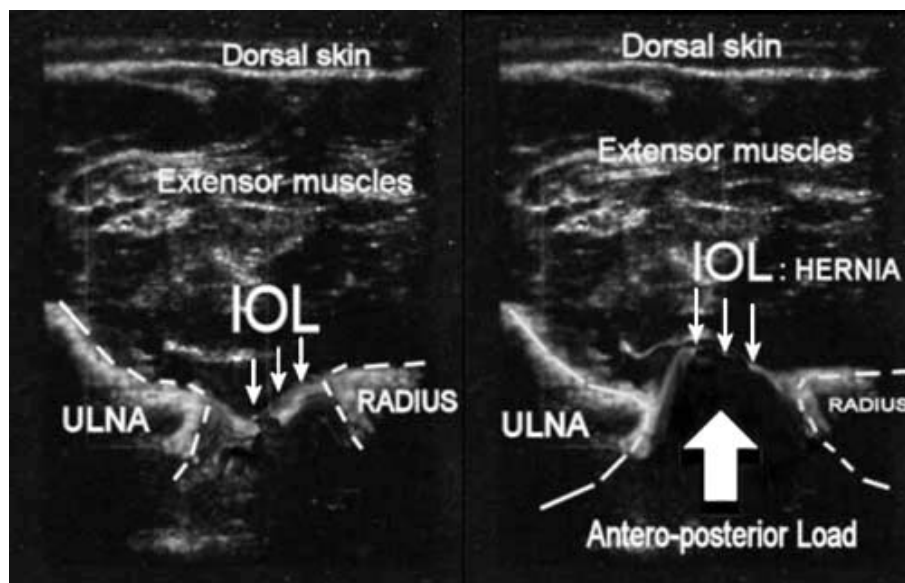
**Figura 7.** Ecografía de antebrazo de cadáver con la MI indemne (izquierda) y tras seccionarla (derecha). Imágenes según **Failla**<sup>39</sup>

**Jaakkola et al.**<sup>7</sup> se sirvieron de un modelo en cadáver para confirmar los hallazgos clínicos realizados por **Failla et al.**<sup>39</sup> en casos de lesiones de Essex-Lopresti y Galeazzi. **Jaakkola et al.**<sup>7</sup> establecieron un valor predictivo positivo del 96% para la detección de la lesión de la MI.

**Fester et al.**<sup>37</sup> también recurrieron a un modelo en cadáver para evaluar la validez de la ecografía de la MI. Destacaron una sensibilidad y especificidad media del 100% y del 89% respectivamente, con una precisión del 94% para la rotura de la MI.

**Soubeyrand et al.**<sup>40</sup> en 2006, realizaron un novedoso ensayo en cadáveres basado en la ecografía dinámica de la MI. Demostraron que la MI es flexible y se curva al soportar cargas en sentido anteroposterior. Al aplicar una fuerza en este sentido,

comprueba que, sólo si la MI está lesionada, se produce una “herniación” de la musculatura del compartimento anterior hacia el compartimento posterior a través de la disrupción de la membrana, fig. 8. Paradójicamente, si se observa este fenómeno, no es necesario ver la MI para diagnosticar su lesión. Esto resulta especialmente útil en la evaluación del tercio distal de la membrana, ya que es muy delgado y difícil de observar.



**Figura 8.** Signo de la “hernia muscular” descrito por *Soubeyrand et al.*<sup>40</sup> en imágenes ecográficas axiales del antebrazo. En la imagen de la izquierda la MI presenta una rotura central. En la imagen de la derecha se observa la herniación de la musculatura del antebrazo a través de la rotura al aplicar una fuerza en sentido anteroposterior

### I.k.- Resonancia magnética vs Ecografía

Comparando los resultados de dos estudios que **Fester et al.**<sup>37</sup> realizaron respecto a la validez de la RM y la ecografía en el diagnóstico de la lesión de la MI, no encontraron diferencias estadísticamente significativas entre la precisión de ambos procedimientos.

A pesar de esto, no debemos olvidar algunas de las claras ventajas que tiene la ecografía frente a la RM: tiene un coste por prueba de 1300 a 1500 dólares inferior al de la RM; puede utilizarse en individuos con implantes o cuerpo extraños ferromagnéticos; y en aquellos que padecen claustrofobia<sup>7,37</sup>.

## I.I.- Diagnóstico intraoperatorio

En el contexto de una intervención quirúrgica para tratar una fractura conminuta de cabeza del radio, es conveniente proceder al examen de la estabilidad tanto de la MI como de la articulación RCD.

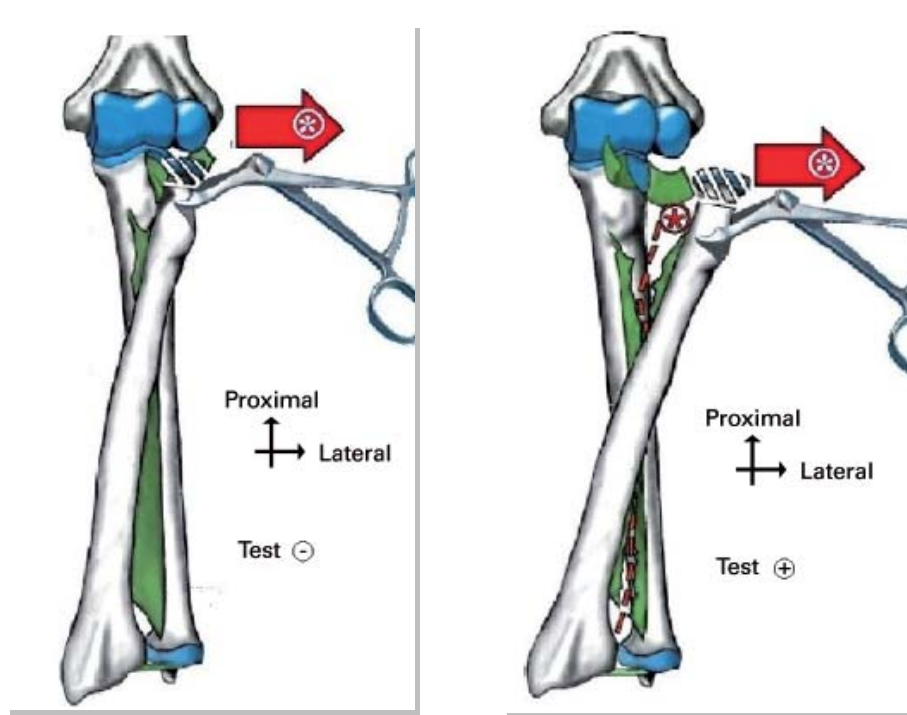
La estabilidad longitudinal global del antebrazo puede ser medida intraoperatoriamente gracias al “radial pull test” (prueba de tracción radial) ideado por **Smith et al.**<sup>41</sup>: una vez se ha escindido la cabeza radial se procede a traccionar longitudinalmente del extremo proximal del radio con unas pinzas de reducción y un peso de unos 9 kg. Con la muñeca en pronosupinación neutra se procede a comprobar bajo escopia la modificación de la varianza cubital con la tracción. Si la migración proximal es superior a 3 mm debemos inferir una lesión de la MI con una estabilidad longitudinal deteriorada. Cuando el desplazamiento del radio es mayor de 6 mm deduciremos que tanto la MI como el CFCT están dañados y, por tanto, estaremos ante un cuadro de inestabilidad longitudinal radiocubital severa que contraindica absolutamente la escisión de la cabeza sin artroplastia substitución posterior.

Recientemente, se ha descrito in vitro otro test de inestabilidad conocido “radius joystick test”<sup>42</sup>. En el estudio se utilizaban antebrazos de cadáver con una lesión simulada de Essex-Lopresti, que eran sometidos a una tracción lateral a nivel del cuello del radio mientras que el antebrazo se encontraba en máxima pronación, fig. 9. Se intentaba objetivar el desplazamiento lateral de la parte más proximal del radio como signo indirecto de la lesión de la MI. Según los autores, es test tiene una sensibilidad del 100% y un valor predictivo positivo del 90% para el diagnóstico de la lesión.

La principal limitación de estas pruebas intraoperatorias es que, si bien nos permiten conocer el grado de inestabilidad del antebrazo en agudo, no nos ayudan a conocer el comportamiento a largo plazo de las lesiones parciales de la MI en las que se escinde la cabeza radial.

La estabilidad de la articulación RCD se puede comprobar sometiéndola a fuerzas de traslación en sentido volar y dorsal con el antebrazo en pronación, supinación y posición<sup>43</sup>. Un tope duro al final del recorrido y en todas las posiciones, nos

confirmará la estabilidad de la articulación. También es de gran utilidad comparar la articulación RCD afecta con la sana una vez el paciente está anestesiado.



**Figura 9.** Prueba de inestabilidad longitudinal intraoperatoria “radius joystick test”. Una vez se ha resecado la cabeza radial se coloca una pinza de reducción a nivel del cuello del radio con el antebrazo en pronación máxima. Se tracciona lateralmente de la pinza (flecha roja) mientras se sujeta el resto del antebrazo. Si la MI permanece íntegra, el cuello del radio se mantendrá bajo el capitellum (izquierda), pero si está dañada, se desplazará lateralmente al ejercer la tracción (derecha). Imágenes según **Soubeyrand et al.**<sup>42</sup>

### I.m.- Tratamiento en fase aguda

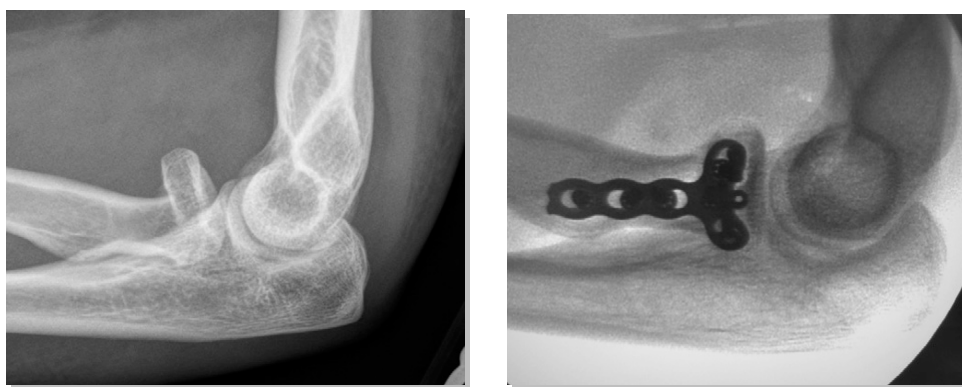
Como es lógico pensar después de conocer la fisiopatología de la lesión y su evolución clínica, su manejo es muy diferente en función de si se ha diagnosticado en una fase aguda o crónica.

Teniendo en cuenta los requerimientos mecánicos de transferencia de cargas a nivel de la articulación radiocapitelar y entre cúbito y radio, a través de la MI, el objetivo del tratamiento en fase aguda debe consistir en el restablecimiento del patrón de carga y la prevención de la migración proximal del radio

Existe un consenso prácticamente unánime respecto a la importancia del diagnóstico precoz como clave para el éxito del tratamiento. El tratamiento de la lesión en fase aguda y logrando el restablecimiento de la articulación radiocapitelar, alcanza resultados satisfactorios en el 80% de los casos<sup>18, 44</sup>. Sin embargo, el tratamiento de las lesiones crónicas acarrea malos resultados en el 80% de los casos<sup>18, 44, 45</sup>.

### I.m.1.- Lesión aislada confirmada de la cabeza radial

Si tras la exploración física y las pruebas complementarias, se concluye que sólo está afectada la cabeza radial sin disfunción de la MI ni el CFCT, se debe intentar sintetizar la cabeza radial si presenta 3 o menos fragmentos<sup>46, 47</sup>, fig. 10. Si la



**Figura 10.** Radiografía lateral de codo demostrando una fractura desplazada de cabeza y cuello radial (izquierda). Radiografía postoperatoria tras la reducción abierta y osteosíntesis de la misma (derecha). Imágenes según **Ruchelsman et al.**<sup>48</sup>

fractura de la cabeza radial no es susceptible de ser reconstruida, y no existen datos ni preoperatorios ni intraoperatorios que nos hagan sospechar que exista cierto grado de inestabilidad longitudinal del antebrazo y/o inestabilidad en valgo del codo, podemos plantear la escisión de la cabeza radial como tratamiento definitivo. Múltiples autores defienden los buenos resultados clínicos de esta opción a pesar de que se produzca cierta migración proximal del radio (2-3 mm) con el paso del tiempo, especialmente en trabajadores manuales<sup>4, 10, 49</sup>. Por otro lado, existen posturas algo más agresivas, como la de **Geel** y **Palmer**<sup>50</sup>, que consideraban que la cabeza radial debía ser reconstruida o

reemplazada a toda costa, independientemente del estado de los estabilizadores secundarios. Hoy en día, existe una tendencia más o menos generalizada hacia la utilización de la artroplastia de sustitución en detrimento de la de resección, en pacientes jóvenes y con alta demanda funcional.

### **I.m.2- Lesión dudosamente aislada de la cabeza radial**

En el supuesto de que tras un estudio minucioso del cuadro, existan dudas respecto a la estabilidad longitudinal del antebrazo, y la cabeza radial no sea reparable, lo más razonable es asumir que existe cierto grado de inestabilidad y sustituir la cabeza radial por una prótesis para prevenir la migración proximal del radio. Hay que hacer la salvedad de aquellos casos en los que existe un desgaste previo del *capitellum*, y la prótesis de cabeza de radio no haría sino agravar el problema, por lo que la única opción sería reparar los estabilizadores secundarios o colocar una prótesis radiocapitelar.

La primera artroplastia de sustitución de la cabeza radial data de 1941, cuando **Speed**<sup>51</sup> implantó una virola después de una escisión de la cabeza radial. En la década de 1970 las prótesis de silicona empezaron a ser muy utilizadas y con resultados iniciales aparentemente satisfactorios<sup>52, 53</sup>. Sin embargo, hubo estudios que demostraron que no mejoraban la inestabilidad longitudinal del antebrazo en comparación con la escisión<sup>54, 55</sup>. Finalmente, las prótesis de silicona han sido denostadas dados los problemas de desgaste precoz, fatiga del material y sinovitis que presentaban<sup>55-58</sup>. Actualmente las prótesis de cabeza radial más utilizadas son las metálicas. En un estudio en cadáver, **Sellman et al.**<sup>54</sup> demostraron que el uso aislado de una prótesis de cabeza radial de titanio conseguía recuperar hasta un 89% de la rigidez fisiológica del antebrazo. **Knight et al.**<sup>59</sup> hicieron una revisión de casos de fracturas conminutas de cabeza radial tratadas con prótesis metálicas (Vitallium), demostrando una correcta restauración de la estabilidad del antebrazo a los largo de 5 años de seguimiento. Los resultados a corto y medio plazo parecen favorables, pero seguimos sin conocer los efectos a largo plazo de la combinación entre la cabeza metálica radial y el cartílago del *capitellum*<sup>60</sup>. Recientemente, se han comenzado a utilizar prótesis de pirocarbono que presentan las ventajas teórica de menor desgaste, tener un módulo de elasticidad

próximo al del hueso cortical y ser menos agresiva para el cartílago del *capitellum*<sup>61, 62</sup>. Todavía no hay estudios de resultado de este nuevo material a largo plazo.

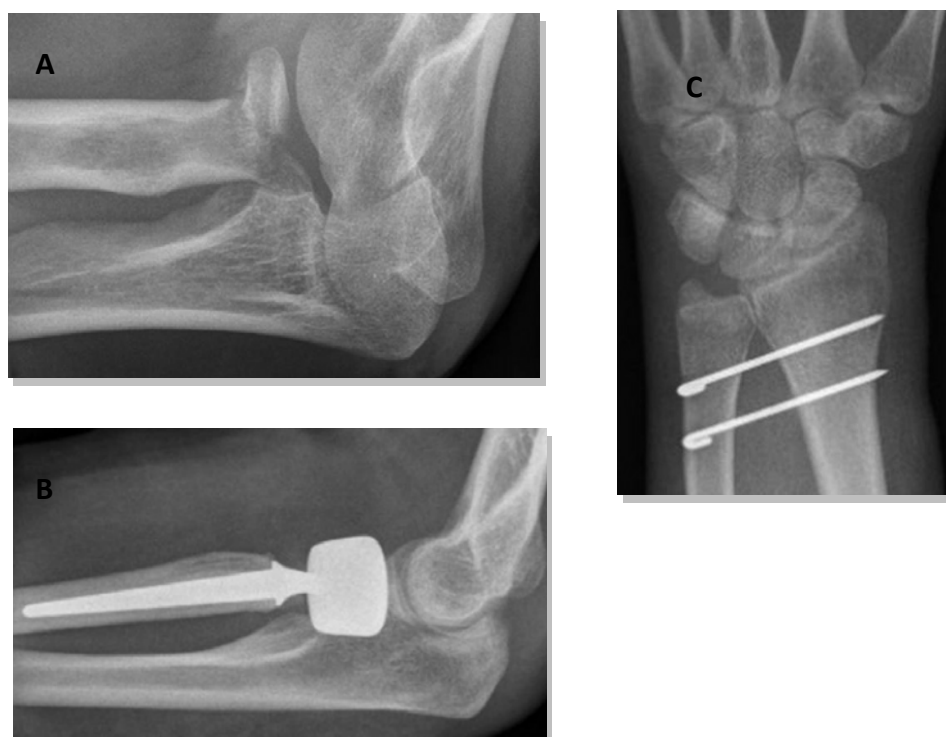
En el supuesto de que erróneamente tratásemos un caso de inestabilidad longitudinal radiocubital franca mediante la artroplastia de sustitución de cabeza radial exclusivamente, nos enfrentaríamos a un desgaste radiocapitelar precoz y/o una subluxación de la prótesis. Ciertamente, la cabeza del radio actúa como estabilizador longitudinal primario del antebrazo, pero si los estabilizadores secundarios están lesionados (CFCT y MI), la articulación radiocapitelar se sobrecargará provocando un desgaste precoz de la misma y dolor en la cara lateral del codo<sup>63</sup>.

### **I.m.3.- Triada de Essex-Lopresti**

Cuando las pruebas realizadas confirman que nos encontramos ante una lesión clara de Essex-Lopresti y una vez hemos tratado la lesión del codo, se abren otros dos frentes que requerirán nuestra atención.

Por un lado, es necesario abordar la lesión del CFCT y la inestabilidad que genera a nivel de la articulación RCD. En este punto ya empiezan a surgir las primeras discrepancias entre autores. Hay autores que abogan por reducir de forma cerrada la articulación RCD y fijarla temporalmente con agujas en una posición estable (habitualmente en supinación dado que la inestabilidad suele ser dorsal), confiando en la capacidad de cicatrización de los ligamentos radiocubitales y de la MI<sup>1, 28, 64, 65</sup>, fig. 11. Sin embargo, hay alguna revisión de casos que demuestra que la reducción e inmovilización de la articulación RCD como tratamiento complementario de la fractura de la cabeza radial, no previene la migración proximal del radio ni la inestabilidad residual de la articulación RCD<sup>66</sup>. La otra posición respecto a la lesión del CFCT es la de reparar la lesión del mismo en agudo, ya sea de forma abierta o mediante técnicas artroscópicas<sup>19, 67, 68</sup>, fig. 12.

Atendiendo a lo recogido en la bibliografía, la indicación de tratar o no la lesión de la MI en agudo se ha convertido en una fuente importante de opiniones encontradas. Algunos detractores de la indicación quirúrgica en agudo, como **Murray**<sup>19</sup> y **Dodds**<sup>5</sup>, argumentan que basta tratar la fractura de la cabeza radial y repara el CFCT, para



**Figura 11.** (A) Caso clínico de inestabilidad longitudinal de antebrazo aguda tras fractura conminuta de cabeza radial que fue tratado mediante (B) artroplastia de sustitución de cabeza radial (B) y (C) reducción cerrada más fijación temporal de articulación RCD con agujas de Kirschner. Imágenes según **Grassmann et al.**<sup>31</sup>

restaurar la estabilidad longitudinal del antebrazo. **Rozenal**<sup>69</sup> y **Lastayo**<sup>70</sup> van un paso más allá y consideran que tratando la fractura de cabeza radial e inmovilizando temporalmente con agujas la articulación RCD, es suficiente para manejar la triada en agudo. El estudio de retrospectivo de **Grassmann**<sup>31</sup> es uno de los que recoge mayor número de casos de lesión Essex-Lopresti tratados de forma aguda. De un total de 295 pacientes con fractura de cabeza de radio, en 12 de ellos (4%) se objetiva una lesión de la MI en la resonancia magnética. Del total de pacientes, dos presentaban una fractura de cabeza radial tipo I de Mason por lo que no requirieron reconstrucción. Otros dos pacientes, habían sufrido una fractura tipo II de Mason que fueron sintetizadas con tornillos. Los restantes pacientes (8) tenían una fractura tipo III de Mason y requirieron de una artroplastia de sustitución de la cabeza radial. Todos los pacientes fueron inmovilizados mediante agujas bloqueando el antebrazo en supinación durante 6 semanas. Tras un seguimiento medio de 59 meses (25 a 90) los resultados fueron los siguientes: 20,5 puntos de media en la escala DASH (Disabilities of Arm, Shoulder and Hand score), 88,4 puntos de media en la escala MMWS (Mayo Modified Wrist Score),



**Figura 12.** Radiografías PA de muñeca demostrando inestabilidad de la articulación RCD en el contexto de una lesión de Essex-Lopresti aguda (izquierda) que fue tratada mediante reducción abierta, reparación del CFCT con arpones y fijación temporal con agujas de Kirschner (derecha). Imágenes según **Grassmann et al.**<sup>31</sup>

y 86,7 puntos de media en la MEPS (Morrey Elbow Performance Score); la pronación media fue de 75,4° (70°-90°) y la supinación de 81,2° (75°-90°); la extensión del codo fue de -8,2° (0° a -20°) y la flexión de 138,2° (110°-150°). La fuerza de prensión media fue del 89% (84-98) de la desarrollada por el miembro no afecto (84% to 98%). Ningún paciente presentó inestabilidad recurrente en el codo o en la muñeca. La migración proximal del radio se redujo de 8 mm de media preoperatoriamente a 2 mm de media postoperatoriamente. De los 12 pacientes, 11 estaban satisfechos con el resultado y se volverían a intervenir. Todos los pacientes volvieron a su puesto de trabajo y recuperaron su nivel de actividad deportiva. Los autores concluyen que la sospecha clínica y el diagnóstico precoz a través de una RM de antebrazo resultan claves para la obtención de buenos resultados. Achaca la escasez de estudios del tratamiento en agudo de la lesión de Essex-Lopresti al hecho de que pasa desapercibida y es sumamente infradiagnosticada. **Romero et al.**<sup>71</sup> presentan un caso de inestabilidad longitudinal aguda tras fractura-luxación de codo y fractura de tercio distal de radio, que tratan mediante osteosíntesis de la fractura de la cabeza radial y de diáfisis de radio y reducción cerrada y estabilización temporal de la articulación RCD. Tras 6 meses de evolución, relatan una movilidad de la muñeca y codo en rango funcional y una fuerza de prensión de la mano afecta similar a la contralateral.

Los principales críticos de la abstención terapéutica en agudo sostienen que, dado que no se ha podido demostrar la capacidad de cicatrización de la MI<sup>66</sup>, inmovilizar el antebrazo esperando que esto ocurra no parece procedente. Se maneja la hipótesis de que la musculatura del antebrazo se hernia a través de la lesión de la MI impidiendo su cicatrización<sup>39</sup>. Otro argumento utilizado a favor del tratamiento de la MI se basa en varios estudios biomecánicos en cadáver que demuestran que la reconstrucción de la MI (utilizando tendón de *palmaris longus* o *flexor carpi radialis*) realizada en combinación con la artroplastia de cabeza radial, contribuye a normalizar la transferencia de carga en la articulación radiocapitelar<sup>72</sup> y en la cúbitocarpiana<sup>73</sup>. **Sellman**<sup>54</sup>, en una lesión simulada de la MI y de la cabeza radial, demuestra cómo la substitución aislada de la cabeza radial (prótesis de titanio) recupera un 89% de la rigidez fisiológica del antebrazo, mientras que en combinación con la reconstrucción de la MI (poliéster trenzado) alcanza el 145% de la rigidez en condiciones normales. A pesar de estos prometedores resultados in vitro, prácticamente no existen estudios in vivo sobre la reconstrucción en agudo de la MI. De lo poco que hay publicado a este respecto, la mayor parte de los trabajos se centran en la técnicas de reparación y refuerzo con aloinjerto de la lesión de la MI. Cuando se rompe la banda central de la MI, algunos autores sostienen que lo hace intrasustancia<sup>74</sup>, mientras que otros defienden que lo hace a nivel de su inserción cubital<sup>36, 39</sup>. Prácticamente de forma anecdótica se ha llevado a cabo la sutura directa de la MI a través de una abordaje dorsal del antebrazo, y es por ello que no se tienen datos fiables de los resultados de esta técnica<sup>39</sup>. De hecho, **Osterman** defendió en el 52 Encuentro Anual de la Asociación Americana de Cirugía de la Mano (1997), que en diez casos de inestabilidad aguda que había tratado quirúrgicamente, al explorar la banda central de la MI se podía apreciar que los bordes de la rotura no se mantenían apuestos, sino que se permanecían separados tanto por la interposición de la musculatura como por los movimientos de pronosupinación del antebrazo. Otra opción a caballo entre la reparación y la substitución, consiste en la reorientación de la inserción proximal-cubital del músculo *pronator teres* para que simule la configuración de la banda central de la MI<sup>75</sup>. Las ventajas de esta técnica residen en la disponibilidad del autoinjerto y la capacidad de fijación del *pronator teres* al cúbito distal. **Kuzma**<sup>76</sup>, presentó una serie de pacientes sometidos a este procedimiento

y, tras un seguimiento medio de 22 meses, los pacientes referían mejoría clínica y alto grado de satisfacción con el resultado.

### **I.n.- Tratamiento en fase crónica**

Históricamente, los resultados obtenidos tras el tratamiento en fase crónica de la lesión de Essex-Lopresti han sido bastante decepcionantes. **Edwards**<sup>18</sup> presentó una serie de 7 casos de inestabilidad longitudinal radiocubital: tres de ellos obtuvieron resultados excelentes una vez que se logró restablecer la longitud del radio de forma aguda, mientras que en los cuatro restantes, cuyos resultados fueron subóptimos, el diagnóstico se retrasó entre 4 y 10 semanas. De forma similar, **Trousdale et al.**<sup>4</sup> revisaron 20 casos de inestabilidad longitudinal, encontrando que los resultados habían sido malos en 15 pacientes cuyo diagnóstico se había retrasado una media de 7 años (desde 1 mes hasta 26 años).

Al igual que en la lesión aguda, los tres puntos de tratamiento serán el codo, el antebrazo y la muñeca. De nuevo, la clave está en restablecer la longitud relativa entre cúbito y radio para evitar la aparición síntomas en la vertiente cubital de la muñeca, la cara lateral del codo y la limitación de la movilidad del antebrazo.

#### **I.n.1.- Restablecimiento de la longitud del radio**

Se considera que transcurridas 4 semanas o más desde la fractura de la cabeza del radio, la indicación de reducción abierta y fijación interna ya no está justificada, y hay que plantear otros tratamientos<sup>77</sup>.

Una alternativa a las prótesis de cabeza radial para restaurar la longitud del radio en fase crónica es el aloinjerto estructural. Sí que es cierto que hay muy poca bibliografía que recoja sus resultados y, a veces, estos con contradictorios. Por ejemplo, **Szabo et al.**<sup>78</sup> utilizaron aloinjerto estructural de cabeza de radio en cinco casos de migración severa del radio tras escisión de la cabeza. Tras un seguimiento medio de 3 años (1-7 años), tanto la movilidad del antebrazo como la de la muñeca había mejorado y los pacientes se encontraban satisfechos con el resultado. Sin embargo, **Karlstad**<sup>45</sup> a

la vista de los pobres resultados obtenidos en su serie de cinco casos, no encontró especialmente indicada esta técnica.

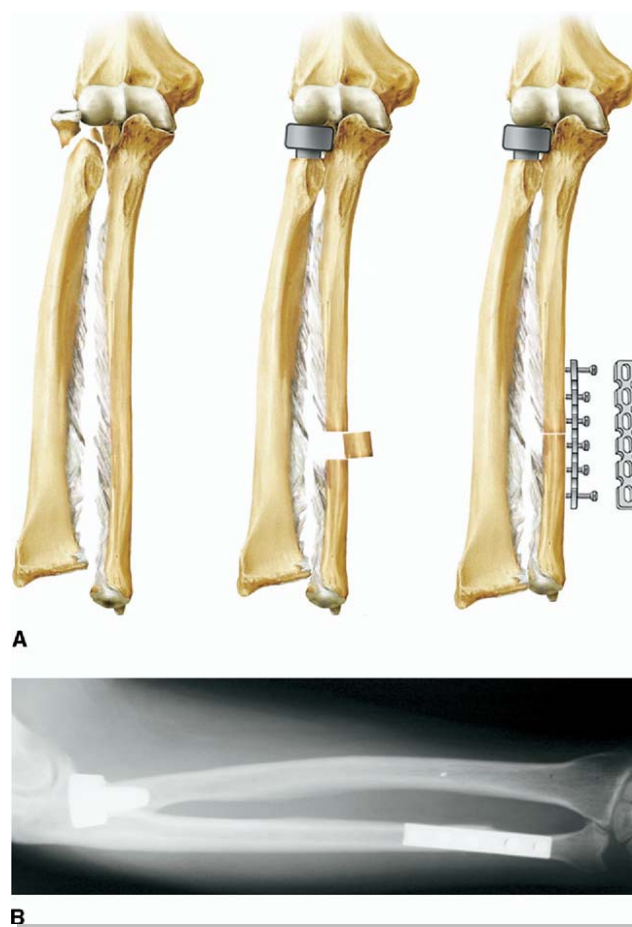
Actualmente la prótesis metálica de cabeza de radio sigue siendo la opción más comúnmente aceptada para restaurar la longitud del radio. Como ya hemos mencionado, tiene la capacidad de recuperar la rigidez del antebrazo<sup>54</sup> y prevenir la migración proximal<sup>59</sup>. **Harrington**<sup>79</sup> publicó en 2001 una de las series de casos con mayor tiempo de seguimiento (12 años de media) y unos resultados prometedores: un 80% de excelentes y buenos resultados en un total de 20 pacientes. Por otro lado, **Heijink et al.**<sup>80</sup> presentaron una serie corta de 8 pacientes diagnosticados de Essex-Lopresti en fase crónica (3 años de media) con resultados bastante menos positivos que los de Harrington. Todos los pacientes incluidos en el estudio fueron tratados mediante una artroplastia de sustitución de cabeza radial con una prótesis metálica. Tres pacientes sufrieron un aflojamiento séptico que requirió de revisión de la prótesis a los tres años de la implantación. Otros dos pacientes presentaron síntomas de artrosis radiocapitelar y fue necesaria una sustitución del *capitellum*. **Jungbluth**<sup>32</sup> publicó otro estudio retrospectivo sobre el uso de la artroplastia de cabeza de radio en pacientes con inestabilidad evolucionada. La mayor parte de los pacientes presentaban lesiones asociadas tales como luxación del carpo, luxación de codo, fractura de escafoides y fractura-luxación de Monteggia. Del total de 12 pacientes incluidos, en 10 de ellos se realizó la artroplastia, y en otros tres, además, un procedimiento de Sauvé-Kapandji en el cúbito distal. Tras un seguimiento medio de 29 meses (2-69) los resultados obtenidos fueron los siguientes: 55 puntos en la escala DASH, 72 puntos en la escala MEPS (y 61 puntos en la MMWS). La fuerza media de agarre fue del 68% de la extremidad sana. Dos pacientes sufrieron un aflojamiento de la prótesis y fue necesaria la revisión quirúrgica de las mismas. De los 12 pacientes, 10 declararon estar satisfechos con el resultado.

Sin duda, el hecho de que haya estudios con resultados más o menos contradictorios, unido a que la mayoría de las series ofrecen sólo resultados a corto y medio plazo, no nos permite predecir el desgaste de la superficie del *capitellum* en contacto con la prótesis metálica a largo plazo, que es, sin duda, el problema capital de hacer una artroplastia de cabeza de radio en el contexto de un antebrazo cuya estabilidad longitudinal no está garantizada.

## **I.n.2.- Corrección de la longitud del cúbito distal**

La severa migración proximal del radio en los casos muy evolucionados de Essex-Lopresti acaba provocando la protrusión distal del cúbito en la muñeca y, por tanto, un síndrome de impactación cúbitocarpiana.

A veces, en los casos crónicos en los que inicialmente sólo se realizó una escisión de la cabeza radial, la migración proximal del radio es de tal magnitud que aun colocando una prótesis, no es posible nivelar la varianza cubital positiva. En estos casos, estaría indicado realizar una osteotomía de acortamiento de cúbito una vez colocada la prótesis<sup>75</sup>. Es fundamental comprender que este procedimiento sólo equilibra la longitud del cúbito respecto al radio, reduciendo la impactación cúbitocarpiana en la muñeca, pero no afecta a la estabilidad longitudinal del antebrazo<sup>26, 81</sup>. De manera que no se puede emplear de forma aislada sino que se debe asociar por lo menos a la artroplastia de cabeza radial y/u otros procedimientos de reparación o sustitución de la MI<sup>75</sup>, para evitar la recurrencia de los síntomas en la muñeca y en el codo tras la osteotomía, fig. 13. No obstante, **Duckworth et al.**<sup>33</sup> presentaron dos casos de lesión de Essex-Lopresti con fracturas impactadas del cuello del radio que evolucionaron favorablemente sólo con la osteotomía de acortamiento cubital. Un reciente estudio realizado in vitro por **Arimitsu et al.**<sup>82</sup> demuestra que cuando la osteotomía de acortamiento cubital se realiza proximalmente a la inserción de la banda oblicua distal de la MI, aumenta significativamente más la estabilidad de la articulación RCD comparado con la osteotomía realizada distalmente. Una alternativa a la osteotomía cubital consiste en la corrección de la varianza cubital mediante el uso de un fijador externo en el radio. **Szabo**<sup>78</sup> llevó a cabo con éxito el procedimiento en dos tiempos y valiéndose de un fijador externo tipo Ilizarov. Inicialmente, se alargaba el radio en relación al cúbito y, en un segundo tiempo, se implantaba un injerto estructural de cabeza de radio. Los cinco pacientes del estudio estuvieron satisfechos con el resultado.



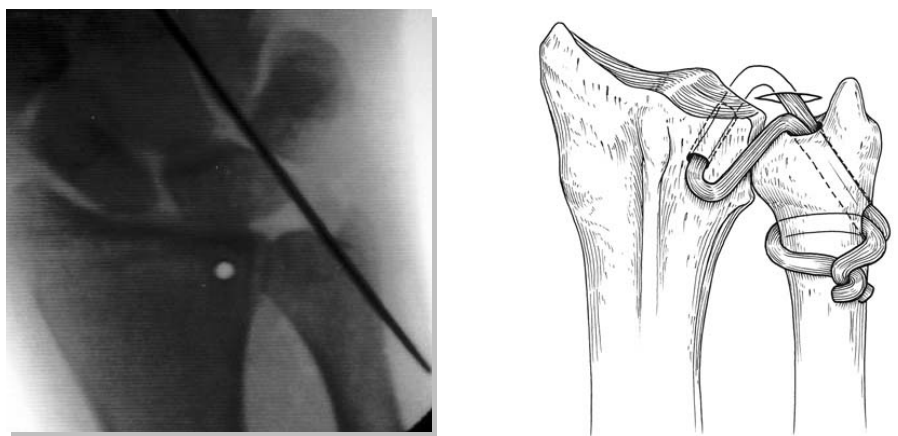
**Figura 13.** En casos crónicos de inestabilidad longitudinal, la artroplastia de sustitución de cabeza radial no es suficiente para reestablecer la longitud del radio y es necesario asociar una osteotomía de acortamiento cubital. (A) Diagrama y (B) radiografía PA de antebrazo correspondiente a este procedimiento. Imágenes según *Chloros et al.*<sup>75</sup>

### I.n.3.- Estabilización de la articulación RCD

Como ya se mencionó en el anterior apartado sobre el tratamiento agudo de la lesión de la articulación RCD, lo más recomendable era la reparación del CFCT<sup>83</sup>. Si bien hay casos en los que, ya sea por la severidad del traumatismo o por la cronicidad de la lesión, el CFCT se vuelve irreparable, y es entonces cuando la reconstrucción está indicada.

Se han descrito numerosas técnicas de reconstrucción del CFCT, que globalmente se pueden agrupar en tres categorías: aquellas que implican una fijación radiocubital extraarticular<sup>84</sup>, otras en las que se recrea una unión radiocubital indirecta a

través de una tenodesis cúbitocarpiana<sup>85, 86</sup> y, por último, las que reconstruyen los ligamentos radiocubitales<sup>87, 88</sup>. Aunque las técnicas de las dos primeras categorías puedan mejorar los síntomas, tienen varias objeciones desde el punto de vista biomecánico<sup>89</sup>. Los procedimientos del primer grupo que incluyen una fijación radiocubital a nivel de cuello del cúbito, no reproducen el eje de rotación del radio a nivel distal y, es por ello, que podrían reducir la movilidad del antebrazo. Por último, la tenodesis es una construcción poco rígida que puede no aportar suficiente estabilidad a la articulación RCD. Las técnicas de reconstrucción de los ligamentos radiocubitales distales ofrecen la mejor alternativa para restablecer la estabilidad y la movilidad de la articulación RCD. A pesar de la controversia respecto a si reparar sólo los ligamentos dorsales o palmares, la experiencia nos indica que en inestabilidades severas o muy cronificadas, ambos ligamentos se suelen encontrar afectados<sup>90</sup>. Un claro exponente de estas técnicas de reconstrucción de los ligamentos radiocubitales es la descrita por **Adams y Berger**<sup>91</sup>. Se valían de un injerto tendinoso de *palmaris longus* a modo de plastia ligamentaria, que era conducido por un túnel dorsocubital inmediatamente proximal a la fosa semilunar del radio, para luego pasar por otro túnel practicado desde la fóvea hasta el cuello del cúbito, fig. 14. Según los autores, se consiguió una recuperación completa de la estabilidad en 12 de los 14 pacientes del estudio. Los dos casos fallidos correspondían a un paciente con lesiones ligamentosas en la muñeca y



**Figura 14.** Reconstrucción de los ligamentos radiocubitales de la articulación RCD según técnica de **Adams et al.**<sup>91</sup>. Radiografía intraoperatoria posteroanterior de muñeca demostrando el labrado del túnel radial y cubital para conducción de la plastia de *palmaris longus* (izquierda). Diagrama explicativo de la técnica quirúrgica (derecha).

otro con una deficiencia del reborde palmar de la escotadura sigmoidea. Para los casos con déficit de reborde palmar o dorsal se ha propuesto la realización de una osteoplastia de la escotadura sigmoidea mediante una osteotomía del radio paralela a la superficie articular de la escotadura que luego se rellena con injerto óseo del propio radio distal<sup>92</sup>. Las luxaciones crónicas que asocien degeneración de la superficie articular requerirán técnicas de salvamento como el Darrach, el Sauve-Kapndji, la hemiresección o la artroplastia de sustitución<sup>93,94</sup>.

#### **I.n.4.- Reconstrucción de la membrana interósea**

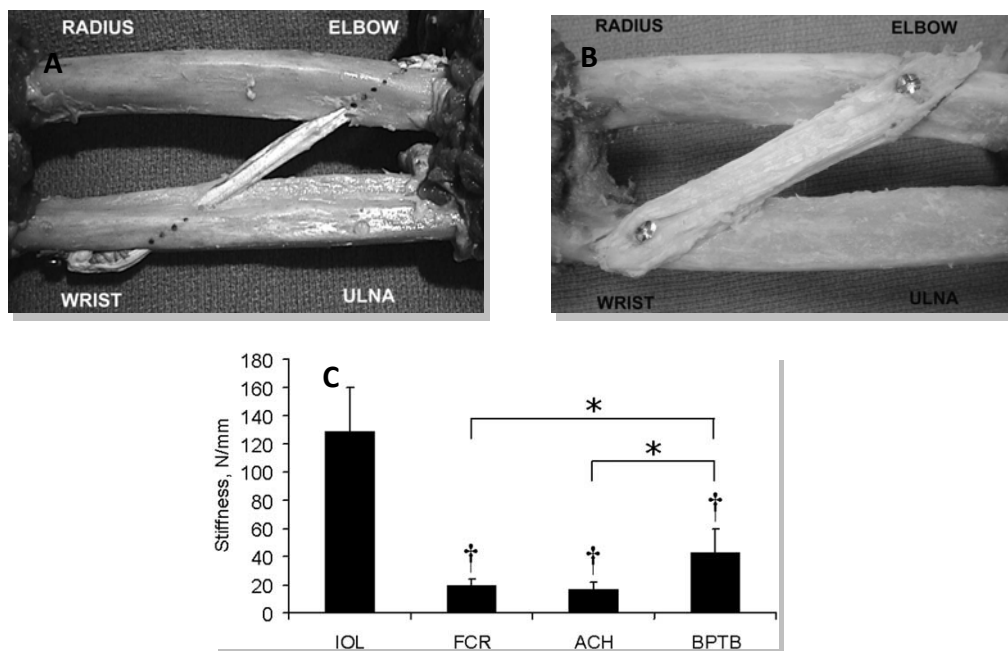
Se ha demostrado sobradamente en numerosos estudios in vitro, la contribución de la MI reconstruida en la normalización de la biomecánica del antebrazo<sup>44, 54, 95, 96</sup>. Estos estudios son esenciales para definir cómo deben ser las técnicas quirúrgicas a aplicar in vivo.

El objetivo de la reconstrucción de la MI es recrear el vector de la banda central dado que esta parte de la membrana se ha comprobado que es, con diferencia, la más relevante para restablecer la estabilidad longitudinal y la transmisión de fuerzas fisiológica en el antebrazo<sup>29, 55, 97</sup>. Resulta esencial tener en consideración varias características de la banda central: se origina aproximadamente en el 60% de la longitud del radio medida desde la estiloides radial<sup>98</sup>, para luego dirigirse con una orientación media de 21° respecto al eje longitudinal del cúbito<sup>99</sup> hacia la unión del tercio medio con el tercio distal de la diáfisis de este mismo hueso<sup>98</sup>.

Si bien la necesidad de reconstruir sólo la banda central de la MI siguiendo los parámetros mencionados no es motivo de discusión, sí lo que es, y así lo demuestra la abundante bibliografía al respecto, la cuestión de qué tejido es el más idóneo para la reconstrucción. Se han utilizado una amplísima variedad de substitutivos de la banda central tanto in vitro como in vivo: injertos tendinosos de *pronator teres*<sup>54, 75</sup>, *flexor carpi radialis*<sup>100</sup> - en adelante FCR -, semitendinoso<sup>101</sup>, *palmaris longus*<sup>102</sup>, Aquiles<sup>95</sup>, hueso-tendón-hueso<sup>68</sup> - en adelante HTH - e incluso tejidos sintéticos<sup>103</sup>.

Existen múltiples estudios biomecánicos, la gran mayoría de ellos realizados en cadáver, centrados en comparar la idoneidad de los diferentes tejidos y técnicas para

replicar las características biomecánicas de la banda central. **Jones**<sup>104</sup> por ejemplo, compara in vitro la sustitución de la banda central por una plastia de HTH frente a la plicatura del retináculo extensor, también conocida como “Herbert sling”<sup>105</sup>. **Jones** concluye que la plastia de HTH, en combinación con la artroplastia de cabeza radial, es capaz de restablecer la estabilidad longitudinal del antebrazo y disminuir la sobrecarga de la articulación cúbitocarpiana hasta valores normales de distribución de cargas en la muñeca. Sin embargo, la plicatura de **Herbert** es incapaz de lograr semejante grado de estabilidad. **Stabile**<sup>106</sup> lleva a cabo uno de los estudios biomecánicos en cadáver más ambiciosos, al comparar tres plastias entre sí (HTH, FCR y Aquiles) y frente a la banda central nativa. Midiendo la rigidez de las diferentes construcciones llega a la conclusión de que la banda central nativa es el tejido que significativamente más rigidez presenta de los cuatro ( $129 \pm 31$  N/mm), seguido de la plastia de HTH (3 veces menos rígida). No observó diferencias significativas de rigidez entre la plastia realizada con tendón de Aquiles y la de FCR, fig. 15. **Tejwani**<sup>102</sup> también un trabajo muy interesante sobre las



**Figura 15.** Estudio in vitro realizado por **Stabile et al**<sup>106</sup>. sobre las propiedades biomecánicas de diferentes plastias de sustitución de la MI. (A) Reconstrucción con plastia de flexor carpi radialis. (B) Reconstrucción con plastia de hueso-tendón-hueso. (C) Diagrama de barras que compara la rigidez media (stiffness) de la MI nativa (IOL), la plastia de flexor carpi radialis (FCR), de tendón de Aquiles (ACH) y de hueso-tendón-hueso (BPTB). \*  $p < 0,05$  comparado con hueso-tendón-hueso. †  $p < 0,05$  comparado con MI nativa

diferentes plastias, pero en este caso centrado en su grado de elongación tras la aplicación de ciclos de carga axial a antebrazos de cadáver en los que se ha resecado la cabeza radial. Los valores medios de elongación permanente fueron de 0,06 mm para la banda central nativa, 0,36 mm para el HTH, 1,25 mm el FCR y 1,80 mm para el *palmaris longus*. Todas las diferencias entre los valores medios fueron estadísticamente significativas salvo entre la plastia de *palmaris longus* y la de FCR, y entre el HTH y la banda central nativa. Por tanto, concluye que, si bien ninguna de las plastias estudiadas limita la migración proximal del radio de forma tan efectiva como la banda central nativa, es la plastia de HTH la que más asemeja a esta. **Pfaeffle et al.**<sup>106</sup> comprobaron la transferencia de carga y la migración proximal del radio en varios antebrazos con la banda central nativa, con plastia simple de FCR y con plastia doble de FCR. Sus resultados mostraban que la plastia doble de FCR normalizaba la transferencia longitudinal y transversal de fuerzas al nivel de la banda central nativa.

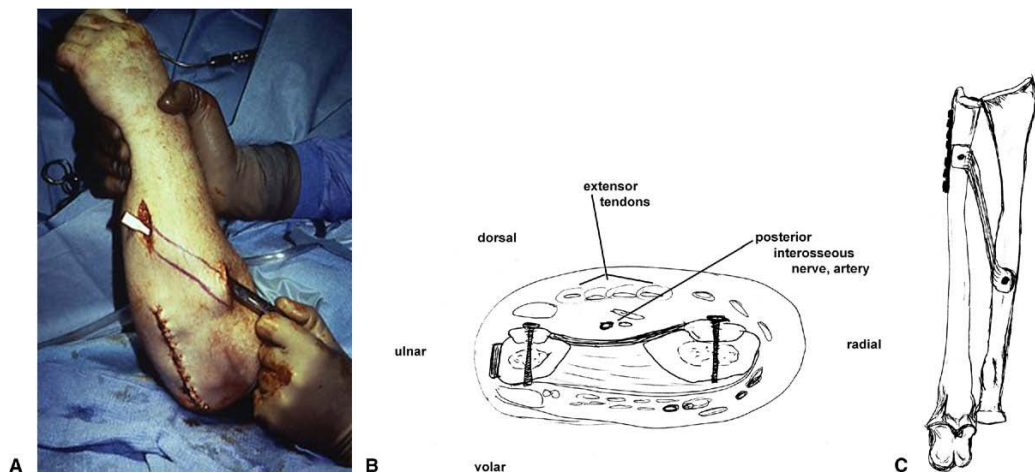
Un estudio más reciente de **Werner et al.**<sup>97</sup>, pone el foco no tanto en la comparación entre plastias como en analizar, desde un punto de vista biomecánico, cuáles deberían ser las propiedades de una plastia que substituyera a la banda central. Analiza de forma separada la rigidez de 6 ligamentos presentes en la anatomía del antebrazo tras someterlos a ciclos de fuerzas axiales: ligamentos radiocubitales dorsal y palmar; las bandas distal, proximal y central de la MI; y el ligamento anular. De sus resultados cabe destacar el hecho de que la banda central vuelve a ser la estructura con mayor rigidez de todas las analizadas y también resalta la gran variabilidad de la rigidez de los diferentes ligamentos del antebrazo: desde los 8,4 N/mm de media del ligamento radiocubital palmar a los 54,4 N/mm de media de la banda central. Finaliza el estudio insistiendo en la necesidad de que los aloinjertos o autoinjertos utilizados como plastias tengan un comportamiento no lineal al ser sometidos a cargas, es decir, según el desplazamiento va aumentando la fuerza necesaria aumenta en mucha mayor proporción (exponencialmente).

De las escasas series de pacientes sometidos a la reconstrucción de la MI, cabe mencionar el realizado por **Marcotte y Osterman**<sup>68</sup>. Evalúa el resultado clínico obtenido tras tratar a 16 pacientes diagnosticados de inestabilidad longitudinal crónica y tratados mediante osteotomía de acortamiento del cúbito y reconstrucción de la MI con

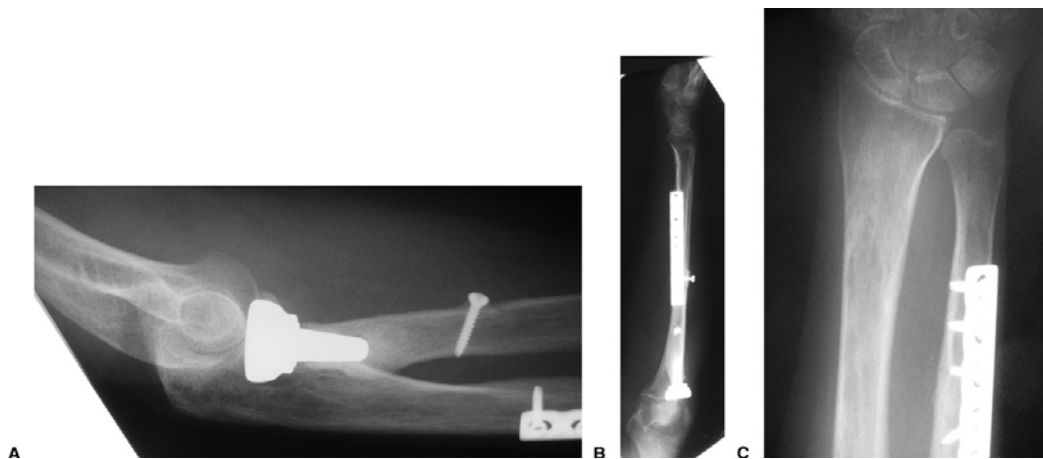
plastia HTH. Ningún paciente fue sometido a artroplastia de cabeza radial. Tras un seguimiento medio de 78 meses, 15 de los 16 pacientes había mejorado respecto a su dolor en la muñeca, y la fuerza media de prensión de la mano había pasado del 59% al 86% de la desarrollada por la extremidad no afecta. Del total de 14 pacientes que trabajan antes de la lesión, 10 pudieron volver sin restricciones a su puesto de trabajo habitual, y otros 3 lo hicieron con alguna modificación del puesto. Ningún paciente requirió de cirugías sucesivas para el manejo de la inestabilidad longitudinal del antebrazo. **Ruch et al.**<sup>107</sup> presentaron un caso de inestabilidad longitudinal crónico con varianza cubital dinámica positiva tras una artroplastia fallida de cabeza de radio con una prótesis de silastic. La paciente fue sometida a una reparación del CFCT, una reconstrucción de la MI utilizando una plastia de HTH y una nueva artroplastia con un prótesis de titanio, presentando buenos resultados al cabo de 2 años de seguimiento. Otro caso clínico aislado fue incluido por **Adams et al.**<sup>108</sup> en su trabajo de 2010. Se trataba de un paciente de 45 años de edad con clínica de inestabilidad longitudinal crónica tras una artroplastia de cabeza radial por una fractura. Fue sometido a una osteotomía de acortamiento del cúbito y a una reconstrucción de la MI con plastia de HTH. Pasados 5 meses desde la intervención, la movilidad del codo era de -15° de extensión y 130° de flexión, 45° de supinación, 75° pronación, sin inestabilidad en la articulación RCD. El paciente refería poder realizar la mayoría de la actividades con molestias ocasionales, fig. 16 y 17.

**Hotchkiss**<sup>17</sup> presentó un caso aislado en el que utilizó una plastia de *palmaris longus*. A pesar del tiempo prolongado de inmovilización (8 semanas) con agujas bloqueando la pronosupinación, el radio acabó migrando proximalmente lo que hizo necesaria a la conversión a una sinóstosis radiocubital.

**Chloros et al.**<sup>75</sup> describieron una técnica quirúrgica centrada en la asociación de la reconstrucción de la MI utilizando el *pronator teres* y la artroplastia de sustitución de la cabeza radial. También proponían la osteotomía de acortamiento del cúbito y/o la reparación del CFCT en los casos en que estuviera indicado. No obstante, el estudio era meramente descriptivo y no aportaba resultados clínicos.



**Figura 16.** Técnica quirúrgica de reconstrucción in vivo de la banda central de la MI según Adams et al.<sup>108</sup>. (A) Fotografía intraoperatoria demostrando orientación de la plastia de hueso-tendón-hueso (HTH) desde la parte proximal del radio a la distal del cúbito. (B y C) Diagramas explicativos en visión axial y coronal de la técnica



**Figura 17.** Caso clínico de inestabilidad longitudinal crónica tratado mediante técnica de Adams et al.<sup>108</sup>. (A) Radiografía lateral de codo mostrando prótesis de cabeza de radio y fijación proximal de la plastia de HTH con tornillo. (B) Proyección lateral de antebrazo mostrando osteosíntesis en cúbito tras osteotomía de acortamiento cubital. (C) Fijación distal de la plastia de HTH aprovechando placa de osteosíntesis de cúbito distal.

Sabo et al.<sup>103</sup> han presentado recientemente un estudio clínico sobre el tratamiento de la inestabilidad longitudinal radiocubital mediante una novedosa técnica de reconstrucción de la banda central con un injerto trenzado de polietileno fijado a través de un sistema “endobutton”. La serie consta de 4 pacientes con cuadros de inestabilidad crónica tras cirugías previas resección de cabeza radial, artroplastia, osteotomías de acortamiento cubital y/o Sauvé-Kapandji. El autor indica que los

resultados son prometedores, pero el artículo apenas aporta datos clínicos (solo el Quick DASH, y no en todos los pacientes) y el seguimiento es de apenas 7 meses.

**Sanjuan-Cerveró et al.**<sup>109</sup>, en uno de los pocos casos bilaterales de Essex-Lopresti descritos, recurrieron a una artroplastia de cabeza de radio, una osteotomía de acortamiento cubital y una reconstrucción de la art. RCD mediante ligamentoplastia, para tratar la lesión diagnosticada tardíamente en una de las extremidades. Relatan resultados excelentes tras 25 meses de seguimiento.

### **I.n.5.- Sinóstosis radiocubital**

La última opción de salvamento para la el tratamiento de la inestabilidad longitudinal radiocubital crónica pasa por la creación de un antebrazo de un solo hueso o lo que se conoce como “sinóstosis radiocubital”, fig. 18. Fue planteada por primera vez en 1921 por **Hey-Grooves**<sup>110</sup>, como técnica de salvamento fiable en dos casos de disociación radiocubital. Normalmente el antebrazo se bloquea en posición neutra o ligera pronación<sup>111, 112</sup>. A pesar de la evidente pérdida de pronosupinación que se produce, algunos estudios recogen resultados favorables a largo plazo<sup>112-114</sup>. En los casos de pseudoartrosis de la sinóstosis, se ha demostrado que la combinación de placas de osteosíntesis e injerto óseo consiguen buenas tasas de consolidación<sup>112</sup>.

En una de las series más largas de las que se tiene constancia, **Reid y Baker**<sup>115</sup> consiguieron un 90% de buenos resultados funcionales y cosméticos en 10 pacientes con un periodo de seguimiento indeterminado. El único fracaso que registraron fue un paciente con una infección profunda que requirió de desbridamiento. **Allende et al.**<sup>114</sup> presentan una serie de 7 casos en los que sinóstosis radiocubital proporcionó un antebrazo estable y no doloroso al 100% de los pacientes al cabo de 9 años de seguimiento. En otro trabajo, **Peterson et al.**<sup>111</sup> obtuvieron resultados menos favorables en una serie de 19 pacientes sometidos a la sinóstosis radiocubital a causa de problemas de inestabilidad, tumores o deformidades congénitas. Sus conclusiones reflejaban un 69% de excelentes y buenos resultados, 26% de resultados aceptables, y un 5% de malos resultados. La tasa de consolidación recogida fue del 68% y la de complicaciones del 53%. De la misma forma, **Jacoby et al.**<sup>117</sup> obtuvieron resultados pocos alentadores

en su serie de 10 pacientes con inestabilidad crónica tratados mediante sinótesis: la tasa de pseudoartrosis fue del 38% y un 40% del total de pacientes presentaba dolor en el codo secundario a la migración proximal del radio. Al cabo de 10 años de seguimiento el dolor medio referido por los pacientes fue de 7 (siendo 10 el máximo dolor) y el grado de satisfacción con los resultados fue también de 7 (siendo 10 el máximo grado de satisfacción). Los autores llegaron a la conclusión de que se trataba de una técnica válida siempre y cuando se indicara como último recurso en los casos de inestabilidad longitudinal crónica muy sintomática.



**Figura 18.** Sinótesis radiocubital lograda mediante la utilización de un injerto tricortical autólogo de cresta iliaca y fijación con tornillos compresión de 4,5 mm Imagen según **Richards et al.**<sup>116</sup>

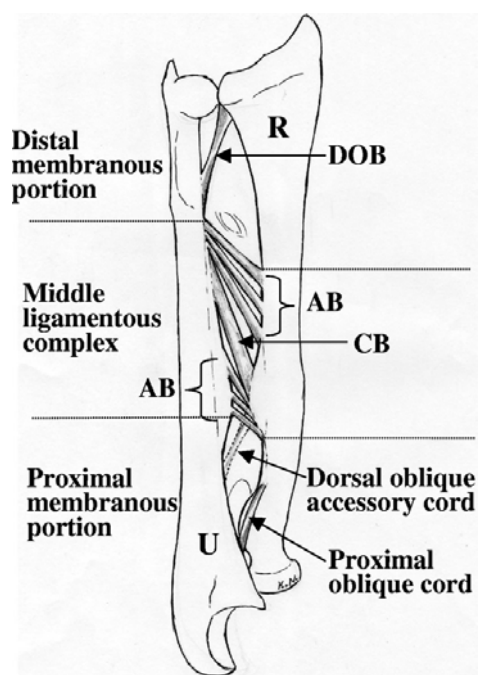
## **I.ñ.- Anatomía de la membrana interósea**

La membrana interósea del antebrazo es una estructura compleja compuesta por varias bandas de fibras dispuestas entre el cúbito y el radio. La mayor parte de estas fibras siguen una misma dirección desde la parte volar del cúbito distal hacia el radio proximal. La longitud media de la inserción radial de la membrana interósea es de 10,6 cm (6-19,5 cm) y de la misma cifra para la inserción cubital (8-13,5 cm)<sup>99</sup>. No es estrictamente una membrana en su totalidad, ya que si bien la porción proximal y distal tienen una estructura membranosa, la porción central es ligamentosa<sup>98</sup>, fig. 19.

La porción central ligamentosa está integrada fundamentalmente por dos componentes: la banda central y la banda accesoria.

### **I.ñ.1.- Banda central**

La presencia de la banda central es constante en todos los estudios anatómicos en cadáver de la membrana interósea<sup>98, 99</sup>. La banda central se origina proximalmente en la cresta interósea del radio, para luego abrirse en abanico hacia el borde interóseo del cúbito, formando un ángulo de 21° de media (11-38°) respecto al eje longitudinal del cúbito<sup>99</sup>. Su inserción, tanto proximal como distal, son amplias, por lo que es posible medir la longitud media de las mismas en proporción a la longitud total del cúbito y del radio: la parte más proximal y distal de su origen radial se encuentran de media a 64% (51-74) y 53% (46-61) respectivamente, de la longitud total del radio medida desde su estiloides; por otro lado, el punto más proximal y distal de su origen cubital se encuentran de media a 44% (34-52) y 29% (24-36) respectivamente, de la longitud total del cúbito medida desde su cabeza. Los valores tanto de la anchura como del espesor de la banda central varían en función de los diversos autores: para **Noda**<sup>98</sup> la anchura media es de 9,7 mm (4,4-16) medida de forma perpendicular a la dirección de sus fibras, y el espesor medio de 1,3 mm (1-1,6). Sin embargo, según **Skahen**<sup>99</sup> la anchura media es de 11 mm (5-25) medido de forma perpendicular a la dirección de sus fibras, y para **Hotchkiss**<sup>55</sup> la anchura media es de 26 mm y espesor medio de 0,94 mm.



**Figura 19.** Diagrama esquemático de los componentes de la MI en un antebrazo derecho en visión anterior. La MI está formada por una porción membranosa distal y proximal, y otra porción ligamentosa central. La porción membranosa distal está compuesta por el haz oblicuo distal (DOB); la porción ligamentosa central está integrada por la banda central (CB) y la banda accesoria (AB); y por último, la porción membranosa proximal comprende el cordón oblicuo proximal (proximal oblique cord) y el cordón oblicuo accesorio dorsal (dorsal oblique accessory cord). R: radio. U: cúbito. Imagen según Noda et al.<sup>98</sup>

### I.ñ.2.- Banda accesoria

Bajo el nombre de banda accesoria se incluyen un grupo de ligamentos, de número (1-5) y presencia variables<sup>98, 99</sup>, dispuestos proximal y/o distalmente a la banda central antes mencionada, fig. 20. La orientación de estas bandas fibrosas es muy similar a la de la banda central (origen proximal radial e inserción distal cubital), pero tienen mucha menor entidad, tanto en lo relativo a su espesor medio (<1 mm) como respecto a la amplitud de su inserción. Las fibras más constantes de la banda accesoria son las de menor entidad, tanto en lo relativo a su espesor medio (<1 mm) como respecto a la amplitud de su inserción. Las fibras más constantes de la banda accesoria son las distales a la banda central, y por ello son las que se toman como referencia para localizar los puntos medios de inserción: el origen radial se encuentra de media en el 37% (32-46) de la longitud del radio, mientras que su inserción cubital se halla de media en el 23% (19-26) de la longitud del cúbito<sup>98</sup>.



**Figura 20.** Fotografía de antebrazo de cadáver derecho en visión anterior. Las flechas indican las fibras de la banda accesoria, y los asteriscos señalan las fibras de la banda central. R: radio. U: cúbito. Imagen según Noda et al.<sup>98</sup>

### **I.ñ.3.- Haz oblicuo distal**

A nivel de la porción membranosa distal es posible distinguir un grupo de fibras conocido como “haz oblicuo distal”, fig. 21. Su presencia es constante en todos los especímenes y se caracteriza por presentar una orientación opuesta a las estructuras mencionadas anteriormente: tiene un origen proximal cubital (15% de media de la longitud del cúbito) y una inserción distal radial (9,9% de media de la longitud del radio). Algunas fibras de este haz se continúan distalmente, más allá de la escotadura sigmoidea del radio, y parecen integrarse en los ligamentos radiocubitales palmares y

dorsales del complejo fibrocartilago triangular. Su anchura media es de 4,4 mm (2-6) y su espesor medio es de 1,5 mm (0,5-2,6)<sup>98</sup>.



**Figura 21.** Fotografía de antebrazo de cadáver derecho en visión anterior. La flecha indica disposición del haz oblicuo distal y el asterisco la banda central. R: radio. U: cúbito. Imagen según Noda *et al.*<sup>98</sup>

#### **I.ñ.4.- Porción membranosa**

La porción membranosa proximal se compone de dos estructuras claramente diferenciadas cuya orientación es perpendicular a la banda central (proximal cubital y distal radial): el cordón oblicuo proximal o ligamento de **Weitbrecht**<sup>15, 118</sup> y el cordón oblicuo accesorio dorsal.

El cordón oblicuo proximal es una estructura constante que se origina proximalmente en el borde anterolateral del proceso coronoideo del cúbito (80% de media de la longitud del cúbito), y se inserta inmediatamente distal a la tuberosidad bicipital del radio (79% de media de la longitud del radio), formando un ángulo de 28° de media respecto al eje longitudinal del cúbito<sup>99</sup>. Su anchura media es de 3,7 mm (1,5-8) y su espesor medio es de 1,1 mm (0,4-2)(98).

El cordón oblicuo accesorio dorsal tiene una orientación paralela al cordón oblicuo proximal pero es más inconstante que este. Según otros autores que la han descrito, esta estructura puede recibir otros nombres como “banda interósea dorsal”<sup>99</sup> o “haz ascendente proximal”<sup>16</sup>. Se halla localizado en el dorso del antebrazo bajo el origen del músculo abductor *pollicis longus*. Tiene su origen alrededor de los 2/3 proximales de la diáfisis del cúbito (64% de media de la longitud del cúbito), y distalmente se inserta en la cresta interósea del radio (62% de media de la longitud del radio). Su anchura media es de 3,2 mm (1,9-5) y su espesor medio es de 0,9 mm (0,5-1)<sup>98</sup>.

#### **I.ñ.5.- Espesor**

Según las mediciones realizadas por **McGinley et al.**<sup>38</sup> mediante resonancia magnética y laser, el espesor de los dos componentes más constantes en la membrana (la banda central y del cordón oblicuo posterior) se incrementa progresivamente según nos desplazamos por la misma desde distal hacia proximal.

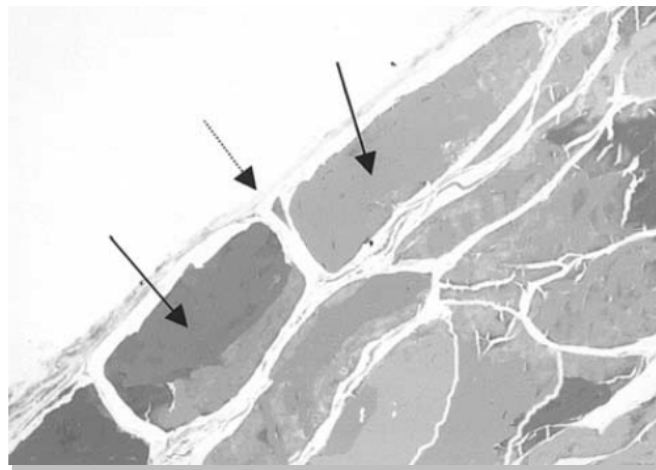
#### **I.ñ.6.- Membrana interósea y eje de rotación**

Todas las fibras de la membrana cruzan el eje de rotación del antebrazo (va desde el centro de la cabeza del radio al centro del cúbito distal) en su punto de inserción óseo distal<sup>15</sup>.

#### **I.o.- Histología de la membrana interósea**

Histológicamente, la membrana interósea se presenta como una combinación de una matriz de elastina y una gran proporción de colágeno (93.2%±7.1%) dispuesta en forma de haces de fibras paralelas de distintos diámetros (25-100 mμ)<sup>38, 119</sup>, fig. 22. Las fibras que forman estos haces también tienen un grosor variable de entre 0,5 y 2 mμ<sup>119</sup>. Se ha podido demostrar que la proporción de colágeno es significativamente mayor en la zona proximal de la membrana respecto a la zona distal. Sin embargo, no se han

encontrado diferencias respecto al contenido de colágeno atendiendo a la posición radial, central o cubital de las fibras dentro de la membrana<sup>120</sup>. La membrana interósea ha sido considerada tanto como un ligamento como un tendón. Teniendo en cuenta las propiedades histológicas de la membrana descritas en su estudio (alto contenido en colágeno, bajo contenido en elastina, y disposición ordenada de las fibras), **McGinley et al.**<sup>120</sup> concluyeron que éstas se asemejarían más a las de un tendón que a las de un



**Figura 22.** Tinción tricrómica de la banda central de la MI. Las flechas sólidas indican las fibras de colágeno individuales y la flecha de puntos la matriz de elastina. Imagen según **McGinley et al.**<sup>120</sup>

ligamento. Estas propiedades histológicas se correlacionan con el comportamiento típico en la curva de fuerza/deformación de una estructura rica en colágeno cuando es sometida a una carga: inicialmente se produce una gran deformidad con los pequeños aumentos de fuerza, pero según se aplica más fuerza se alcanza una relación directa entre la fuerza aplicada y la deformación producida<sup>54</sup>.

Los estudios en microscopio de la membrana han evidenciado que, si bien la fibras musculares y nerviosas se interdigitan con las fibras de colágeno, no ocurre lo mismo con vasos arteriales y venosos<sup>119</sup>.

## **I.p.- Fisiología de la membrana interósea**

Las diversas funciones que actualmente se le otorgan a la membrana interósea incluyen las de: estabilizadora longitudinal, coronal y transversal del antebrazo, punto de inserción de músculos flexores y extensores profundos, transmisora de fuerzas de radio a cúbito y soporte en la pronosupinación.

### **I.p.1.- Transmisión de fuerzas entre cúbito y radio**

En su estudio en cadáver, **Birkbeck**<sup>100</sup> comprueba como al aplicar fuerzas axiales desde la muñeca a un antebrazo con la membrana interósea indemne, se produce una transferencia de carga desde la parte distal del radio a la proximal del cúbito, de manera tal, que el valor de la disminución de carga registrada en el radio proximal respecto al distal, es prácticamente equivalente al valor del aumento de carga registrado en el cúbito proximal respecto al distal. Esta transmisión de carga es más acusada cuando el antebrazo está en supinación que cuando está en pronación o en posición neutra<sup>121</sup>. Una vez seccionada la membrana, esta transferencia de carga desaparece y no hay prácticamente diferencias entre los valores de carga de cubito proximal y distal, ni entre los del radio proximal y distal, de manera que ambos huesos estarían funcionando de forma independiente<sup>100</sup>.

La transmisión de fuerzas entre radio y cubito se ve afectada por la posición del codo, de forma tal que, cuando este se encuentra en varo la fuerza transmitida del radio al cubito es un 88 % de media de la fuerza aplicada a la muñeca, respecto al 10 % transmitido cuando el codo está en valgo<sup>14</sup>. Este fenómeno se basa en que en la posición de valgo del codo existe un contacto inicial entre la cabeza del radio y el *capitellum* que reduce notablemente la tensión a la que es sometida la MI.

### **I.p.2.- Estabilización longitudinal del antebrazo**

**Hotchkiss**<sup>55</sup> demuestra cómo tras la resección de la cabeza radial, es la banda central de la MI la estructura que más contribuye (71%) a la estabilidad longitudinal del

antebrazo. En el mismo estudio se comprueba cómo la MI soporta el 90% de la carga axial transmitida a lo largo del antebrazo, evitando la migración proximal del radio cuando se ha escindido su cabeza.

En sus ensayos en cadáver, **Rabinowitz**<sup>29</sup> también llega a la misma conclusión que **Hotchkiss** respecto a la importancia de la banda central, y además comprueba que para que se produzca una migración proximal del radio (una vez escindida la cabeza) de más de 7 mm es imprescindible que tanto la banda central como el CFCT estén lesionados.

**Wallace et al.**<sup>74</sup> cuantifica la resistencia de la banda central de la MI hasta el fallo estructural tras someter a varios antebrazos a fuerzas tensiles axiales. El valor medio de la carga a la que se rasgaba la banda central de los especímenes era de 1038 N.

A pesar de todos resultados, **Halls y Travill**<sup>122</sup>, los pioneros en la realización de estudios de estabilidad longitudinal del antebrazo, concluyeron que no se producía una transmisión de fuerza medible a través de la MI cuando se sometía al antebrazo a una carga axial. Ciertamente, el trabajo de **Halls y Travill** data de 1960 y en él se preservaba la cabeza del radio, lo que puede explicar la disparidad de resultados respecto a estudios posteriores.

### **I.p.3.- Estabilización coronal de la articulación RCD**

Ha quedado demostrado que el haz oblicuo distal de la MI tiene un papel esencial en la estabilidad coronal entre el radio y el cúbito a nivel de la muñeca, ya que cuando simultáneamente están dañados esta parte de la MI y el CFCT, se produce una marcada laxitud volar del radio en pronación y dorsal en supinación<sup>123</sup>.

### **I.p.4.- Estabilización sagital del antebrazo**

Si bien la mayoría de trabajos sobre carga axial del antebrazo demuestran sólo la generación de vectores de fuerza longitudinales en el cúbito y en el radio, **Pfaeffle**<sup>124</sup>

detecta también vectores de fuerza transversales en ambos huesos a nivel del codo y la muñeca. La dirección transversal de estos vectores sería opuesta a la separación del cúbito y del radio en el plano sagital.

### **I.p.5.- Inserción de la musculatura profunda del antebrazo**

La cara anterior de la porción membranosa proximal está cubierta por el origen del músculo *flexor digitorum profundus* y la cara posterior sirve de origen a los músculos *supinator* y *abductor pollicis longus*<sup>98</sup>. Este hecho supone un factor de coaptación transversal entre el cúbito y el radio. En reposo, la separación entre los dos huesos es máxima. Sin embargo, la tracción de los músculos flexores tensa la membrana, lo que aproxima sus dos bordes, aumentando así la coaptación transversal de las dos articulaciones radiocubitales en el momento en el que es más necesaria<sup>125</sup>.

### **I.q.- Articulación radiocubital distal**

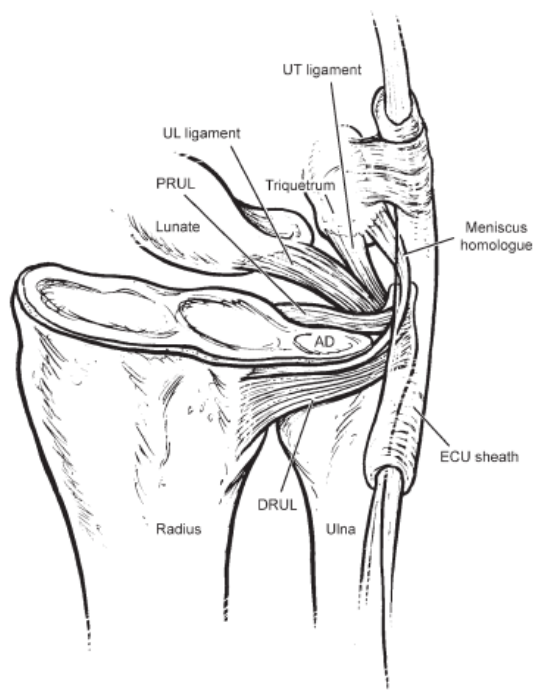
#### **I.q.1.- Anatomía de la articulación RCD**

Se trata de una articulación de tipo trocoide o en pivote, donde la parte más distal del radio se desplaza entorno a un cúbito fijo.

La estabilidad de la articulación RCD está basada en dos tipos estructuras: mecanismos intrínsecos y mecanismos extrínsecos de estabilización, fig. 23.

Los estabilizadores intrínsecos están formados por el complejo fibrocartilago triangular (CFCT) y la cápsula articular.

Los estabilizadores extrínsecos son estáticos (la vaina del *extensor carpi ulnaris* - en adelante ECU - y el haz oblicuo distal de la MI) y dinámicos (*pronator quadratus* y tendones flexores y extensores del antebrazo)<sup>126</sup>.



**Figura 23.** Diagrama de los componentes principales de la articulación radiocubital distal.. AD: disco articular. ECU: vaina del extensor carpi ulnaris. DRUL: ligamentos radiocubitales dorsales. PRUL: ligamentos radiocubitales palmares. UL/UT ligament: ligamento cúbitocarpianos. Meniscus homologue: menisco homólogo. Imagen según **Tsai et al.**<sup>126</sup>

### I.q.2.- Anatomía ósea

En el extremo distal del cúbito se distinguen dos relieves óseos fundamentalmente: la cabeza y la apófisis estiloides. La cabeza, presenta una zona lateral cubierta de cartílago que articula con la escotadura sigmoidea del radio, y otra distal, conocida como la cúpula, que sirve de superficie de deslizamiento del disco articular del CFCT<sup>127</sup>.

La escotadura sigmoidea del radio es una cavidad excavada en la cara medial de la epífisis distal del mismo. En el plano coronal tiene unas dimensiones de unos 10 mm y en el sagital de en torno a 15 mm. Esto supone que su radio de curvatura (15-19 mm de media) es prácticamente el doble que el de la zona de la cabeza cúbito con la que articula (9-10 mm de media)<sup>128</sup>. Este grado de incongruencia articular permite movimientos tanto de rotación como de traslación a nivel de la RCD, de manera que en los extremos del rango articular tan solo el 10% de la cabeza del cúbito está en contacto con la escotadura sigmoidea<sup>127</sup>. En cuanto al plano sagital, se distinguen cuatro tipos de escotadura sigmoidea según la morfología de la concavidad: plana (42%), pista de esquí

(14%), forma de “C” (30%) o forma de “S” (14%)<sup>128</sup>. En general, la escotadura sigmoidea no destaca por ser una cavidad muy profunda, lo cual también supondría un factor más de inestabilidad. Sin embargo, presenta un reborde dorsal angulado y otro palmar más redondeado que compensan el aplanamiento de la superficie articular. Además, el borde palmar está reforzado por un rodete fibrocartilaginoso que es prominente en un 80% de los individuos.

Se han descrito tres tipos diferentes de articulación RCD atendiendo a su configuración en el plano coronal: tipo I o vertical (38%), tipo II u oblicua (50%) y tipo III u oblicua invertida (12%)<sup>129</sup>. Además, **Sagerman et al.**<sup>130</sup> han demostrado que las superficies de la articulación RCD no son paralelas en el 98% de los casos: la escotadura sigmoidea del radio y la cabeza del cúbito presentan una inclinación media de 7,7° y de 21° respectivamente.

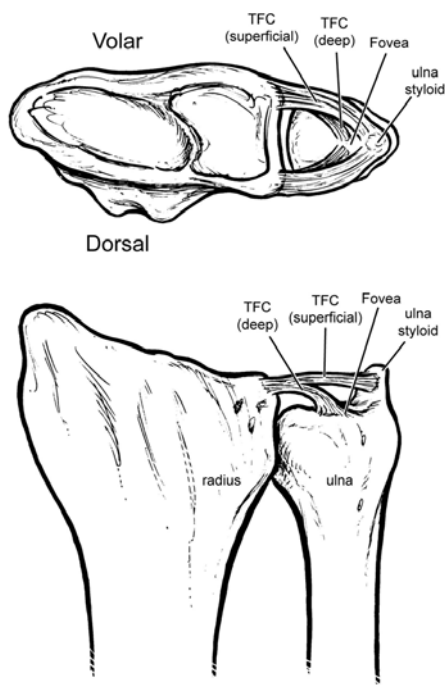
La estiloides cubital representa la continuación distal de la cresta del cubito y presenta una longitud de entre 2 y 6 mm. En la base de la estiloides se encuentra la fóvea que es una concavidad poco profunda y desprovista de cartílago. La fóvea representa el centro de rotación de la articulación RCD. Dorsoradial a la estiloides cubital se halla una zona acanalada que aloja el tendón del *extensor carpi ulnaris*.

La varianza cubital refleja la relación de longitud entre el cúbito y el radio a nivel de la muñeca. Si bien no hay un consenso respecto a la forma de medirla, se considera genéricamente como positiva o negativa en función de que el cúbito se más largo o más corto que el radio respectivamente. En la población general la varianza es ligeramente negativa no advirtiéndose diferencias entre sexos. La varianza cubital cobra especial relevancia al en la transmisión de fuerzas a través de la muñeca, ya que siendo neutra, el 82% de la fuerza aplicada pasa a través de la articulación radiocarpiana y el 18% restante a través de la cúbitocarpiana<sup>131</sup>. Con una varianza positiva de 2,5 mm la carga que soporta la articulación cúbitocarpiana es del 42%, mientras que con una varianza negativa de 2,5 mm la carga baja al 4,3% del total aplicado sobre la muñeca<sup>20</sup>. La varianza cubital varía con los movimientos activos del antebrazo y de la mano, de manera que alcanza un incremento máximo de 1,34 mm con la posición de prensión de la mano y pronación del antebrazo comparado con el antebrazo relajado en pronación<sup>132</sup>.

### I.q.3.- Complejo fibrocartilago triangular

El CFCT está integrado por los ligamentos radiocubitales dorsales y volares, el disco articular, los ligamentos cúbitocarpianos y el menisco homólogo, fig. 24.

Los ligamentos radiocubitales son los estabilizadores principales de la articulación RCD. Están formados por haces longitudinales de fibras de colágeno que se extienden desde una inserción puramente ósea en la vertiente dorsal y volar de la escotadura sigmoidea del radio convergiendo hacia el cúbito de forma triangular y dejando en el centro el disco articular<sup>133</sup>. Se ha descrito además de las vertientes dorsal y palmar de los ligamentos una porción ligamentosa central de menor entidad y cuya presencia es mucho más inconstante que los anteriores. **Nakamura**<sup>134</sup>, en sus estudios histológicos distingue tres configuraciones diferentes de los ligamentos radiocubitales: en abanico, donde la porción central se extiende desde la fóvea hasta la escotadura sigmoidea; en “V”, que implica que la porción central va desapareciendo según se dirige desde la fóvea hacia la inserción radial; y en embudo, con ausencia completa del



**Figura 24.** Diagrama de los componentes principales del CFCT en visión axial (arriba) y coronal (abajo). TFC deep: fascículos profundos de los ligamentos radiocubitales. TFC superficial: fascículos superficiales de los ligamentos radiocubitales. Ulna styloid: estiloides cubital. Imagen según **Tsai et al.**<sup>126</sup>

componente central. Según las fibras se acercan al cúbito puede distinguirse una capa profunda que se inserta verticalmente en la fovea y otra superficial dispuesta de forma más horizontal que se dirige a la base de la estiloides cubital<sup>133, 135</sup>. La inserción foveal es más extensa y está localizada más cerca del eje de rotación del antebrazo, por lo que se considera que es la inserción más importante de las dos<sup>134</sup>. En la disección en cadáver se observa que estos haces de fibras presentan una disposición en espiral que permite que la capa superficial de fibras esté relajada mientras que la profunda está tensa y viceversa<sup>136</sup>.

El disco articular, que se encuentra centrado entre los ligamentos radiocubitales dorsales y volares, se extiende desde una inserción no ósea sino de integración en el cartílago hialino del borde cubital de la faceta semilunar del radio hasta fusionarse periféricamente con los ligamentos radiocubitales dorsales y volares<sup>133</sup>. El disco está compuesto por fibrocartilago dispuesto en una red de fibras entrelazadas con orientación oblicua con el fin de absorber fuerzas de compresión en su zona central<sup>137</sup>. Se ha podido comprobar que su espesor es inversamente proporcional a la varianza cubital<sup>138</sup>. Durante los movimientos de pronosupinación del antebrazo el disco sufre una deformación no simétrica y un cambio en su área total<sup>139</sup>.

Los ligamentos cúbitocarpianos que son dos: el ulnotriquetral, el ulnolunar y el ulnocapitate se originan en el borde palmar del CFCT y se insertan en el hueso semilunar, piramidal y grande respectivamente<sup>133</sup>. Su función respecto a la estabilidad de la articulación RCD todavía no ha sido aclarada.

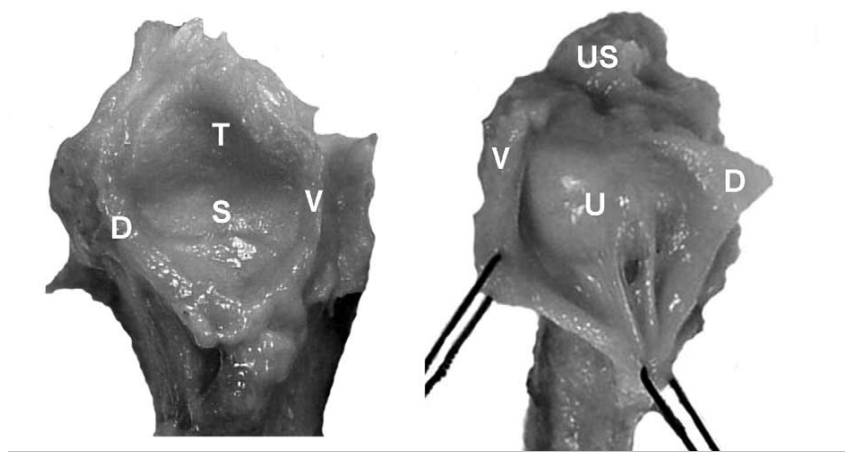
Se ha descrito un tejido blando de presencia variable localizado entre la cápsula cúbitocarpiana, el disco articular y la parte proximal del piramidal, que recibe el nombre de menisco homólogo<sup>131</sup>. No tiene una función claramente reconocida y sus dimensiones, inserción y forma son variables.

El soporte vascular al CFCT procede de las ramas radiocarpianas de la arteria cubital y de las ramas volares y dorsales de la arteria de la arteria interósea posterior<sup>140</sup><sup>141</sup>. La penetración vascular en el disco articular abarca sólo el 15% más externo de su superficie, siendo su zona central completamente avascular<sup>142</sup>. En lo referente a la innervación, algunos estudios han demostrado que existen tres vertientes para la misma:

la zona dorsal está cubierta por la rama termina del nervio interóseo posterior, la zona cubital está inervada por las ramas sensitivas dorsales del nervio cubital y la zona volar por ramas del nervio cubital<sup>143, 144</sup>. A pesar de que existen ramas del nervio interóseo anterior en la proximidad de la capsula volar de la articulación RCD<sup>145</sup>, los estudios con microscopio no han verificado la existencia de aferencias para esta zona<sup>144</sup>. De la misma manera, el nervio cutáneo antebraquial medial discurre en la vecindad de la articulación RCD<sup>146</sup> pero tampoco tiene conexiones intraarticulares<sup>147</sup>. En otro estudio histológico, ha sido posible demostrar la presencia de mecanorreceptores y terminaciones nerviosas en los ligamentos del CFCT, lo que sugiere cierta capacidad de propiocepción por parte de los mismos<sup>148</sup>.

#### I.q.4.-Cápsula articular

La cápsula articular se ha descrito como una estructura separada del CFCT que se fusiona con los ligamentos radiocubitales dorsales y volares<sup>148</sup>. A pesar de confluir íntimamente con los ligamentos, la cápsula tiene una entidad anatómica y dinámica propias. La cápsula presenta una inserción yuxtaarticular tanto en el radio como en el cúbito distales, fig. 25.



**Figura 25.** Preparación en cadáver demostrando la anatomía de la vertiente radial (izquierda) y cubital (derecha) de la cápsula articular de la articulación RCD. V: cápsula volar; D: cápsula dorsal; S: escotadura sigmoidea; US: estiloides cubital; U: superficie articular de la cabeza del cúbito; T: CFCT. Imagen según *Watanabe et al.*<sup>149</sup>

La vertiente proximal de la cápsula articular es de consistencia robusta y apenas redundante, a diferencia de la vertiente volar y dorsal. Se inserta en el borde proximal de la escotadura sigmoidea del radio y se fusiona con la fibras más distales de la MI. Dada su constitución más fuerte que sus análogos volar y dorsal, su función es principal es de retención de los desplazamientos axiales entre cúbito y radio distales.

La parte volar de la cápsula se caracteriza por ser sumamente delgada e incluso transparente en algunas zonas. Se engrosa levemente en la zona de contacto con el ligamento radiocubital volar de manera que su espesor varía entre 0,5 y 2,0 mm. Es ampliamente redundante, lo que permite la de traslación del radio sobre el cúbito en el movimiento de supinación si bien la disposición oblicua convergente de sus fibras (de proximal y radial a distal y cubital) evita que la cabeza del cúbito se luxe a volar en los últimos grados de dicho movimiento.

En su porción más dorsal la cápsula es más homogénea en cuanto a su espesor (0,75 mm – 1,5 mm) y menos redundante que la cápsula volar. A pesar de no presentar una configuración oblicua convergente como la vertiente capsular volar, sí que es capaz de limitar el desplazamiento dorsal del cúbito en pronación gracias a que está reforzada por la vaina del *extensor carpi ulnaris*.

#### **I.q.5.- Vaina del *extensor carpi ulnaris***

El tendón del extensor carpi ulnaris tiene la particularidad de disponer de su propio túnel osteofibroso independiente del resto de tendones extensores a nivel de la cabeza del cúbito distal. El túnel tiene una longitud media de entre 1,5 y 2,0 mm y se encuentra situado profundo al retináculo extensor. Se cree que el suelo de esta estructura puede contribuir a la estabilidad de la cabeza del cúbito en los movimientos de pronosupinación de la articulación RCD<sup>150</sup>.

**I.q.6.- *Pronator quadratus***

Este músculo situado en la cara volar y distal del antebrazo se caracteriza por disponer de dos cabezas: una superficial que tiene su origen en el cúbito y se inserta en el radio con una trayectoria transversa, y cuya función es fundamentalmente de pronación del antebrazo; otra cabeza profunda que se origina en una zona proximal del cúbito y se dirige de forma oblicua hacia una parte más distal del radio. Tiene una función de coaptación entre cubito y radio distales durante la pronosupinación del antebrazos<sup>151</sup>.

Está inervado por el nervio interóseo anterior que es rama del nervio mediano, y recibe vascularización de la arteria interósea anterior.

**I.q.7.- Fisiología de la articulación RCD**

La articulación RCD tiene como función más característica la de posibilitar la pronosupinación del antebrazo, que supone un cambio evolutivo sustancial entre los mamíferos cuadrúpedos con una articulación RCD bloqueada en pronación a los humanos bípedos con un arco de pronosupinación del antebrazo de unos 160°<sup>152</sup>. Algunos autores consideran que este rasgo evolutivo ha sido crucial para la transformación del ser humano cazador-recolector en el ser humano productor de alimentos que hoy conocemos<sup>153</sup>.

Dada la gran libertad de movimiento en rotación que aquilata esta articulación trocoide, se hacen imprescindibles una serie de soportes óseos, ligamentosos y tendinosos que mantengan la estabilidad de la misma durante su funcionamiento.

**I.q.8.- Cinemática de la articulación RCD**

La anatomía de la articulación RCD ha sido concebida para que la epífisis distal del radio realice un movimiento de traslación entorno a una cabeza del cúbito prácticamente inmóvil. Se trata de un movimiento de traslación y no de rotación dado que se produce un continuo cambio en área en contacto entre la escotadura sigmoidea

del radio y la cabeza del cúbito. En posición neutra, el 60% de la superficie de la articulación está en contacto, mientras que los rangos máximos de pronación y supinación, tan sólo existe contacto en un 10% de la superficie<sup>154</sup>.

Cuando se produce la pronosupinación del antebrazo acontecen dos fenómenos en sus extremos proximal y distal. Proximalmente, se produce un movimiento de rotación pura del radio entorno a su eje que está localizado en el centro de la cabeza radial. Al mismo tiempo, en su extremo distal y a unos 25 cm, el centro de rotación se ha medializado 10 mm localizándose en la fóvea de la cabeza cubital, de forma que el movimiento ahora es de traslación del radio entorno al cúbito<sup>155</sup>.

#### **I.q.9.- Estabilidad de la articulación RCD**

La clave para entender la fisiología de la estabilidad de esta articulación reside en el concepto de tensegridad. El concepto de tensegridad fue primero visualizado por el escultor **Kenneth Snelson** in 1948 a través de sus obras y posteriormente definido por el arquitecto **R. Buckminster Fuller** en 1961 como la integridad de las estructuras basada en la sinergia entre fuerzas de tensión y de compresión. Dicho de otra manera, la tensegridad define aquellas estructuras en las que un aumento global de la tensión se compensa por un aumento local de la compresión sobre ciertos miembros espaciados a lo largo de la estructura.

Si recordamos la arquitectura de los ligamentos radiocubitales encontraremos que tienen una configuración helicoidal ya que no se insertan en un solo punto de la cabeza cubital sino sobre una superficie más amplia, fig. 26. Tanto la disposición helicoidal de las fibras como el hecho de que las más profundas se inserten en el centro del eje de rotación del antebrazo (fóvea) y las más superficiales no (base de la estiloides cubital), conduce a un continuo cambio de fuerzas de tensión y compresión en las diferentes zonas de los ligamentos durante la pronosupinación, que representa en definitiva la esencia de la tensegridad.

**Ekenstam**<sup>127</sup> centró sus estudios en estos cambios de fuerzas entre las diferentes zonas de los ligamentos radiocubitales. Comprobó cómo en el movimiento de pronación

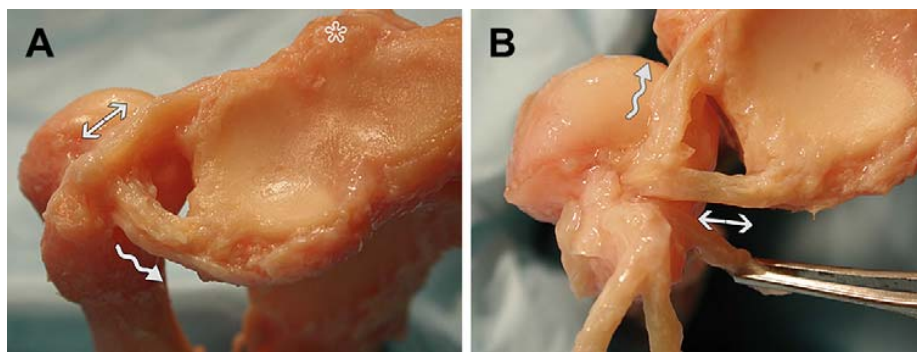
las fibras superficiales del ligamento radiocubital dorsal se tensaban desplazando la cabeza del cúbito dorsalmente. Con la traslación progresiva dorsal del cúbito, las fibras profundas del ligamento radiocubital volar comenzaba a tensarse



**Figura 26.** Visión axial de los ligamentos radiocubitales en la articulación RCD en una preparación en cadáver. Se puede apreciar claramente la disposición helicoidal de los ligamentos al insertarse en la fovea. Imagen según **Hagert et al.**<sup>155</sup>

haciendo de brida de contención y empujando la cabeza cubital contra la escotadura sigmoidea. Por el contrario, durante la supinación la fibras superficiales del ligamento radiocubital volar se tensan desplazando la cabeza del cúbito hacia palmar. Las fibras profundas del ligamento radiocubital dorsal actúan entonces a modo de bridas impidiendo que progrese el desplazamiento volar de la cabeza cubital y comprimiéndola contra la escotadura sigmoidea del radio, fig. 27. Para **Kleinman**<sup>156</sup>, dos son las claves de la importancia de las fibras profundas de los ligamentos radiocubitales como estabilizadores de la articulación RCD. Por un lado, en pronación máxima la cabeza cubital protruye a través de la cápsula dorsal quedando fuera de la cobertura de las fibras superficiales del ligamento radiocubital dorsal. Además, el ángulo de ataque más obtuso de las fibras profundas supone una ventaja sobre el ángulo cerrado de las superficiales, a la hora de aportar estabilidad a la articulación RCD. En otros estudios realizados con transductores de movimiento se vuelve a comprobar como en la supinación pasiva del antebrazo se produce un aumento de desplazamiento de los

ligamentos palmares y en la pronación un mayor desplazamiento de los ligamentos dorsales<sup>157</sup>.



**Figura 27.** Fotografías en visión axial de la articulación RCD en una preparación en cadáver. (A) Comportamiento de los ligamentos superficiales de la articulación RCD en pronación: los ligamentos radiocubitales dorsales se tensan (flecha doble), mientras que los volares se relajan (flecha curvada). (B) Comportamiento de los ligamentos superficiales de la articulación RCD en pronación tras disección meticulosa de los ligamentos superficiales: la relación se invierte, de forma que los ligamentos radiocubitales dorsales se relajan (flecha curvada) y los volares se tensan (doble flecha). Imágenes según **Hagert et al.**<sup>155</sup>

**Stuart**<sup>158</sup> realizó un trabajo con el objetivo de cuantificar la importancia de cada componente de la articulación RCD en el mantenimiento de la estabilidad de la misma. Realiza mediciones de la restricción al movimiento en sentido volar y dorsal de la articulación RCD tras la sección secuenciada de sus diversos componentes. Respecto a la luxación volar del radio respecto al cúbito (conocida como luxación dorsal de la RCD), resuelve que el principal restrictor, independientemente de la posición del antebrazo, es el ligamento radiocubital palmar. En cuanto al fenómeno menos frecuente de luxación dorsal del radio (o luxación volar de la RCD), no encuentra ninguna estructura singular predominante en la restricción del desplazamiento independientemente de la rotación del antebrazo. Concluye que tanto los ligamentos radiocubitales dorsales y volares como la MI contribuyen de forma similar a evitar la luxación volar de la articulación RCD coincidiendo con los resultados obtenidos por **Kihara et al.**<sup>90</sup> Como resultado de su estudio, Stuart también verifica cómo los cambios de tensión que experimentan tanto los ligamentos cúbitocarpianos como la vaina del ECU con los movimientos de la muñeca (flexoextensión e inclinaciones), no afectan a los estabilizadores estáticos de articulación RCD.

Como ya hemos mencionado, el disco articular funciona fundamentalmente absorbiendo fuerzas de compresión, por lo que no contribuye especialmente a resistir los desplazamientos de la articulación RCD<sup>139</sup>. Parte de la fuerza de compresión absorbida por el disco es transferida a los ligamentos radiocubitales<sup>159</sup>. Las más mayores fuerzas de compresión se concentran en la parte radial del disco, especialmente cuando la muñeca trabaja en pronación<sup>139</sup>.

En otros estudios, el tendón del ECU ha sido considerado un estabilizador de la articulación RCD con el antebrazo en supinación, dada la íntima relación entre su vaina y la corredera existente en el dorso de la cabeza cubital<sup>150</sup>. De hecho, en el estudio en cadáver de **Spinner**<sup>160</sup>, es capaz de demostrar que mientras que el ECU permanece en su túnel osteofibroso no se produce una inestabilidad completa de la articulación RCD a pesar de que se hayan seccionado todos los ligamentos del CFCT. En otro ensayo dinámico se consigue demostrar que el ECU ejerce cierto par de fuerza sobre la articulación RCD, siendo un par de pronación en máxima supinación del antebrazo y viceversa en pronación<sup>161</sup>.

En cuanto al papel que desempeña el *pronator quadratus* – en adelante PQ - en la estabilidad de la articulación RCD, existe un trabajo electromiográfico in vivo que revela una importante actividad tanto en la pronación como en la supinación del antebrazo de la cabeza profunda del mismo especialmente, lo que sugiere que pueda tener una función de estabilización dinámica<sup>162</sup>. Este papel jugado por el PQ se refrenda en otro estudio biomecánico en el que al seccionar este músculo se produce un aumento de la subluxación palmar de la articulación RCD (desplazamiento del radio hacia volar) durante el movimiento de pronación<sup>163</sup>.

Como ya demostraran **Kihara**<sup>90</sup> y **Watanabe**<sup>123</sup> en sus respectivos trabajos, la presencia del parte más distal de la MI (haz oblicuo distal) contribuye a mantener la estabilidad dorsopalmar de la articulación RCD aun cuando los ligamentos radiocubitales dorsales y palmares están lesionados.

La cápsula articular de la RCD también ayuda a la estabilidad de la misma como quedó demostrado en los ensayos en cadáver de **Watanabe et al.**<sup>149</sup>: al seccionar la cápsula dorsal se desarrollaba una significativa inestabilidad volar del radio respecto al

cúbito en la posición de pronación máxima. Así mismo, tras eliminar la cápsula volar se producía una inestabilidad dorsal del radio respecto al cúbito con la supinación máxima. Concretamente, era a partir de 60° de pronación o supinación cuando la capsula volar y dorsal respectivamente, adquirirían importancia significativa en términos de estabilidad. En definitiva, la cápsula volar contribuía a la estabilidad en dirección dorsal en supinación máxima y la cápsula dorsal contribuía a la estabilidad en dirección volar en pronación máxima. En posición neutra de pronosupinación, ni la cápsula volar ni la dorsal parecían tener ninguna relevancia respecto a la estabilidad.

## **I.r.- Articulación radiocubital proximal**

### **I.r.1.- Anatomía de la articulación radiocubital proximal**

La articulación radiocubital proximal - en adelante RCP- constituye una de las tres articulaciones que forman el codo. La articulación RCP (trocoide) junto a la RCD posibilita los movimientos de pronosupinación del antebrazo, mientras que la ulnohumeral (trocleartrosis) permite la flexoextensión del codo. Por último, la articulación radiocapitelar (condilartrosis) participa tanto en los movimientos de flexoextensión como en los de pronosupinación. Las tres articulaciones comparten la misma sinovial por lo que podemos asumir que se trata de tres articulaciones incluidas en una sola.

### **I.r.2.- Anatomía de superficie.**

El ángulo de transporte o valgo fisiológico del codo resulta de la intersección de dos líneas imaginarias trazadas a lo largo de la diáfisis del húmero y del cúbito. Se aprecia con claridad con el codo en extensión y su valor oscila entre 11° y 14° en hombres, y 13° y 16° en mujeres.

El olécranon es el relieve óseo más prominente del codo y se continúa distalmente con el borde subcutánea de la diáfisis del cúbito. El epicóndilo y la epitroclea también son fácilmente palpables en el borde lateral y medial

respectivamente del codo, estando la epitroclea algo más definida que el epicóndilo. Ambas estructuras se continúan proximalmente con las crestas supracondíleas medial y lateral. Desde una visión posterior, el olécranon, la epitroclea y el epicóndilo aparecen alineados de medial a lateral con el codo en extensión, mientras que con el codo en flexión forman un triángulo isósceles. La cabeza del radio se localiza aproximadamente 1 cm distal al epicóndilo y es fácilmente palpable al hacer pronosupinación del antebrazo con el codo en flexión.

El pliegue de flexión anterior del codo se localiza de forma aproximada a nivel de la línea imaginaria que une el epicóndilo y la epitroclea, pero coincide exactamente con la interlínea articular ya que se encuentra 1 cm proximal a esta<sup>164</sup>.

### **I.r.3.- Anatomía ósea**

La parte distal de la diáfisis del húmero se expande a través de sus crestas supracondíleas medial y lateral formando la epitroclea y el epicóndilo respectivamente. Desde un punto de vista mecánico el húmero distal se asemeja a un triángulo cuya base está formada por la superficie articular y los otros dos lados constituyen la columna medial y lateral de la paleta humeral<sup>165</sup>. La superficie ósea localizada en el centro del triángulo, que es sumamente delgada y débil, aloja en su cara anterior la fosa coronoidea y radial, y en la cara posterior la fosa olecraniana.

La superficie articular del húmero distal está formada por la tróclea y el *capitellum*, que a su vez articulan con la escotadura sigmoidea mayor del cúbito y la cúpula radial respectivamente. La paleta humeral está angulada anteriormente 30° de forma que en una radiografía lateral el centro de los cóndilos está alineado con la cortical anterior de la diáfisis humeral. La tróclea humeral, que tiene forma de bobina hiperbólica asimétrica o diábolo, está cubierta de cartílago en un arco de 300° y se encuentra centrada respecto al eje largo de la diáfisis humeral. En el espacio situado entre el *capitellum* y la tróclea, existe una zona de transición, la superficie o corredera condilotróclea con forma de cono cuya base mayor se apoya en la carilla externa de la tróclea. La cresta medial de la tróclea es más prominente que la lateral, creando una

inclinación una inclinación en valgo de  $6^{\circ}$  a  $8^{\circ}$ <sup>166</sup>. Esta inclinación, junto al valgo de  $4^{\circ}$  de la escotadura sigmoidea mayor del cúbito, determina el ángulo de transporte del codo. Proximal a la tróclea se localizan dos fosas: una anterior, conocida como fosa coronoidea, que recibe al proceso coronoideo cuando el codo está flexionado; y otra posterior, llamada fosa olecraniana, que aloja al olécranon en extensión máxima del codo.

El olécranon representa la parte posterior y subcutánea del cúbito proximal que a su vez integra la zona posterosuperior de la escotadura sigmoidea mayor. La parte más anterior de la escotadura termina en una proyección ósea conocida como proceso coronoideo o coronoides. La escotadura sigmoidea mayor se define como una superficie cóncava que forma un arco de unos  $190^{\circ}$ . Dispuesta longitudinalmente a lo largo de la superficie de la escotadura, encontramos la cresta directora que articula con la zona más cóncava de la tróclea humeral. Distal y radial al proceso coronoideo se localiza la escotadura sigmoidea menor o escotadura radial. Esta hendidura articula con la circunferencia articular de la cabeza radial. Avanzado distalmente desde el borde posterior de la escotadura sigmoidea menor, encontramos la *cresta musculi supinatoris*, que es el lugar de inserción de la musculatura supinadora. Existe un tubérculo en esta cresta que sirve de inserción al ligamento colateral lateral cubital. El *capitellum* se encuentra situado lateral a la tróclea y presenta una forma semiesférica. Está orientado hacia anterior y por eso no es visible cuando se observa desde la cara posterior de la paleta humeral. Inmediatamente proximal y anterior al *capitellum* se halla un espacio que aloja la cabeza radial cuando el codo se encuentra en flexión máxima, conocido como fosa radial. La cabeza del radio tiene la forma de un disco cóncavo y presenta dos superficies articulares que conforman la articulación RCP y la articulación radiocapitelar. La superficie proximal de la cabeza, también conocida como cúpula radial, articula con el *capitellum*, y la superficie circunferencial con la escotadura sigmoidea menor. De tal manera que no sólo su superficie distal está cubierta de cartílago, sino también unos  $280^{\circ}$  de su superficie circunferencial. El cuello de la cabeza radial no se encuentra alineado con respecto a la diáfisis y presenta una angulación de unos  $15^{\circ}$  respecto al eje largo de esta. El ápex de esta angulación se sitúa en una prominencia anteromedial inmediatamente distal al cuello, conocida como tuberosidad

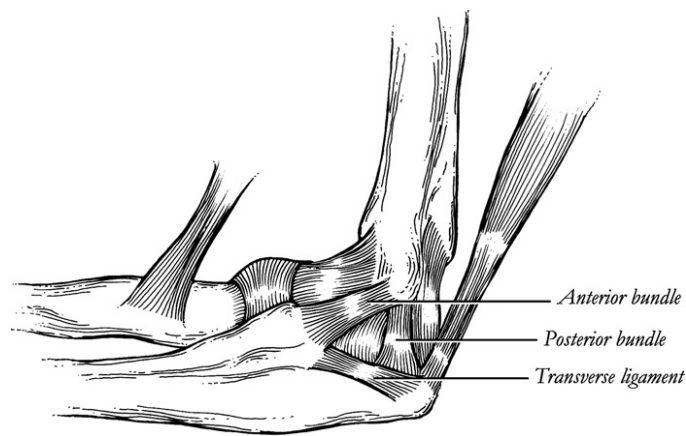
bicipital por ser el punto de inserción del bíceps braquial. Asimismo, se ha podido comprobar que la cabeza radial tampoco es perfectamente circular<sup>167</sup>.

#### **I.r.4.- Anatomía cápsuloligamentosa**

La cápsula articular anterior se inserta proximalmente a la fosa coronoidea y a la radial, distalmente a la apófisis coronoides y lateral al ligamento anular. La cápsula anterior es bastante delgada pero contribuye a la estabilidad medio-lateral cuando el codo está en extensión<sup>168</sup>. La cápsula posterior se inserta proximalmente a la fosa olecraniana, distalmente a los lados de la escotadura sigmoidea mayor y lateralmente se fusiona con el ligamento anular.

El ligamento colateral medial consta de tres componentes: un haz anterior, el posterior y el transversal, fig. 28. El haz anterior del ligamento colateral medial se origina en los dos tercios centrales del margen anteroinferior de la epitroclea y se inserta en la base de la apófisis coronoides a unos de 18 mm de media posterior a la punta de la misma en un punto conocido como tubérculo sublime<sup>169</sup>. Presenta una longitud y anchura medias de 27 mm y 4-5 mm respectivamente. Funcionalmente el haz anterior se puede separar en otras tres estructuras: la primera banda, que se origina en la parte más anterior de la epitroclea y se tensa en los extremos del rango articular; la segunda banda que procede de un punto inferior a la punta de la epitroclea y se tensa en la zona media del rango de movimiento; y la tercera banda que tiene su origen en el borde inferior de la epitroclea y permanece tensa en todo el rango del movimiento<sup>170</sup>.

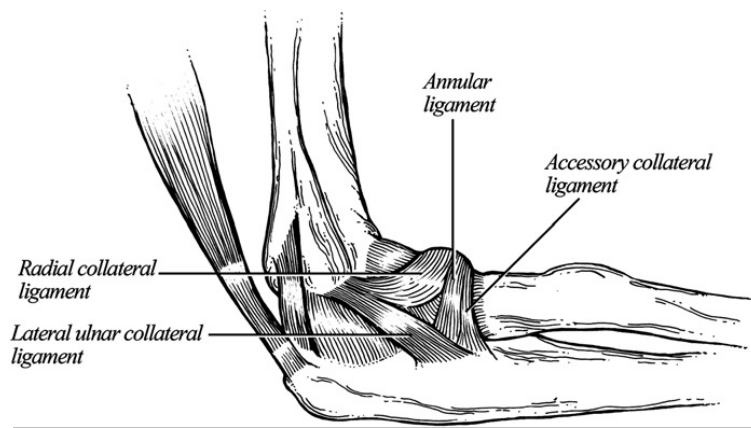
El haz posterior del ligamento colateral medial o ligamento de **Bardinet** es más delgado y aporta menos estabilidad que el fascículo anterior. Está íntimamente adherido a la cápsula articular por lo que incluso se considera un engrosamiento de la misma, más que un ligamento<sup>172</sup>. Tiene su origen ligeramente posterior al fascículo anterior, para luego insertarse en abanico en el borde posteromedial de la escotadura sigmoidea mayor. Se tensa en flexión y tiene una longitud y anchura media de 24 mm y de 5-6 mm respectivamente. El haz transversal o ligamento de **Cooper** se extiende desde la punta del olécranon hasta la apófisis coronoides y muchas veces es indiferenciable de la cápsula articular.



**Figura 28.** Diagrama representativo de los componentes del complejo ligamentario colateral medial del codo. Anterior bundle: haz anterior; Posterior bundle: haz posterior; Transverse ligament: haz transversal. Imagen según Bryce et al.<sup>171</sup>

El complejo ligamentario colateral lateral consta de cuatro estructuras: el ligamento anular, el ligamento colateral radial, el ligamento colateral lateral cubital y el ligamento colateral accesorio, fig. 29. El ligamento anular estabiliza la articulación RCP rodeando el cuello de la cabeza radial y se inserta en el margen anterior y posterior de la escotadura sigmoidea menor. Además del ligamento anular, existe otra estructura de menor entidad que también dota de estabilidad a la RCP especialmente en supinación máxima, conocida como ligamento cuadrado de **Denucé** y que consiste en una hoja cuadrilátera fibrosa que va desde el borde inferior de la escotadura sigmoidea menor al margen inferior del ligamento anular. El ligamento colateral radial se origina en el centro del epicóndilo y distalmente se fusiona con el ligamento anular. Su longitud y anchura media son de 20 mm y 8 mm respectivamente. Sin duda, el ligamento colateral lateral cubital es el componente más importante de este complejo: tiene su origen en el centro del epicóndilo y se inserta en un tubérculo de la *crista musculi supinatoris* del borde lateral del cúbito. El ligamento colateral accesorio tiene sus anclajes en el ligamento anular y en la *crista supinatoris*.

El ligamento oblicuo es una estructura inconstante y de poca entidad que está constituida por la fascia que rodea a la cabeza profunda del músculo supinador entre el cúbito y el radio. Se cree que no tiene relevancia funcional pero algunos autores consideran que puede ser la causa de rigidez para la pronosupinación del antebrazo<sup>173</sup>.



**Figura 29.** Diagrama representativo de los componentes del complejo ligamentario colateral lateral del codo. Annular ligament: ligamento anular; Radial colateral ligament: ligamento colateral radial; Lateral ulnar colateral ligament: ligamento colateral lateral cubital; Accessory colateral ligament: ligamento colateral accesorio. Imagen según Bryce et al.<sup>171</sup>

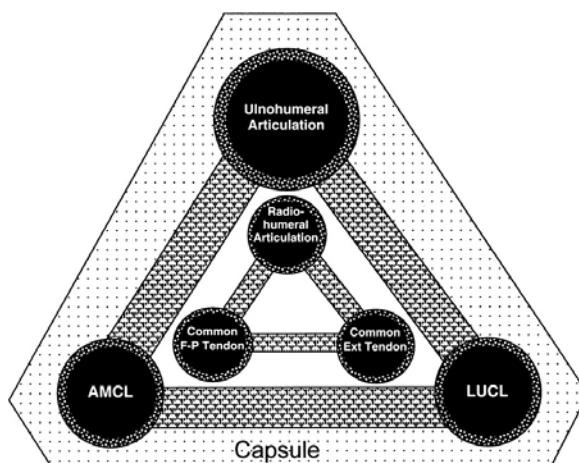
### **I.r.5.- Anatomía muscular**

La musculatura que atraviesa el codo aporta tanto estabilidad dinámica como protección a los estabilizadores estáticos del codo. Se pueden diferenciar cuatro grandes grupos musculares: flexores de codo, extensores de codo, flexores-pronadores del antebrazo y extensores-supinadores del antebrazo. Cada músculo que atraviesa el codo ejerce una fuerza de compresión sobre la articulación al contraerse. Sin embargo, de la musculatura que atraviesa el codo, sólo algunos músculos actúan moviendo la propia articulación: los músculos bíceps, brachialis y brachioradialis flexionan el codo, mientras que el tríceps es el principal extensor.

### **I.r.6.- Fisiología de la articulación RCP**

Junto con el hombro, el codo actúa con el objetivo de posicionar la mano en el espacio. Este control se logra a través de tres articulaciones incluidas en el complejo del codo con un grado de libertad cada una de ellas: la flexoextensión a través de las articulaciones ulnohumerales y radiocapitelar y la pronosupinación a nivel de la articulación RCP y también de la radiocapitelar.

Para que la articulación del codo pueda actuar en los mencionados ejes del movimiento sin que exista pérdida alguna de congruencia articular, es necesario disponer de unos elementos de sostén. La estabilidad del codo se basa en un compendio de estabilizadores estáticos y dinámicos<sup>174</sup>. Los estabilizadores primarios estáticos incluyen la articulación ulnohumeral, el haz anterior del ligamento colateral medial y el complejo del ligamento colateral lateral. Con estas estructuras intactas el codo se considera estable. Los restrictores secundarios están representados por la articulación radiocapitelar, la cápsula articular, los tendones de la musculatura extensora y flexora. La musculatura que atraviesa el codo actúa de agente estabilizador dinámico<sup>174</sup>, fig. 30.



**Figura 30.** Diagrama de los estabilizadores dinámicos y estáticos del codo. Los tres estabilizadores primarios son la articulación cúbito humeral (ulnohumeral articulation), el haz anterior del ligamento colateral medial (AMCL) y el ligamento colateral lateral cubital (LUCL). Los restrictores secundarios son el tendón conjunto de la musculatura flexora-pronadora (common F-P tendon), el tendón del extensor común de los dedos (common extensor tendon), la articulación radiohumeral (radio-humeral articulation) y la cápsula (capsule). Los músculos que cruzan el codo actúan de restrictores dinámicos. Imagen según **O'Driscoll et al.**<sup>174</sup>

### I.r.7.- Cinemática de la articulación RCP

El rango articular fisiológico del codo en flexoextensión es de 0° a 140° aproximadamente, siendo el rango funcional para las actividades de la vida diaria de entre 30° y 130°<sup>81</sup>. El eje de flexoextensión del codo ha sido descrito como una bisagra no constreñida. Esto significa que durante el rango articular, este eje que se encuentra en línea con la parte anteroinferior de la epitroclea, la tróclea y el centro de la proyección del epicóndilo en el plano parasagital, va modificándose de forma instantánea. Un

estudio demostró que durante el rango articular de flexoextensión del codo, el eje de movimiento variaba entre 3° y 6° de orientación y entre 1,4 y 2,0 mm de traslación<sup>175</sup>. Otros autores han concluido que dada la mínima variación observada en la posición del eje de flexoextensión durante el movimiento, se puede asumir que la articulación ulnohumeral se comporta como si fuera uniaxial (una bisagra verdadera) salvo en los extremos del rango articular<sup>81, 176</sup>. El eje medio de flexoextensión presenta una rotación interna de entre 3° y 5° respecto al plano que une el epicóndilo y la epitroclea. De la misma manera, tiene una inclinación en valgo de entre 4° y 8° en relación al eje largo del húmero<sup>177</sup>.

Las articulaciones radiocapitelar y RCP permiten la pronosupinación del antebrazo. El rango articular normal oscila entre los 80° de pronación y los 90° de supinación(118), si bien se considera funcional entre 50° de pronación y 50° de supinación<sup>81</sup>. El eje de rotación del antebrazo corresponde a una línea imaginaria trazada desde el centro de la cabeza radio hasta la fovea de la cabeza cubital. Se ha comprobado que este eje es contante y no se ve afectado por los movimientos de flexión o extensión del codo<sup>15</sup>. Sin embargo, otros estudios recientes han demostrados que el eje de rotación se desplaza cubital y volarmente durante la supinación, y en dirección radial y dorsal en la pronación<sup>178</sup>. El radio también se desplaza proximalmente con el antebrazo en pronación y distalmente en supinación<sup>128</sup>.

### **I.r.8.- Estabilidad por restricción ósea**

El papel que desempeña la congruencia articular para dotar de estabilidad al codo es de sobra conocido y a menudo comprobado en la práctica clínica: la gran mayoría de las luxaciones puras (sin fractura asociada) de codo, una vez reducidas, son relativamente estables aunque casi siempre existan lesiones cápsuloligamentosas asociadas. De hecho, se ha demostrado que sólo la congruencia de la articulación ulnohumeral ya es responsable del 50% de la estabilidad del codo<sup>168</sup>. Por todo ello, la congruencia articular es reconocida como uno de los estabilizadores primarios del codo. La cresta directora sagital de la escotadura sigmoidea mayor articula con la zona más cóncava de la tróclea. Las concavidades situadas medial y lateralmente a la cresta

sagital son complementarias de las carillas articulares medial y lateral de la tróclea. La escotadura sigmoidea menor articula con la superficie articular circunferencial de la cabeza radial. En flexión, la estabilidad ósea se acentúa al bloquearse la apófisis coronoides en el interior de la fosa coronoidea, y la cabeza del radio en la fosa radial de la cara anterior de la paleta humeral. En extensión, es la punta del olécranon la que se aloja en la fosa olecraniana incrementando a su vez la estabilidad

La apófisis coronoides es, sin discusión, indispensable para mantener la congruencia articular y, por tanto, la estabilidad del codo. Difícilmente se pueden encontrar fracturas aisladas de la coronoides sin que existan lesiones asociadas de cierta relevancia. De hecho, para algunos autores, la existencia de una fractura de apófisis coronoides es patognomónica de un episodio de inestabilidad de codo<sup>179</sup>. Juega asimismo un papel muy importante para mantener la estabilidad posterolateral del codo. **Schneeberger**<sup>180</sup> lo demostró al comprobar que al eliminar un 30% de la altura de la coronoides y excindir la cabeza radial, la articulación ulnohumeral se volvía claramente inestable. Restituyendo sólo la cabeza radial se lograba recuperar la estabilidad. Por el contrario, si la parte eliminada de la coronoides era del 50% de su altura, la restitución de la cabeza radial no era suficiente y era necesario reconstruir la apófisis coronoides para que el codo fuera estable. La base de la coronoides es además punto de inserción de la cápsula anterior y del ligamento colateral medial, por lo que su reconstrucción contribuye a la función de estos estabilizadores<sup>179</sup>.

En la década de los 40 se hizo popular el tratamiento de las fracturas conminutas y desplazadas de olécranon basado en la escisión de fragmentos y la reinserción del tríceps al cúbito. Esta técnica estaba abalada por trabajos que defendían que la excisión de hasta el 80% del olécranon no comprometía la estabilidad del codo<sup>181</sup>. Otro estudio mucho más reciente llevado a cabo en cadáveres ha demostrado que el grado de constricción de la articulación ulnohumeral es directamente proporcional a la superficie articular remanente, por lo que concluyen que la olecranectomía no es una técnica admisible en el contexto de un codo inestable, una fractura de coronoides asociada o en pacientes de alta demanda funcional<sup>182</sup>. De la misma forma, se ha demostrado que la excisión del 50% del olécranon provoca un incremento significativo de la presión intraarticular que a largo plazo puede desencadenar fenómenos artrósicos en el codo<sup>183</sup>.

La cabeza del radio ha sido ampliamente reconocida como componente estabilizador del codo en valgo<sup>168, 183</sup>. Incluso se ha demostrado que la cabeza radial es responsable de aproximadamente el 30% de la estabilidad del codo en valgo<sup>183</sup>. Esta función estabilizadora es especialmente importante cuando se asocia a una lesión del ligamento colateral medial. Bajo estas circunstancias, la reconstrucción o sustitución de la cabeza radial restablece la estabilidad en valgo al nivel de un codo con la cabeza radial no fracturada<sup>184</sup>. Sin embargo, la restitución completa de la estabilidad en valgo sólo se lograría tras reparar o reconstruir el ligamento colateral medial<sup>185</sup>. **Morrey**<sup>186</sup> llegó a considerar que la biomecánica del codo no se afectaría por la escisión de la cabeza radial siempre y cuando el ligamento esté indemne.

Estas conclusiones están en contradicción con el trabajo de **Søjbjerg**<sup>187</sup>, en el que comprueba como la escisión de la cabeza radial conlleva la aparición de cierto grado de inestabilidad rotatoria posterolateral, probablemente debido a falta de tensión en el ligamento colateral lateral. En un trabajo más reciente, **Beingessner**<sup>188</sup> va más allá y concluye que la escisión de la cabeza radial se acompaña de cierto grado de laxitud varo-valgo, independientemente de la integridad de los ligamentos colaterales. También se ha podido objetivar la participación de la cabeza radial en la estabilidad anteroposterior del codo cuando otras estructuras están dañadas (por ejemplo, en la “triada terrible”) y cómo su resección contribuiría a cierto grado de inestabilidad posterior<sup>189, 190</sup>.

### **I.r.9.- Estabilidad por restricción ligamentaria.**

Numerosos estudios han logrado probar que el haz anterior del ligamento colateral medial es un restrictor primario para la inestabilidad en valgo y posteromedial<sup>168, 172, 183, 186, 191</sup>. De hecho, en su estudio biomecánico, Reagan comprueba que el haz anterior es el ligamento más rígido y con mayor resistencia al fallo, de todos los presentes en el codo<sup>192</sup>. La banda anterior de este haz (consta de tres: anterior, posterior y central) es más vulnerable al estrés en valgo con el codo en extensión, mientras que la banda posterior lo es con el codo en flexión<sup>193</sup>. De forma que

un traumatismo en valgo con el codo en 90° o menos grados de flexión es más probable que lesione solo la banda anterior del fascículo anterior. Si la fuerza se aplica con el codo en más de 90° de flexión lo más frecuente es que se lesione la totalidad del fascículo anterior. En estudios en cadáver se ha verificado que la sección completa del haz anterior del ligamento colateral medial provoca clara inestabilidad en valgo y rotatoria posteromedial. El punto de máxima inestabilidad en valgo se produce a los 70° de flexión y el de máxima inestabilidad rotatoria posteromedial se da a los 60° de flexión. La ruptura exclusivamente de la banda posterior del haz anterior provoca cierta inestabilidad rotatoria posteromedial en flexión máxima (130°)<sup>172</sup>. La banda central del haz anterior se distingue de las otras dos bandas (anterior y posterior) que lo componen por el hecho de ser prácticamente isométrica, es decir, conserva la misma tensión durante casi todo el arco de movimiento. El haz posterior tiene una escasa contribución en la estabilidad en valgo pero si es más relevante a la hora de conservar la estabilidad rotatoria posteromedial. Su sección genera inestabilidad significativa en el codo<sup>170, 194</sup>.

La principal estructura ligamentaria que neutraliza las fuerzas en varo y en rotación externa sobre el codo, lo constituye el complejo ligamentario colateral lateral. De forma que la sección completa del complejo provoca la consiguiente inestabilidad en varo y rotatoria posterolateral, además de la subluxación de la cabeza radial<sup>195</sup>. El origen de este complejo coincide con el del eje de flexión del codo, de manera que presenta una tensión uniforme durante todo el rango de flexoextensión<sup>81</sup>. Esta estructura tiene una importancia tal, que se asume que es el primer estabilizador en lesionarse cuando se produce una luxación de codo<sup>174</sup>. Existe cierta controversia respecto al papel exacto que desempeñan cada uno de los componentes del complejo ligamentario colateral lateral<sup>196-199</sup>. Estudios recientes sugieren que el complejo ligamentario colateral lateral trabaja como una sola unidad funcional independientemente de sus varios componentes. Así, al seccionar de forma aislada el ligamento anular y el ligamento colateral lateral cubital, tan sólo se genera una mínima laxitud<sup>200</sup>. Si el ligamento anular permanece intacto, es necesario seccionar el ligamento colateral lateral cubital y el ligamento colateral radial para generar cierta inestabilidad rotatoria posterolateral y en varo-valgo<sup>196</sup>. Cuando la cabeza radial se escinde en presencia de una lesión concomitante del complejo lateral, se produce un incremento de la inestabilidad en varo y rotatoria posterolateral. Reemplazar la cabeza mejora el cuadro, pero la restauración

completa de la estabilidad no se logra hasta la reparación del complejo ligamentario colateral lateral<sup>201</sup>.

El ligamento anular es la principal estructura encargada de mantener en contacto la cabeza radial con la escotadura sigmoidea menor, manteniendo la articulación RCP estable<sup>202</sup>. El ligamento colateral accesorio contribuye a estabilizar el ligamento anular durante el estrés en varo<sup>203</sup>. El ligamento cuadrado fue estudiado por **Spinner et al.**<sup>204</sup>, quienes descubrieron que la parte anterior del mismo estabilizaba la articulación RCP en supinación máxima y la parte posterior hacía lo propio en pronación máxima. Por último, algunos autores defienden el papel del ligamento oblicuo en la limitación de la supinación máxima<sup>81, 203</sup>.

#### **I.r.10.- Estabilidad por acción muscular**

La musculatura que atraviesa el codo ejerce de estabilizador dinámico del mismo al coaptar la articulación<sup>205-207</sup>. La compresión dinámica ha demostrado que disminuye las posibles trayectorias de movimiento de las superficies articulares, aumentando el grado de constricción del codo<sup>208</sup>. La compresión ejercida por la musculatura también tiene un efecto protector sobre los estabilizadores estáticos del codo: por ejemplo, al lanzar un objeto el estrés en valgo generado es superior a la resistencia al fallo del ligamento colateral medial. Sin embargo, la contracción de la musculatura flexora-pronadora durante el lanzamiento aporta cierta estabilización dinámica que previene la ruptura del ligamento<sup>209</sup>.

**Askew et al.**<sup>210</sup> llevaron a cabo un estudio centrado en medir la fuerza isométrica desempeñada en la ejecución de los diferentes movimientos del codo. Considerando que la flexión (71 N m) y la de supinación (9 N m) alcanzaron los valores máximos de par, la extensión representaba un 61% del par de flexión y la pronación un 86% del par de supinación.

### **I.r.11.- Estabilidad y movilidad**

La rotación del antebrazo desempeña una función importante en la estabilidad del codo, especialmente con la movilización pasiva.

En el contexto de la flexión pasiva y una lesión del ligamento colateral medial, el codo es más estable en supinación. Si la lesión afecta al ligamento colateral lateral, entonces el codo es más estable en pronación<sup>196, 207</sup>.

Si nos hallamos ante una lesión de más del 50% de la altura de la apófisis coronoides, se ha comprobado que el codo es más estable en supinación que en pronación<sup>211</sup>.

En otro estudio se aborda la estabilidad en valgo del codo con el antebrazo en pronación, supinación y posición neutra, y en función de que el fascículo anterior del ligamento colateral medial esté o no dañado. Se observa que la pronación y la supinación aportan más estabilidad en valgo que la posición neutra: teóricamente, la pronación del antebrazo acarrearía cierta migración proximal del radio, que a su vez incrementaría la fuerza de reacción en la articulación radiocapitelar, aumentando así la estabilidad en valgo; respecto a cómo la supinación del antebrazo incrementa la estabilidad en valgo, se piensa que lo logra al provocar un aumento de tensión de la musculatura flexora-pronadora<sup>212</sup>.

### **I.r.12.- Factores de coaptación articular**

La coaptación longitudinal es el mecanismo por el cual la articulación del codo en extensión, cuando es más inestable, no se luxa, bien cuando se ejerce una fuerza hacia abajo (tracción longitudinal) como cuando se transporta un cubo de agua, bien cuando se ejerce una fuerza hacia arriba (presión longitudinal), como ocurre en una caída con el codo y la muñeca en extensión<sup>213</sup>.

La congruencia articular existente entre la tróclea y la cavidad sigmoidea mayor con el codo en extensión, es incapaz de garantizar por sí misma la resistencia a la tracción longitudinal. La coaptación queda asegurada en este caso por la participación

del complejo ligamentario medial y lateral y la musculatura tanto del brazo (tríceps braquial, bíceps braquial, coracobraquial) como del antebrazo (flexores-pronadores, extensores-supinadores). En máxima extensión del codo, la punta del olécranon se acopla por encima de la tróclea en la fosa olecraniana, lo que le proporciona a la articulación ulnohumeral cierta resistencia mecánica en sentido longitudinal. No obstante, es preciso recalcar que la articulación radiocapitelar tiene una configuración desfavorable para resistir a las fuerzas de tracción: la cabeza radial se luxa hacia bajo en relación al ligamento anular del radio: es el mecanismo desencadenado en el caso de la “pronación dolorosa de los niños”. El único elemento anatómico que impide el “descenso” del radio en relación al cúbito es la MI<sup>213</sup>.

Respecto a la resistencia a la presión longitudinal, sólo la resistencia ósea interviene mecánicamente en la figura de la cabeza radial y la apófisis coronoides (son por eso precisamente estas dos estructuras las que se suelen fracturar en las caídas con el codo en extensión).

Cuando el codo se encuentra en la posición de flexión igual o superior a 90°, la coaptación articular es mucho menos vulnerable ya que el cúbito es totalmente estable debido a que la gran cavidad sigmoidea está limitada por las dos potentes inserciones musculares del músculo tríceps braquial y del músculo coracobraquial. Sin embargo, el radio tiende a luxarse hacia anterior y proximal bajo la tracción del bíceps braquial. Tan sólo el ligamento anular del radio evita que se produzca esta luxación<sup>213</sup>.

### **I.r.13.- Transmisión de fuerzas**

Las fuerzas de compresión y cizallamiento a las que se ve sometida la articulación del codo son de cierta relevancia. Tras comprobar la magnitud de estas fuerzas en varias situaciones, algunos especialistas consideran erróneo considerar al codo como una articulación “libre de carga”<sup>214</sup>. Sirva como ejemplo el hecho de que una caída desde una altura mínima (6 cm) con el brazo extendido genera una fuerza de compresión axial sobre el codo que equivale al 50% del peso corporal<sup>215</sup>. Las cargas que atraviesan el codo se distribuyen en una relación de un 43% sobre la articulación ulnohumeral y un 57% a nivel de la radiocapitelar<sup>122</sup>. Las fuerzas de reacción que se

generan varían en función de la posición del codo. A nivel de la articulación radiocapitelar, la transmisión de fuerza es máxima con el codo entre 0° y 30° de flexión, y en pronación<sup>121</sup>. En cuanto a la articulación ulnohumeral, con el codo en extensión la fuerza se concentra a nivel de la apófisis coronoides, mientras que en flexión la fuerza se dirige hacia el olécranon<sup>216</sup>.

#### **I.r.14.- Visión general de la estabilidad**

Los estudios de sección transversa ligamentaria selectiva de **Morrey y An**<sup>168</sup> han mostrado que, en extensión, la resistencia a la sollicitación en valgo es compartida a partes iguales por el complejo del ligamento colateral medial, la cápsula y la congruencia articular. En flexión, el primer estabilizador para la sollicitación en valgo es el complejo del ligamento colateral cubital.

En extensión, la congruencia de la articulación del codo proporciona la mayoría de la resistencia a la sollicitación en varo, seguido de la cápsula anterior. En flexión, la articulación del codo se mantiene como estabilizadora primaria para la sollicitación en varo seguida de la cápsula anterior y del complejo del ligamentario colateral lateral respectivamente, siendo la contribución del complejo sólo del 9%.

La extensión del codo está limitada principalmente por la cápsula anterior y el haz anterior del ligamento colateral medial.

#### **I.s.- El antebrazo como unidad funcional**

El antebrazo humano está más enfocado a la movilidad que a la estabilidad. Por el contrario, en los peces, anfibios y aves prima la estabilidad a través de extremidades más rígidas. El paso a la bipedestación a lo largo de la evolución, liberó a la extremidad superior de su función motriz para enfatizar su libertad de movimiento sobre la estabilidad de la misma<sup>217</sup>. La regresión del hueso pisiforme y la aparición de la articulación sinovial radiocubital distal fueron hitos imprescindibles para el desarrollo

de la pronosupinación, y por ende, de una extraordinaria amplitud movimientos del antebrazo y la muñeca.

Es un hecho que en todos los vertebrados terrestres, el esqueleto del antebrazo, y también el de la pierna, está compuesto por dos huesos. La clave de esta configuración reside en el tercer grado de libertad de movimiento (pronosupinación) que aporta un antebrazo con dos componentes a una muñeca con dos grados de libertad (flexoextensión y pronosupinación). La hipotética alternativa a un antebrazo de dos huesos sería una enartrosis (como el hombro, que tiene tres grados de libertad) dispuesta en el extremo de un antebrazo con un solo hueso. Sin embargo, este modelo plantea toda una serie de problemas desde el punto de vista biomecánico. Una articulación de tipo enartrosis en la zona de la muñeca implica que la rotación entre las dos superficies, en un corto espacio, desencadena fuerzas de cizallamiento en todas las estructuras que cruzan a modo de puente la citada articulación, empezando por los tendones y los vasos.

Entre los siete grados de libertad que comporta la cadena articular del miembro superior, del hombro a la mano, la pronosupinación es uno de los más importantes ya que es indispensable para el control de la actitud de la mano. De hecho, este control permite la colocación óptima de la mano para alcanzar un objeto en un sector esférico de espacio centrado en el hombro y llevarlo a la boca: la pronosupinación es por lo tanto indispensable para la función de alimentación. También permite que la mano alcance cualquier punto del cuerpo con una finalidad de protección o de higiene. Además, la pronosupinación desempeña un papel esencial en todas las acciones de la mano, y en particular durante el trabajo<sup>125</sup>.

La pronosupinación es el movimiento de rotación del antebrazo en torno a su eje longitudinal. Este movimiento necesita la intervención de dos articulaciones mecánicamente unidas: la articulación RCP, que pertenece anatómicamente a la articulación del codo, y la articulación RCD, que difiere anatómicamente de la articulación radiocarpiana. Esta rotación longitudinal del antebrazo introduce un tercer grado de libertad en el complejo articular de la muñeca. Las dos articulaciones radiocubitales son coaxiales: su funcionamiento normal necesita que el eje de una sea la prolongación del eje de la otra sobre una misma recta que constituye la charnela de

pronosupinación y pasa por el centro de las cabezas cubital (fóvea) y radial (cúpula radial).

Además de compartir un mismo eje de movimiento, la pareja funcional de las articulaciones radiocubitales destaca por su congruencia simultánea: la posición de estabilidad máxima de la articulación RCD y la de la articulación RCP se consigue con el mismo grado de pronosupinación. Dicho de otro modo, cuando la cabeza del cúbito se sitúa en su máxima altura en la cavidad sigmoidea del radio, el contorno de la cabeza radial también logra su máxima altura en la pequeña cavidad sigmoidea del cúbito.

Entre la pronosupinación del antebrazo y la articulación radiocarpiana se observa un funcionamiento sinérgico claro: la actitud habitual de la mano en pronación o en posición intermedia es la inclinación cubital que “centra” la pinza tridigital sobre el eje de la pronosupinación, mientras que en supinación la mano se coloca más bien en inclinación radial favoreciendo así la presa de sostén, como cuando se transporta una bandeja<sup>125</sup>.

### **I.s.1.- Estabilidad axial**

Las funciones principales del antebrazo como unidad son: mantener las relaciones anatómicas y la estabilidad entre el cúbito y el radio; permitir los movimientos de pronosupinación; facilitar la distribución de cargas entre el radio y cúbito según se transfieren desde la muñeca al codo; y servir de punto de inserción para musculatura encargada de mover los dedos, la muñeca y el antebrazo. Para que todas estas funciones se puedan dar, es necesario que exista una estabilidad axial en el antebrazo: la cabeza del radio es el estabilizador axial primario, y la MI y el CFCT son los secundarios<sup>29, 49</sup>.

En el contexto de la escisión de la cabeza radial, se ha probado en varios estudios que tanto la MI como el CFCT son esenciales para el mantenimiento de la estabilidad longitudinal<sup>218, 219</sup>. En sus ensayos en cadáver, **Hotchkiss**<sup>55</sup> demuestra como el CFCT es responsable del 8% y la MI (la banda central concretamente) del 71% de la rigidez del antebrazo en ausencia de la cabeza del radio.

## I.s.2.- Fisiopatología de la inestabilidad

Sabemos que para que se genere cierto grado de inestabilidad radiocubital longitudinal es necesario un traumatismo axial de una energía tal, que provoque una fractura de entidad de la cabeza radial. Esta fractura puede o no estar acompañada de una lesión completa de la MI y del CFCT. Considerando que el médico tratante haya centrado su atención sólo en la fractura de cabeza radial, cosa no poco infrecuente dado lo descrito en la bibliografía<sup>9-11</sup>, se planteará como tratamiento la reducción abierta y osteosíntesis, la artroplastia de sustitución o la escisión de la cabeza radial. De optar por la escisión de la cabeza y en el supuesto de que estuvieran lesionados tanto la MI como el CFCT, se estaría abriendo la puerta a un posible cuadro de inestabilidad radiocubital longitudinal.

La escisión de la cabeza radial en el contexto de la integridad de los estabilizadores puede provocar una migración proximal del radio de hasta 7 mm sin que aparezca ningún tipo de sintomatología sugestiva de inestabilidad longitudinal<sup>29, 220</sup>. Sin embargo, cuando la cabeza radial se escinde y existe una lesión simultánea de la MI y el CFCT, es desplazamiento proximal del radio es de mayor magnitud básicamente porque la energía que llega a la muñeca tras una carga axial, al estar lesionada la MI, no se reparte entre radio y el cúbito a lo largo de su transmisión por el antebrazo. Tanto **Tomaino et al.**<sup>95</sup> como **Birkbeck et al.**<sup>100</sup> demostraron que en un antebrazo con una cabeza radial intacta y una MI lesionada, el reparto de carga entre radio y cúbito ya no se producía sino que toda la carga que llegaba a la articulación radiocarpiana de la muñeca se transmitía íntegramente a la articulación radiocapitelar del codo. Esta sobrecarga de la articulación radiocapitelar se podría traducir en artrosis precoz, pérdida de movilidad y dolor en el codo. Por otro lado, la migración proximal del radio provoca en la muñeca una alteración de la proporción de cargas que absorben el cúbito y el radio a este nivel. En condiciones normales, la articulación radiocarpiana absorbe el 70% de la carga aplicada a la muñeca, y la cúbitocarpiana el 30% restante<sup>29</sup>. Pues bien, se ha podido verificar que por cada mm de ascenso proximal del radio, se produce un incremento del 10% de la carga que absorbe la articulación cúbitocarpiana<sup>221</sup>. Unido a lo anterior, el acortamiento del radio respecto al cúbito al migrar proximalmente, conlleva implica cierta pérdida de congruencia articular a nivel de la escotadura

sigmoidea: la cabeza cubital se desplaza hacia dorsal en relación al carpo. La sobrecarga y la incongruencia articular se traducen en síntomas propios del síndrome de pinzamiento cúbitocarpiano y de la inestabilidad RCD.

A pesar de lo comentado, el escenario más frecuente no es aquel en el que la cabeza del radio se fractura y se acompaña de una ruptura completa de la MI y el CFCT, desencadenándose un cuadro de inestabilidad longitudinal aguda. Realmente, lo que suele ocurrir es una lesión parcial de la MI asociada a una fractura más o menos conminuta de la cabeza radial. Varios estudios han podido objetivar cómo la MI se convierte en el principal restrictor a la inestabilidad longitudinal del antebrazo una vez la cabeza del radio ha sido reseca<sup>55, 99</sup>. Teniendo en cuenta estos datos, al reseca la cabeza radial en el contexto de una MI más o menos dañada, se genera una situación de mayor estrés sobre una estructura debilitada, que puede colapsarse con la sollicitación de la extremidad superior, y, en definitiva, acabar generando un cuadro de inestabilidad radiocubital longitudinal diferido en el tiempo<sup>44</sup>.

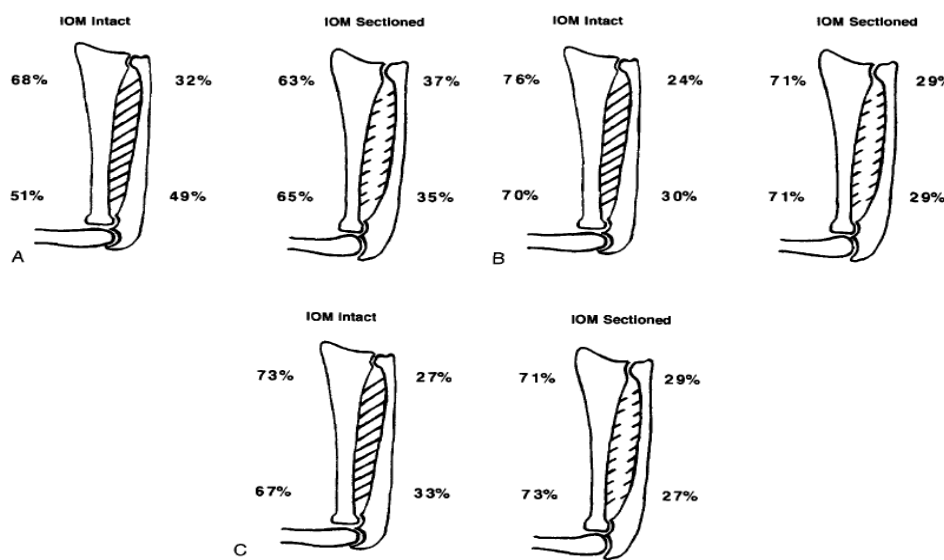
### **I.t.- Antecedentes de ensayos biomecánicos**

En la bibliografía hay recogidos una gran cantidad de estudios sobre el comportamiento biomecánico del antebrazo globalmente, y de sus componentes ligamentarios individualmente, bajo diferentes circunstancias. La revisión del estado del arte se centrará en aquellos estudios que están orientados a analizar el comportamiento del antebrazo en conjunto, como así lo pretende también nuestro modelo biomecánico de ensayo.

#### **I.t.1.- Ensayos de compresión**

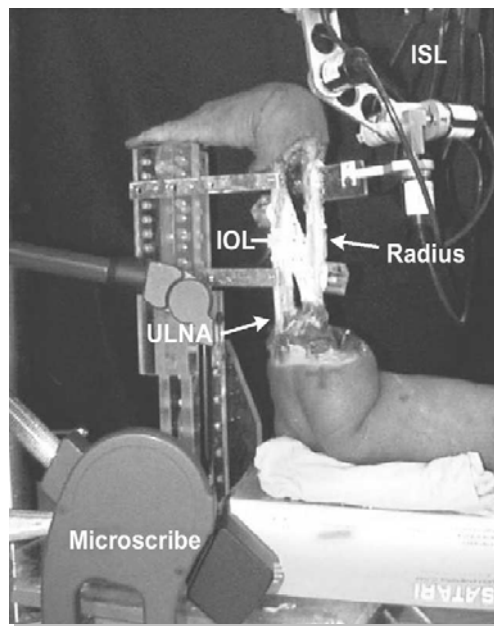
**Birkbeck et al.**<sup>100</sup> demostraron la transmisión de carga entre cúbito y radio bajo carga axial. Los ensayos consistían en la aplicación de una carga axial de compresión de 135 N sobre el antebrazo con el codo posicionado a 90° de flexión. Los ensayos se practicaron con distinto ángulo de pronosupinación del antebrazo, determinándose el porcentaje de transmisión de carga medida sobre el cúbito y radio distal y proximal, en

dos supuestos con la membrana sana y sin membrana. Determinó que la transmisión de carga es mayor en la posición de supinación. También comprueba que la sección de la MI hace desaparecer la transmisión de cargas del radio al cúbito, de manera que se comportan como estructuras independientes, fig. 31.



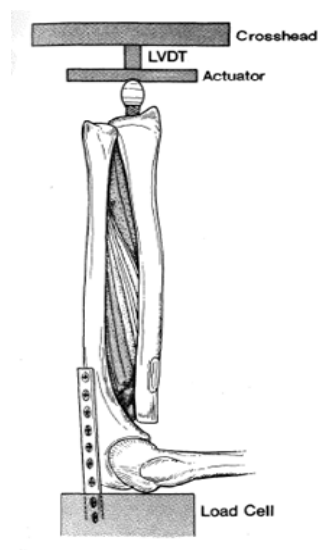
**Figura 31.** Distribución de cargas entre cúbito y radio según estado de la membrana interósea y la pronosupinación del antebrazo (A: supinación; B: neutra; C: pronación) de acuerdo con Birkbeck et al.<sup>100</sup>

Gabriel et al.<sup>222</sup>, usando el montaje de la figura 32, sin aplicación de carga, variando el ángulo de pronosupinación, midió la distribución de deformaciones sobre la membrana interósea en la zona proximal, distal y central de la misma. Encontrando que la máxima deformación se produce en la zona distal en supinación y la mínima en la misma zona en pronación. La consecuencia clínica de este hallazgo en la cirugía reconstructiva de la membrana, implica la colocación de la plastia (elemento de sustitución) en máxima supinación.



*Figura 32. Modelo de ensayo y dispositivo de medición según Gabriel et al. <sup>222</sup>.*

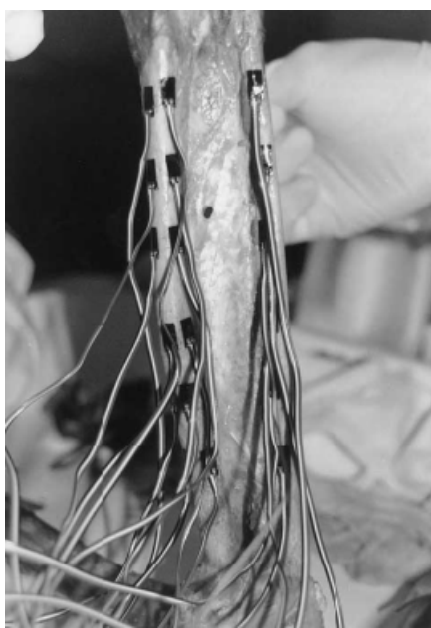
**Hotchkiss et al.<sup>55</sup>**, en los ensayos a compresión según el esquema de la figura 33, llegan a la conclusión de que la banda central de la membrana es la responsable del 71% de la rigidez, frente al 8% del TFCC, una vez se ha escindido la cabeza del radio. Con el mismo montaje probaron una prótesis de silicona para la cabeza del radio, llegando a la conclusión de que la rigidez que presentan no es suficiente para evitar la migración proximal del radio ante esfuerzos compresivos.



*Figura 33. Montaje según el ensayo de Hotchkiss et al <sup>55</sup>.*

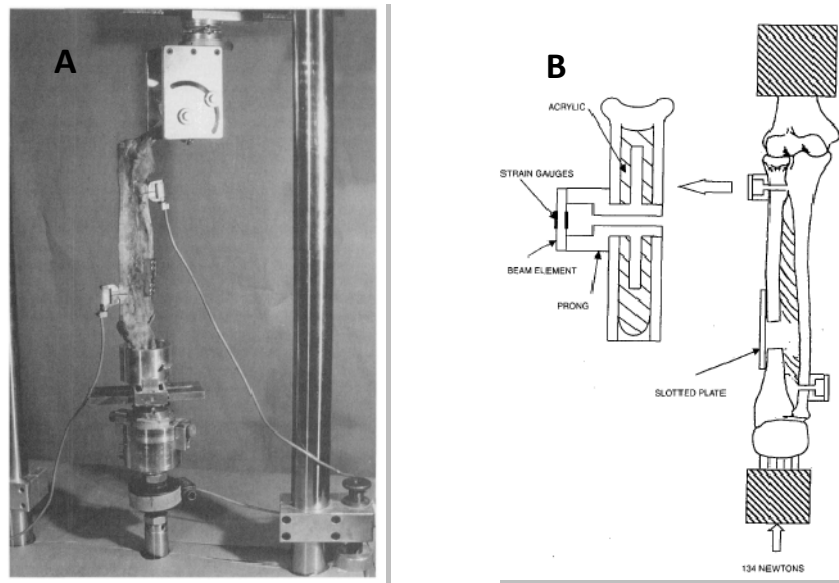
**Kaufmann et al.**<sup>223</sup>, mediante extensometría, analizaron los cambios producidos en cúbito y radio frente a una carga de compresión (45 kg) en dos supuestos: con la membrana intacta y tras reseca la membrana. Concluyendo que se produce un aumento el momento flector cuando la membrana interósea ha sido eliminada. Para la aplicación de carga el montaje usado fue similar al utilizado por **Hotchkiss et al.**<sup>55</sup>, con las galgas distribuidas a los largos del cúbito y el radio, fig. 34.

**Markolf et al.**<sup>14</sup> llevaron a cabo ensayos de compresión como según la imagen y el esquema de la figura 35. Bajo una carga de 135 N sobre el soporte del metacarpo, el antebrazo era rotado desde supinación a pronación. El ensayo se repetía en diferentes posiciones del codo (neutro, varo y valgo). Concluyeron que con el codo en valgo (hay contacto entre la cabeza del radio y el *capitellum*) no se encontraron diferencias en las



**Figura 34.** Distribución de galgas extensiométricas según estudio de **Kaufmann et al.**<sup>223</sup>.

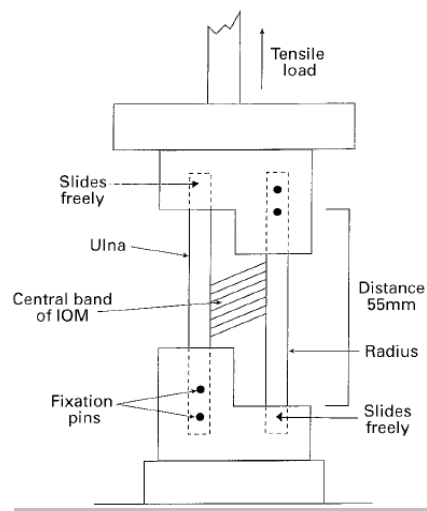
distintas posiciones de flexo extensión del codo. Con el antebrazo en rotación neutral encontraron una insignificante acción de la membrana interósea mientras que en la posición de varo se observó un claro papel de la membrana interósea en la transmisión de carga.



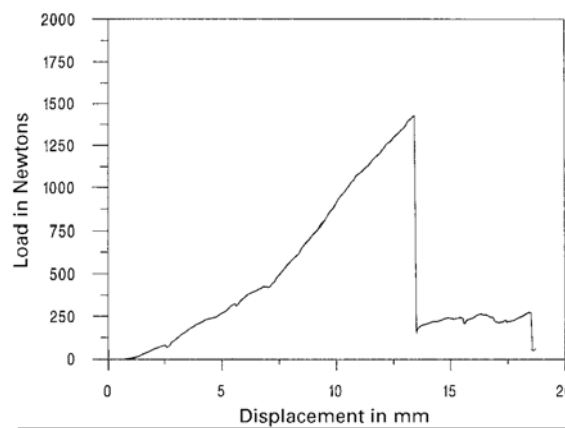
**Figura 35.** (A) Imagen y (B) diagrama del montaje utilizado por *Markolf et al.*<sup>14</sup>

### I.t.2.- Ensayos de tracción

**Wallace et al.**<sup>74</sup> realizaron ensayos a tracción sobre la banda central de la membrana interósea conservando la inserción de la misma en el cúbito y en el radio. Tras seccionar los extremos proximal y distal de los mismos, se colocaban según la disposición que muestra la figura 36 y se procedía a traccionar de la parte proximal del radio. Los datos de fuerza y desplazamiento, fig. 37, obtenidos permiten calcular la rigidez de la membrana, representada por la pendiente de la gráfica fuerza frente a desplazamiento. Los ensayos permitieron encontrar la carga de rotura  $1038 \pm 308$  N y una elongación máxima de  $10.34 \pm 2.46$  mm. La rigidez media de la membrana resultó ser de  $190 \pm 44$  mm.

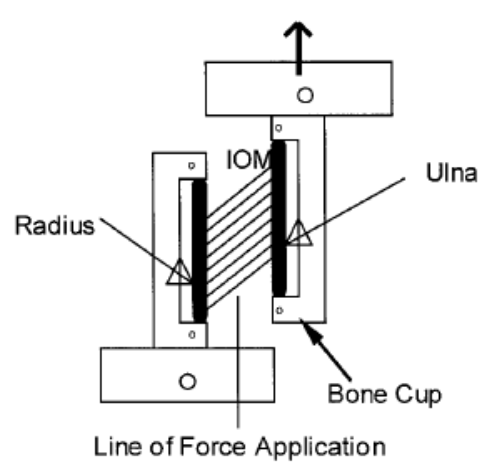


**Figura 36.** Diagrama del montaje a tracción utilizado por *Wallace et al.*<sup>74</sup>



**Figura 37.** Curva de carga y desplazamiento según estudio de *Wallace et al.*<sup>74</sup>

**McGinley et al.**<sup>224</sup> con un montaje casi idéntico al anterior, fig. 38, ensayaron 11 especímenes de edades entre los  $74 \pm 6.9$  años, con el fin de establecer la evolución de las propiedades de la membrana con la edad. En éste caso las medidas fueron expresadas en términos de deformación y tensión. Los valores obtenidos por **McGinley** para la fuerza de rotura  $1101 \pm 191$  N, tensión de rotura de  $13.98 \pm 4.85$  MPa, y un módulo elástico de  $135.29 \pm 41.57$  MPa.



**Figura 38.** Diagrama del montaje según McGinley et al.<sup>224</sup>

## **I.u.- Objetivos e hipótesis de trabajo**

### **Objetivos**

#### **Objetivo general**

El objetivo general de la tesis es comprobar la necesidad, en términos de estabilidad longitudinal del antebrazo, de reparar la membrana interósea en el contexto de la lesión de Essex-Lopresti.

#### **Objetivos particulares**

Para lograr el objetivo general es necesario abordar una serie de objetivos particulares cuyo fundamento es comparar entre sí los resultados de los ensayos de esfuerzos cortantes a los que son sometidos antebrazos sanos, con la MI sin reparar y con la MI reparada. Los objetivos particulares del estudio serían los siguientes:

1. Determinar el comportamiento a tracción de un antebrazo sano que conserva la articulación RCD y la banda central originales (grupo control).
2. Determinar el comportamiento a tracción de un antebrazo con lesión de Essex-Lopresti tras la reconstrucción exclusivamente de la articulación RCD (grupo B de ensayos).
3. Determinar el comportamiento a tracción de un antebrazo con lesión de Essex-Lopresti tras la reconstrucción de la articulación RCD y de la banda central de la MI (grupo C de ensayos).
4. Comparar el comportamiento a tracción de un antebrazo sano frente a otro con lesión de Essex-Lopresti cuya articulación RCD ha sido reconstruida.
5. Comparar el comportamiento a tracción de un antebrazo sano frente a otro con lesión de Essex-Lopresti cuya articulación RCD y banda central han sido reconstruidas.
6. Comparar el comportamiento a tracción de un antebrazo con lesión de Essex-Lopresti cuya articulación RCD ha sido reconstruida, frente a un antebrazo con lesión de Essex-Lopresti cuya articulación RCD y banda central han sido reconstruidas.

### **Hipótesis de trabajo**

La hipótesis de partida que plantea este trabajo de investigación es que si la reparación de la banda central de la MI no es indispensable, desde un punto de vista biomecánico, para reestablecer la estabilidad longitudinal en un antebrazo con la lesión de Essex-Lopresti, entonces, ¿sería suficiente con reparar la articulación RCD y sintetizar o reemplazar la cabeza del radio fracturada?

## **II. MATERIAL Y MÉTODOS**

### **II.a.- Características de la muestra en cadáver**

Para realizar el estudio se utilizaron un total de 26 antebrazos frescos congelados de cadáver. La edad de los donantes oscilaba entre los 48 y los 85 años, con una media de 70,2 años. Diez antebrazos eran izquierdos y los 16 restantes derechos. Pertenecían en 19 casos a varones y en 7 casos a mujeres. Los antebrazos se mantuvieron congelados a una temperatura constante de  $-21^{\circ}$  hasta su utilización.

### **II.b.- Protocolo de ensayo en cadáver**

#### **II.b.1.- Fundamentos del ensayo mecánico**

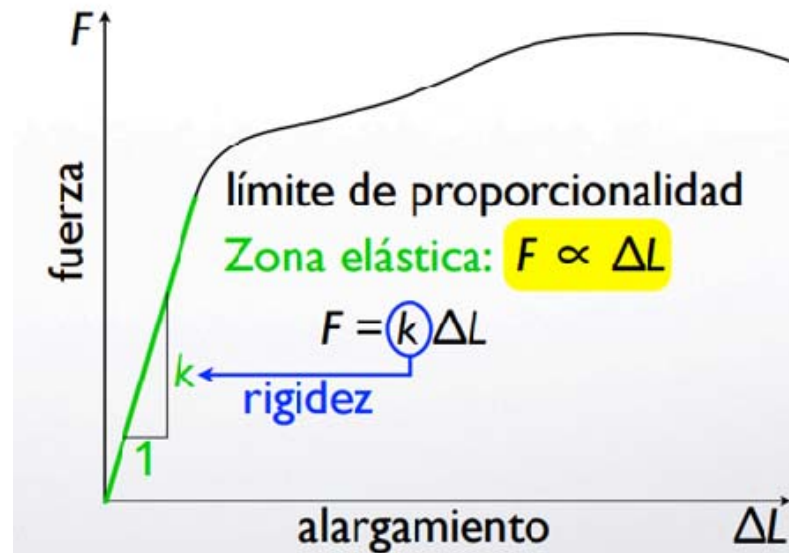
Los ensayos de tracción axial consisten en someter a una probeta (muestra) a una fuerza axial en direcciones opuestas. El objetivo de estos ensayos es conocer algunas propiedades del material ensayado (probeta) y conocer su comportamiento frente a este tipo de sollicitaciones.

Durante el ensayo se registra la fuerza y el desplazamiento al que la probeta se ve sometida. Es posible pasar de fuerza a tensión, a partir del área de la probeta, y del desplazamiento a la deformación, cuando se ensaya con probetas normalizadas (con geometría conocida y determinada).

A partir de las gráficas de tensión frente a deformación o fuerza frente a desplazamiento, como la mostrada a continuación, fig. 39, se pueden determinar magnitudes de interés: la resistencia elástica, resistencia última y rigidez del material.

Según la gráfica obtenida dependiendo del material, podrán encontrarse o no zonas lineales. En estas zonas lineales podrá obtenerse la constante de proporcionalidad, llamada rigidez (K) y el valor de la tensión a partir del cual se pierde la linealidad, conocido como resistencia elástica, que se corresponde con un valor de fuerza. Esta zona se identifica con lo que se conoce como comportamiento elástico, y no todos los materiales presentan este comportamiento. Cuando la gráfica pierde linealidad el

material deja de presentar un comportamiento elástico pudiendo presentar a continuación un comportamiento plástico.

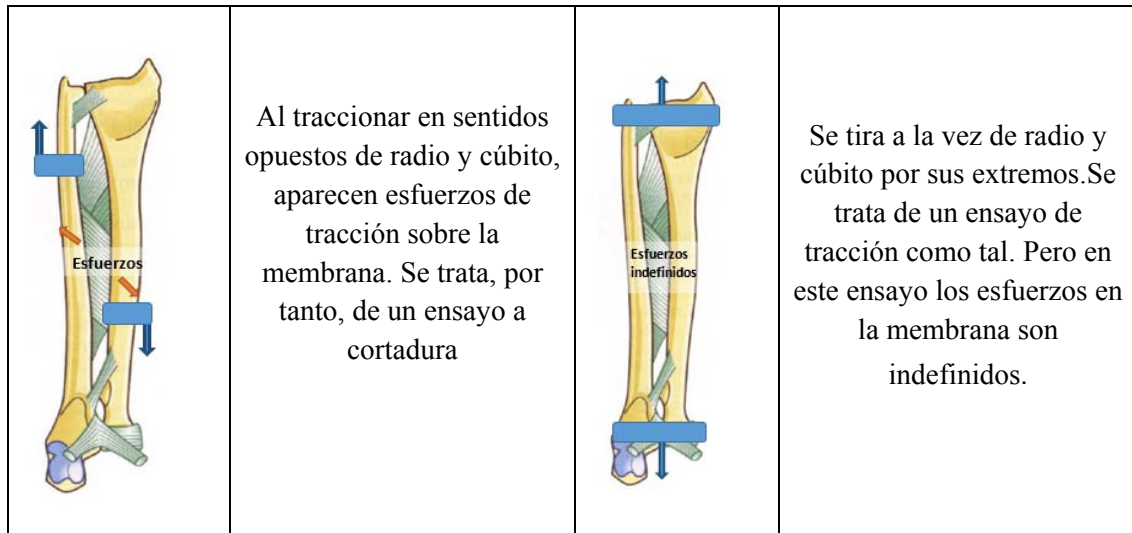


**Figura 39.** Gráfica de fuerza frente a alargamiento en ensayos a tracción: la zona elástica de la curva es aquellas en la que existe una proporcionalidad lineal entre fuerza y desplazamiento.

La resistencia última es la tensión a la que se produce la rotura, relacionándose directamente con la carga última (fuerza). La cantidad de energía que almacena una material antes de romperse se conoce como tenacidad. Puede calcularse como el área bajo la curva entre el desplazamiento (deformación) nulo y el desplazamiento (deformación) correspondiente al límite de rotura (según nos encontremos en la gráfica fuerza-desplazamiento o tensión-deformación, ya que son equivalentes).

En el caso de los presentes ensayos, la probeta no está normalizada, ni es un único material, sino que se está ensayando la estructura completa (el antebrazo formado por hueso, ligamentos, cápsula...). Por todo esto, es necesario extrapolar los conceptos anteriores, interpretando los resultados obtenidos en la curva fuerza-desplazamiento, con las indicaciones ya realizadas y tener en cuenta las consideraciones biomecánicas comentadas a continuación, fig. 40. Además, el punto de anclaje de las mordazas a las muestras hace que los ensayos practicados en el antebrazo sean ensayos a cortadura, como se muestra en las imágenes a continuación. Pero se introdujo la explicación de los

ensayos a tracción, para facilitar la comprensión de las magnitudes y comportamientos observados en las gráficas.



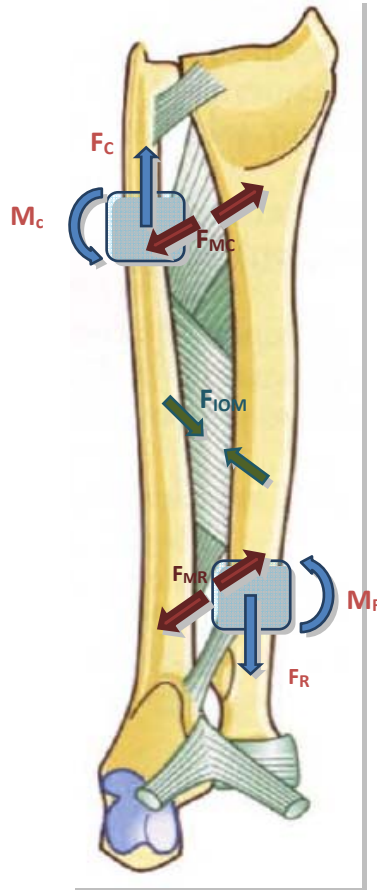
**Figura 40.** Diferencia entre ensayos mecánicos a tracción y a cortadura. Elaboración propia sobre ilustración de *Kapandji*<sup>225</sup>

## II.b.2.- Consideraciones biomecánicas

El ensayo de tracción practicado sobre el conjunto del antebrazo consiste en la aplicación de dos fuerzas iguales y de sentido contrario. Para ello se coloca una mordaza sobre el cúbito y otra sobre el radio. Estas mordazas transmiten al conjunto del antebrazo las fuerzas ( $F_C$  y  $F_R$ ) de sentidos opuestos y un momento de sentido contrario al generado por el par de fuerzas ( $M_C$  y  $M_R$ ) que impide que la estructura gire en sentido antihorario, fig. 41.

Al colocar las mordazas en estas posiciones el antebrazo se somete a un esfuerzo cortante, de tal forma que la membrana queda traccionada, es decir, tiende a elongarse. Considerando la estructura compuesta por ambos huesos y su unión en muñeca y codo, podemos representar como fuerzas externas, además de las transmitidas por las mordazas, la fuerza ejercida por la membrana ( $F_{IOM}$ ) y las fuerzas de contactos indeseables de las mordazas ( $F_{CM}$  y  $F_{RM}$ ). Estas últimas fuerzas aparecen como consecuencia del contacto de la mordaza situada en uno de los huesos con el otro hueso.

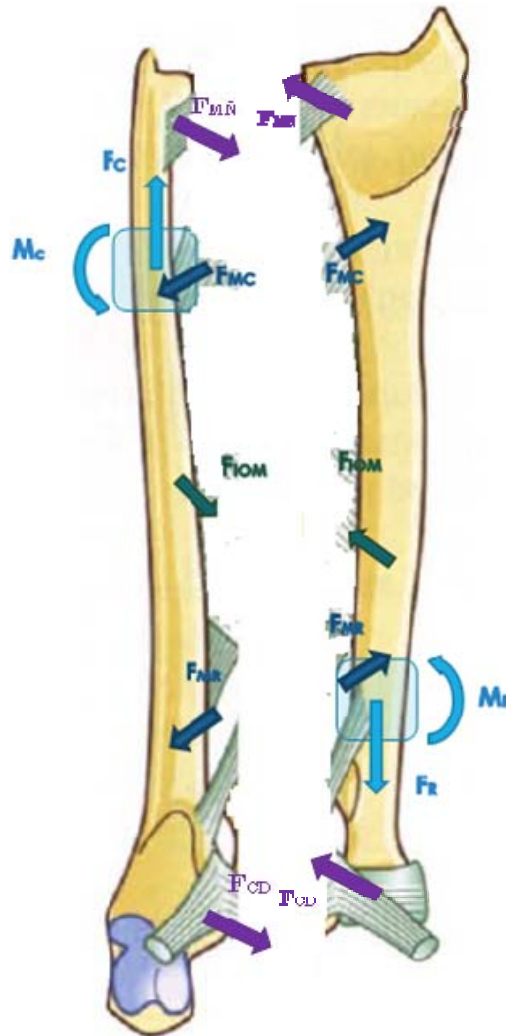
Se trata de un suceso indeseado que ocurre en algunos casos como consecuencia del desplazamiento relativo entre los huesos durante el ensayo, fig. 42.



**Figura 41.** Fuerzas exteriores generadas sobre el antebrazo durante el ensayo.  $F_C/F_R$ : fuerza de tracción sobre el cúbito y radio respectivamente;  $M_C/M_R$ : momento que ejerce la mordaza sobre cúbito y radio, respectivamente;  $F_{IOM}$ : fuerza de tensión sobre la membrana interósea;  $F_{MC}$   $F_{MR}$ : fuerza que la mordaza ejerce sobre cúbito y radio respectivamente. Elaboración propia sobre ilustraciones según **Kapandji**<sup>225</sup>

Teniendo en cuenta las consideraciones anteriores, un ensayo será considerado como satisfactorio cuando no se produzca ningún efecto indeseado, como el contacto de las mordazas, el deslizamiento de las mismas y/o la rotura del hueso. En el caso de que se produjese alguno de estos efectos, los datos a partir del momento en el que se produzca el efecto no serán tenidos en cuenta.

En el caso de que el espécimen fresco haya sido sometido a otra intervención que implique comprometer la integridad estructural o muscular o ligamentosa requerida para el ensayo, será desestimado como ensayo válido.



**Figura 42.** Fuerzas exteriores generadas sobre el cúbito y el radio durante el ensayo.  $F_C/F_R$ : fuerza de tracción sobre el cúbito y radio respectivamente;  $M_C/M_R$ : momento que ejerce la mordaza sobre cúbito y radio, respectivamente;  $F_{IOM}$ : fuerza de tracción transmitida por la membrana interósea;  $F_{MC}$   $F_{MR}$ : fuerza que la mordaza ejerce sobre cúbito y radio respectivamente (efecto indeseado);  $F_{MN}$ : fuerza ejercida por los ligamentos de la muñeca  $F_{CD}$ : fuerza ejercida por los ligamentos del codo. Elaboración propia sobre ilustraciones según Kapandji<sup>225</sup>

### II.b.3.- Preparación de los especímenes

El periodo de ensayo de los antebrazos de cadáver transcurrió entre Febrero del 2013 y Noviembre del 2014 en el Laboratorio de Resistencia de Materiales de la Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales de la Universidad Politécnica de Madrid. Los antebrazos fueron descongelados a temperatura ambiente (entre 21° y 24°) durante unas 18 horas aproximadamente. En el tiempo transcurrido hasta su ensayo, se mantuvo la hidratación de los antebrazos con suero salino. Posteriormente, se procedió a la disección de los mismos resecaando piel, tejido celular subcutáneo, nervios, vasos, músculos y tendones. A nivel distal se desarticuló la muñeca a través de la articulación radiocarpiana, separando el carpo y el resto de la mano del antebrazo. A nivel proximal se practicó una osteotomía del húmero unos 4 o 5 cm proximalmente a la interlínea articular del codo. De manera que sólo se conservaron las estructuras óseas, capsulares y ligamentosas de la articulación RCD, el codo y el resto del antebrazo. Así mismo, de la MI tan sólo conservaremos la banda central, fig. 43. En los especímenes en los que se fueran a practicar reconstrucciones de la articulación RCD y/o de la MI, se extrajeron además los tendones del *extensor indicis proprius* - en adelante EIP - y del *flexor carpi radialis*, fig. 44.



**Figura 43.** Antebrazo de cadáver después de la disección

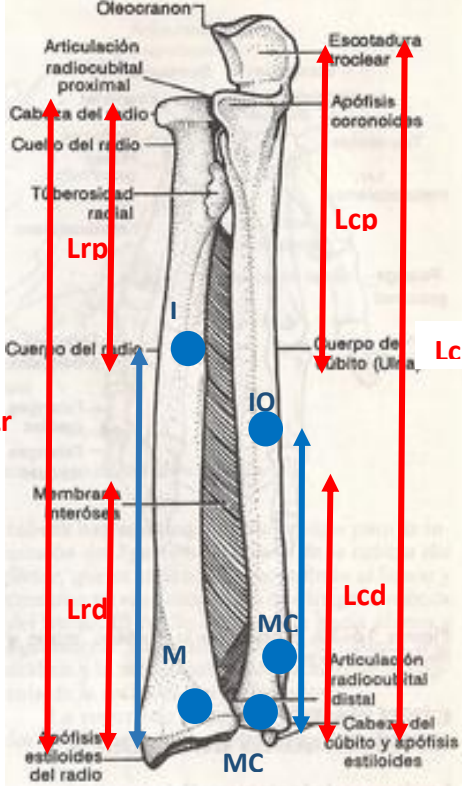


**Figura 44.** (A) Tendón *flexor carpi radialis* y (B) *extensor indicis proprius* extraídos del antebrazo.

Después de la disección, se comprobó la integridad de las estructuras cápsuloligamentosas del codo, la zona intermedia del antebrazo y la articulación RCD.

A continuación, se completó una ficha con una serie de datos antropométricos y de características de los puntos de ensayo (RCD y MI) de cada uno de los antebrazos antes de ensayarlos, fig. 45.

En cada espécimen de ensayo se midió también el espesor de la banda central en seis puntos equidistante a lo largo de toda su longitud. Las mediciones se realizaban con un micrómetro electrónico (Mitutoyo Elecont Micrometer, Kawasaki, Japón), fig. 46.

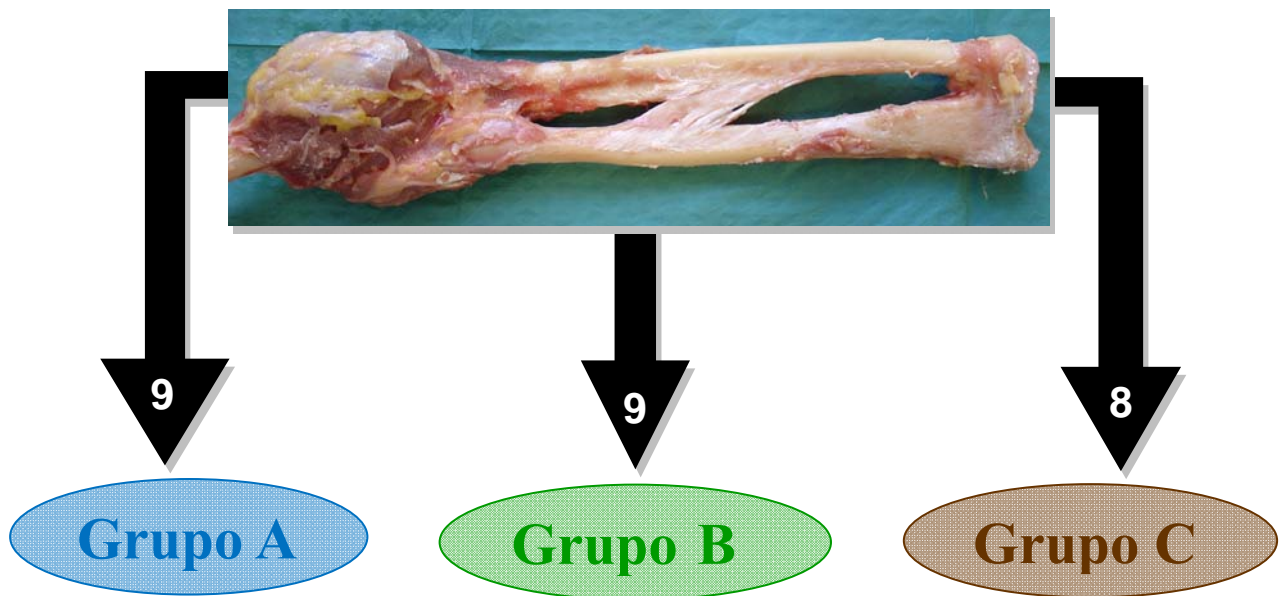
| Muestra  |                             |  |
|--|-----------------------------|--|
| Fecha  |                             |  |
|  | <b>Dimensiones (cm)</b>     |  |
|  | LC                          |  |
|  | Lcp                         |  |
|  | Lcd                         |  |
|  | Lr                          |  |
|  | Lrp                         |  |
|  | Lrd                         |  |
|  | <b>Espesor membrana (µ)</b> |  |
|  | 1                           |  |
|  | 2                           |  |
|  | 3                           |  |
|  | 4                           |  |
|  | 5                           |  |
|  | 6                           |  |
| <b>Media</b>   |                             |  |

**Figura 45.** Ficha de caracterización de cada espécimen ensayado. (Lr) longitud total del radio. (Lrp/Lrd) longitud de la mitad proximal/distal del radio en función de la inserción de la MI. (Lc) longitud total del cúbito. (Lcp/Lcd) longitud de la mitad proximal/distal del cúbito en función de la inserción de la MI. (I) diámetro del túnel de inserción radial de la plastia de la banda central. (IO) diámetro del túnel de inserción cubital de la plastia de la banda central. (M) diámetro del túnel radial para plastia de articulación RCD. (MC) diámetro del túnel cubital para plastia de art. RCD



**Figura 46.** Medición del espesor de la banda central en seis puntos equidistantes

Posteriormente, se distribuyeron aleatoriamente todos los antebrazos entre los tres grupos creados para el estudio: A, B y C, fig. 47. Nueve antebrazos fueron asignados al grupo A (control): en este grupo tanto la membrana interósea como la articulación RCD estaban intactas. El grupo de estudio B constaba de otros nueve especímenes: en estos se procedió a reseca completamente los componentes de la articulación RCD y la membrana interósea, para luego reconstruir la articulación RCD mediante ligamentoplastia. Por último, al grupo C se le asignaron ocho especímenes: en ellos se reseca tanto la membrana interósea como los componentes de la articulación RCD original, y se reconstruyeron ambos mediante ligamentoplastia, fig. 48.



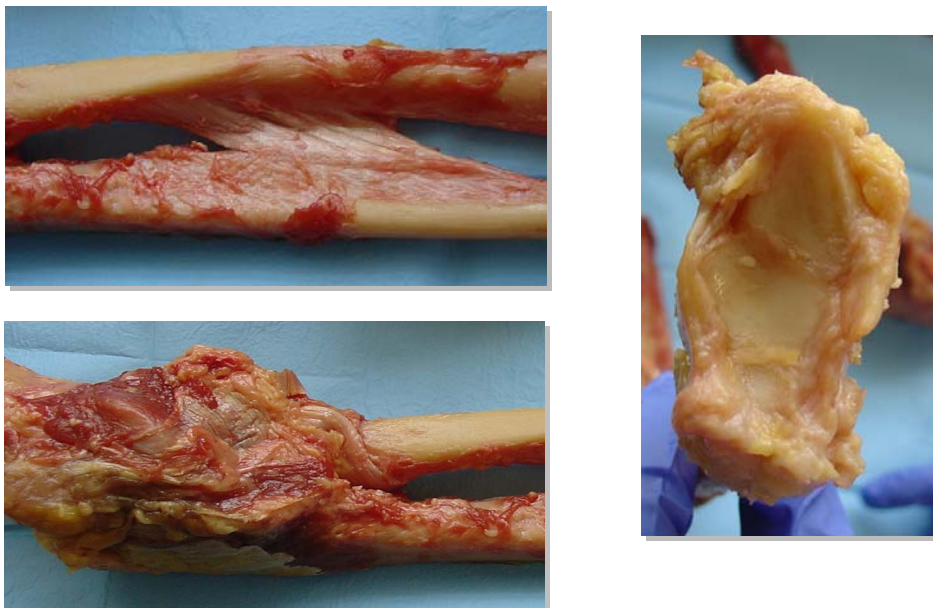
**Figura 47.** Distribución aleatoria de especímenes entre los tres grupos de estudio

|                |                         |                      |                         |
|----------------|-------------------------|----------------------|-------------------------|
| <b>Grupo A</b> | <b>Cabeza del Radio</b> | <b>Banda central</b> | <b>Articulación RCD</b> |
|                | Indemne                 | Indemne              | Indemne                 |
| <b>Grupo B</b> | <b>Cabeza del Radio</b> | <b>Banda central</b> | <b>Articulación RCD</b> |
|                | Indemne                 | No reparada          | <b>Reconstruida</b>     |
| <b>Grupo C</b> | <b>Cabeza del Radio</b> | <b>Banda central</b> | <b>Articulación RCD</b> |
|                | Indemne                 | <b>Reconstruida</b>  | <b>Reconstruida</b>     |

*Figura 48. Características de los tres grupos de estudio*

#### II.b.4- Preparación especímenes grupo A

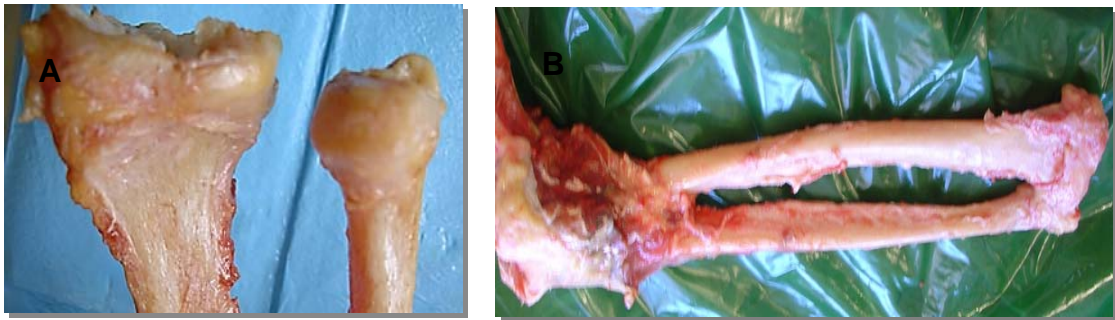
En los antebrazos del grupo A o control se procedía a reseca todos los tejidos manteniendo intactos los componentes cápsuloligamentosos del codo, la articulación RCD y la banda central de MI, fig. 49. Una vez hecho esto, los especímenes ya estaban preparados para ser ensayados.



*Figura 49. Características del grupo de ensayo A*

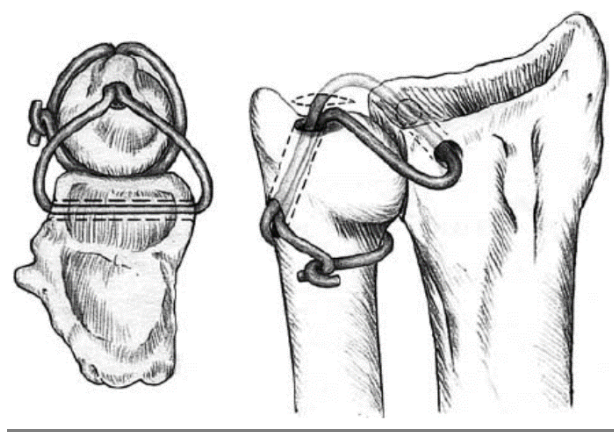
### II.b.5.- Preparación especímenes grupo B

En los antebrazos asignados al grupo de ensayo B se eliminaban durante la disección tanto la MI en su totalidad como las estructuras de la articulación RCD, fig. 50.



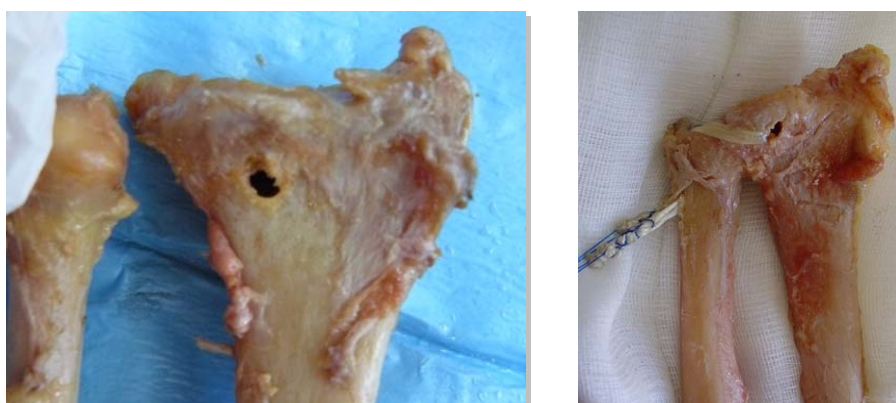
*Figura 50. (A) Resección de estructuras de la articulación RCD y (B) de la MI*

Posteriormente, de estos dos elementos del antebrazo, sólo se reemplazaban los ligamentos radiocubitales volares y dorsales de la articulación RCD mediante una ligamentoplastia con injerto tendinoso de EIP según la técnica descrita por **Adams**<sup>226</sup>, fig. 51.



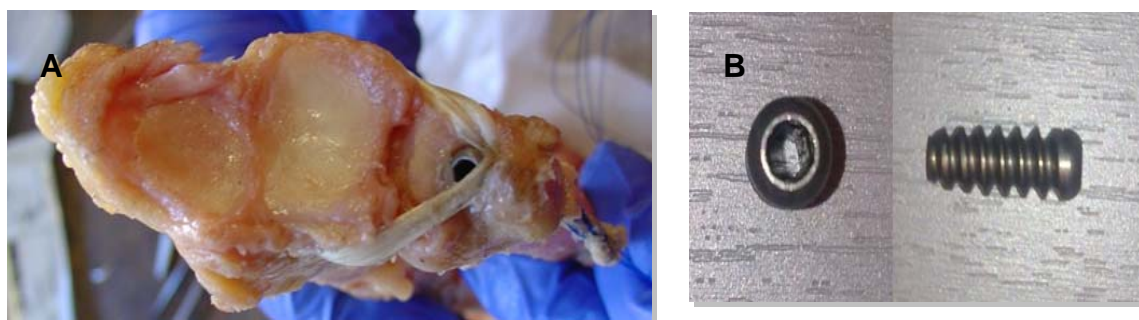
*Figura 51. Técnica de reconstrucción de los ligamentos radiocubitales mediante ligamentoplastia según Adams et al.<sup>226</sup>.*

Inicialmente se practicaba un túnel de 4 mm de diámetro en el radio inmediatamente proximal y lateral a la fosita semilunar y a la escotadura sigmoidea respectivamente, fig. 52. En el cúbito se realizó un túnel de 5 mm de diámetro a nivel de la fóvea en sentido proximal y siguiendo la dirección de la diáfisis. Este túnel se abocaba a la cara medial del cúbito a través otro túnel practicado en su cortical medial. La plastia ligamentosa se pasaba por el túnel radial y luego ambos extremos de la misma se hacían converger en el túnel cubital.



**Figura 52.** Túnel en radio distal

La fijación de la plastia, a diferencia de la técnica original, se realizó utilizando un tornillo metálico interferencial Arthrex (Arthrex Inc, Florida, EE.UU) de 5,25 mm introducido en el túnel cubital, fig. 53. El autor fue siempre el encargado de aplicar manualmente la máxima tensión posible a la plastia en el momento de su fijación.



**Figura 53.** (A) Visión axial de la disposición de la ligamentoplastia de la articulación RCD. (B) tornillo interferencial metálico de fijación

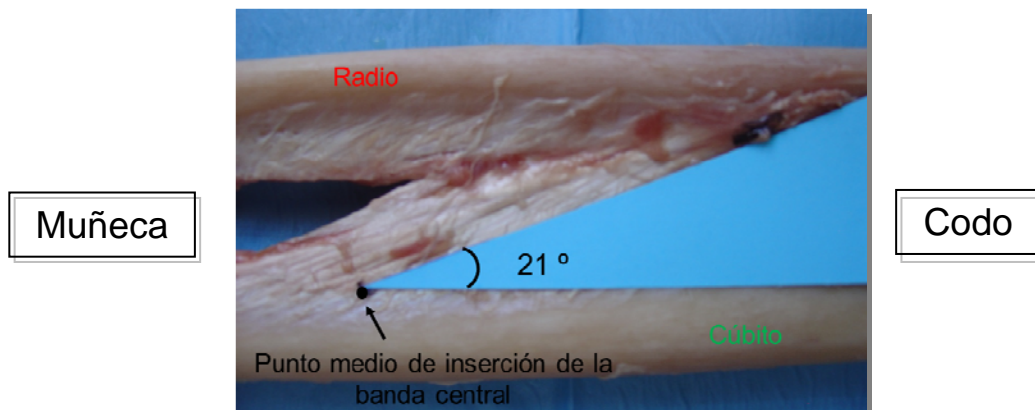
## II.b.6.- Preparación especímenes grupo C

Con los especímenes del grupo C se seguía el mismo procedimiento que el llevado a cabo con los del grupo B, pero en este caso, además de reemplazar los ligamentos de la articulación RCD también se sustituía la banda central de la MI.

En primer lugar, se localizaba el punto medio de inserción de la banda central en el cúbito, fig. 54. A continuación, partiendo de este punto, se buscaba su lugar de inserción correspondiente en el radio siguiendo una línea con una angulación de  $21^\circ$  respecto al eje del cúbito<sup>99</sup>, fig. 55.



**Figura 54.** Localización del punto medio de inserción cubital de la banda central

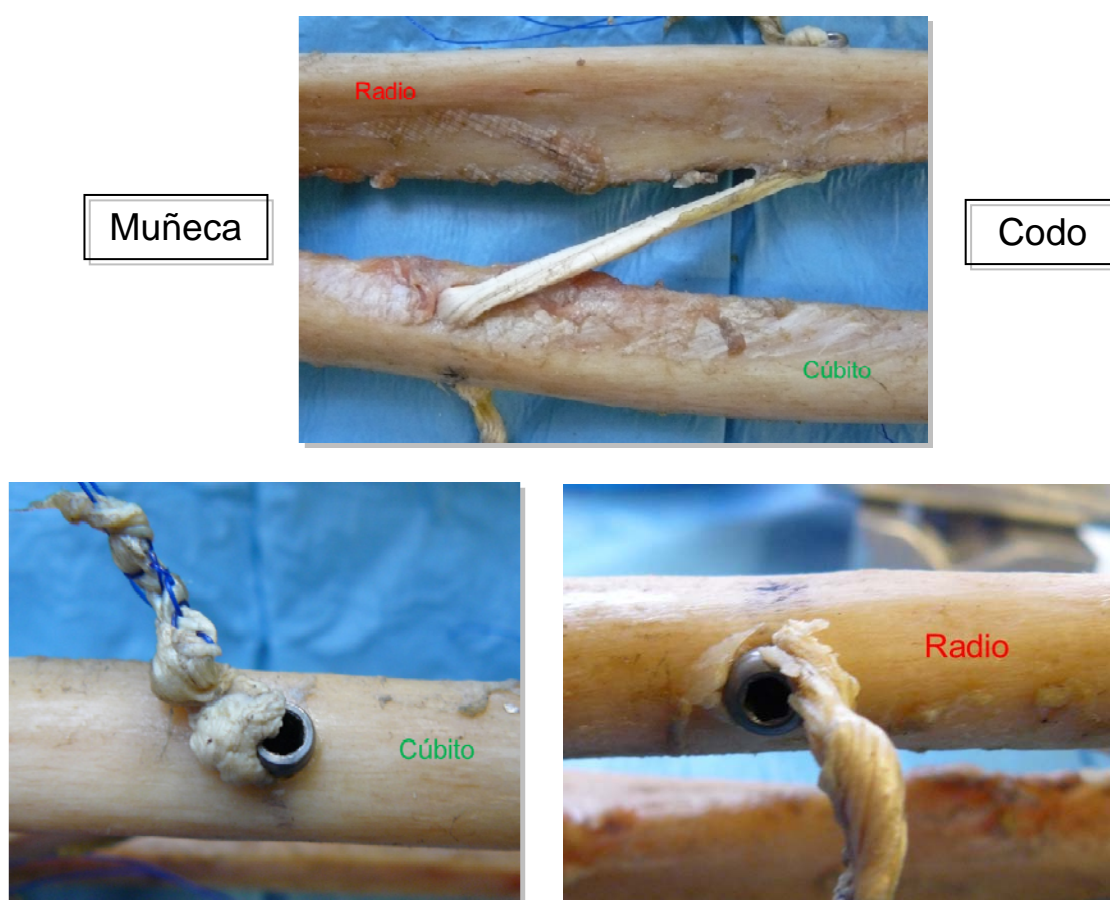


**Figura 55.** Localización del punto de inserción radial correspondiente al punto medio de inserción cubital de la banda central



**Figura 56.** Plastia de hemi-flexor carpi radialis preparada para ser fijada

El paso siguiente consistía en realizar un túnel en los puntos de inserción localizados en la diáfisis del cúbito y del radio. El túnel cubital tenía un diámetro de 4,5 mm y el radial de 5 mm. Una vez hechos los túneles, se dividía el tendón del *flexor carpi radialis* longitudinalmente en dos mitades y se tomaba una de ellas como plastia de la banda central, fig. 56. Para fijar la plastia de hemi-FCR se utilizó un tornillo metálico interferencial Arthrex (Arthrex Inc., Florida, EE.UU) de 4,75 mm de diámetro en el cúbito y de 5,25 mm en el radio. La plastia se fijó aplicando manualmente la máxima tensión posible con el antebrazo en pronosupinación neutra, fig. 57.



**Figura 57.** Fijación de la plastia de hemiflexor carpi radialis con tornillos metálicos interferenciales en la diáfisis del cúbito y del radio.

### II.b.7.- Utillaje

Para poder someter al cúbito y al radio a tracción era indispensable crear unas estructuras que los sujetasen firmemente al dispositivo de tracción (Instron Corporation,

Massachusetts, Estados Unidos) sin interferir en el desarrollo del ensayo. Inicialmente diseñamos unas mordazas basadas en tornillos terminados en punta que hacían presa en la cara anterior y posterior de los huesos, fig. 58. Este diseño demostró no ser válido ya que al ir incrementando las fuerzas de tracción durante el ensayo los tornillos se clavaban aún más en el hueso provocando la fractura del mismo.



*Figura 58. Modelo de mordaza basado en tornillos acabados en punta.*

Con el siguiente modelo de mordaza intentamos subsanar este problema colocando unas pequeñas plataformas en la punta de los tornillos que se adaptaban a la forma de la diáfisis e incrementaban la superficie de contacto, fig. 59. Sin embargo,



*Figura 59. Modelo de mordaza basado en tornillos con plataformas adaptadas al hueso*

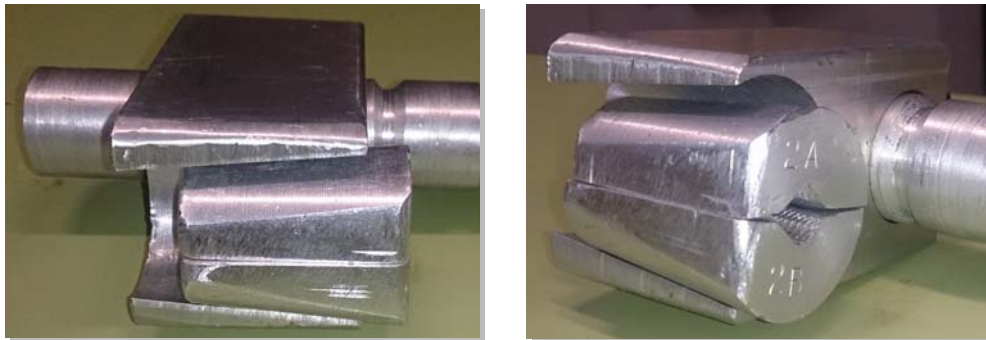
durante las pruebas se comprobó que la superficie de contacto y la adaptación al hueso que ofrecían eran insuficientes y éste acababa deslizándose. Teniendo en cuenta estos datos previos, nos centramos en la fabricación de una mordaza con más superficie de contacto y una mayor capacidad de adaptación a la forma del hueso. Para ello se recurrió a la confección de unas plataformas fabricadas en resina a partir de un molde con la forma de la diáfisis del cúbito y del radio, fig. 60. Se pudo comprobar que, efectivamente, este diseño impedía el deslizamiento entre el hueso y la mordaza, pero presentaba un inconveniente muy importante: sería necesario crear un molde de la mordaza específico para cada espécimen, lo que, teniendo en cuenta el número de ensayos a realizar, incrementaría notablemente el coste económico y el tiempo de ejecución del estudio. Considerando esta opción válida pero poco eficiente, intentamos



**Figura 60.** Modelo de mordaza basado en plataformas de resina adaptadas al hueso

buscar una solución que reuniera sus características y que fuera aplicable a todos los especímenes del estudio. Para ello se construyeron unas mordazas basadas en estructuras cónicas que ofrecían una amplia superficie de contacto y que, gracias a su forma, al aumentar la fuerza de tracción ejercida sobre los huesos se incrementaba la fuerza con que la mordaza hacía presa sobre ellos, fig. 61. Además de lo anterior, su forma cónica les permitía adaptarse a diferentes secciones de diáfisis ósea. En vista de los problemas de contacto mencionados en II.b.2, se practicó un refrentado, esto es, un recorte de la geometría cónica de las mordazas para minimizar las posibilidades de contacto con el hueso.

Las mordazas constaban en sus extremos de una barra de deslizamiento horizontal para garantizar la correcta alineación del eje anatómico del antebrazo con la dirección de tiro del dispositivo de tracción, fig. 62. Tras comprobar que había ciertas diferencias de tamaño entre los diferentes antebrazos a ensayar, se introdujo una última modificación consistente en un carril deslizante vertical que permitía acercar o alejar mordaza para el cúbito y para el radio entre sí, figs. 63 y 64. Por último, el utillaje se fijaba a los sistemas de sujeción del dispositivo generador de fuerzas mediante unas barras cilíndricas, lo cual permitía colocar el antebrazo en cualquier posición de pronosupinación en el momento del ensayo, fig. 65.



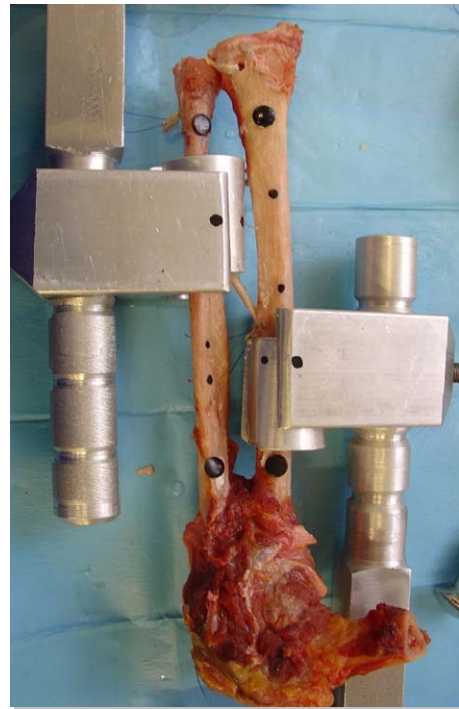
**Figura 61.** Modelo de mordaza basada en estructuras cónicas adaptables a distintas secciones de diáfisis ósea.



**Figura 62.** Barra de deslizamiento horizontal en la zona proximal (izquierda) y distal (derecha) del portamordazas



*Figura 64. Modelo de mordaza sin carril*



*Figura 63. Modelo de mordaza con carril*



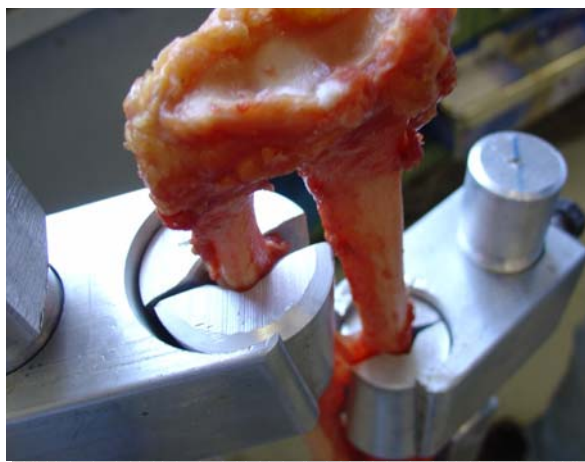
*Figura 65. Fijación del portamordazas al dispositivo generador de fuerzas mediante barras cilíndricas*

### II.b.8.- Procedimiento de ensayo

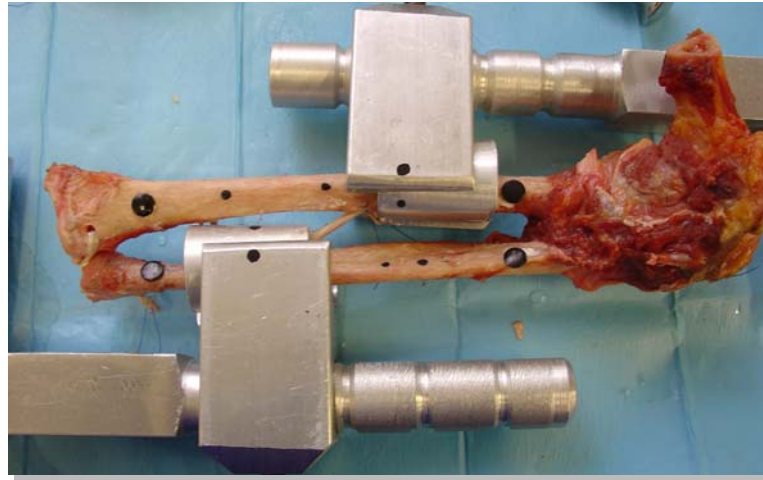
Una vez realizadas las medidas anatómicas mencionadas anteriormente, y tras la preparación del antebrazo según el grupo de ensayo correspondiente, se colocaba el antebrazo en las mordazas según la explicación detallada en la siguiente secuencia de imágenes (figs. 66-71).



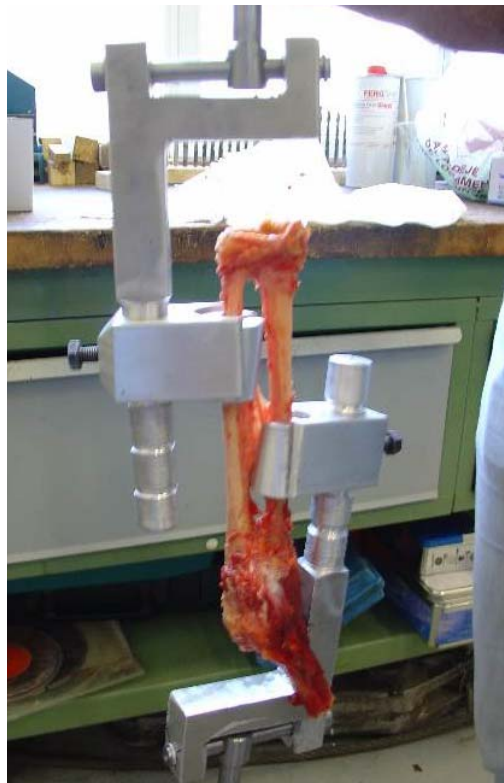
**Figura 66.** El par de mordazas cónicas se colocan alrededor de la diáfisis del radio y del cúbito.



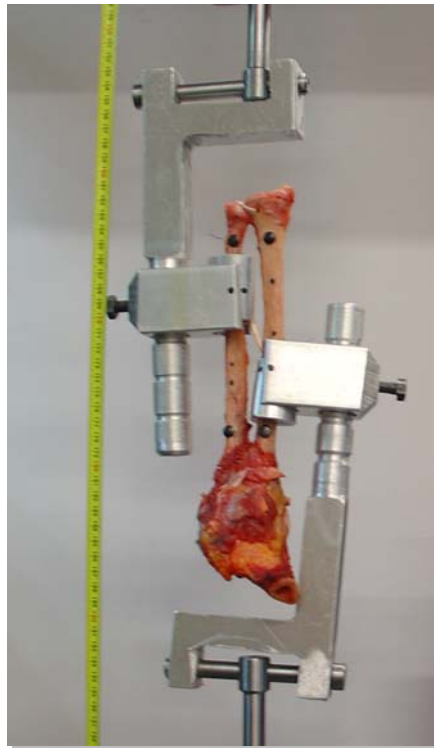
**Figura 67.** Se comprueba que cada mordaza están bien emparejada (la mitad anterior con la posterior del cono) y adaptada a la diáfisis del hueso.



**Figura 68.** Se colocan marcadores (círculos negros) sobre ambos huesos para poder realizar mediciones en la fase de procesado de imágenes



**Figura 69.** Espécimen preparado para ser colocado en dispositivo de tracción

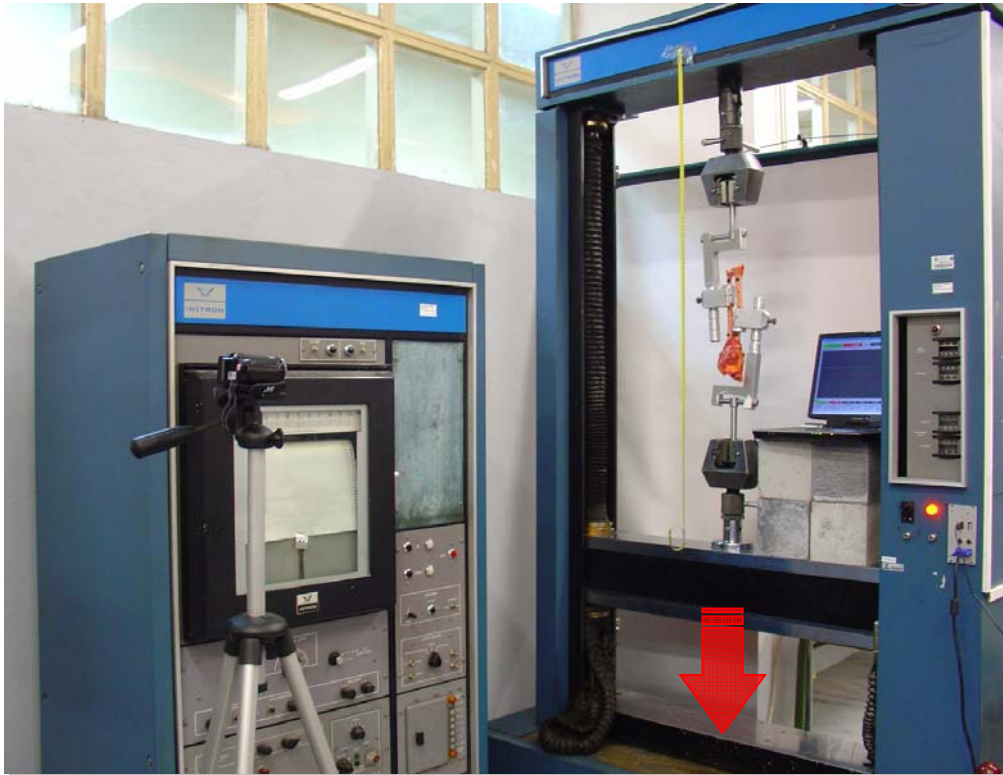


**Figura 70.** Colocación del espécimen en el dispositivo de tracción junto con una cinta métrica como referencia para realizar mediciones durante el procesado de imágenes

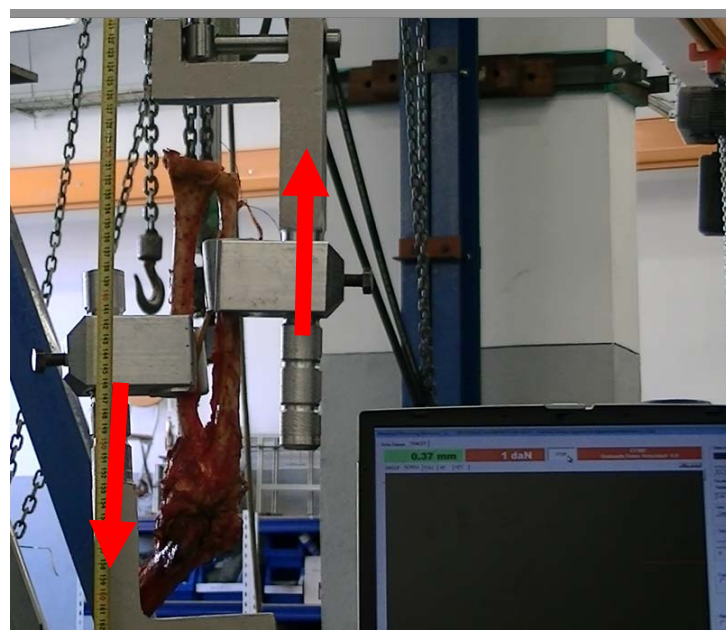


**Figura 71.** Se giran los soportes de las mordazas de manera que el antebrazo queda fijado al dispositivo de tracción en pronosupinación neutra

Estando ya el espécimen colocado se comenzaba el ensayo con el dispositivo de tracción Instron modelo TT (Instron Corporation, Massachusetts, Estados Unidos), fig. 72. En este ensayo a tracción el soporte colocado en el cúbito (superior) permanecía



*Figura 72. Montaje final previo al ensayo.*



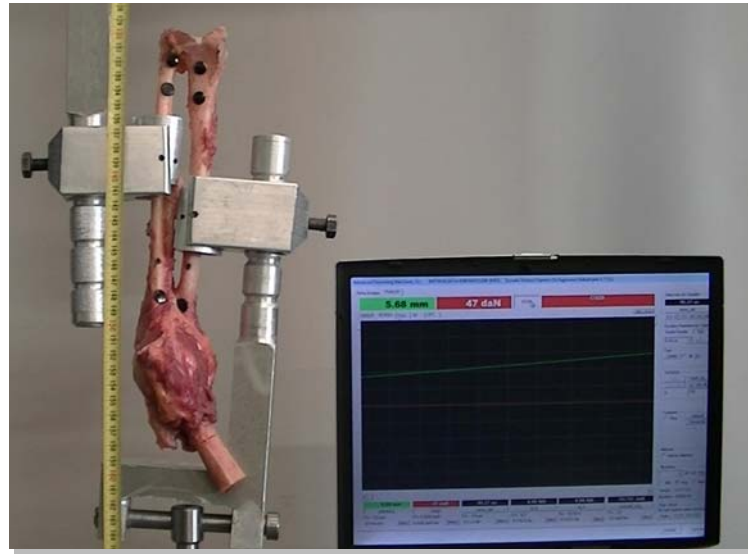
*Figura 73. Generación de fuerzas durante el ensayo a tracción*

fijo, mientras que el colocado en el radio (inferior) se desplazaba hacia abajo (en sentido proximal respecto al antebrazo) por efecto de la traviesa móvil inferior, transmitiendo así las mordazas fuerzas verticales de sentidos opuestos, figs. 72 y 73. De esta forma, se garantizaba la reproducción del mecanismo de lesión de la triada de Essex-Lopresti y la posición de extensión máxima del codo. El diseño y la colocación del soporte garantizaban que estas fuerzas estén alineadas con el eje anatómico del antebrazo, como se muestra en la figura 73. Una vez colocado el antebrazo con sus soportes en la máquina de tracción, el trípode con la videocámara de alta definición JVC modelo HD EVERIO GZ HM445 (Japan Victor Company, Yokohama, Japón) y tras tarar a cero en la posición de partida el sensor de desplazamiento y carga del dispositivo de tracción, comenzaba el ensayo a una velocidad constante de desplazamiento de la traviesa móvil de 2 mm/min. El ensayo se consideraba finalizado cuando después de observarse varias caídas de carga como consecuencia del fracaso de distintos elementos resistentes se llegaba a una baja carga residual en la que siempre se observaba la subluxación de la articulación radiocapitelar, fig. 74.

Los datos recogidos eran la fuerza, el desplazamiento realizado por la traviesa inferior del dispositivo de tracción y el tiempo de ensayo. Los datos eran muestreados con una frecuencia de 15 Hz, fig. 75.



**Figura 74.** Fase final del ensayo con subluxación de la articulación radiocapitelar.



*Figura 75. Datos de fuerza y desplazamiento recogidos durante el ensayo*

### **II.b.9.- Toma de medidas en la secuencia de imágenes**

Como ya se ha indicado no es posible calcular todas las variables con los datos obtenidos a partir de los registros de la máquina. Sin embargo, el visionado de las imágenes permite un estudio completo de los ensayos, relacionando posibles cambios en los diagramas con sucesos visibles que se puedan producir en el antebrazo según aumenta la carga a la que es sometido.

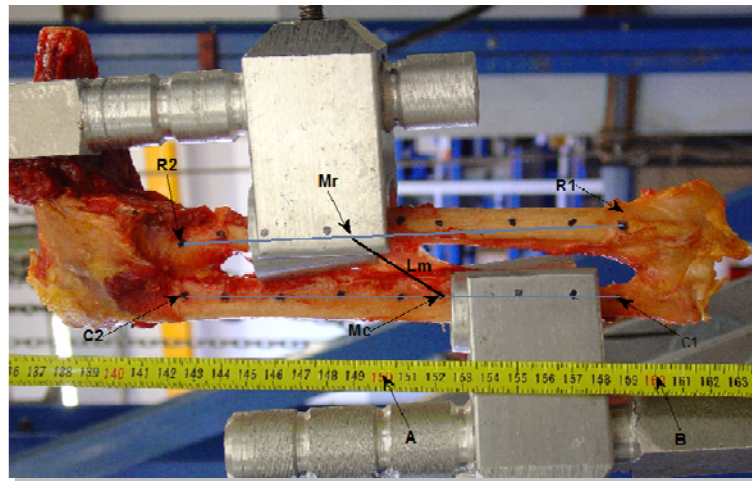
Para poder realizar mediciones sobre los especímenes, éstos fueron marcados con círculos negros, dibujados con rotulador indeleble o con marcadores fabricados con forma de círculo. Las variables que se pueden calcular a través del procesado de las imágenes son el desplazamiento relativo entre los huesos y la elongación de la membrana. Estas variables fueron calculadas a partir de la evolución de los marcadores en la secuencia fotográfica del ensayo. El seguimiento de los marcadores y el cálculo de las distancias fueron obtenidos mediante la herramienta de programación y cálculo matemático MATLAB 2012b (The MathWorks, Inc., Natick, Massachusetts, Estados Unidos).

Los dos programas que fueron creados mediante MATLAB 2012b permitían analizar la distancia relativa entre el cúbito y el radio a lo largo del ensayo. Para ello era necesario analizar una foto inicial (usada como foto de referencia) y otra segunda foto (o más) sobre la que se calculaba el desplazamiento final, resultado de la diferencia de distancia entre los mismos marcadores en ambas fotos. El primer programa que se creó tenía la función de guardar los datos seleccionados en cada foto, debiéndose analizar la foto de referencia en primer lugar y posteriormente la segunda foto (final). Un segundo programa se encargaba de realizar los cálculos necesarios para obtener las variables de interés a partir de los datos anteriores.

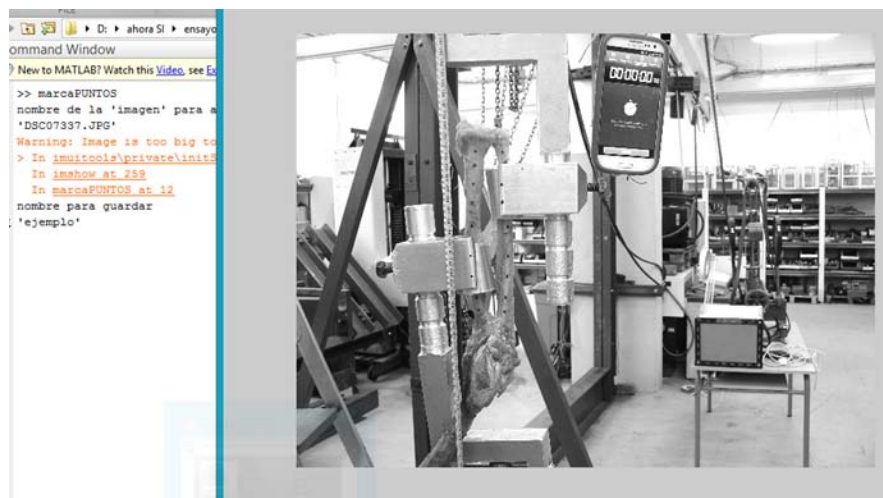
La primera imagen del ensayo se corresponde con el origen de tiempo, esfuerzos y desplazamientos.

A continuación se detalla el proceso de reconocimiento de marcadores y medición de distancias entre ellos mediante los dos programas de procesado de imágenes mencionados anteriormente.

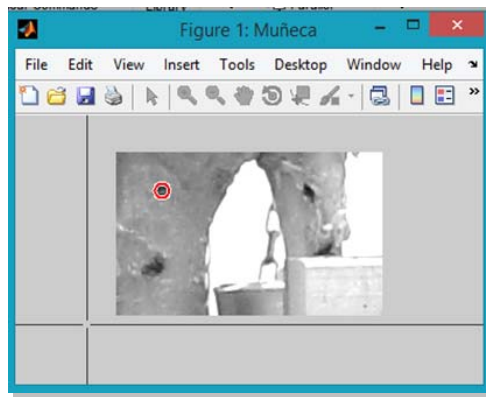
1. Se seleccionaba la foto inicial sobre la que se identificaban varios marcadores en el cúbito y en el radio, fig. 76.
2. La foto era procesada y transformada a escala de grises, fig. 77.
3. El programa solicitaba marcar el punto inicial y final de una longitud de 10 cm. Se seleccionaba dicha longitud en la cinta métrica, puntos A y B de la fig. 76.
4. El programa solicitaba las distancias de los puntos medios de inserción de la membrana en cúbito y radio, puntos  $M_r/M_c$  en la fig. 76.
5. El programa solicitaba seleccionar la zona distal (se recuadra una área que incluya cúbito y radio) con el fin de facilitar el algoritmo de cálculo.
6. El programa identificaba los marcadores y éstos aparecían coloreados en rojo, fig. 78.



**Figura 76.** Identificación de marcadores en cúbito y radio en la foto inicial o de referencia. R1/R2: marcadores de referencia en el radio; C1/C2: marcadores de referencia en el cúbito; Mr/Mc: punto medio de inserción de la banda central en el cúbito y en el radio.

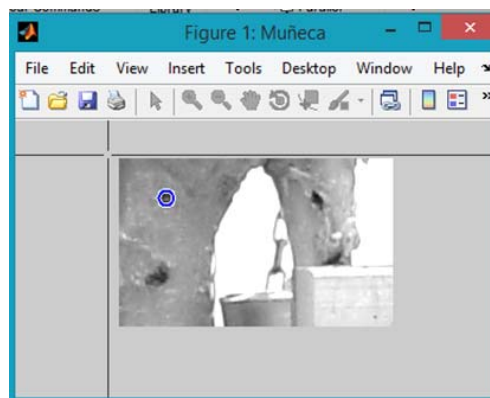


**Figura 77.** Foto procesada y transformada a escala de grises

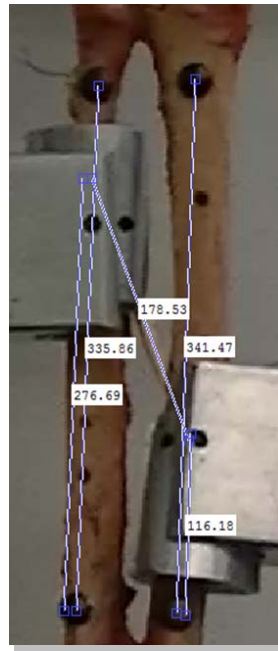


**Figura 78.** El programa informático identificaba los marcadores señalándolos con círculos rojos

7. El programa solicitaba que se seleccionaran los marcadores picando sobre ellos y siguiendo el orden que éste indica. Por ejemplo, R1 de radio distal y luego, C1 de cúbito distal. El marcador cambiaba de color rojo a azul después de picar sobre él, fig. 79.
8. El programa procedía de igual forma, según lo indicado en los puntos anteriores, sobre la zona de la membrana y luego sobre la zona distal.
9. El programa guardaba los datos y se procedía a repetir el proceso con el siguiente par de fotos.
10. Una vez se habían recogido los datos de los pares de fotos, se ejecutaba el segundo programa que permitía calcular las variables a partir de estos datos, fig. 80.



**Figura 79.** Marcador en radio una vez ha sido seleccionado al picar sobre el mismo



*Figura 80. Medición de variaciones de distancias entre puntos referenciados entre pares de fotos*

## **II.c.- Modelo biomecánico en réplicas.**

Tras comprobar la amplia variabilidad existente entre los especímenes de cadáver disponibles para ensayo, se consideró adecuado recrear el estudio en modelos artificiales donde no existiera diferencia alguna entre antebrazos.

### **II.c.1.- Elaboración de las réplicas**

Las réplicas de hueso usadas para reproducir el modelo y realizar los posteriores ensayos, fueron realizadas en el laboratorio de Resistencia de Materiales de la Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales (Universidad Politécnica de Madrid). Las réplicas se obtuvieron mediante una técnica de moldeo en bloque a partir del radio, el cúbito y el extremo distal del húmero de un antebrazo de cadáver

En primer lugar, se aplicaba una capa de pintura blanca junto con un agente desmoldeador a los huesos para facilitar la extracción a las muestras óseas una vez terminado el moldeo, fig. 81.



**Figura 81.** *Cúbito y radio pintados con pintura blanca y agente desmoldeador*

A continuación detallamos el proceso de construcción del molde de hueso a partir del cual se crearon las réplicas del mismo:

1. Con un tablero de madera se construyó un perímetro de contención para el molde teniendo en cuenta las dimensiones de las piezas y minimizando, a su vez, el volumen de silicona Silastic 3481 (Feroxa S.A, Madrid, España) necesario para su fabricación. Para ello, se empleó una base rectangular a la que se le adhirieron mediante una pistola de silicona 4 tableros verticales. Para la selección de la altura de estos tableros, se tuvo en cuenta que en la parte inferior los huesos irían alzados, y en la parte superior, una vez cubiertos los huesos, debería quedar cierta holgura.
2. Antes de continuar, se comprobaba el sellado del cajetín, asegurándose de que no existieran grietas o espacios por los que la mezcla pudiera salir.
3. Se situaban los huesos reales sobre la base del cajetín. Debido a que se trataba de un molde en bloque, era necesario elevar las muestras, y para ello, se utilizaron pequeños apoyos de plastilina dejando que todas las piezas quedaran a la misma altura. Al estar los huesos elevados la silicona cubriría la base del molde logrando una distribución uniforme, fig. 82.
4. A continuación, se preparaba la mezcla para el moldeo (Silicona Silastic 3481 y Agente Curado Feroxa 81-F) en proporción 100:5, fig. 83.



**Figura 82.** Huesos de cadáver colocados en el cajetín de madera para moldeo



**Figura 83.** Elaboración de la mezcla para moldeo

5. El siguiente paso consistía en verter la mezcla sobre el cajetín desde una baja altura y procurando que cayera en forma de hilo continuo pero nunca directamente sobre los huesos para evitar la formación de burbujas. Una vez los huesos estaban completamente cubiertos por la mezcla se dejaba reposar durante 24 horas, fig. 84.

6. Pasadas 24 horas, se procedía a la apertura del molde. Se comenzaba retirando los tableros de madera, y luego, con ayuda de una cuchilla, se cortaba la parte central

del bloque tratando de encontrar el primer hueso, y posteriormente se iban extrayendo el resto de ejemplares.



**Figura 84.** *Cajetín con huesos cubiertos por mezcla para moldeo*

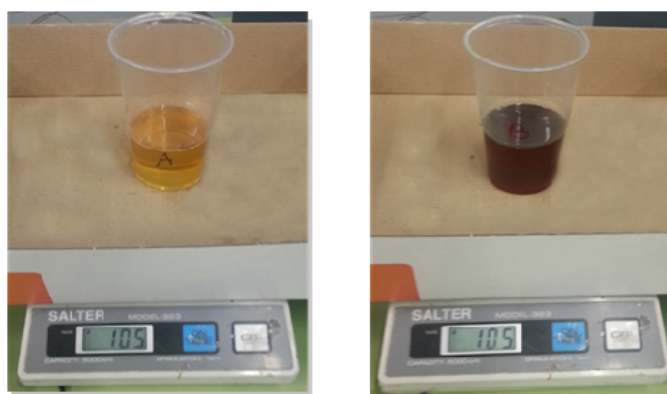
7. Por último, se comprobaba la validez del molde mediante la realización de una primera colada. Para llevarla a cabo, se abrían unos bebederos en los extremos del molde que nos ayudaban a rellenar todo el espacio, evitando los vacíos. También se practicaban unos pequeños orificios a modo de respiraderos para facilitar la salida de aire durante el llenado, de manera que no aparecieran burbujas e imperfecciones en las piezas. Como se observa en la figura 85, el cúbito constaba de 3 bebederos y 2 respiraderos; el radio de 2 bebederos y 3 respiraderos; y por último, el húmero de 3 bebederos.



**Figura 85.** *Moldes óseos extraídos del cajetín*

Una vez fabricados los moldes se pasaba a la fase de elaboración de las réplicas óseas a partir de los mismos siguiendo estos pasos:

1. Se pesaban en una báscula de precisión las réplicas obtenidas en la colada de prueba incluyendo los bebederos y mazarotas. En éste caso el conjunto pesaba 210 g.
2. A continuación, se pesaban por separado 105 g. de resina de poliuretano FEROPUR (Feroxa S.A, Madrid, España) PR-55 (vaso A) y otros 105 g. de endurecedor FEROPUR E-55 (vaso B), fig. 86.



**Figura 86.** Pesado de la resina de poliuretano (vaso A) y endurecedor (vaso B)

3. Después, se mezclaban ambas partes y se agitaba con rapidez. En el momento en que la mezcla empezaba a calentarse, se procedía, con ayuda de un embudo, al vertido dentro del molde hasta que la mezcla asomaba por el bebedero diametralmente opuesto.
4. Finalmente, se dejaba en reposo 24 horas para asegurar el curado completo de las piezas, aunque a los pocos minutos se podía observar que los excedentes que rebosaban del molde se habían secado.

Tras la realización de las coladas, como se observa en la figura 85, era necesaria la eliminación de material sobrante así como la reparación de las imperfecciones de los moldes y de las réplicas.

1. En primer lugar, para eliminar las mazarotas y los excedentes de material utilizamos una fresadora y, posteriormente, para dar un acabado más fino, se utilizó papel de lijar de diferente granulometría.

2. Para reparar las imperfecciones tanto de los moldes como de las réplicas se empleó una masilla comercial Araldit (Ceys, Hospitalet de Llobregat, España).

### **II.c.2.- Reproducción de estructuras ligamentosas en las réplicas**

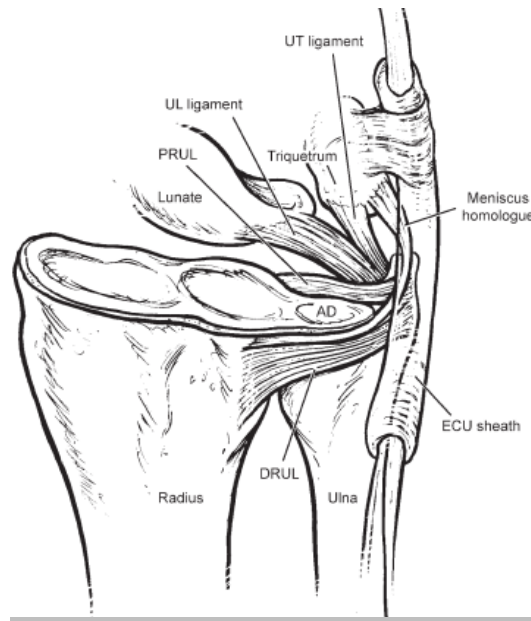
Las estructuras ligamentosas reproducidas en el modelo son aquellas que, en términos de inestabilidad longitudinal, actúan como sostenes. Como es lógico se realizaron simplificaciones ante la imposibilidad de reproducir un modelo real. Así por ejemplo, la cápsula articular del codo no se recreó, pero sí los ligamentos que actúan como estabilizadores principales en la articulación RCD, en la MI y en el codo. A continuación se detallan las simplificaciones y puntos de inserción reproducidos en estas tres uniones reproducidas.

#### **II.c.2.1.- Articulación radiocubital distal**

A este nivel se reprodujeron los ligamentos radiocubitales dorsales y palmares, fig. 87, aunque se simplificó su inserción cubital concentrándola en la base de la estiloides. Tampoco fue posible recrear fielmente el fibrocartilago triangular, fig. 23.



**Figura 87.** *Recreación de los ligamentos radiocubitales palmares y dorsales en la réplica*



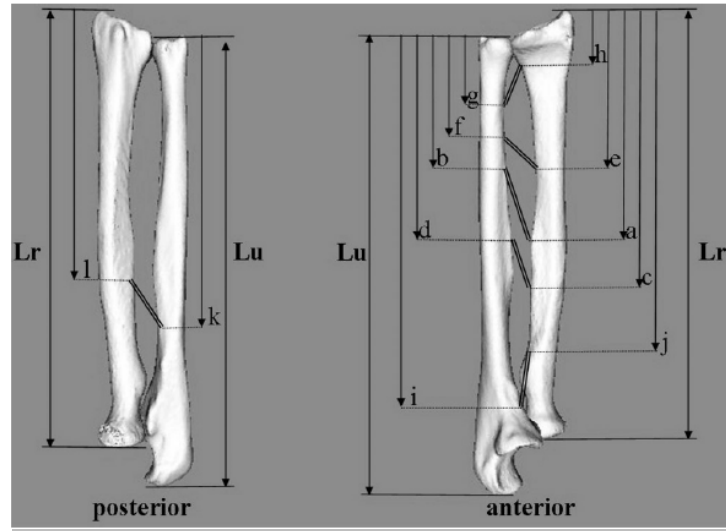
**Figura 23.** Diagrama de los componentes principales de la articulación radiocubital distal.. AD: disco articular. ECU: vaina del extensor carpi ulnaris. DRUL: ligamentos radiocubitales dorsales. PRUL: ligamentos radiocubitales palmares. UL/UT ligament: ligamentos cúbitocarpianos. Meniscus homologue: menisco homólogo. Imagen según **Tsai et al.**<sup>126</sup>

### II.c.2.2.- Membrana interósea

Respecto a la MI, sólo se reprodujo la banda central de la misma mediante tres fascículos, fig. 88, situados según los puntos de inserción medios en el cúbito y en el radio descritos por **Noda et al.**<sup>98</sup> en su estudio anatómico, fig. 89.



**Figura 88.** Disposición de los tres fascículos que conforman la banda central de la MI en la réplica.



**Figura 89.** Diagrama de los puntos de inserción media de la MI realizados por Noda et al<sup>98</sup>. Lr: longitud del radio; Lu: longitud del cúbito; a/b y c/d: inserción distal y proximal de la banda central; e/f: ligamento distal de la banda accesoria; g/h: haz oblicuo distal; i/j: cordón oblicuo proximal; k/l: cordón oblicuo accesorio dorsal

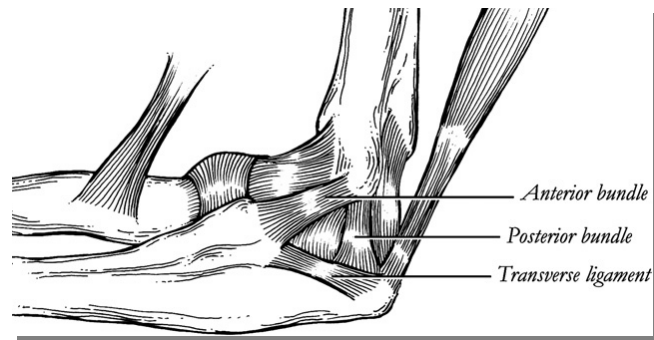
### II.c.2.3.- Articulación del codo

En el codo se recrearon, fig. 90, los principales ligamentos estabilizadores, figs. 28 y 29, reconocidos en la bibliografía<sup>171, 227</sup>:

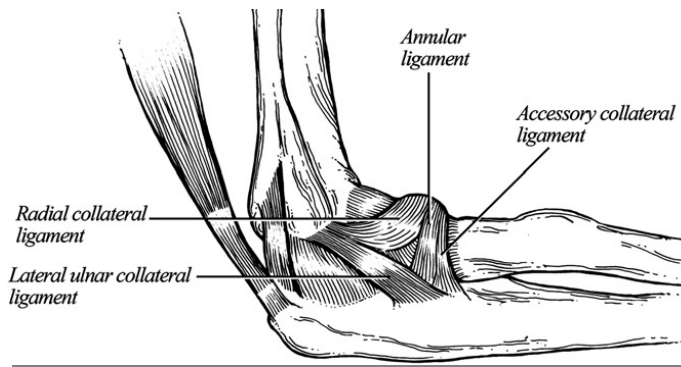
- Ligamento colateral lateral cubital
- Ligamento colateral lateral radial
- Ligamento anular
- Ligamento colateral medial (haz anterior)



**Figura 90.** Disposición de los ligamentos del codo en la réplica



**Figura 28.** Diagrama representativo de los componentes del complejo ligamentario colateral medial del codo. Anterior bundle: haz anterior; Posterior bundle: haz posterior; Transverse ligament: haz transversario. Imagen según Bryce et al.<sup>171</sup>



**Figura 29.** Diagrama representativo de los componentes del complejo ligamentario colateral lateral del codo. Annular ligament: ligamento anular; Radial colateral ligament: ligamento colateral radial; Lateral ulnar colateral ligament: ligamento colateral lateral cubital; Accessory colateral ligament: ligamento colateral accesorio. Imagen según Bryce et al.<sup>171</sup>

#### II.c.2.4.- Diseños biomecánicos ensayados

Para la obtención del modelo biomecánico final de ensayo en réplicas se realizaron varias pruebas con distintos materiales hasta conseguir una rigidez del conjunto suficientemente estable. Para sujetar los distintos tipos de materiales que simulan los ligamentos fue necesario modificar el diseño y método de sujeción de estos a las réplicas, realizándose las siguientes combinaciones:

- a) Cadenetas de ortodoncia sujetas a enganches metálicos colocados en los puntos de inserción, fig. 91.



**Figura 91.** Modelo de ensayo utilizando cadenas de ortodoncia

b) Cable eléctrico con taladro pasante en puntos de inserción y nudo autobloqueante, fig. 92.



**Figura 92.** Modelo de ensayo utilizando cable eléctrico

c) Material termoplástico de baja rigidez sujeto con taladros pasantes en los puntos de inserción y nudo autobloqueante, fig. 93.



**Figura 93.** Modelo de ensayo utilizando material termoplástico

d) Cable de poliamida (nylon) sujeto a la réplica mediante taladro pasante y nudo autobloqueante alrededor de un vástago que impide su retroceso, fig. 94.



**Figura 94.** Modelo de ensayo utilizando cable de poliamida

Tras ensayar los diferentes modelos biomecánicos de antebrazo según el protocolo de ensayo descrito previamente para antebrazos de cadáver, se concluyó que el construido en cable de poliamida, con taladros pasantes y nudo autobloqueante alrededor de vástago y protectores de material termoplástico transparentes, era el que aportaba más rigidez a la réplica.

### II.c.2.5.- Construcción del modelo biomecánico definitivo

A continuación describiremos el proceso de ensamblaje del modelo biomecánico definitivo construido a partir de réplicas en resina de antebrazo de cadáver e hilo de nylon Bionix (Grauvell Fishing S.A, Perpetua de Mogoda, España) de 0,4 mm de diámetro y una resistencia máxima de 10,9 kg (fuerza de rotura de 106,9 N), fig. 95.

| Diám.<br>mm. | Kgs. | Lbs.  | 100 Mts. |     | 300 Mts. |     | 500 Mts. |     | 1000 Mts. |     | 2000 Mts. |     |
|--------------|------|-------|----------|-----|----------|-----|----------|-----|-----------|-----|-----------|-----|
|              |      |       | Ref.     | NET | Ref.     | NET | Ref.     | NET | Ref.      | NET | Ref.      | NET |
| 15           | 1,6  | 3,52  | 410115   |     | 410215   |     | -        | -   | -         | -   | -         | -   |
| 18           | 2,3  | 5,1   | 410118   |     | 410218   |     | 410318   |     | 410418    |     | 410518    |     |
| 20           | 3    | 6,8   | 410120   |     | 410220   |     | 410320   |     | 410420    |     | 410520    |     |
| 22           | 3,5  | 7,7   | 410122   |     | 410222   |     | 410322   |     | 410422    |     | 410522    |     |
| 25           | 4,6  | 9,9   | 410125   |     | 410225   |     | 410325   |     | 410425    |     | 410525    |     |
| 30           | 6,6  | 14,52 | 410130   |     | 410230   |     | 410330   |     | 410430    |     | 410530    |     |
| 35           | 8,4  | 18,48 | 410135   |     | 410235   |     | 410335   |     | 410435    |     | 410535    |     |
| 40           | 10,9 | 23,98 | 410140   |     | 410240   |     | 410340   |     | 410440    |     | 410540    |     |
| 45           | 13,6 | 29,82 | 410145   |     | 410245   |     | 410345   |     | 410445    |     | 410545    |     |
| 50           | 18,2 | 39,94 | 410150   |     | 410250   |     | 410350   |     | 410450    |     | 410550    |     |
| 55           | 21,7 | 47,74 | 410155   |     | -        | -   | 410355   |     | 410455    |     | 410555    |     |
| 60           | 21,5 | 47,3  | 410160   |     | -        | -   | 410360   |     | 410460    |     | 410560    |     |
| 100          | 66   | 145,2 | 410199   |     | -        | -   | 410399   |     | 410499    |     | -         | -   |

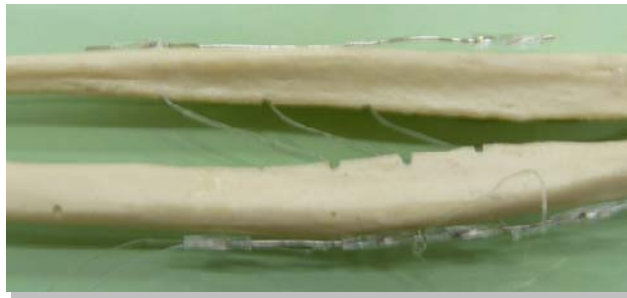
**Figura 95.** Características del hilo de nylon utilizado. Imagen según [www.grauvell.com](http://www.grauvell.com)

1. Tras la obtención de las réplicas en resina de los antebrazos de cadáver, se marcaban los puntos de inserción de los ligamentos a reproducir en codo, MI y articulación RCD.
2. Utilizando una broca de 1 mm se realizaron los taladros pasantes en los puntos de inserción previamente marcados, fig. 96.



**Figura 96.** Realización de taladros pasantes en puntos previamente marcados de inserción de los ligamentos

3. Con la ayuda de alicates y pinzas se obtuvieron vástagos y ganchos a partir de alambre de acero de 1 mm de diámetro.
4. Contando con que cada ligamento fue reproducido por un hilo de nylon doble, se cortó el doble de la longitud requerida para cada ligamento a reproducir.
5. Después se pasaron los hilos por los túneles practicados en los puntos de inserción correspondientes y se sujetaron los vástagos metálicos con cintas elásticas para facilitar el montaje, figs. 97 y 98.

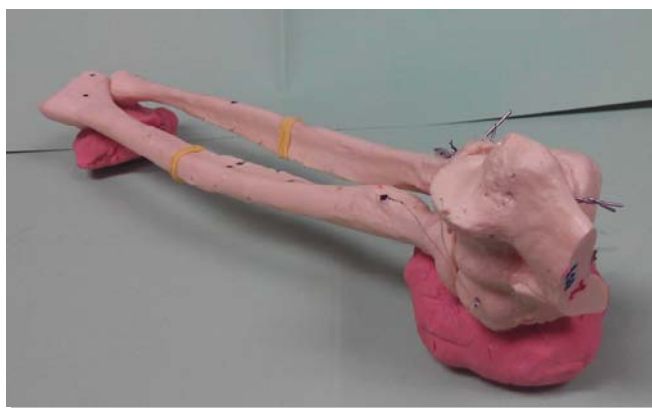


**Figura 97.** Hilos de poliamida reproduciendo la banda central de la MI



**Figura 98.** Cintas elásticas utilizadas para la sujeción de los vástagos

6. Se colocaron las réplicas de los huesos en posición de pronosupinación neutra sobre dos peanas de pasta moldeable industrial, fig. 99.



**Figura 99.** Réplica colocada sobre peanas de pasta moldeable

7. Se anudaron y tensaron los hilos manteniendo la posición indicada.

#### **II.c.2.6.- Ensayo en réplicas de antebrazo**

Las réplicas de antebrazo fueron ensayadas en el dispositivo de tracción Instron modelo TT (Instron Corporation, Massachusetts, Estados Unidos) según el siguiente esquema:

- Grupo de ensayo A: réplicas en las que se reprodujeron todos los ligamentos especificados anteriormente, incluida la banda central de la membrana interósea.
- Grupo de ensayo B: réplicas en las que todos los ligamentos descritos anteriormente salvo los correspondientes a la banda central de la membrana fueron reproducidos.

A diferencia de los ensayos que se realizaron en cadáver, en este no existe grupo control (antebrazo que conserva los ligamentos y la banda central genuinos) puesto que no hay ninguna réplica que pueda reproducir con exactitud las características de un antebrazo cuyas estructuras ligamentosas están indemnes. De forma que no existe grupo control.

La realización de ensayos sobre estos dos grupos de especímenes permite establecer una comparación de comportamiento entre la ausencia de membrana y la presencia de la misma.

#### **II.c.3- Limitaciones**

Este modelo sólo reproduce los ligamentos que son considerados como los sostenes principales del antebrazo en términos de estabilidad longitudinal. Por tanto la contribución del resto de ligamentos y grupos musculares no se contempla.

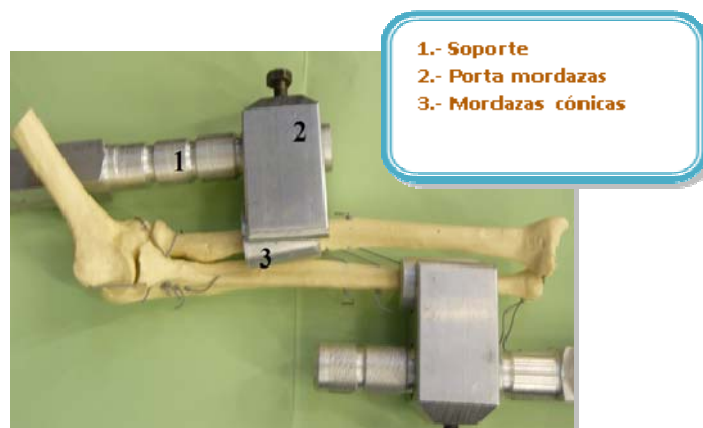
Como es sabido, el comportamiento mecánico del tejido ligamentoso real es extremadamente complejo. Presenta no linealidades, características viscoelásticas, fenómenos de histéresis, tensiones heterogéneas entre fibras adyacentes, etc. Siendo imposible una modelización fiel a la realidad. De manera que las características mecánicas de los ligamentos reproducidos que pueden encontrarse en la literatura son incompletas.

En consecuencia, y dado el carácter comparativo del estudio, todos los ligamentos reproducidos se han modelado con el mismo material y la tensión de los mismos se ha garantizado a partir del montaje, al ser tensados con una carga controlada cuando las réplicas son colocadas en pronosupinación neutra.

#### II.c.4- Protocolo de ensayo

Las réplicas de ambos grupos fueron ensayadas en un dispositivo a tracción Instron modelo TT (Instron Corporation, Massachusetts, Estados Unidos). Los pasos seguidos en los ensayos se resumen a continuación:

1. Se realizó el montaje de la réplica según el grupo que fuera a ser ensayado (con o sin membrana).
2. Se colocaron las mordazas en las zonas inmediatamente proximal y distal a la inserción de la banda central de la MI, fig. 100.



**Figura 100.** Colocación de las mordazas sujetando las réplicas

3. El conjunto mordazas junto con la réplica era colocado en los soportes de la máquina de tracción, fig. 101



**Figura 101.** Colocación de la réplica en el dispositivo de tracción: la mordaza que sujeta el cúbito en el soporte superior y la que sujeta al radio en el inferior

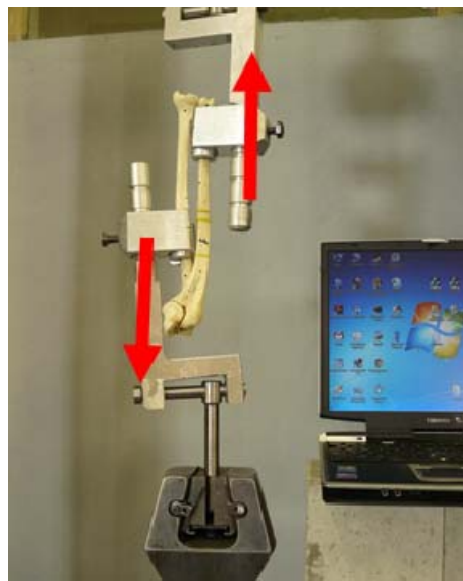
4. Se giraban los soportes del dispositivo de tracción para garantizar la posición de pronosupinación neutra de la réplica del antebrazo.
5. Se colocó cinta métrica como referencia durante el ensayo, fig. 102.
6. Se situó una cámara de video JVC modelo HD EVERIO GZ HM445 (Japan Victor Company, Yokohama, Japón) con un trípode para grabar el ensayo.
7. Se seleccionaba las variables de ensayo: velocidad de desplazamiento de la traviesa inferior del dispositivo de tracción a 2 mm/min.



**Figura 102.** Réplica de antebrazo situada en el dispositivo de tracción y preparada para ser ensayada.

### II.c.5.- Descripción del ensayo

Como ya se ha comentado anteriormente, el ensayo al que se someten las réplicas es de tracción. El soporte del dispositivo de tracción que sujeta la mordaza colocada en el cúbito permanece fijo, mientras que el colocado en el radio se desplaza hacia abajo (travesía inferior), transmitiendo así las mordazas fuerzas verticales de sentidos opuestos, fig. 103.



**Figura 103.** Fuerzas generadas por el dispositivo de tracción

Esta colocación garantiza la posición de extensión máxima del codo. La colocación del soporte garantiza que estas fuerzas estén alineadas con el eje anatómico del antebrazo, como se muestra en la figura.

Una vez colocado el antebrazo con su soporte en la máquina, el trípode con la cámara y tras tarar a cero en la posición de partida el sensor de desplazamiento y carga del dispositivo de tracción, comienza el ensayo a una velocidad de desplazamiento constante de la traviesa inferior de 2 mm/min. Como ya se ha comentado el ensayo se considera finalizado cuando se produce la caída brusca de la carga por colapso de los estabilizadores longitudinales primarios del antebrazo (las consideraciones biomecánicas para este ensayo son análogas a las ya comentadas en el apartado II.b.2 para los ensayos sobre muestras de cadáver).

Los datos recogidos son la fuerza, el desplazamiento que recorre la traviesa y el tiempo de ensayo. Los datos son muestreados con una frecuencia de 15 Hz.

### III.- RESULTADOS

#### III.a.- Ensayos sobre cadáver

De los 26 especímenes disponibles ha habido que descartar algunos por ser de dimensiones reducidas o presentar placas de osteosíntesis (algunos procedían de talleres de osteosíntesis) que imposibilitaban su preparación para el ensayo. Los restantes se han ensayado y también ha habido algunos descartes por diversos inconvenientes ocurridos durante el proceso de carga, como roturas por los taladros practicados, deslizamiento de las mordazas o contacto entre el hueso y la pieza cónica de la mordaza adyacente. La aleatorización inicial de los especímenes entre grupos de ensayo tuvo que ser modificada durante el estudio al concentrarse el mayor número de ensayos no válidos en el grupo C. La tabla siguiente contempla la relación de especímenes con los datos de grupo de ensayo, fecha de ensayo, incidencias y validez.

**Tabla 1.** Relación de ensayos realizados en antebrazos de cadáver

| ESPECIMEN | GRUPO | FECHA    | VALIDEZ | INCIDENCIAS                                  |
|-----------|-------|----------|---------|--|
| A1        | A     | 20/02/13 | no      | No completo por deslizamiento de mordazas    |
| A2        | A     | 27/02/13 | no      | Se produce contacto de mordazas              |
| A3        | A     | 27/02/13 | sí      |  |
| A4        | A     | 16/05/13 | sí      |  |
| A5        | A     | 03/04/14 | sí      |  |
| A6        | A     | 03/04/14 | sí      |  |
| A7        | A     | 24/04/14 | no      | Deslizamiento de mordazas casi desde inicio. |
| B1        | B     | 6/03/13  | sí      | Desliza, no se contemplan completos          |
| B2        | B     | 6/03/13  | sí      | Desliza, no se contemplan completos          |
| B3        | B     | 13/03/13 | no      |  |

|     |   |          |    |  |
|-----|---|----------|----|--|
| B4  | B | 13/03/13 | sí | <b>Desliza, no se contemplan completos</b>                                   |
| B5  | B | 14/06/13 | sí |  |
| B6  | B | 20/06/13 | sí |  |
| B7  | B | 26/09/13 | sí |  |
| C1  | C | 20/03/14 | no | <b>Se escapa la mordaza situada en radio.</b>                                |
| C2  | C | 10/04/13 | no | <b>Placas de osteosíntesis</b>   |
| C3  | C | 11/04/13 | no | <b>Placas de osteosíntesis</b>   |
| C4  | C | 03/10/13 | no | <b>Se fractura el hueso por uno de los taladros practicados</b>              |
| C5  | C | 24/04/14 | sí |  |
| C6  | C | 22/05/14 | no | <b>Espécimen de dimensiones muy reducidas, que impide su correcto amarre</b> |
| C7  | C | 05/06/14 | sí |  |
| C8  | C | 26/06/14 | no |  |
| C9  | C | 08/09/14 | sí |  |
| C10 | C | 08/09/14 | no | <b>Se fractura el hueso por uno de los taladros practicados</b>              |
| C11 | C | 17/10/14 | no | <b>Se fractura el hueso (radio) por uno de los taladros practicados</b>      |
| C12 | C | 13/11/14 | sí |  |

La serie de cada grupo se ha dado por concluida cuando se han completado 5 ensayos válidos (salvo en el Grupo C, con 4). Para cada ensayo, los datos obtenidos y los resultados extraídos de los mismos son los siguientes:

- Ficha de características geométricas y espesores de membrana del espécimen
- Datos de carga y desplazamiento
- Hoja de cálculo con tablas y gráficos de cargas y desplazamientos

.- Gráficos de tramos de pendiente aproximadamente constante. Cálculo de parámetros: valores extremos de carga y desplazamiento, regresión lineal y rigidez media

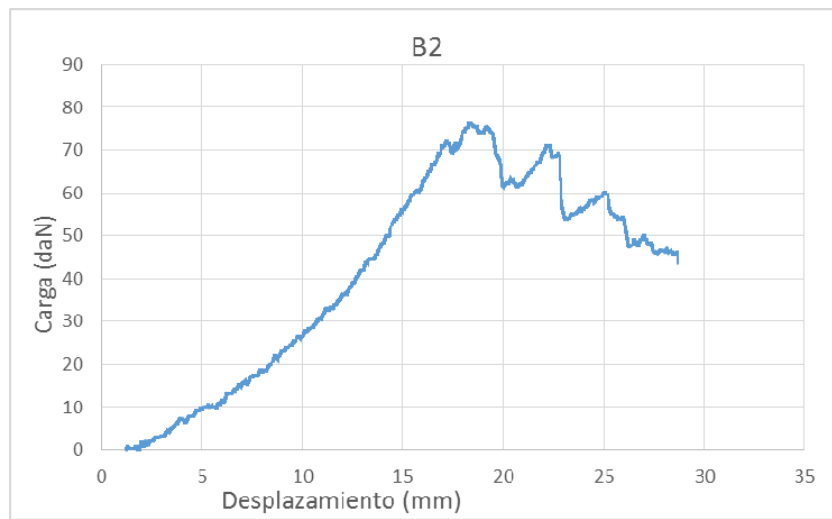
.- Video del ensayo

.- Resultados de la aplicación de los programas creados con MATLAB (The MathWorks, Inc., Natick, Massachusetts, Estados Unidos): identificación de marcadores y cálculo de desplazamientos relativos

A continuación se presenta un ejemplo de algunos de estos resultados para un ensayo válido concreto.

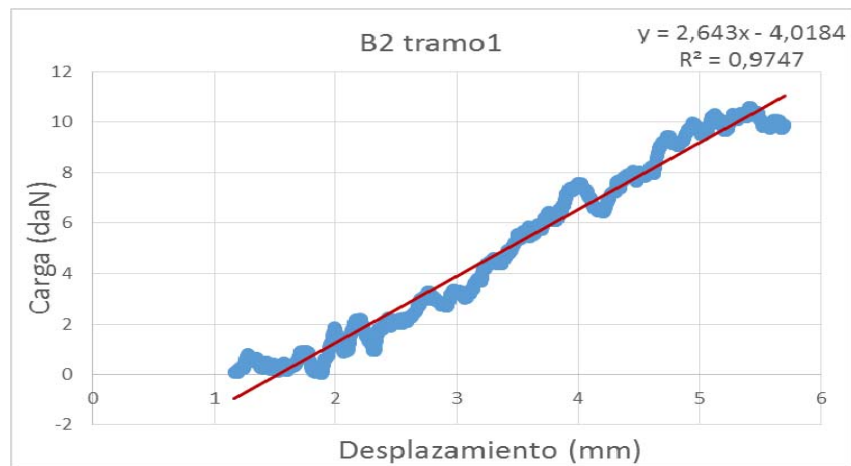
|                |                              |               |                         |                |           |
|----------------|------------------------------|---------------|-------------------------|----------------|-----------|
| <b>muestra</b> | <b>B</b>                     | <b>2</b>      | <b>tratamiento</b>      |                |           |
| <b>fecha</b>   | <b>06/03/2013</b>            |               | <b>si</b>               |                |           |
|                | <b>dimensiones</b>           |               | <b>Diámetro (mm)</b>    |                |           |
|                |                              | <b>cm</b>     | <b>taladro tornillo</b> |                |           |
|                | <b>LC</b>                    | 23,5          | <b>IO r</b>             | <b>no</b>      | <b>no</b> |
|                | <b>Lcp</b>                   | 11            | <b>IO c</b>             | <b>no</b>      | <b>no</b> |
|                | <b>Lcd</b>                   | 6             |                         |                |           |
|                | <b>Lr</b>                    | 20,5          | <b>MC1</b>              | 5              |           |
|                | <b>Lrp</b>                   | 6             | <b>MC2</b>              | 5              | 4,75      |
|                | <b>Lrd</b>                   | 8,5           | <b>MR</b>               | 4              |           |
|                | <b>espesor membrana (mμ)</b> |               | <b>plastia (mμ)</b>     |                |           |
|                | <b>1</b>                     | 500           | <b>IOM</b>              |                |           |
|                | <b>2</b>                     | 956           | <b>LIOc</b>             |                | <b>no</b> |
|                | <b>3</b>                     | 411           | <b>LIOr</b>             |                | <b>no</b> |
|                | <b>4</b>                     | 453           | <b>e1</b>               |                | <b>no</b> |
|                | <b>5</b>                     | 776           | <b>e2</b>               |                | <b>no</b> |
|                | <b>6</b>                     | 758           | <b>e3</b>               |                | <b>no</b> |
| <b>media</b>   | 642,33                       | <b>medio</b>  |                         | <b>#DIV/0!</b> |           |
|                |                              | <b>muñeca</b> |                         |                |           |
|                |                              | <b>e1</b>     |                         | <b>485</b>     |           |
|                |                              | <b>e2</b>     |                         | <b>490</b>     |           |
|                |                              | <b>e3</b>     |                         | <b>486</b>     |           |

## INTERPRETACIÓN DE RESULTADOS



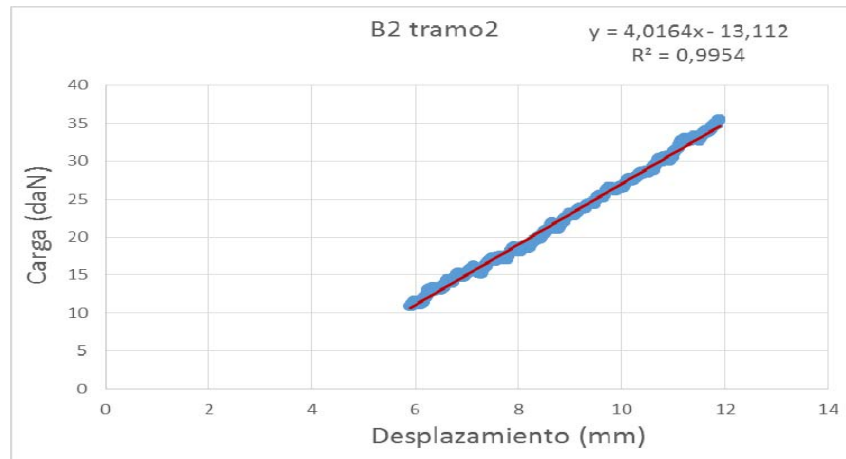
**Tabla 2.** Carga máxima ( $C_{max}$ ) y desplazamiento máximo ( $D_{max}$ ) acontecidos durante el ensayo

| $C_{max}$<br>daN | $D_{max}$<br>mm |
|------------------|-----------------|
| 76,62            | 18,03           |

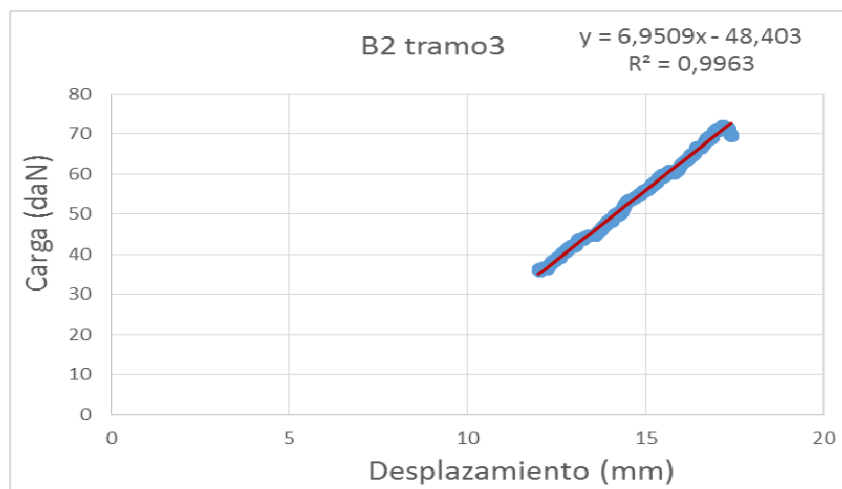


**Tabla 3.** Pendiente de la curva ( $K1$ ), distancia mínima ( $Dmin1$ ), distancia máxima ( $Dmax1$ ), distancia relativa ( $Drel1$ ) y carga máxima ( $Cmax1$ ) durante el tramo 1 (inicial) de la curva

| K1     | Dmin1 | Dmax1 | Drel1 | Cmax1 |
|--------|-------|-------|-------|-------|
| daN/mm | mm    | mm    | mm    | daN   |
| 2,643  | 1,171 | 5,698 | 4,527 | 10,6  |



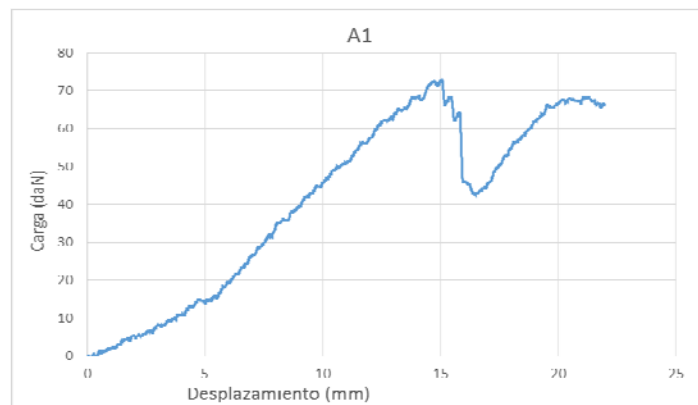
| K2     | Dmin2 | Dmax2 | Drel2 | Cmax2 |
|--------|-------|-------|-------|-------|
| daN/mm | mm    | mm    | mm    | daN   |
| 4,016  | 5,902 | 11,9  | 5,996 | 35,53 |

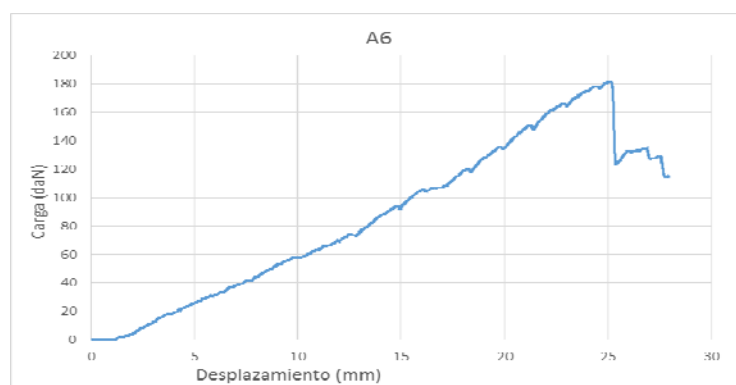
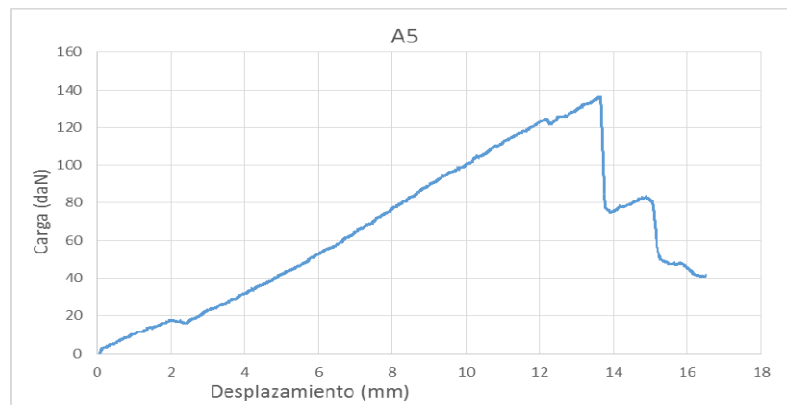
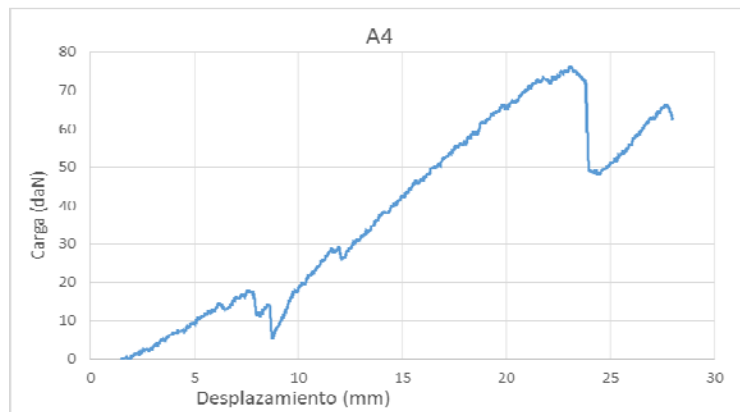


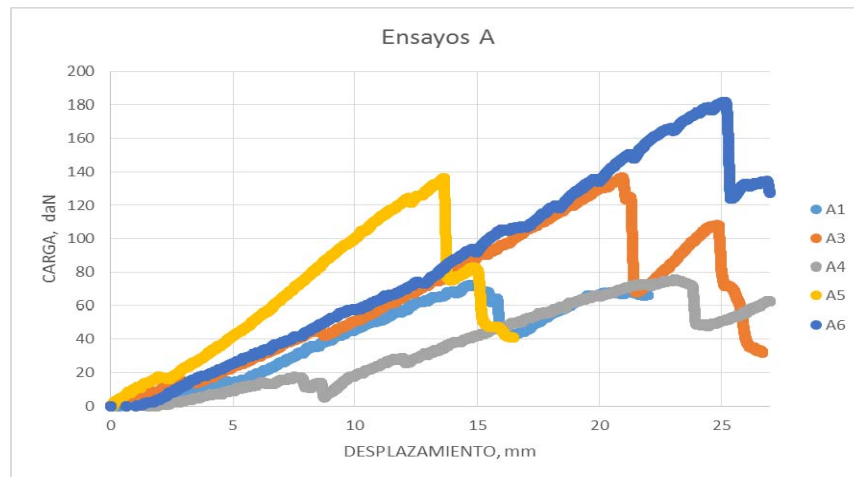
| K3     | Dmin3 | Dmax3 | Drel3 | Cmax3 |
|--------|-------|-------|-------|-------|
| daN/mm | mm    | mm    | mm    | daN   |
| 6,951  | 12    | 17,42 | 5,417 | 72,16 |

Todo el volumen de resultados se encuentra en el Anexo en formato digital de esta tesis. En este texto se van a presentar únicamente los gráficos de carga frente a desplazamiento para los ensayos considerados válidos, más un gráfico de superposición para los ensayos de cada grupo.

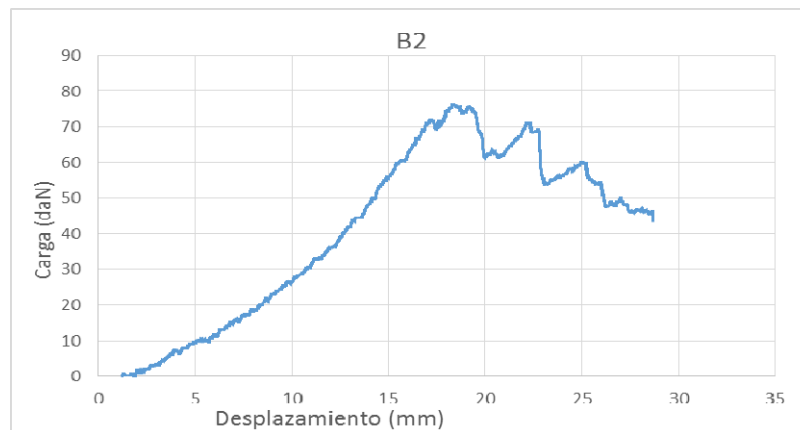
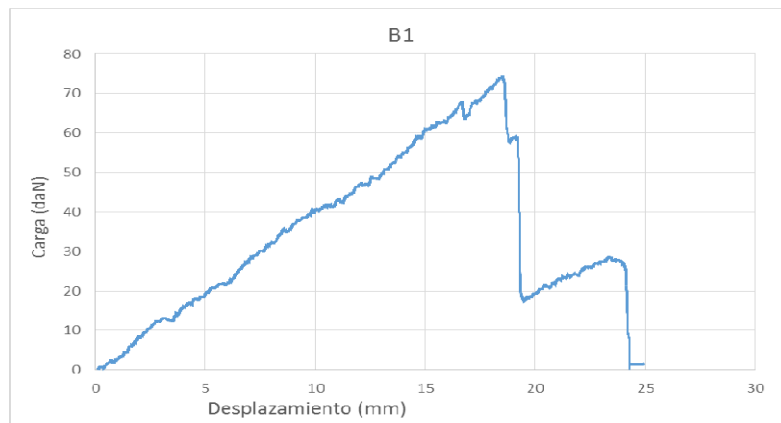
## GRUPO DE ENSAYOS A

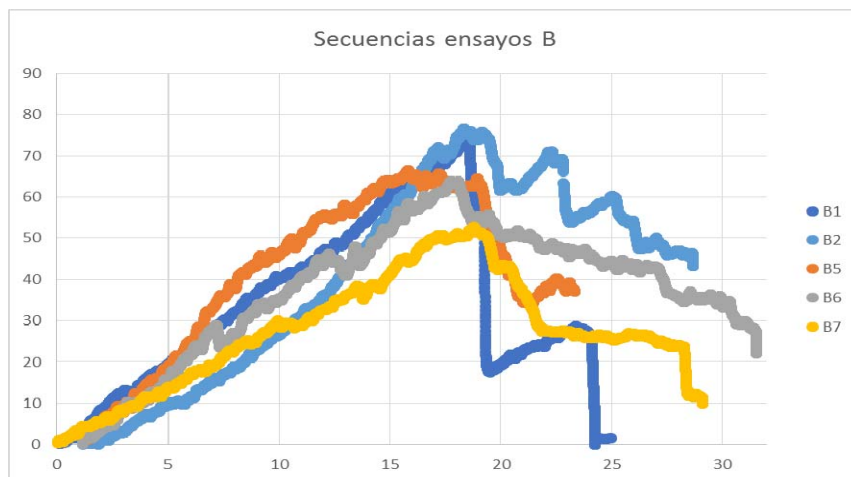
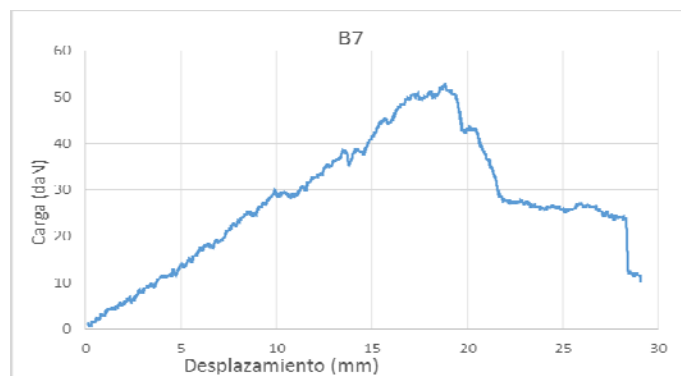
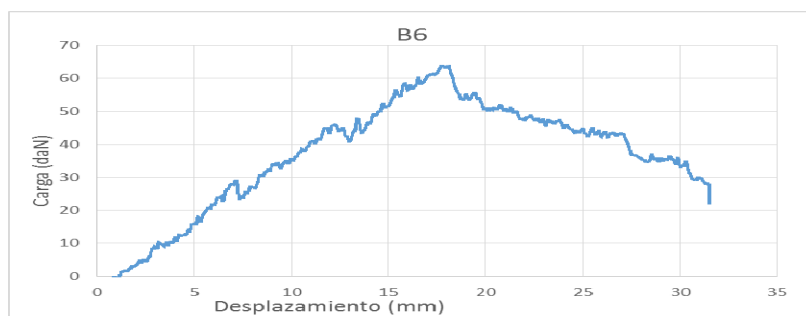
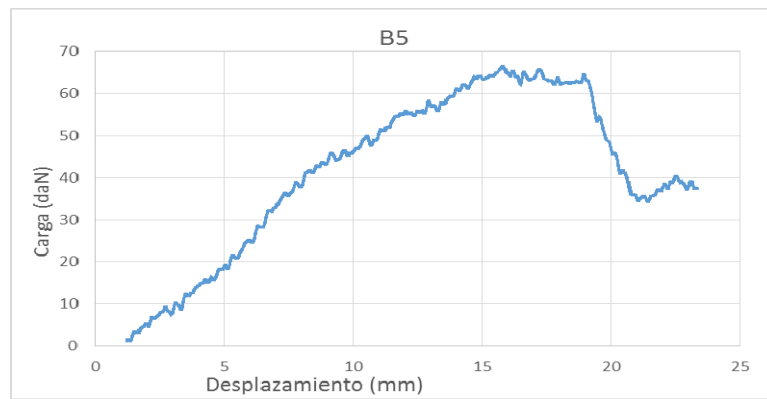


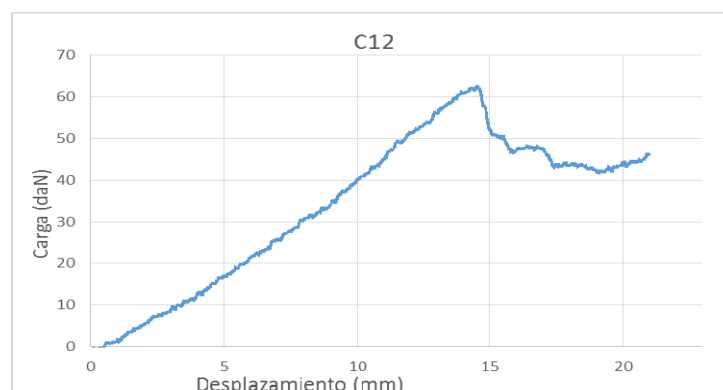
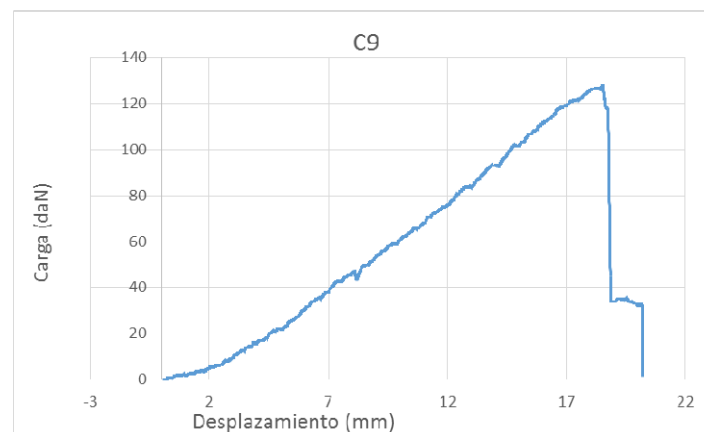
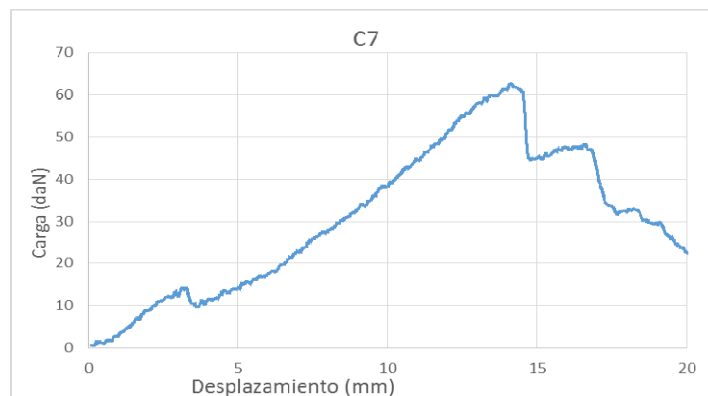
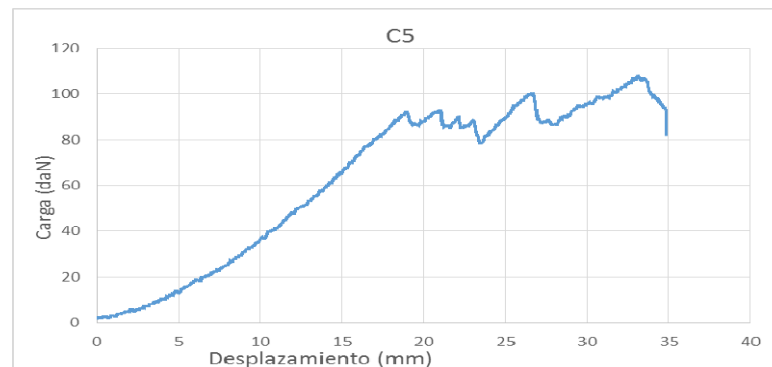


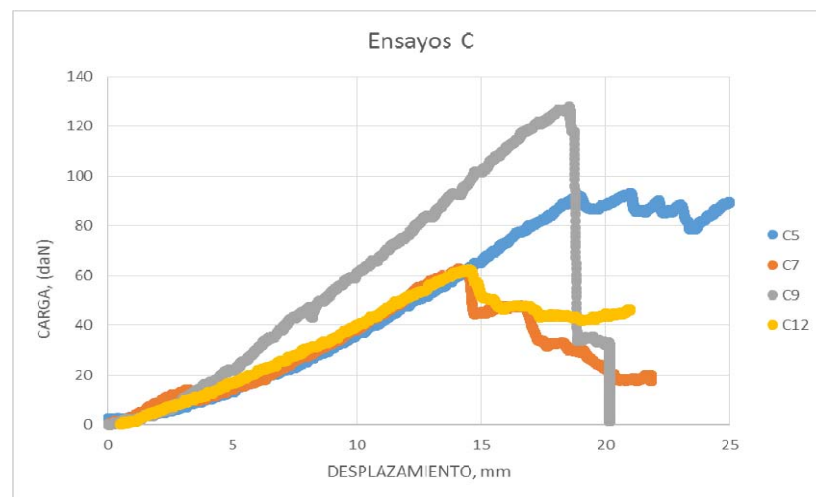


**GRUPO DE ENSAYOS B**





**GRUPO DE ENSAYOS C**



### III.b.- Ensayos sobre réplicas

Se obtuvieron 6 réplicas de antebrazos, se realizaron 12 ensayos sobre el modelo definitivo, 8 ensayos del grupo A y 4 ensayos del grupo B.

Resumen de los ensayos realizados en el grupo A:

- Ensayos válidos 3
- Ensayos rechazados 4
- Causas
  - Réplica 1, se rechazaron 3 ensayos, en el primero el montaje resultó defectuoso, en el segundo el recorrido de la travesía finalizó antes de terminar el ensayo y el tercero tras reiniciar el proceso, se decidió no incluirlo como válido al no seguir exactamente el mismo protocolo de ensayo que los siguientes.
  - Réplica 2, el radio se fracturó por el taladro pasante de la membrana mientras el ensayo estaba en curso.

Resumen de los ensayos realizados en el grupo B:

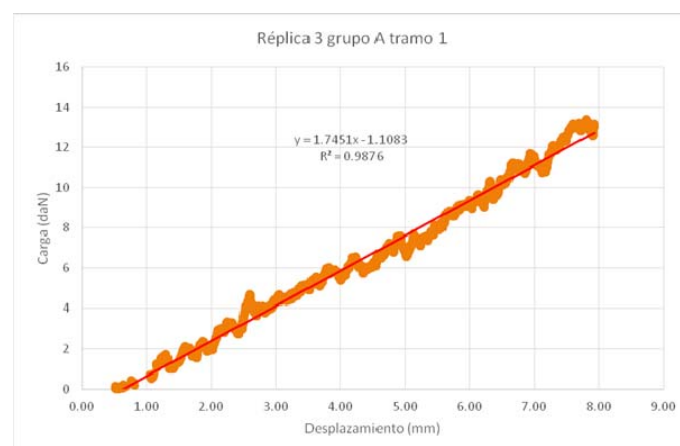
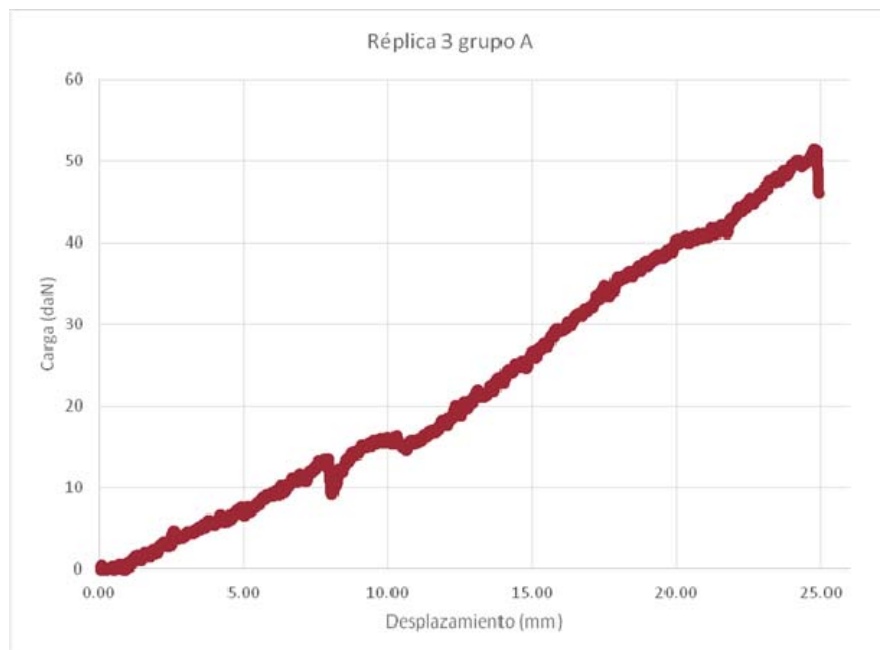
- Ensayos válidos 3
- Ensayos rechazados, 1
- Causas: se produjo rotura catastrófica de la réplica.

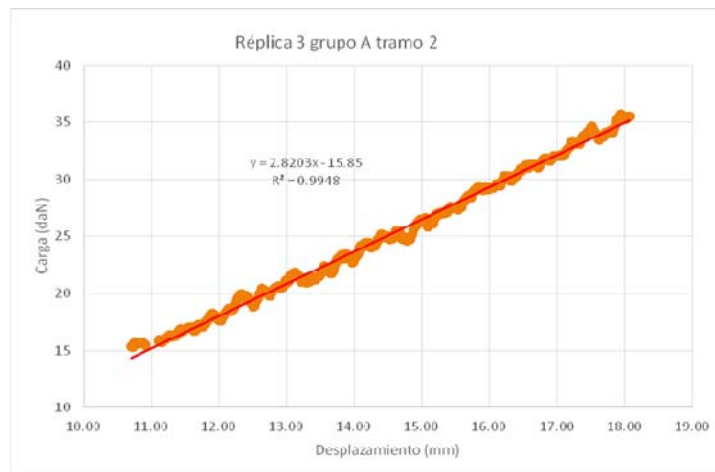
En las páginas siguientes se presentan los principales resultados obtenidos en los ensayos válidos sobre las réplicas.

## GRUPO A: RÉPLICAS CON MEMBRANA

### RÉPLICA 3

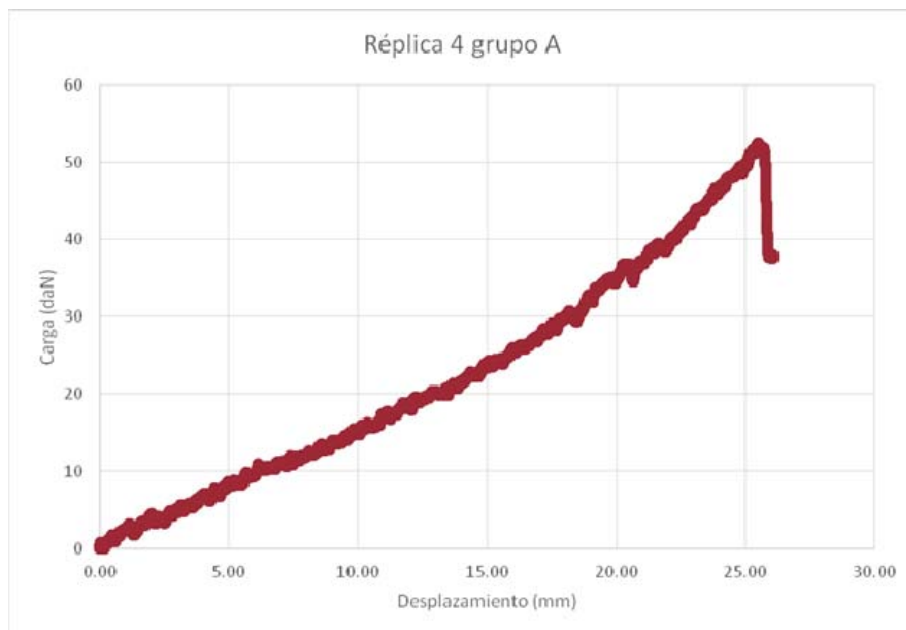
En la gráfica del ensayo de la réplica 3 con membrana pueden observarse dos zonas con pendiente distinta. Un primer tramo, representado también en otra gráfica, asociado al acople hasta su entrada en carga de todo el antebrazo. El segundo tramo, también recogido en otro gráfico, se corresponde con la rigidez del conjunto sometido a carga. Finalmente se observa una caída de carga asociada a la rotura de uno o más ligamentos reproducidos en el antebrazo.





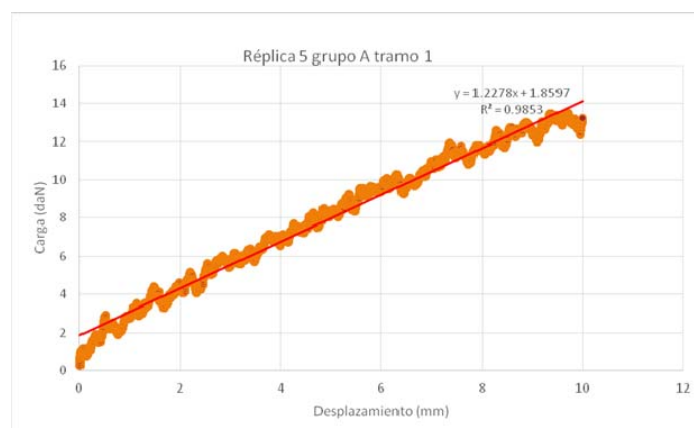
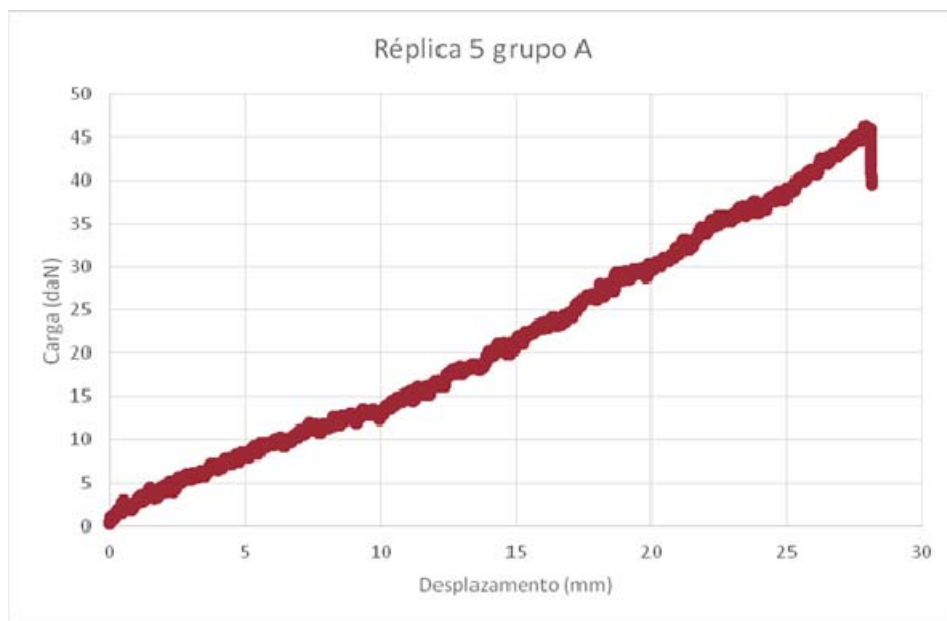
#### RÉPLICA 4

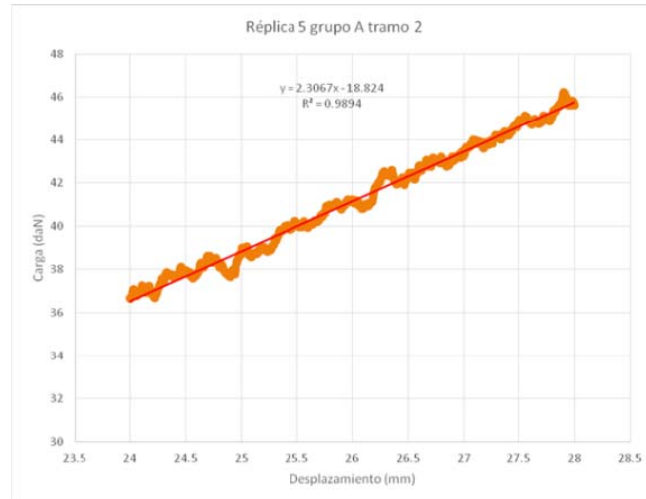
En la gráfica del ensayo de la réplica 4 con membrana pueden observarse dos zonas con pendiente distinta. Un primer tramo, representado también en otra gráfica, asociado al acople hasta su entrada en carga de todo el antebrazo. El segundo tramo, también recogido en otro gráfico, se corresponde con la rigidez del conjunto sometido a carga. Finalmente se observa una caída de carga asociada a la rotura de uno o más ligamentos reproducidos en el antebrazo.



## RÉPLICA 5

En la gráfica del ensayo de la réplica 5 con membrana pueden observarse dos zonas con pendiente distinta. Un primer tramo, representado también en otra gráfica, asociado al acople hasta su entrada en carga de todo el antebrazo. El segundo tramo, también recogido en otro gráfico, se corresponde con la rigidez del conjunto sometido a carga. Finalmente se observa una caída de carga asociada a la rotura de uno o más ligamentos reproducidos en el antebrazo.





## GRUPO B: RÉPLICAS SIN MEMBRANA

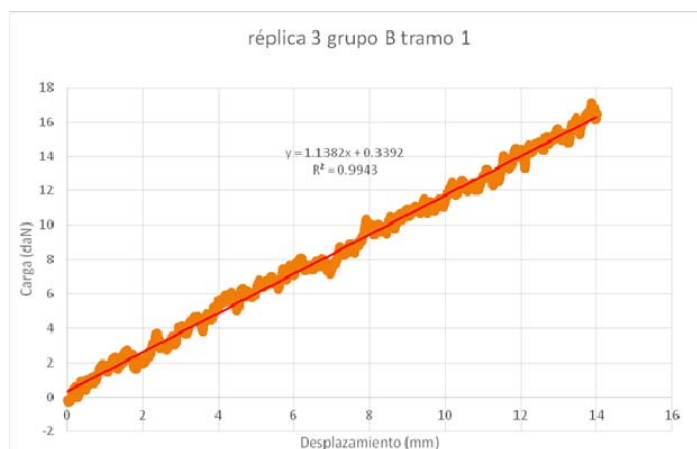
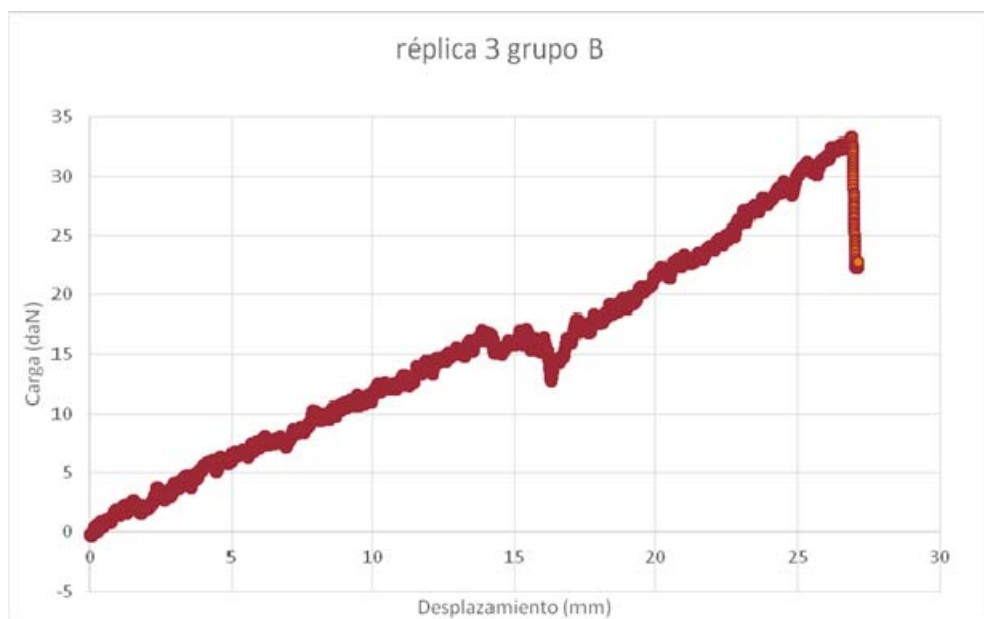
### RÉPLICA 1

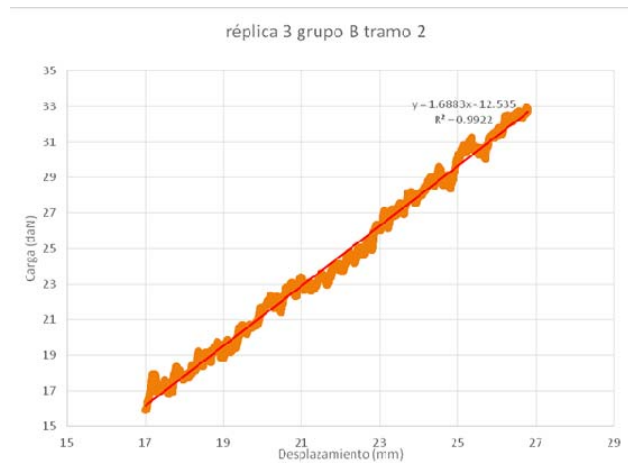
En la gráfica del ensayo de la réplica 1 sin membrana pueden observarse dos zonas con pendiente distinta. Un primer tramo, representado también en otra gráfica, asociado al acople hasta su entrada en carga de todo el antebrazo. El segundo tramo, también recogido en otro gráfico, se corresponde con la rigidez del conjunto sometido a carga. Finalmente se observa una caída de carga asociada a la rotura de uno o más ligamentos reproducidos en el antebrazo.



## RÉPLICA 3

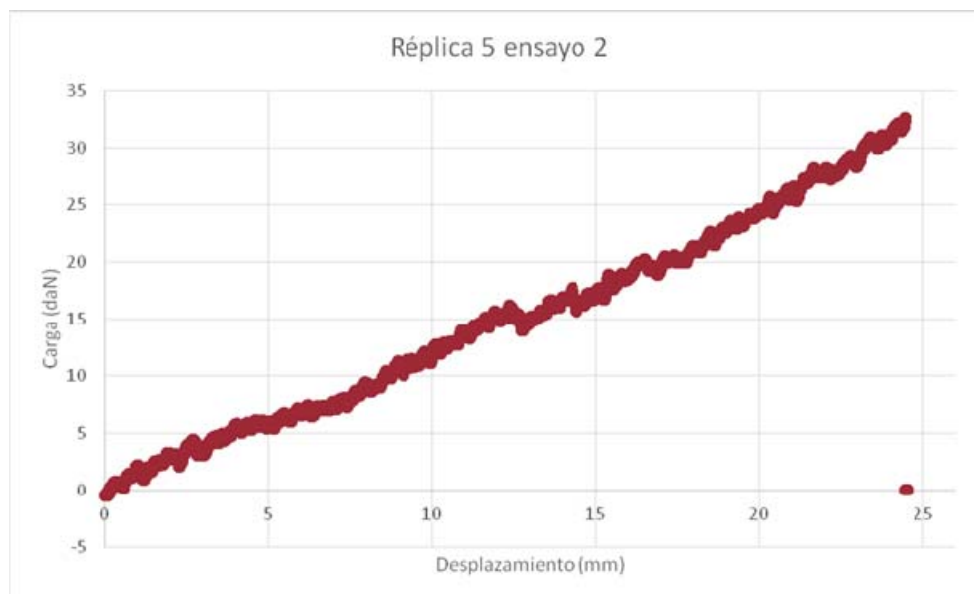
En la gráfica del ensayo de la réplica 3 sin membrana pueden observarse dos zonas con pendiente distinta. Un primer tramo, representado también en otra gráfica, asociado al acople hasta su entrada en carga de todo el antebrazo. El segundo tramo, también recogido en otro gráfico, se corresponde con la rigidez del conjunto sometido a carga. Finalmente se observa una caída de carga asociada a la rotura de uno o más ligamentos reproducidos en el antebrazo.

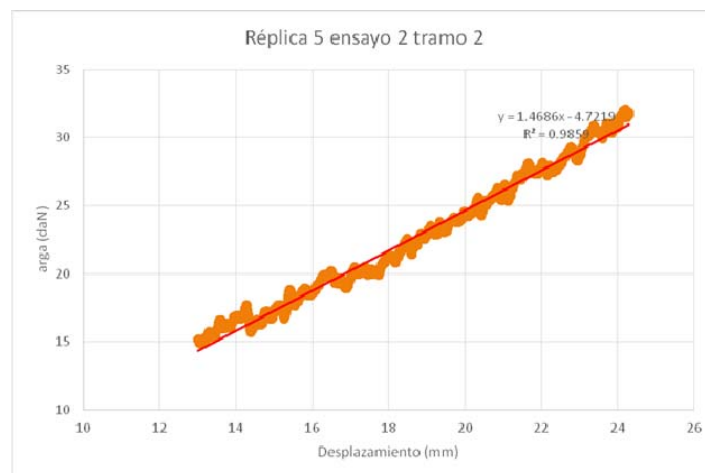
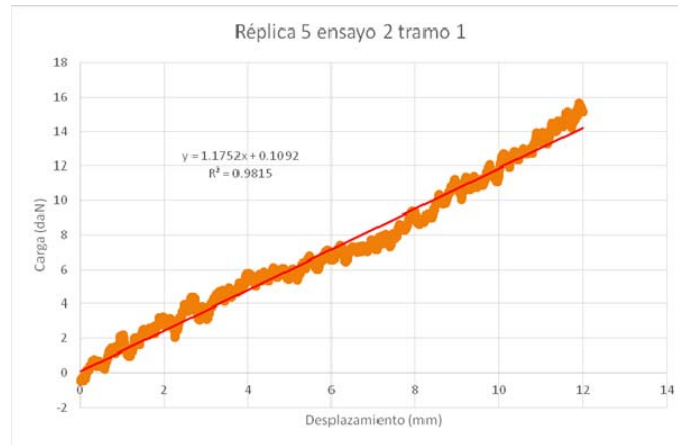




## RÉPLICA 5

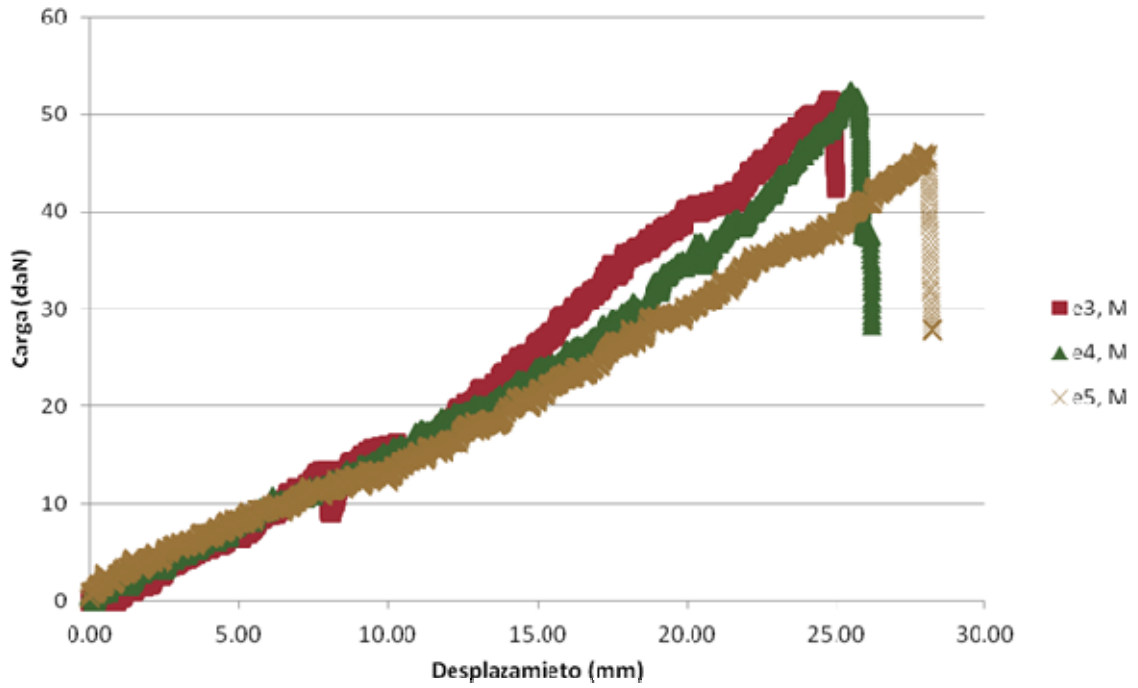
En la gráfica del ensayo de la réplica 5 sin membrana pueden observarse dos zonas con pendiente distinta. Un primer tramo, representado también en otra gráfica, asociado al acople hasta su entrada en carga de todo el antebrazo. El segundo tramo, también recogido en otro gráfico, se corresponde con la rigidez del conjunto sometido a carga. Finalmente se observa una caída de carga asociada a la rotura de uno o más ligamentos reproducidos en el antebrazo.



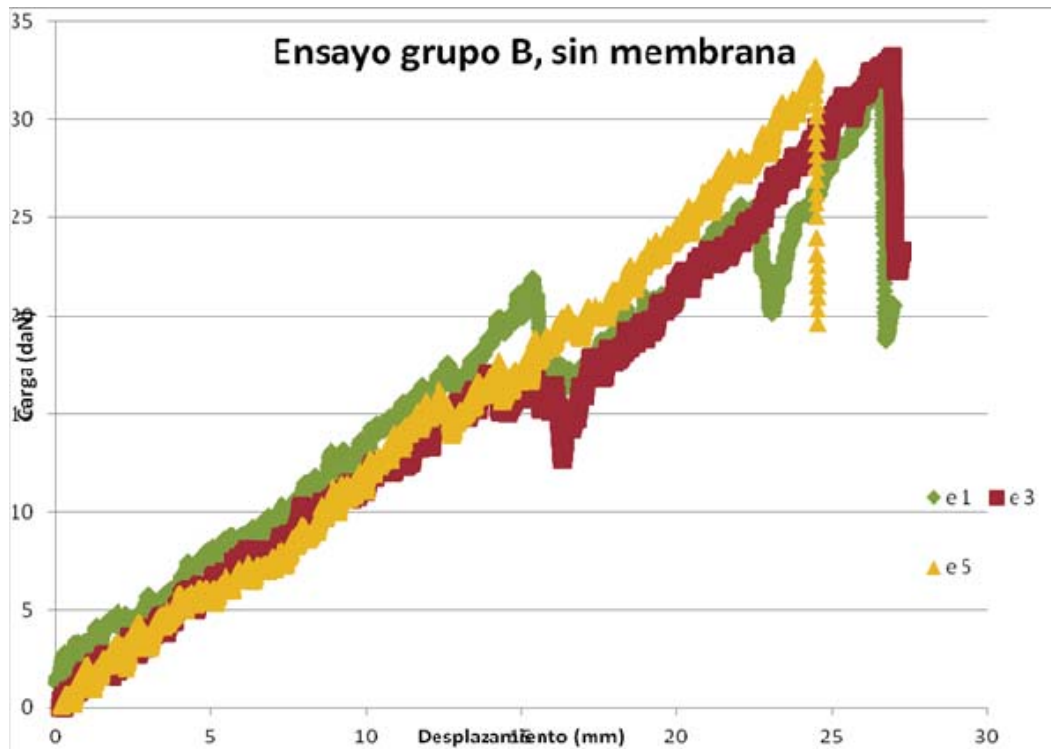


CONJUNTO DE GRÁFICAS

Ensayo grupo A, con membrana



Ensayo grupo B, sin membrana



#### IV.- DISCUSIÓN

El estudio de la lesión de Essex-Lopresti es un tema de importante interés para la comunidad científica y así lo atestiguan los numerosos estudios, especialmente *in vitro*, llevados a cabo acerca de la fisiología del antebrazo, y la fisiopatología y el tratamiento de esta rara lesión<sup>14, 44, 96, 102, 221</sup>. No obstante, a pesar de estos esfuerzos sigue sin existir un consenso claro acerca de la necesidad de incluir la reconstrucción de la MI como parte esencial del tratamiento de esta patología<sup>5, 19, 39, 54, 69</sup>.

Este trabajo de investigación se ha centrado en estudiar las diferencias de comportamiento biomecánico entre antebrazos de cadáver con dos reconstrucciones diferentes al ser sometidos a fuerzas axiales de tracción. Se han comparado los resultados obtenidos entre un grupo de antebrazos no modificados (grupo control), un segundo grupo sin membrana interósea y con reconstrucción de la articulación RCD, y un tercer grupo donde se ha reconstruido tanto la membrana interósea como la articulación RCD. Si bien la mayoría de los estudios sobre esta materia se centran en el comportamiento de la MI exclusivamente, nuestro proyecto incluye además la variable de la reconstrucción de los ligamentos de la articulación RCD mediante la técnica de ligamentoplastia descrita por **Adams et al.**<sup>226</sup>. De forma que es la primera recopilación de ensayos en cadáver en la que se compara el comportamiento biomecánico de los antebrazos sometidos a la combinación de estas dos técnicas frente a otro grupo donde solo se ha realizado la reconstrucción aislada de la articulación RCD. Todo con la finalidad de intentar dilucidar si dos técnicas quirúrgicas de uso común como la osteosíntesis o protetización de la cabeza radial y la ligamentoplastia de **Adams** para la articulación RCD son suficientes para tratar la lesión de Essex-Lopresti, o por el contrario, es necesario asociar otro procedimiento apenas utilizado en la práctica quirúrgica como es la reconstrucción de la MI<sup>108</sup>.

En nuestro ensayo podría ser criticable que no se haya reproducido fielmente la triada de Essex-Lopresti ya que si bien se resecan la MI y los ligamentos de la articulación RCD, no se reproduce en ningún momento la fractura de la cabeza del radio. Sin embargo, no hemos hecho tal cosa porque se ha demostrado, tanto *in vivo* como *in vitro*, que no existen diferencias importantes entre la estabilidad longitudinal

que aporta la cabeza del radio nativa frente aquella que ha sido osteosintetizada o protetizada<sup>31, 54, 104</sup>.

Consideramos reconstruir sólo la banda central de la MI y no su totalidad, dado que se conoce sobradamente que es el componente de la misma más constante<sup>98, 99</sup> y el que contribuye en mayor proporción a la estabilidad longitudinal del antebrazo<sup>55</sup>. De hecho, en la gran mayoría de ensayos en cadáver en los que se reconstruye la MI sólo se reproduce la banda central<sup>44, 95, 96, 101</sup>.

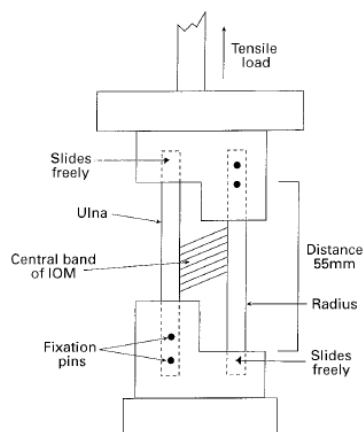
Una cuestión fuente de importante discusión es el grado de pronosupinación del antebrazo en el que debe fijarse la plastia substitutoria de la banda central. Según los estudios de **Skahen et al.**<sup>44</sup> la banda central se encuentra bajo su máxima tensión en posición de pronación, a pesar de que visualmente pudiera parecer que lo está en posición de supinación. Por el contrario, **Manson et al.**<sup>228</sup> llegan a la conclusión en su estudio en cadáver que la MI experimenta su tensión máxima global (en el conjunto de sus diferentes zonas) en la posición de pronosupinación neutra. Para nuestro desconcierto, también hay autores como **Gabriel et al.**<sup>222</sup> que abogan por la fijación de la plastia en supinación ya que de hacerlo en pronación o en posición neutra se limitaría la movilidad del antebrazo. Ante la falta de consenso respecto a este extremo en la bibliografía centrada en la fisiología de la MI, optamos por fijar la plastia en pronosupinación neutra como se describe en la mayoría de trabajos de reconstrucción de la MI en cadáver<sup>54, 95, 96, 102</sup>.

Como se puede constatar en la bibliografía, se han utilizado una gran variedad de plastias, tanto de origen humano como sintéticas, para la reconstrucción de la MI<sup>101, 102, 108, 229</sup>. **Werner et al.**<sup>97</sup> han comprobado que existe una importante variabilidad en la rigidez entre los diferentes ligamentos presentes en el antebrazo. Esto implica que independientemente del tipo u origen de la plastia que se utilice, es indispensable que presente una respuesta no lineal ante la carga (con el aumento del desplazamiento se incrementa la fuerza necesaria para lograrlo). La mayoría de injertos tendinosos tienen un comportamiento no lineal, mientras que la mayoría de las plastias sintéticas no. **Stabile et al.**<sup>106</sup> llevan a cabo un estudio comparativo de la rigidez de varias plastias no sintéticas y concluyen que la plastia de hueso-tendón-hueso es la que más se aproxima a la rigidez de la MI intacta, siendo inferiores la plastia de tendón de Aquiles y de FCR.

Teniendo en cuenta su disponibilidad en el propio espécimen de ensayo, su comportamiento no lineal ante los esfuerzos y su comprobada capacidad para limitar la migración proximal del radio<sup>44, 230</sup>, elegimos el injerto tendinoso de FCR como plastia de reconstrucción de la banda central.

Respecto al modo de fijación de las plastias tendinosas, recurrimos al clásico sistema de sujeción mediante tornillos interferenciales metálicos cuyo uso está ampliamente extendido y aceptado en otras patologías en las que se realizan ligamentoplastias<sup>231-233</sup>. El uso de tornillos interferenciales supone una novedad dado que en la mayoría de ensayos se recurre a tornillos utilizados a modo de postes para la fijación de la plastia<sup>96, 102, 106</sup>. No obstante, el uso de tornillos interferenciales para fijar la plastia de FCR supuso un problema en algunos de los especímenes de menor tamaño (C4, C10 y C11), ya que las dimensiones del túnel necesarias para alojar la plastia y el tornillo debilitaron tanto la cortical ósea que el ensayo fracasó por fractura a este nivel.

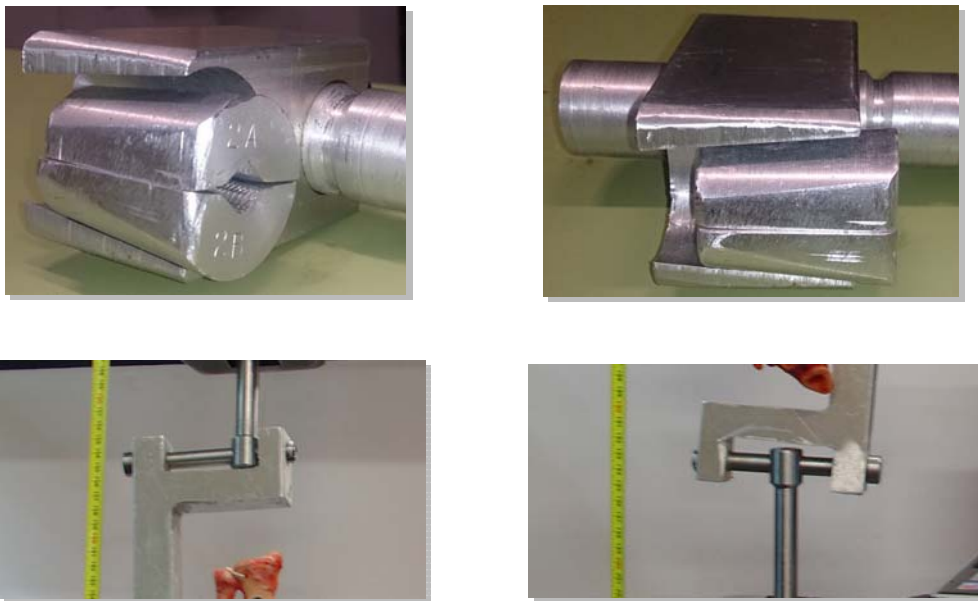
El objetivo del ensayo biomecánico ha sido el estudio de la respuesta de rigidez y resistencia de la estructura del antebrazo frente a esfuerzos longitudinales opuestos en cúbito y radio. Los estudios que emplean montajes de compresión sobre las articulaciones<sup>95, 96, 102, 234</sup> no se consideran adecuados para comprobar la aportación de la membrana interósea, y se ha seguido la línea que McGinley<sup>224</sup> y Wallace<sup>74</sup> emplearon en sus montajes. Estos autores aíslan la zona de la banda central de la MI practicando cortes en cúbito y radio. Emplean un utillaje de amarre y transmisión de carga longitudinal opuesta en los dos huesos, con un sistema de barras guiadas que asegura el paralelismo de las piezas y mantiene constante su distancia relativa transversal, fig. 36.



**Figura 36.** Diagrama del montaje a tracción utilizado por Wallace et al.<sup>74</sup>

En esta tesis hemos buscado un montaje más realista que permitiera ensayar de la misma forma la totalidad de la estructura del antebrazo, de tal manera que quedaran de manifiesto las aportaciones de rigidez tanto de la membrana interósea como de las articulaciones del codo y la muñeca, pudiendo así mismo comprobar la eficacia de la reconstrucción de la articulación RCD.

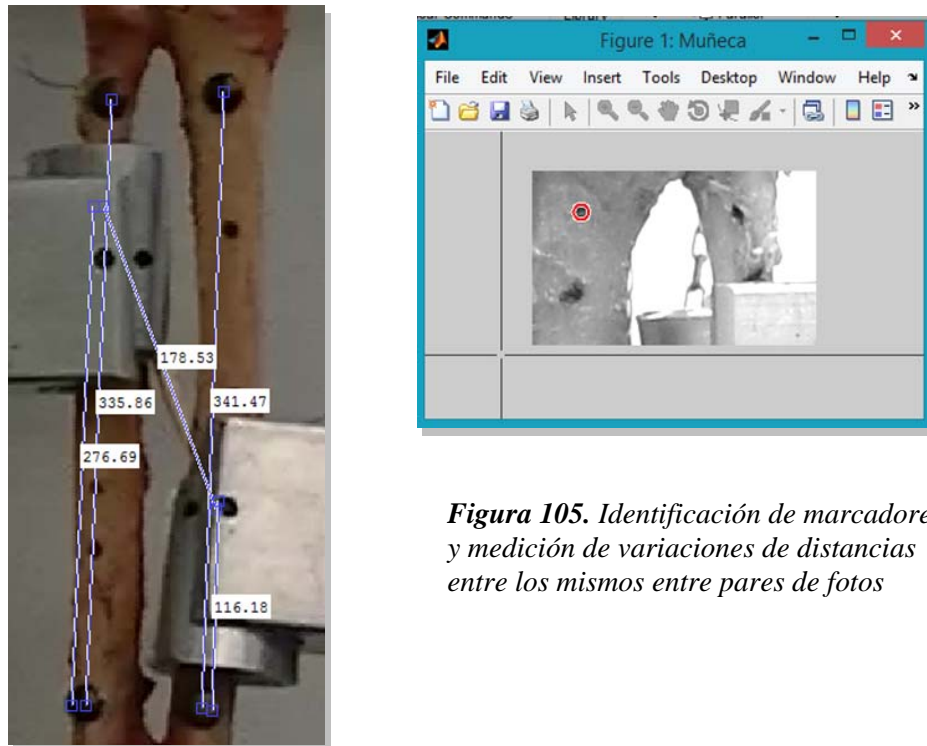
Ha habido que diseñar un utillaje específico original constituido por barras, mordazas cónicas y puntos de transmisión de carga autocentrables con la dirección de la misma, todo ello en material de aluminio. El diseño se ha corregido varias veces hasta solventar todos los problemas de autocentrado, diferente tamaño de las muestras, deslizamiento de mordazas y contactos locales entre mordaza cónica y hueso adyacente, fig. 104.



**Figura 104.** Detalle de las mordazas cónicas adaptables a diferentes tamaños de las muestras y barras para el centrado de las mismas

Otro aspecto novedoso ha sido el seguimiento de la cinemática del conjunto mediante el registro con videocámara de la evolución de la muestra durante el proceso de carga. La muestra se ha marcado con posicionadores aptos para su captura con una

aplicación del programa MATLAB. Y se ha desarrollado un programa de cálculo de posiciones y determinación de desplazamientos relativos entre huesos, fig. 105.

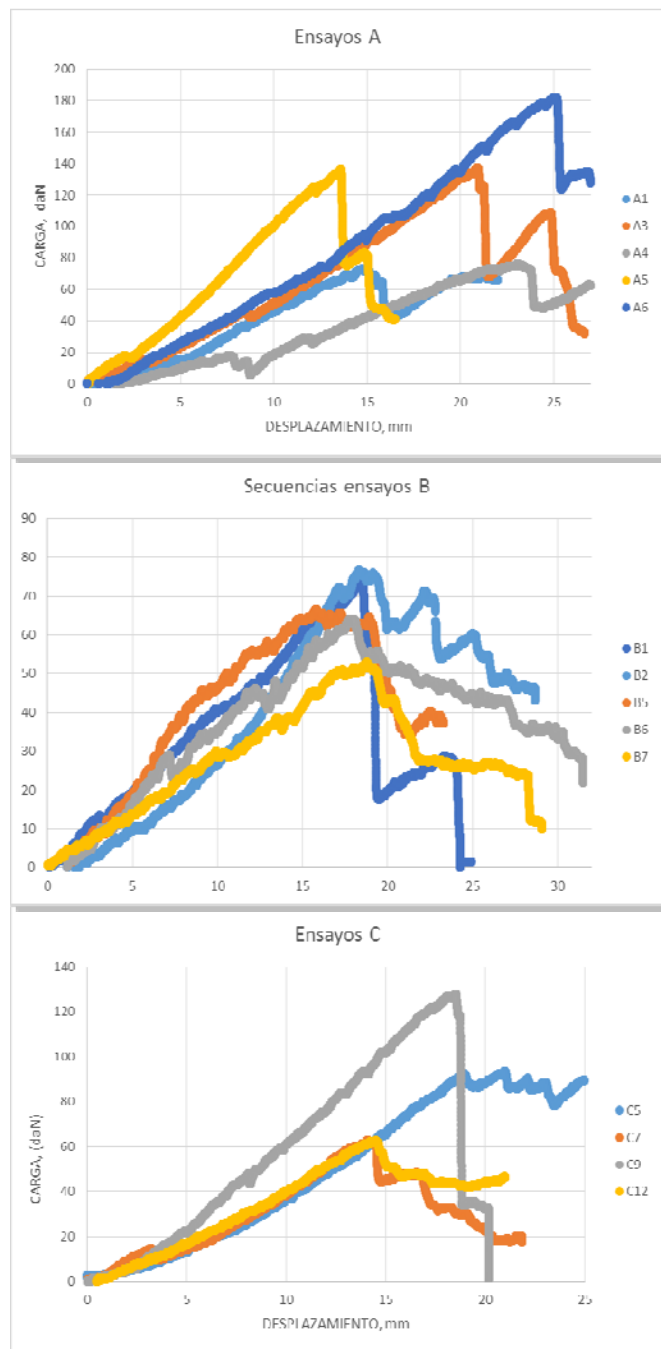


*Figura 105. Identificación de marcadores y medición de variaciones de distancias entre los mismos entre pares de fotos*

Como es habitual en todos los estudios experimentales sobre muestras de cadáver, el número disponible de muestras ha sido escaso, y mucha la variabilidad de tamaños y edades. Además, se han producido incidencias durante los ensayos, como fracturas, deslizamientos o condiciones inadecuadas de las muestras. Todo ello ha limitado las posibilidades de completar un experimento con rigor estadístico. No obstante, se ha alcanzado un número mínimo de ensayos válidos en los tres grupos, suficiente para obtener resultados significativos. Estos presentan una notable dispersión por los motivos mencionados, pero se observan tendencias generales que permiten distinguir de forma cualitativa la biomecánica de los tres grupos. De todo el conjunto de valores que pueden extraerse de los resultados de los ensayos, el más significativo es el de la rigidez de la estructura, entendida como la relación entre la carga de tracción y el desplazamiento relativo entre las mordazas de amarre. Este valor se obtiene directamente de la pendiente de las gráficas fuerza-desplazamiento. Algunos autores como McGinley<sup>224</sup> evalúan la rigidez como la relación entre una tensión, o fuerza por

unidad de área, y una deformación, o alargamiento relativo, hablando directamente de un pseudo módulo de Young,  $E$  [ $\text{N}/\text{mm}^2 \equiv \text{MPa}$ ], análogo al empleado como constante elástica ingenieril de materiales tecnológicos convencionales, como el acero o el aluminio. Esto tiene el inconveniente de la indefinición del área resistente, que es una magnitud variable con la localización de la zona de la muestra y también con el tiempo del ensayo al producirse grandes deformaciones en los ligamentos. El área resistente debe, por tanto, tomarse como una magnitud promediada, menos realista que la rigidez, como fuerza en relación con el desplazamiento, considerada en nuestros ensayos. Las cargas máximas alcanzadas tienen menor valor comparativo por la dispersión del tamaño y características de las muestras.

En las gráficas de fuerza-desplazamiento del Grupo A de control (muestras intactas), se aprecia en general una primera fase no lineal de ajuste de los elementos resistentes de la estructura. A continuación sigue una extensa zona de comportamiento cuasilineal con rigidez constante, con eventuales caídas breves de carga provocadas por reajustes de los elementos, roturas locales o incluso breves deslizamientos de las mordazas. Esta fase termina con una brusca caída de carga debida al colapso definitivo de las estructuras capsuloligamentosas primarias que estabilizan



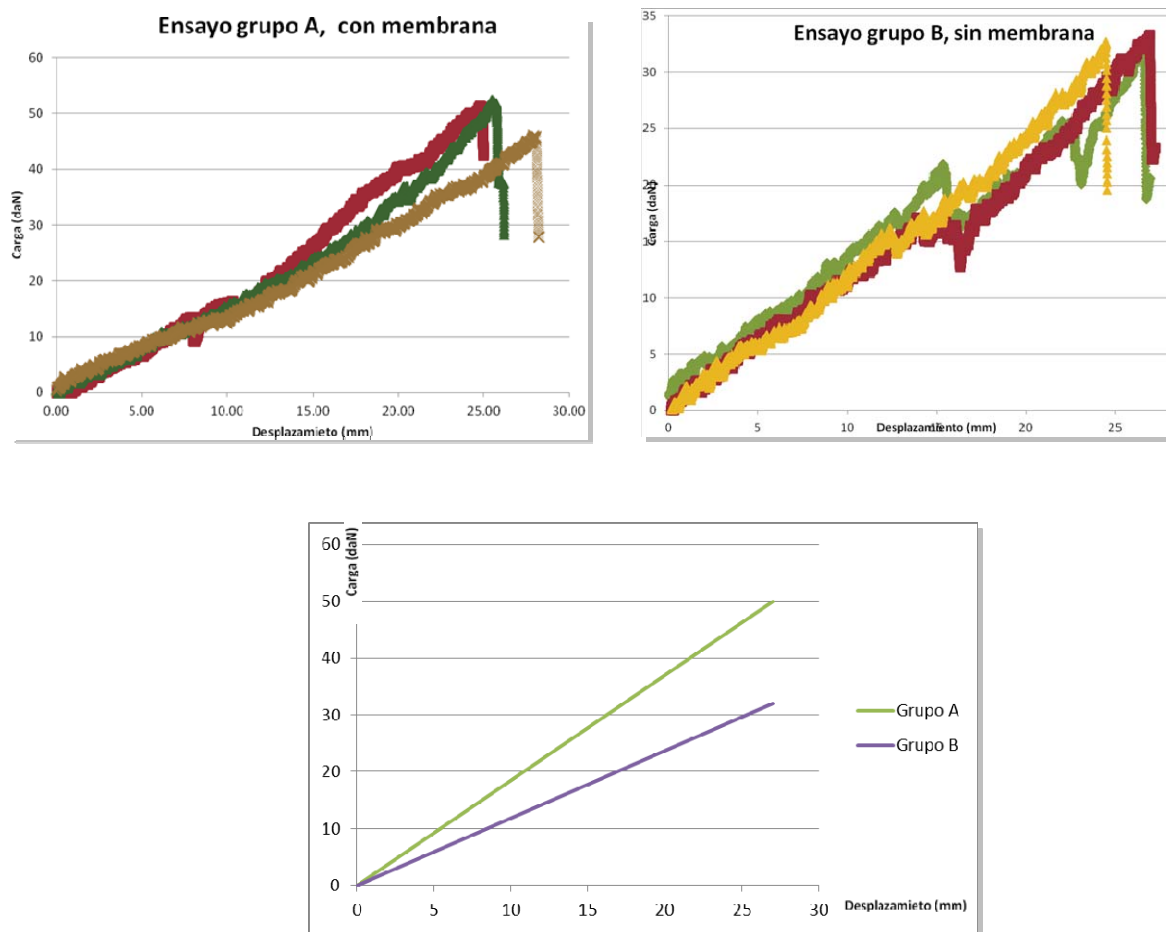
longitudinalmente el antebrazo sin que se pueda verificar su fallo de forma aislada durante la grabación. Finalmente, suele haber una breve recuperación de carga por el relevo de otras estructuras en la absorción de la misma.

Las gráficas del Grupo B (muestras con lesión de Essex-Lopresti, eliminación de la membrana interósea y reparación de la articulación RCD) presentan en general menores niveles de carga máxima y menor linealidad. Esto es revelador de un conjunto estructural menos resistente y más inestable. La rigidez también parece menor que la de la estructura intacta.

Las gráficas del Grupo C (muestras con lesión de Essex-Lopresti y reparación tanto de la membrana como de la articulación RCD) exhiben un comportamiento similar a las del Grupo A, con recuperación de la linealidad y la estabilidad.

Cada ensayo realizado constituye un estudio detallado de la biomecánica de una estructura particular. Por la variabilidad de las muestras, la comparación cuantitativa entre los tres grupos de muestras está muy limitada. Por ello se ha decidido completar el estudio con un ensayo sobre un conjunto de réplicas de antebrazo en material sintético que garantice la repetibilidad y la reducción al mínimo de las variables de ensayo. El modelo se ha realizado replicando huesos reales en resina de poliuretano con técnicas de moldeo con silicona, y reproduciendo la función de los ligamentos primarios con cable de poliamida. La rigidez de los materiales y el montaje del conjunto se han ajustado para llegar a una estructura asimilable a la real en grado suficiente como para permitir un análisis comparativo de la variable de interés: la responsabilidad estructural de la membrana interósea. No se han encontrado en la literatura trabajos análogos, por lo que este estudio también es novedoso.

Se han realizado tres ensayos sobre dos grupos de réplicas, uno con membrana interósea reproducida y el otro sin ella. En ambos casos el comportamiento ha sido muy similar, por lo que se considera el modelo validado para el objetivo planteado. Los resultados obtenidos revelan que, al igual que en las muestras de cadáver, las réplicas sin membrana interósea presentan más inestabilidad y menor rigidez y resistencia. La disminución de rigidez y resistencia se ha cuantificado en algo más de un 30% para ambas magnitudes.



**Figura 106.** Curvas correspondientes a los ensayos válidos del grupo A (izquierda) y del grupo B (derecha). Curvas que representa la pendiente media de ambos grupos de ensayo (abajo). Nótese la diferencia evidente entre ambas curvas.

## CONCLUSIONES

Los trabajos desarrollados en esta tesis permiten confirmar la importante función biomecánica de la membrana interósea del antebrazo. Los resultados experimentales demuestran que la pérdida de la membrana interósea da lugar a un aumento significativo de la inestabilidad longitudinal y a una disminución del orden del 30% tanto de la rigidez como de la resistencia frente a esfuerzos de cizalladura entre cúbito y radio. Por tanto, desde un punto de vista biomecánico debe darse una respuesta afirmativa a la pregunta sobre la necesidad, en términos de estabilidad longitudinal del antebrazo, de reparar la membrana interósea en el contexto de la lesión de Essex-Lopresti.

A esta conclusión general se añaden las conclusiones parciales:

.- Se ha diseñado, puesto a punto y aplicado una metodología experimental para estudiar la biomecánica del antebrazo frente a esfuerzos que tienden a provocar inestabilidad longitudinal.

.- El estudio se ha aplicado sobre muestras de cadáver intacto y con simulación de reparación de la articulación RCD y restauración o no de la membrana interósea. Se ha aplicado también sobre réplicas de antebrazo con o sin membrana interósea incluida.

.- El utillaje de amarre diseñado es novedoso y garantiza una transmisión de carga longitudinal de tracción opuesta entre cúbito y radio en un antebrazo completo, con sus articulaciones proximal y distal incorporadas.

.- Se ha establecido un protocolo de preparación de muestras de antebrazo de cadáver que incluye los siguientes pasos: descongelación, disección conservando estructuras óseas, capsulares y ligamentosas, y, en los especímenes correspondientes, extracción de los tendones *extensor indicis proprius* y *flexor carpi radialis* para practicar la reconstrucción de la articulación radio cúbito distal y/o de la membrana interósea.

.- Con marcadores de posición y una aplicación del programa MATLAB The MathWorks, Inc., Natick, Massachusetts, Estados Unidos) se ha diseñado un

método óptico digital específico para el seguimiento de desplazamientos relativos en la estructura durante el ensayo

.- Se ha diseñado un modelo de ensayo sobre cúbito y radio que permite evaluar de forma fiel la respuesta, ante esfuerzos longitudinales de cizalladura, del conjunto de estructuras que dotan de estabilidad longitudinal al antebrazo

.- Se ha aplicado la metodología de ensayo a tres grupos de muestras de antebrazo de cadáver: intacto, con reparación de la articulación RCD y eliminación de la MI, y con reparación tanto de la articulación RCD como de la MI

.- Los resultados de los ensayos sobre los tres grupos de muestras de cadáver exhiben la dispersión inherente a las distintas morfologías y condiciones de estado de los antebrazos originales. El resultado más significativo es la pérdida de estabilidad de las muestras sin la banda central de la MI.

.- Se ha obtenido un resultado cuantitativo complementario aplicando la metodología a réplicas de antebrazo realizadas en resina de poliuretano y cable de poliamida. Se han ensayado dos grupos de réplicas, con y sin membrana interósea, demostrándose en ambos casos la repetibilidad y validez del ensayo. Los resultados han confirmado que la ausencia de la banda central de la MI supone una disminución de la estabilidad longitudinal y una pérdida de rigidez y de resistencia del orden del 30%.

.- Se ha comprobado que la rigidez y la resistencia que aportan a la estabilidad longitudinal del antebrazo las técnicas quirúrgicas clásicas para el tratamiento de la lesión de Essex-Lopresti centradas en la cabeza del radio y la articulación RCD, son inferiores a la construcción que incluye, además, la reconstrucción de la banda central de la MI.

.- En definitiva, los resultados obtenidos avalan la presente y futura investigación sobre técnicas de reconstrucción de la MI en pacientes que presenten la lesión de Essex-Lopresti, como procedimiento coadyuvante de la

síntesis o substitución de la cabeza radial unido a la reparación de la articulación RCD.

**V.- BIBLIOGRAFÍA**

1. **Hotchkiss RN.** Fractures of the radial head and related instability and contracture of the forearm. *Instr Course Lect.* 1998;47:173-7.
2. **Essex-Lopresti P.** Fractures of the radial head with distal radio-ulnar dislocation; report of two cases. *J Bone Joint Surg Br.* 1951;33B(2):244-7.
3. **Curr JF, Coe WA.** Dislocation of the inferior radio-ulnar joint. *Br J Surg.* 1946;34:74-7.
4. **Trousdale RT, Amadio PC, Cooney WP, Morrey BF.** Radio-ulnar dissociation. A review of twenty cases. *J Bone Joint Surg Am.* 1992;74(10):1486-97.
5. **Dodds SD, Yeh PC, Slade JF 3rd.** Essex-lopresti injuries. *Hand.* 2008;24(1):125-37
6. **Hausmann JT, Vekszler G, Breitenseher M, Braunsteiner T, Vecsei V.** Mason type-I radial head fractures and interosseous membrane lesions--a prospective study. *J Trauma.* 2009;66(2):457-61.
7. **Jaakkola JI, Riggans DH, Lourie GM, Lang CJ, Elhassan BT.** Ultrasonography for the evaluation of forearm interosseous membrane disruption in a cadaver model. *J Hand Surg Am.* 2001;26(6):1053-7.
8. **Neuber M, Joist A, Joosten U, Rieger H.** Late sequelae and treatment strategies of distal radio-ulnar dissociation after undetected Essex-Lopresti lesion. *Unfallchirurg.* 2000;103(12):1093-6.
9. **Broberg MA, Morrey BF.** Results of delayed excision of the radial head after fracture. *J Bone Joint Surg Am.* 1986;68(5):669-74.
10. **Coleman DA, Blair WF, Shurr D.** Resection of the radial head for fracture of the radial head. Long-term follow-up of seventeen cases. *J Bone Joint Surg Am.* 1987;69(3):385-92

11. **Goldberg I, Peylan J, Yosipovitch Z.** Late results of excision of the radial head for an isolated closed fracture. *J Bone Joint Surg Am.* 1986;68(5):675-9.
12. **Taylor TK, O'connor BT.** The effect upon the inferior radio-ulnar joint of excision of the head of the radius in adults. *J Bone Joint Surg Br.* 1964;46:83-8.
13. **McGinley JC, Hopgood BC, Gaughan JP, Sadeghipour K, Kozin SH.** Forearm and elbow injury: the influence of rotational position. *J Bone Joint Surg Am.* 2003;85A(12):2403-9.
14. **Markolf KL, Lamey D, Yang S, Meals R, Hotchkiss R.** Radioulnar load-sharing in the forearm. A study in cadavera. *J Bone Joint Surg Am.* 1998;80(6):879-88.
15. **Hollister AM, Gellman H, Waters RL.** The relationship of the interosseous membrane to the axis of rotation of the forearm. *Clin Orthop Relat Res.* 1994;(298):272-6.
16. **Poitevin LA.** Anatomy and biomechanics of the interosseous membrane: its importance in the longitudinal stability of the forearm. *Hand Clin.* 2001;17(1):97-110, vii.
17. **Hotchkiss RN.** Injuries to the interosseous ligament of the forearm. *Hand Clin.* 1994;10(3):391-8.
18. **Edwards GS, Jupiter JB.** Radial head fractures with acute distal radioulnar dislocation. Essex-Lopresti revisited. *Clin Orthop Relat Res.* 1988;(234):61-9.
19. **Murray PM.** Diagnosis and treatment of longitudinal instability of the forearm. *Tech Hand Up Extrem Surg.* 2005;9(1):29-34.
20. **Palmer AK, Werner FW.** Biomechanics of the distal radioulnar joint. *Clin Orthop Relat Res.* 1984;(187):26-35.
21. **Friedman SL, Palmer AK.** The ulnar impaction syndrome. *Hand Clin.* 1991;7(2):295-310.

22. **Tomaino MM.** Ulnar impaction syndrome in the ulnar negative and neutral wrist. Diagnosis and pathoanatomy. *J Hand Surg Br.* 1998;23(6):754-7.
23. **Epner RA, Bowers WH, Guilford WB.** Ulnar variance--the effect of wrist positioning and roentgen filming technique. *J Hand Surg Am.* 1982;7(3):298-305.
24. **Yeh GL, Beredjikian PK, Katz MA, Steinberg DR, Bozentka DJ.** Effects of forearm rotation on the clinical evaluation of ulnar variance. *J Hand Surg Am.* 2001;26(6):1042-6..
25. **Swanson AB, Jaeger SH, La Rochelle D.** Comminuted fractures of the radial head. The role of silicone-implant replacement arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 1981;63(7):1039-49.
26. **Sowa DT, Hotchkiss RN, Weiland AJ.** Symptomatic proximal translation of the radius following radial head resection. *Clin Orthop Relat Res.* 1995;(317):106-13.
27. **Rodriguez-Martin J, Pretell-Mazzini J, Vidal-Bujanda C.** Unusual pattern of Essex-Lopresti injury with negative plain radiographs of the wrist: a case report and literature review. *Hand Surg.* 2010;15(1):41-5.
28. **Wright T.** Interosseous Membrane of the Forearm. *Journal of the American Society for Surgery of the Hand.* 2001;123-34
29. **Rabinowitz RS, Light TR, Havey RM, Gourineni P, Patwardhan AG.** The role of the interosseous membrane and triangular fibrocartilage complex in forearm stability. *J Hand Surg Am.* 1994;19(3):385-93
30. **Stephen IB.** Excision of the radial head for closed fracture. *Acta Orthop Scand.* 1981;52(4):409-12.
31. **Grassmann JP, Hakimi M, Gehrman SV, Betsch M, Kröpil P.** The treatment of the acute Essex-Lopresti injury. *Bone Joint J.* 2014;96B(10):1385-91.
32. **Jungbluth P, Frangen TM, Arens S, Muhr G, Kalicke T.** The undiagnosed Essex-Lopresti injury. *J Bone Joint Surg Br.* 2006;88(12):1629-33.

33. **Duckworth AD, Watson BS, Will EM, Petrisor BA, Walmsley PJ.** Radial shortening following a fracture of the proximal radius. *Acta Orthop.* 2011;82(3):356-9.
34. **Helmerhorst GT, Ring D.** Subtle Essex-Lopresti lesions: report of 2 cases. *J Hand Surg Am.* 2009;34(3):436-8.
35. **Starch DW, Dabezies EJ.** Magnetic resonance imaging of the interosseous membrane of the forearm. *J Bone Joint Surg Am.* 2001;83A(2):235-8.
36. **McGinley JC, Roach N, Hopgood BC, Limmer K, Kozin SH.** Forearm interosseous membrane trauma: MRI diagnostic criteria and injury patterns. *Skeletal Radiol.* 2006;35(5):275-81.
37. **Fester EW, Murray PM, Sanders TG, Ingari JV, Leyendecker J.** The efficacy of magnetic resonance imaging and ultrasound in detecting disruptions of the forearm interosseous membrane: a cadaver study. *J Hand Surg Am.* 2002;27(3):418-24.
38. **McGinley JC, Roach N, Gaughan JP, Kozin SH.** Forearm interosseous membrane imaging and anatomy. *Skeletal Radiol.* 2004;33(10):561-8.
39. **Failla JM, Jacobson J, van Holsbeeck M.** Ultrasound diagnosis and surgical pathology of the torn interosseous membrane in forearm fractures/dislocations. *J Hand Surg Am.* 1999;24(2):257-66.
40. **Soubeyrand M, Lafont C, Oberlin C, France W, Maulat I.** The "muscular hernia sign": an original ultrasonographic sign to detect lesions of the forearm's interosseous membrane. *Surg Radiol Anat.* 2006;28(4):372-8.
41. **Smith AM, Urbanosky LR, Castle JA, Rushing JT, Ruch DS.** Radius pull test: predictor of longitudinal forearm instability. *J Bone Joint Surg Am.* 2002;84A(11):1970-6.
42. **Soubeyrand M, Ciais G, Wassermann V, Kalouche I, Biau D.** The intra-operative radius joystick test to diagnose complete disruption of the interosseous membrane. *J Bone Joint Surg Br.* 2011;93(10):1389-94.

43. **Chidgey LK.** The Distal Radioulnar Joint: Problems and Solutions. *J Am Acad Orthop Surg.* 1995;3(2):95-109.
44. **Skahen JR 3rd, Palmer AK, Werner FW, Fortino MD.** Reconstruction of the interosseous membrane of the forearm in cadavers. *J Hand Surg Am.* 1997;22(6):986-94.
45. **Karlstad R, Morrey BF, Cooney WP.** Failure of fresh-frozen radial head allografts in the treatment of Essex-Lopresti injury. A report of four cases. *J Bone Joint Surg Am.* 2005;87(8):1828-33.
46. **Ring D, Quintero J, Jupiter JB.** Open reduction and internal fixation of fractures of the radial head. *J Bone Joint Surg Am.* 2002;84A(10):1811-5.
47. **Boulas HJ, Morrey BF.** Biomechanical evaluation of the elbow following radial head fracture. Comparison of open reduction and internal fixation vs. excision, silastic replacement, and non-operative management. *Chir Main.* 1998;17(4):314-20.
48. **Ruchelsman DE, Christoforou D, Jupiter JB.** Fractures of the radial head and neck. *J Bone Joint Surg Am.* 2013;95(5):469-78.
49. **Morrey BF, Chao EY, Hui FC.** Biomechanical study of the elbow following excision of the radial head. *J Bone Joint Surg Am.* 1979;61(1):63-8.
50. **Geel CW, Palmer AK.** Radial head fractures and their effect on the distal radioulnar joint. A rationale for treatment. *Clin Orthop Relat Res.* 1992;(275):79-84.
51. **Speed K.** Ferrule caps for the head of the radius. *Surg Gynecol Obstet.* 1941;(73):845-50.
52. **Carn RM, Medige J, Curtain D, Koenig A.** Silicone rubber replacement of the severely fractured radial head. *Clin Orthop Relat Res.* 1986;(209):259-69
53. **Mackay I, Fitzgerald B, Miller JH.** Silastic replacement of the head of the radius in trauma. *J Bone Joint Surg Br.* 1979;61B(4):494-7.

54. **Sellman DC, Seitz WH, Jr., Postak PD, Greenwald AS.** Reconstructive strategies for radioulnar dissociation: a biomechanical study. *J Orthop Trauma.* 1995;9(6):516-22.
55. **Hotchkiss RN, An KN, Sowa DT, Basta S, Weiland AJ.** An anatomic and mechanical study of the interosseous membrane of the forearm: pathomechanics of proximal migration of the radius. *J Hand Surg Am.* 1989;14(2 Pt 1):256-61.
56. **Morrey BF, Askew L, Chao EY.** Silastic prosthetic replacement for the radial head. *J Bone Joint Surg Am.* 1981;63(3):454-8.
57. **Vanderwilde RS, Morrey BF, Melberg MW, Vinh TN.** Inflammatory arthritis after failure of silicone rubber replacement of the radial head. *J Bone Joint Surg Br.* 1994;76(1):78-81.
58. **Mayhall WS, Tiley FT, Paluska DJ.** Fracture of silastic radial-head prosthesis. Case report. *J Bone Joint Surg Am.* 1981;63(3):459-60
59. **Knight DJ, Rymaszewski LA, Amis AA, Miller JH.** Primary replacement of the fractured radial head with a metal prosthesis. *J Bone Joint Surg Br.* 1993;75(4):572-6.
60. **Moro JK, Werier J, MacDermid JC, Patterson SD, King GJ.** Arthroplasty with a metal radial head for unreconstructible fractures of the radial head. *J Bone Joint Surg Am.* 2001;83A(8):1201-11.
61. **Lamas C, Castellanos J, Proubasta I, Dominguez E.** Comminuted radial head fractures treated with pyrocarbon prosthetic replacement. *Hand (N Y).* 2011;6(1):27-33.
62. **Ricón FJ, Sánchez P, Lajara F, Galán A, Lozano JA.** Result of a pyrocarbon prosthesis after comminuted and unreconstructable radial head fractures. *J Shoulder Elbow Surg.* 2012;21(1):82-91
63. **Jungbluth P, Frangen TM, Muhr G, Kalicke T.** A primarily overlooked and incorrectly treated Essex-Lopresti injury: what can this lead to? *Arch Orthop Trauma Surg.* 2008;128(1):89-95.

64. **Stabile KJ, Pfaeffle HJ, Tomaino MM.** The Essex-Lopresti fracture-dislocation factors in early management and salvage alternatives. *Hand Clin.* 2002;18(1):195-204.
65. **Bruckner JD, Alexander AH, Lichtman DM.** Acute dislocations of the distal radioulnar joint. *Instr Course Lect.* 1996;45:27-36.
66. **Gong HS, Chung MS, Oh JH, Lee YH, Kim SH.** Failure of the interosseous membrane to heal with immobilization, pinning of the distal radioulnar joint, and bipolar radial head replacement in a case of Essex-Lopresti injury: case report. *J Hand Surg Am.* 2010;35(6):976-80.
67. **Loeffler BJ, Green JB, Zelouf DS.** Forearm instability. *J Hand Surg Am.* 2014;39(1):156-67.
68. **Marcotte AL, Osterman AL.** Longitudinal radioulnar dissociation: identification and treatment of acute and chronic injuries. *Hand Clin.* 2007;23(2):195-208, vi.
69. **Rozental TD, Beredjiklian PK, Bozentka DJ.** Longitudinal radioulnar dissociation. *J Am Acad Orthop Surg.* 2003;11(1):68-73.
70. **LaStayo PC, Lee MJ.** The forearm complex: anatomy, biomechanics and clinical considerations. *J Hand Ther.* 2006;19(2):137-44.
71. **Romero B, Marcos A, Medina JA, Muratore G.** Bilateral elbow dislocation related to Essex-Lopresti injury. *Rev Esp Cir Ortop Traumatol.* 2012;56(1):59-62.
72. **Pfaeffle HJ, Stabile KJ, Li ZM, Tomaino MM.** Reconstruction of the interosseous ligament unloads metallic radial head arthroplasty and the distal ulna in cadavers. *J Hand Surg Am.* 2006;31(2):269-78.
73. **Tejwani SG, Markolf KL, Benhaim P.** Graft reconstruction of the interosseous membrane in conjunction with metallic radial head replacement: a cadaveric study. *J Hand Surg Am.* 2005;30(2):335-42.

74. **Wallace AL, Walsh WR, van Rooijen M, Hughes JS, Sonnabend DH.** The interosseous membrane in radio-ulnar dissociation. *J Bone Joint Surg Br.* 1997;79(3):422-7.
75. **Chloros GD, Wiesler ER, Stabile KJ, Papadonikolakis A, Ruch DS.** Reconstruction of Essex-Lopresti injury of the forearm: technical note. *J Hand Surg Am.* 2008;33(1):124-30.
76. **Kuzma G.** Reconstruction of the Essex-Lopresti Injury. American Association for Hand Surgery (AAHS) 33rd Annual Meeting; Kauai, HI, January 8–11, 2003.
77. **Adams JE, Steinmann SP, Osterman AL.** Management of injuries to the interosseous membrane. *Hand Clin.* 2010;26(4):543-8.
78. **Szabo RM, Hotchkiss RN, Slater RR.** The use of frozen-allograft radial head replacement for treatment of established symptomatic proximal translation of the radius: preliminary experience in five cases. *J Hand Surg Am.* 1997;22(2):269-78.
79. **Harrington IJ, Sekyi-Otu A, Barrington TW, Evans DC, Tuli V.** The functional outcome with metallic radial head implants in the treatment of unstable elbow fractures: a long-term review. *J Trauma.* 2001;50(1):46-52.
80. **Heijink A, Morrey BF, van Riet RP, O'Driscoll SW, Cooney WP.** Delayed treatment of elbow pain and dysfunction following Essex-Lopresti injury with metallic radial head replacement: a case series. *J Shoulder Elbow Surg.* 2010;19(6):929-36.
81. **Morrey BF, Askew LJ, Chao EY.** A biomechanical study of normal functional elbow motion. *J Bone Joint Surg Am.* 1981;63(6):872-7.
82. **Arimitsu S, Moritomo H, Kitamura T, Berglund LJ, Zhao KD.** The stabilizing effect of the distal interosseous membrane on the distal radioulnar joint in an ulnar shortening procedure: a biomechanical study. *J Bone Joint Surg Am.* 2011;93(21):2022-30.

83. **Sennwald GR, Lauterburg M, Zdravkovic V.** A new technique of reattachment after traumatic avulsion of the TFCC at its ulnar insertion. *J Hand Surg Br.* 1995;20(2):178-84.
84. **Fulkerson JP, Watson HK.** Congenital anterior subluxation of the distal ulna. A case report. *Clin Orthop Relat Res.* 1978;(131):179-82.
85. **Breen TF, Jupiter JB.** Extensor carpi ulnaris and flexor carpi ulnaris tenodesis of the unstable distal ulna. *J Hand Surg Am.* 1989;14(4):612-7.
86. **Tsai TM, Stilwell JH.** Repair of chronic subluxation of the distal radioulnar joint (ulnar dorsal) using flexor carpi ulnaris tendon. *J Hand Surg Br.* 1984;9(3):289-94.
87. **Scheker LR, Belliappa PP, Acosta R, German DS.** Reconstruction of the dorsal ligament of the triangular fibrocartilage complex. *J Hand Surg Br.* 1994;19(3):310-8.
88. **Bowers WH.** Instability of the distal radioulnar articulation. *Hand Clin.* 1991;7(2):311-27.
89. **Petersen MS, Adams BD.** Biomechanical evaluation of distal radioulnar reconstructions. *J Hand Surg Am.* 1993;18(2):328-34.
90. **Kihara H, Short WH, Werner FW, Fortino MD, Palmer AK.** The stabilizing mechanism of the distal radioulnar joint during pronation and supination. *J Hand Surg Am.* 1995;20(6):930-6.
91. **Adams BD, Berger RA.** An anatomic reconstruction of the distal radioulnar ligaments for posttraumatic distal radioulnar joint instability. *J Hand Surg Am.* 2002;27(2):243-51
92. **Wallwork NA, Bain GI.** Sigmoid notch osteoplasty for chronic volar instability of the distal radioulnar joint: A case report. *J Hand Surg Am.* 2001;26:454-459

93. **George MS, Kiefhaber TR, Stern PJ.** The Sauve-Kapandji procedure and the Darrach procedure for distal radio-ulnar joint dysfunction after Colles' fracture. *J Hand Surg Br.* 2004;29(6):608-13.
94. **Minami A, Iwasaki N, Ishikawa J, Suenaga N, Yasuda K.** Treatments of osteoarthritis of the distal radioulnar joint: long-term results of three procedures. *Hand Surg.* 2005;10(2-3):243-8.
95. **Tomaino MM, Pfaeffle J, Stabile K, Li ZM.** Reconstruction of the interosseous ligament of the forearm reduces load on the radial head in cadavers. *J Hand Surg Br.* 2003;28(3):267-70.
96. **Pfaeffle HJ, Stabile KJ, Li ZM, Tomaino MM.** Reconstruction of the interosseous ligament restores normal forearm compressive load transfer in cadavers. *J Hand Surg Am.* 2005;30(2):319-25.
97. **Werner FW, Taormina JL, Sutton LG, Harley BJ.** Structural properties of 6 forearm ligaments. *J Hand Surg Am.* 2011;36(12):1981-7.
98. **Noda K, Goto A, Murase T, Sugamoto K, Yoshikawa H.** Interosseous membrane of the forearm: an anatomical study of ligament attachment locations. *J Hand Surg Am.* 2009;34(3):415-22.
99. **Skahen JR 3rd, Palmer AK, Werner FW, Fortino MD.** The interosseous membrane of the forearm: anatomy and function. *J Hand Surg Am.* 1997;22(6):981-5.
100. **Birkbeck DP, Failla JM, Hoshaw SJ, Fyhrie DP, Schaffler M.** The interosseous membrane affects load distribution in the forearm. *J Hand Surg Am.* 1997;22(6):975-80.
101. **Soubeyrand M, Oberlin C, Dumontier C, Belkheyar Z, Lafont C.** Ligamentoplasty of the forearm interosseous membrane using the semitendinosus tendon: anatomical study and surgical procedure. *Surg Radiol Anat.* 2006;28(3):300-7.

102. **Tejwani SG, Markolf KL, Benhaim P.** Reconstruction of the interosseous membrane of the forearm with a graft substitute: a cadaveric study. *J Hand Surg Am.* 2005;30(2):326-34.
103. **Sabo MT, Watts AC.** Reconstructing the interosseous membrane: a technique using synthetic graft and endobuttons. *Tech Hand Up Extrem Surg.* 2012;16(4):187-93.
104. **Jones CM, Kam CC, Ouellette EA, Milne EL, Kaimrajh D, Latta LL.** Comparison of 2 forearm reconstructions for longitudinal radioulnar dissociation: a cadaver study. *J Hand Surg Am.* 2012;37(4):741-7.
105. **Dy CJ, Ouellette EA, Makowski AL.** Extensor retinaculum capsulorrhaphy for ulnocarpal and distal radioulnar instability: the Herbert sling. *Tech Hand Up Extrem Surg.* 2009;13(1):19-22.
106. **Stabile KJ, Pfaeffle J, Saris I, Li ZM, Tomaino MM.** Structural properties of reconstruction constructs for the interosseous ligament of the forearm. *J Hand Surg Am.* 2005;30(2):312-8.
107. **Ruch DS, Chang DS, Koman LA.** Reconstruction of longitudinal stability of the forearm after disruption of interosseous ligament and radial head excision (Essex-Lopresti lesion). *J South Orthop Assoc.* 1999;8(1):47-52.
108. **Adams JE, Culp RW, Osterman AL.** Interosseous membrane reconstruction for the Essex-Lopresti injury. *J Hand Surg Am.* 2010;35(1):129-36.
109. **Sanjuan-Cerveró R, Franco N.** Fractura de Essex-Lopresti bilateral. Caso clínico. *Revista Española de Cirugía Osteoarticular.* 2014;49(259):149-54
110. **Hey-Groves E.** Modern methods of treating fractures. Bristol: John Wright and Sons, Ltd,; 1921
111. **Peterson CA 2nd, Maki S, Wood MB.** Clinical results of the one-bone forearm. *J Hand Surg Am.* 1995;20(4):609-18.

112. **Chen F, Culp RW, Schneider LH, Osterman AL.** Revision of the ununited one-bone forearm. *J Hand Surg Am.* 1998;23(6):1091-6.
113. **Castle ME.** One-bone forearm. *J Bone Joint Surg Am.* 1974;56(6):1223-7.
114. **Allende C, Allende BT.** Posttraumatic one-bone forearm reconstruction. A report of seven cases. *J Bone Joint Surg Am.* 2004;86A(2):364-9.
115. **Reid RL, Baker GI.** The single-bone forearm--a reconstructive technique. *Hand.* 1973;5(3):214-9.
116. **Richards RR.** Chronic disorders of the forearm. *J Bone Joint Surg Am.* 1996;78(6):916-30.
117. **Jacoby SM, Bachoura A, Diprinzio EV, Culp RW, Osterman AL.** Complications following one-bone forearm surgery for posttraumatic forearm and distal radioulnar joint instability. *J Hand Surg Am.* 2013;38(5):976-82.
118. **Kapandji AI.** Biomechanics of pronation and supination of the forearm. *Hand Clin.* 2001;17(1):111-22, vii.
119. **Schneiderman G, Meldrum RD, Bloebaum RD, Tarr R, Sarmiento A.** The interosseous membrane of the forearm: structure and its role in Galeazzi fractures. *J Trauma.* 1993;35(6):879-85.
120. **McGinley JC, Heller JE, Fertala A, Gaughan JP, Kozin SH.** Biochemical composition and histologic structure of the forearm interosseous membrane. *J Hand Surg Am.* 2003;28(3):503-10.
121. **Morrey BF, An KN, Stormont TJ.** Force transmission through the radial head. *J Bone Joint Surg Am.* 1988;70(2):250-6.
122. **Halls AA, Travill A.** Transmission of pressures across the elbow joint. *Anat Rec.* 1964;150:243-7.

123. **Watanabe H, Berger RA, An KN, Berglund LJ, Zobitz ME.** Stability of the distal radioulnar joint contributed by the joint capsule. *J Hand Surg Am.* 2004;29(6):1114-20.
124. **Pfaeffle HJ, Fischer KJ, Manson TT, Tomaino MM, Woo SL.** Role of the forearm interosseous ligament: is it more than just longitudinal load transfer? *J Hand Surg Am.* 2000;25(4):683-8.
125. **Kapandji AI.** La pronosupinación. En: Kapandji AI, Fisiología Articular. Tomo 1. Madrid: Médica Panamericana; 2006:104-43.
126. **Tsai PC, Paksima N.** The distal radioulnar joint. *Bull NYU Hosp Jt Dis.* 2009;67(1):90-6.
127. **af Ekenstam F, Hagert CG.** Anatomical studies on the geometry and stability of the distal radio ulnar joint. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1985;19(1):17-25.
128. **Tolat AR, Stanley JK, Trail IA.** A cadaveric study of the anatomy and stability of the distal radioulnar joint in the coronal and transverse planes. *J Hand Surg Br.* 1996;21(5):587-94.
129. **Tolat AR, Sanderson PL, De Smet L, Stanley JK.** The gymnast's wrist: acquired positive ulnar variance following chronic epiphyseal injury. *J Hand Surg Br.* 1992;17(6):678-81.
130. **Sagerman SD, Zogby RG, Palmer AK, Werner FW, Fortino MD.** Relative articular inclination of the distal radioulnar joint: a radiographic study. *J Hand Surg Am.* 1995;20(4):597-601.
131. **Palmer AK, Werner FW.** The triangular fibrocartilage complex of the wrist--anatomy and function. *J Hand Surg Am.* 1981;6(2):153-62.
132. **Jung JM, Baek GH, Kim JH, Lee YH, Chung MS.** Changes in ulnar variance in relation to forearm rotation and grip. *J Bone Joint Surg Br.* 2001;83(7):1029-33.

133. **Nakamura T, Takayama S, Horiuchi Y, Yabe Y.** Origins and insertions of the triangular fibrocartilage complex: a histological study. *J Hand Surg Br.* 2001;26(5):446-54.
134. **Nakamura T, Makita A.** The proximal ligamentous component of the triangular fibrocartilage complex. *J Hand Surg Br.* 2000;25(5):479-86.
135. **Garcia-Elias M, Domènech-Mateu JM.** The articular disc of the wrist. Limits and relations. *Acta Anat (Basel).* 1987;128(1):51-4.
136. **Hagert CG.** Distal radius fracture and the distal radioulnar joint--anatomical considerations. *Handchir Mikrochir Plast Chir.* 1994;26(1):22-6.
137. **Chidgey LK, Dell PC, Bittar ES, Spanier SS.** Histologic anatomy of the triangular fibrocartilage. *J Hand Surg Am.* 1991;16(6):1084-100.
138. **Palmer AK, Glisson RR, Werner FW.** Relationship between ulnar variance and triangular fibrocartilage complex thickness. *J Hand Surg Am.* 1984;9(5):681-2.
139. **Adams BD, Holley KA.** Strains in the articular disk of the triangular fibrocartilage complex: a biomechanical study. *J Hand Surg Am.* 1993;18(5):919-25.
140. **Thiru RG, Ferlic DC, Clayton ML, McClure DC.** Arterial anatomy of the triangular fibrocartilage of the wrist and its surgical significance. *J Hand Surg Am.* 1986;11(2):258-63.
141. **Mikić Z.** The blood supply of the human distal radioulnar joint and the microvasculature of its articular disk. *Clin Orthop Relat Res.* 1992;(275):19-28.
142. **Bednar MS, Arnoczky SP, Weiland AJ.** The microvasculature of the triangular fibrocartilage complex: its clinical significance. *J Hand Surg Am.* 1991;16(6):1101-5.
143. **Shigemitsu T, Tobe M, Mizutani K, Murakami K, Ishikawa Y.** Innervation of the triangular fibrocartilage complex of the human wrist: quantitative immunohistochemical study. *Anat Sci Int.* 2007;82(3):127-32.

144. **Gupta R, Nelson SD, Baker J, Jones NF, Meals RA.** The innervation of the triangular fibrocartilage complex: nitric acid maceration rediscovered. *Plast Reconstr Surg.* 2001;107(1):135-9.
145. **Ferrerres A, Suso S, Ordi J, Llusà M, Ruano D.** Wrist denervation. Anatomical considerations. *J Hand Surg Br.* 1995;20(6):761-8.
146. **Fukumoto K, Kojima T, Kinoshita Y, Koda M.** An anatomic study of the innervation of the wrist joint and Wilhelm's technique for denervation. *J Hand Surg Am.* 1993;18(3):484-9.
147. **Ohmori M, Azuma H.** Morphology and distribution of nerve endings in the human triangular fibrocartilage complex. *J Hand Surg Br.* 1998;23(4):522-5.
148. **Cavalcante ML, Rodrigues CJ, Mattar R.** Mechanoreceptors and nerve endings of the triangular fibrocartilage in the human wrist. *J Hand Surg Am.* 2004;29(3):432-5.
149. **Watanabe H, Berger RA, An KN, Berglund LJ, Zobitz ME.** Stability of the distal radioulnar joint contributed by the joint capsule. *J Hand Surg Am.* 2004;29(6):1114-20.
150. **Garcia-Elias M.** Soft-tissue anatomy and relationships about the distal ulna. *Hand Clin.* 1998;14(2):165-76.
151. **Stuart PR.** Pronator quadratus revisited. *J Hand Surg Br.* 1996;21(6):714-22.
152. **Ladd AL.** Upper-limb evolution and development: skeletons in the closet. Congenital anomalies and evolution's template. *J Bone Joint Surg Am.* 2009;91 Suppl 4:19-25.
153. **Hagert CG.** The distal radioulnar joint in relation to the whole forearm. *Clin Orthop Relat Res.* 1992(275):56-64

154. **af 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;55(3):363-5.
155. **Hagert E, Hagert CG.** Understanding stability of the distal radioulnar joint through an understanding of its anatomy. *Hand Clin.* 2010;26(4):459-66.
156. **Kleinman WB.** Stability of the distal radioulna joint: biomechanics, pathophysiology, physical diagnosis, and restoration of function what we have learned in 25 years. *J Hand Surg Am.* 2007;32(7):1086-106.
157. **Acosta R, Hnat W, Scheker LR.** Distal radio-ulnar ligament motion during supination and pronation. *J Hand Surg Br.* 1993;18(4):502-5.
158. **Stuart PR, Berger RA, Linscheid RL, An KN.** The dorsopalmar stability of the distal radioulnar joint. *J Hand Surg Am.* 2000;25(4):689-99.
159. **Schuind FA, Linscheid RL, An KN, Chao EY.** Changes in wrist and forearm configuration with grasp and isometric contraction of elbow flexors. *J Hand Surg Am.* 1992;17(4):698-703.
160. **Spinner M, Kaplan EB.** Extensor carpi ulnaris. Its relationship to the stability of the distal radio-ulnar joint. *Clin Orthop Relat Res.* 1970;68:124-9.
161. **Haugstvedt JR, Berger RA, Berglund LJ.** A mechanical study of the moment-forces of the supinators and pronators of the forearm. *Acta Orthop Scand.* 2001;72(6):629-34.
162. **Gordon KD, Pardo RD, Johnson JA, King GJ, Miller TA.** Electromyographic activity and strength during maximum isometric pronation and supination efforts in healthy adults. *J Orthop Res.* 2004;22(1):208-13.
163. **King GJ, McMurtry RY, Rubenstein JD, Ogston NG.** Computerized tomography of the distal radioulnar joint: correlation with ligamentous pathology in a cadaveric model. *J Hand Surg Am.* 1986;11(5):711-7.

164. **Angelo RL.** Advances in elbow arthroscopy. *Orthopedics.* 1993;16(9):1037-46.
165. **Jupiter JB, Mehne DK.** Fractures of the distal humerus. *Orthopedics.* 1992;15(7):825-33.
166. **Steinberg BD, Plancher KD.** Clinical anatomy of the wrist and elbow. *Clin Sports Med.* 1995;14(2):299-313.
167. **King GJ, Zarzour ZD, Patterson SD, Johnson JA.** An anthropometric study of the radial head: implications in the design of a prosthesis. *J Arthroplasty.* 2001;16(1):112-6.
168. **Morrey BF, An KN.** Articular and ligamentous contributions to the stability of the elbow joint. *Am J Sports Med.* 1983;11(5):315-9.
169. **Cage DJ, Abrams RA, Callahan JJ, Botte MJ.** Soft tissue attachments of the ulnar coronoid process. An anatomic study with radiographic correlation. *Clin Orthop Relat Res.* 1995(320):154-8.
170. **Fuss FK.** The ulnar collateral ligament of the human elbow joint. Anatomy, function and biomechanics. *J Anat.* 1991;175:203-12.
171. **Bryce CD, Armstrong AD.** Anatomy and biomechanics of the elbow. *Orthop Clin North Am.* 2008;39(2):141-54.
172. **Floris S, Olsen BS, Dalstra M, Søjbjerg JO, Sneppen O.** The medial collateral ligament of the elbow joint: anatomy and kinematics. *J Shoulder Elbow Surg.* 1998;7(4):345-51.
173. **Bert JM, Linscheid RL, McElfresh EC.** Rotatory contracture of the forearm. *J Bone Joint Surg Am.* 1980;62(7):1163-8.
174. **O'Driscoll SW, Jupiter JB, King GJ, Hotchkiss RN, Morrey BF.** The unstable elbow. *Instr Course Lect.* 2001;50:89-102.

175. **Bottlang M, Madey SM, Steyers CM, Marsh JL, Brown TD.** Assessment of elbow joint kinematics in passive motion by electromagnetic motion tracking. *J Orthop Res.* 2000;18(2):195-202.
176. **Morrey BF, Chao EY.** Passive motion of the elbow joint. *J Bone Joint Surg Am.* 1976;58(4):501-8.
177. **Johnson JA.** Anatomy and biomechanics of the elbow. En: Williams GR, Yamaguchi K, Ramsey ML, et al., editors. *Shoulder and elbow arthroplasty.* Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins; 2005:279–96.
178. **Moore DC, Hogan KA, Crisco JJ, Akelman E, Dasilva MF.** Three-dimensional in vivo kinematics of the distal radioulnar joint in malunited distal radius fractures. *J Hand Surg Am.* 2002;27(2):233-42.
179. **McKee M.** Trauma of the adult elbow and fractures of the distal humerus. En: Browner BD, Jupiter JB, Levine AM, Trafton PG, et al., editors. *Skeletal trauma: basic science, management, and reconstruction.* Philadelphia: Saunders;2003:1404-80.
180. **Schneeberger AG, Sadowski MM, Jacob HA.** Coronoid process and radial head as posterolateral rotatory stabilizers of the elbow. *J Bone Joint Surg Am.* 2004;86-A(5):975-82.
181. **Gartsman GM, Sculco TP, Otis JC.** Operative treatment of olecranon fractures. Excision or open reduction with internal fixation. *J Bone Joint Surg Am.* 1981;63(5):718-21.
182. **Moed BR, Ede DE, Brown TD.** Fractures of the olecranon: an in vitro study of elbow joint stresses after tension-band wire fixation versus proximal fracture fragment excision. *J Trauma.* 2002;53(6):1088-93.
183. **Hotchkiss RN, Weiland AJ.** Valgus stability of the elbow. *J Orthop Res.* 1987;5(3):372-7.

184. **Johnson JA, Beingsner DM, Gordon KD, Dunning CE, Stacpoole RA.** Kinematics and stability of the fractured and implant-reconstructed radial head. *J Shoulder Elbow Surg.* 2005;14(1 Suppl S):195S-201S.
185. **King GJ, Zarzour ZD, Rath DA, Dunning CE, Patterson SD.** Metallic radial head arthroplasty improves valgus stability of the elbow. *Clin Orthop Relat Res.* 1999;(368):114-25.
186. **Morrey BF, Tanaka S, An KN.** Valgus stability of the elbow. A definition of primary and secondary constraints. *Clin Orthop Relat Res.* 1991;(265):187-95.
187. **Søbjerg JO, Ovesen J, Gundorf CE.** The stability of the elbow following excision of the radial head and transection of the annular ligament. An experimental study. *Arch Orthop Trauma Surg.* 1987;106(4):248-50.
188. **Beingsner DM, Dunning CE, Gordon KD, Johnson JA, King GJ.** The effect of radial head excision and arthroplasty on elbow kinematics and stability. *J Bone Joint Surg Am.* 2004;86A(8):1730-9.
189. **Frankle MA, Koval KJ, Sanders RW, Zuckerman JD.** Radial head fractures associated with elbow dislocations treated by immediate stabilization and early motion. *J Shoulder Elbow Surg.* 1999;8(4):355-60.
190. **Ring D, Jupiter JB.** Fracture-dislocation of the elbow. *Hand Clin.* 2002;18(1):55-63.
191. **Schwab GH, Bennett JB, Woods GW, Tullos HS.** Biomechanics of elbow instability: the role of the medial collateral ligament. *Clin Orthop Relat Res.* 1980;(146):42-52.
192. **Regan WD, Korinek SL, Morrey BF, An KN.** Biomechanical study of ligaments around the elbow joint. *Clin Orthop Relat Res.* 1991;(271):170-9.
193. **Callaway GH, Field LD, Deng XH, Torzilli PA, O'Brien SJ.** Biomechanical evaluation of the medial collateral ligament of the elbow. *J Bone Joint Surg Am.* 1997;79(8):1223-31.

194. **O'Driscoll SW, Bell DF, Morrey BF.** Posterolateral rotatory instability of the elbow. *J Bone Joint Surg Am.* 1991;73(3):440-6.
195. **Olsen BS, Vaesel MT, Søjbjerg JO, Helmig P, Sneppen O.** Lateral collateral ligament of the elbow joint: anatomy and kinematics. *J Shoulder Elbow Surg.* 1996;5(2 Pt 1):103-12
196. **Dunning CE, Zarzour ZD, Patterson SD, Johnson JA, King GJ.** Ligamentous stabilizers against posterolateral rotatory instability of the elbow. *J Bone Joint Surg Am.* 2001;83A(12):1823-8.
197. **Imatani J, Ogura T, Morito Y, Hashizume H, Inoue H.** Anatomic and histologic studies of lateral collateral ligament complex of the elbow joint. *J Shoulder Elbow Surg.* 1999;8(6):625-7.
198. **McAdams TR, Masters GW, Srivastava S.** The effect of arthroscopic sectioning of the lateral ligament complex of the elbow on posterolateral rotatory stability. *J Shoulder Elbow Surg.* 2005;14(3):298-301.
199. **Cohen MS, Hastings H.** Rotatory instability of the elbow. The anatomy and role of the lateral stabilizers. *J Bone Joint Surg Am.* 1997;79(2):225-33.
200. **Olsen BS, Søjbjerg JO, Dalstra M, Sneppen O.** Kinematics of the lateral ligamentous constraints of the elbow joint. *J Shoulder Elbow Surg.* 1996;5(5):333-41.
201. **Jensen SL, Olsen BS, Tyrdal S, Søjbjerg JO, Sneppen O.** Elbow joint laxity after experimental radial head excision and lateral collateral ligament rupture: efficacy of prosthetic replacement and ligament repair. *J Shoulder Elbow Surg.* 2005;14(1):78-84.
202. **Morrey BF.** Anatomy of the elbow joint. En: Morrey BF. *The Elbow and Its Disorders.* Philadelphia: WB Saunders; 1985:10-37.
203. **Zimmerman NB.** Clinical application of advances in elbow and forearm anatomy and biomechanics. *Hand Clin.* 2002;18(1):1-19.

204. **Spinner M, Kaplan EB.** The quadrata ligament of the elbow--its relationship to the stability of the proximal radio-ulnar joint. *Acta Orthop Scand.* 1970;41(6):632-47.
205. **Dunning CE, Zarzour ZD, Patterson SD, Johnson JA, King GJ.** Muscle forces and pronation stabilize the lateral ligament deficient elbow. *Clin Orthop Relat Res.* 2001;(388):118-24.
206. **Buchanan TS, Delp SL, Solbeck JA.** Muscular resistance to varus and valgus loads at the elbow. *J Biomech Eng.* 1998;120(5):634-9.
207. **Armstrong AD, Dunning CE, Faber KJ, Duck TR, Johnson JA.** Rehabilitation of the medial collateral ligament-deficient elbow: an in vitro biomechanical study. *J Hand Surg Am.* 2000;25(6):1051-7.
208. **Johnson JA, Rath DA, Dunning CE, Roth SE, King GJ.** Simulation of elbow and forearm motion in vitro using a load controlled testing apparatus. *J Biomech.* 2000;33(5):635-9.
209. **Park MC, Ahmad CS.** Dynamic contributions of the flexor-pronator mass to elbow valgus stability. *J Bone Joint Surg Am.* 2004;86A(10):2268-74.
210. **Askew LJ, An KN, Morrey BF, Chao EY.** Isometric elbow strength in normal individuals. *Clin Orthop Relat Res.* 1987;(222):261-6.
211. **Beingessner DM, Dunning CE, Stacpoole RA, Johnson JA, King GJ.** The effect of coronoid fractures on elbow kinematics and stability. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2007;22(2):183-90.
212. **Safran MR, McGarry MH, Shin S, Han S, Lee TQ.** Effects of elbow flexion and forearm rotation on valgus laxity of the elbow. *J Bone Joint Surg Am.* 2005;87(9):2065-74.
213. **Kapandji AI.** El codo. En: Kapandji AI, Fisiología Articular. Tomo 1. Madrid: Médica Panamericana; 2006:76-103.

214. **Amis AA, Dowson D, Wright V.** Elbow joint force predictions for some strenuous isometric actions. *J Biomech.* 1980;13(9):765-75.
215. **Chou PH, Chou YL, Lin CJ, Su FC, Lou SZ.** Effect of elbow flexion on upper extremity impact forces during a fall. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2001;16(10):888-94.
216. **Wake H, Hashizume H, Nishida K, Inoue H, Nagayama N.** Biomechanical analysis of the mechanism of elbow fracture-dislocations by compression force. *J Orthop Sci.* 2004;9(1):44-50.
217. **Almquist EE.** Evolution of the distal radioulnar joint. *Clin Orthop Relat Res.* 1992;(275):5-13.
218. **Ward LD, Ambrose CG, Masson MV, Levaro F.** The role of the distal radioulnar ligaments, interosseous membrane, and joint capsule in distal radioulnar joint stability. *J Hand Surg Am.* 2000;25(2):341-51.
219. **Kleinman WB, Graham TJ.** The distal radioulnar joint capsule: clinical anatomy and role in posttraumatic limitation of forearm rotation. *J Hand Surg Am.* 1998;23(4):588-99.
220. **McGinley JC, Kozin SH.** Interosseous membrane anatomy and functional mechanics. *Clin Orthop Relat Res.* 2001;(383):108-22.
221. **Shepard MF, Markolf KL, Dunbar AM.** The effects of partial and total interosseous membrane transection on load sharing in the cadaver forearm. *J Orthop Res.* 2001;19(4):587-92.
222. **Gabriel MT, Pfaeffle HJ, Stabile KJ, Tomaino MM, Fischer KJ.** Passive strain distribution in the interosseous ligament of the forearm: implications for injury reconstruction. *J Hand Surg Am.* 2004;29(2):293-8.
223. **Kaufmann RA, Kozin SH, Barnes A, Kalluri P.** Changes in strain distribution along the radius and ulna with loading and interosseous membrane section. *J Hand Surg Am.* 2002;27(1):93-7.

224. **McGinley JC, D'Addessi L, Sadeghipour K, Kozin SH.** Mechanics of the antebrachial interosseous membrane: response to shearing forces. *J Hand Surg Am.* 2001 ;26(4):733-41 .
225. **Kapandji AI.** Fisiología Articular. Madrid: Médica Panamericana; 2006:113.
226. **Adams BD.** Anatomic Reconstruction of the Distal Radioulnar Ligaments for DRUJ Instability. *Tech Hand Up Extrem Surg.* 2000;4(3):154-60.
227. **Miyasaka KC.** Anatomy of the elbow. *Orthop Clin North Am.* 1999;30(1):1-13.
228. **Manson TT, Pfaeffle HJ, Herdon JH, Tomaino MM, Fischer KJ.** Forearm rotation alters interosseous ligament strain distribution. *J Hand Surg Am.* 2000;25(6):1058-63.
229. **Kam CC, Jones CM, Fennema JL, Latta LL, Ouellette EA.** Suture-button construct for interosseous ligament reconstruction in longitudinal radioulnar dissociations: a biomechanical study. *J Hand Surg Am.* 2010;35(10):1626-32
230. **Pfaeffle HJ, Fischer KJ, Srinivasa A, Manson T, Woo SL.** A model of stress and strain in the interosseous ligament of the forearm based on fiber network theory. *J Biomech Eng.* 2006;128(5):725-32.
231. **Matsumoto A, Yoshiya S, Muratsu H, Matsui N, Yagi M.** Mechanical evaluation of a soft tissue interference screw with a small diameter: significance of graft/bone tunnel cross-sectional area ratio. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2006;14(4):330-4.
232. **Steiner ME, Hecker AT, Brown CH, Hayes WC.** Anterior cruciate ligament graft fixation. Comparison of hamstring and patellar tendon grafts. *Am J Sports Med.* 1994;22(2):240-6.
233. **Kurosaka M, Yoshiya S, Andrish JT.** A biomechanical comparison of different surgical techniques of graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 1987;15(3):225-9.

234. **Markolf KL, Dunbar AM, Hannani K.** Mechanisms of load transfer in the cadaver forearm: role of the interosseous membrane. *J Hand Surg Am.* 2000;25(4):674-82.