

ESTUDIO ANATÓMICO Y FUNCIONAL DEL LIGAMENTO COLATERAL ULNAR LATERAL. ANÁLISIS DE SU PAPEL EN LA ESTABILIDAD POSTERO-LATERAL

Diana Noriego Muñoz

Per citar o enllaçar aquest document:
Para citar o enlazar este documento:
Use this url to cite or link to this publication:

<http://hdl.handle.net/10803/675670>

ADVERTIMENT. L'accés als continguts d'aquesta tesi doctoral i la seva utilització ha de respectar els drets de la persona autora. Pot ser utilitzada per a consulta o estudi personal, així com en activitats o materials d'investigació i docència en els termes establerts a l'art. 32 del Text Refós de la Llei de Propietat Intel·lectual (RDL 1/1996). Per altres utilitzacions es requereix l'autorització prèvia i expressa de la persona autora. En qualsevol cas, en la utilització dels seus continguts caldrà indicar de forma clara el nom i cognoms de la persona autora i el títol de la tesi doctoral. No s'autoritza la seva reproducció o altres formes d'explotació efectuades amb finalitats de lucre ni la seva comunicació pública des d'un lloc aliè al servei TDX. Tampoc s'autoritza la presentació del seu contingut en una finestra o marc aliè a TDX (framing). Aquesta reserva de drets afecta tant als continguts de la tesi com als seus resums i índexs.

ADVERTENCIA. El acceso a los contenidos de esta tesis doctoral y su utilización debe respetar los derechos de la persona autora. Puede ser utilizada para consulta o estudio personal, así como en actividades o materiales de investigación y docencia en los términos establecidos en el art. 32 del Texto Refundido de la Ley de Propiedad Intelectual (RDL 1/1996). Para otros usos se requiere la autorización previa y expresa de la persona autora. En cualquier caso, en la utilización de sus contenidos se deberá indicar de forma clara el nombre y apellidos de la persona autora y el título de la tesis doctoral. No se autoriza su reproducción u otras formas de explotación efectuadas con fines lucrativos ni su comunicación pública desde un sitio ajeno al servicio TDR. Tampoco se autoriza la presentación de su contenido en una ventana o marco ajeno a TDR (framing). Esta reserva de derechos afecta tanto al contenido de la tesis como a sus resúmenes e índices.

WARNING. Access to the contents of this doctoral thesis and its use must respect the rights of the author. It can be used for reference or private study, as well as research and learning activities or materials in the terms established by the 32nd article of the Spanish Consolidated Copyright Act (RDL 1/1996). Express and previous authorization of the author is required for any other uses. In any case, when using its content, full name of the author and title of the thesis must be clearly indicated. Reproduction or other forms of for profit use or public communication from outside TDX service is not allowed. Presentation of its content in a window or frame external to TDX (framing) is not authorized either. These rights affect both the content of the thesis and its abstracts and indexes.

The background features a detailed anatomical dissection of the elbow joint, showing the humerus, radius, ulna, and associated ligaments. A circular goniometer is overlaid on the lower part of the dissection, with a dashed blue line indicating the axis of motion. A surgical instrument with blue and silver components is positioned on the right side of the joint. The text is centered over the image.

Universitat de Girona

Tesis Doctoral

**Estudio anatómico y funcional del ligamento colateral
ulnar lateral (LCUL). Análisis de su papel en la
inestabilidad postero-lateral de codo**

Diana Noriego Muñoz

Año de depósito: 2020



Tesis Doctoral

Estudio anatómico y funcional
del ligamento colateral ulnar lateral.

Análisis de su papel en la inestabilidad postero-lateral de codo.

Autora: Diana Noriego Muñoz

Año de depósito: 2020

Programa de doctorado de Biología molecular, Biomedicina y Salud

Dirigida por:

Dr. Francisco Reina De la Torre

Co-dirigida por:

Dra. Anna Carrera Burgaya

Tutorizada por:

Dr. Francisco Reina De la Torre

Memoria presentada para optar al título de Doctora por la Universitat de Girona

El **Dr. Francisco Reina de la Torre**, profesor titular del Departamento de Ciencias Médicas de la Universidad de Girona y la **Dra. Anna Carrera Burgaya**, profesora titulada del Departamento de Ciencias Médicas de la Universidad de Girona,

DECLARAN:

Que el trabajo titulado *“Estudio anatómico y funcional del ligamento colateral ulnar lateral. Análisis de su papel en la inestabilidad postero-lateral de codo”* que presenta **Diana Noriego Muñoz** para la obtención del título de doctor/a, se ha realizado bajo nuestra dirección y cumple todos los requisitos para ser defendido públicamente.

Y que para que así conste y tenga los efectos oportunos, firmamos el presente documento en Girona 14 de Septiembre de 2019.

Dr. Francisco Reina de la Torre

Dra. Anna Carrera Burgaya

En Girona, 15 de Septiembre de 2020

Con la colaboración de:



Pedes in terra ad sidera visus

(Los pies en la tierra, la mirada en el cielo)

Agradecimientos

Después de llegar a este punto, donde finaliza uno de los grandes retos en mi vida académica, miro hacia atrás y veo la ilusión con la que me planteé empezar este proyecto y la decisión para enfrentarme a ese gran trabajo que me quedaba por delante. Han sido años de dedicación y altibajos, que me han brindado la oportunidad de crecer tanto en conocimiento como en mi persona y de darme cuenta que ante la adversidad siempre hay una alternativa.

Y eso es así, porque he tenido la oportunidad de trabajar y de compartir momentos muy especiales en mi vida con personas que me han aportado alegrías, apoyo y diferentes puntos de vista para seguir adelante. Francisco Reina, mi director de tesis y un compañero de viaje que ha estado siempre ahí, soportando los momentos duros y potenciando los buenos, haciendo que haya disfrutado tanto como lo he hecho de esta gran aventura que termino ahora. Anna Carrera, como co-directora, siempre con una sonrisa y dispuesta a compartir tanto los momentos de trabajo como todos los demás. Imposible olvidarme de Marçal y Miriam, de las horas interminables que les he robado en las que me han visto reír y sufrir, pero de las que siempre hemos salido con buen humor y con ganas de más; por supuesto no me olvido del resto de compañeros de laboratorio que en el algún momento u otro estaban ahí, para darme un mano y poder continuar; Enric, Beltrán y Noelia, gracias por vuestro soporte con el estudio histológico. Pep Armengol, una gran sorpresa que apareció durante el proyecto y que se convirtió en un puntal indispensable en la última fase del trabajo y de la que nunca estaré lo suficientemente agradecida por compartir su jubilación conmigo. Al departamento de estadística, en concreto a Maria, por la paciencia y la facilidad para disponer de ella, y al servicio de Radiodiagnóstico de Figueres, encabezado por Jorge y Enric, los cuales desde el principio pusieron todo por su parte para poder participar del proyecto.

No me quiero dejar a las amistades de las que he abusado durante estos años y que de buena mano se dejaron convencer para trabajar conmigo en un momento u otro en la facultad, Laia, Katia y Marta, así como de mi familia, que desde el principio siempre ha

demostrado interés y comprensión; y para finalizar, sin llegar a encontrar las palabras que expresen realmente toda la gratitud que le debo, gracias Patricia, porque has estado conmigo tanto física como mentalmente, por tu ayuda inestimable, por aguantar sin más y por la paciencia. Por poder compartir este proyecto conmigo y ser mi sostén durante todos estos años.

Listado de abreviaturas

3D	Tres dimensiones
Aprox	Aproximadamente
ArthroRMN	Artroresonancia magnética
cm	Centímetros
cmHg	Centímetros de mercurio
EC	Extensor común de los dedos
ECC	Extensor cubital del carpo
ECO	Ecografía
EDQ	Extensor propio del quinto dedo
FCC	Flexor cubital del carpo
FDS	Flexor digital superficial
FOV	Campo de visión
gr	Gramos
H⁺	Hidrógeno
HR	Húmero-radial
ICC	Coefficiente de correlación intraclase
kg	Kilogramos
LA	Ligamento anular
LCL	Complejo ligamentoso lateral
LCUL	Ligamento colateral ulnar lateral
LR	Ligamento radial
mm	Milímetros
mm³	Milímetro al cubo
Mhz	Megahercios
mT/m	MiliTesla/metro

Nm	Newtons/metro
°C	Grados Celsius
RF	Energía de radiofrecuencia
RMN	Resonancia magnética
RX	Radiografía
T/m/s	Tesla/metro/segundo
TAC	Tomografía axial computerizada
TE	Tiempo de ECO
Tª	Temperatura
TR	Tiempo de repetición
UdG	Universitat de Girona
USA	United States of America
µm	micras

Índice de figuras

Figura 1. a) Esquema de la articulación húmero-radial, b) Esquema de la articulación húmero-cubital, c) Esquema de la articulación radio-cubital proximal.	3
Figura 2. a) Visión anterior de un húmero derecho. b) Epífisis del húmero distal:	5
Figura 3. a) Visión anterior del cúbito. b) Visión medial del cúbito. c) Visión anterior de la unión radio-cubital proximal.	6
Figura 4. Visión anterior del radio.	7
Figura 5. a) Visión anterior de la cápsula articular del codo. b) Visión posterior de la cápsula articular del codo.	9
Figura 6. Visión medial de la articulación del codo.	11
Figura 7. Visión anterior del plano ligamentoso del codo.	12
Figura 8. a) Visión lateral del complejo ligamentoso lateral del codo en supinación. b) en pronación.	13
Figura 9. Ilustración de los tipos de inserción I y II, según Cohen.	16
Figura 10. Tipos insercionales según la descripción de Takigawa.	17
Figura 11. Tres bandas de la estructura en Y del complejo ligamentoso lateral.	17
Figura 12. Trayecto típico del LCUL de un codo derecho desde una visión anterior durante la flexión en un caso representativo.	26

Figura 13. Distancia entre el centro de la huella del LCUL y los puntos de referencia claves en el aspecto lateral (A) y anterior (B) del codo.	27
Figura 14. Clasificación de la inestabilidad de codo basada en el examen clínico y radiológico.	31
Figura 15. Secuencia de inestabilidad desde la subluxación hasta la luxación completa.	32
Figura 16. Progresión de la lesión de partes blandas en la inestabilidad de codo que se corresponde con los estadios de I a III según O'Driscoll.	33
Figura 17. Estadio I. Según lesión de partes blandas en la secuencia de progresión de la inestabilidad de codo.	34
Figura 18. Estadio II. Según lesión de partes blandas en la secuencia de progresión de la inestabilidad de codo.	35
Figura 19. Estadio III. Según lesión de partes blandas en la secuencia de progresión de la inestabilidad de codo.	36
Figura 20. Mecanismo producción inestabilidad postero-lateral.	37
Figura 21. a) Maniobra pivot shift. b). Imagen radiológica de la maniobra del Pivot shift.	39
Figura 22. Secuencia para realizar el Drawer Test.	40
Figura 23. Prone push-up test.	41
Figura 24. a) Chair push-up test b) Tabletop relocation test.	42
Figura 25. a) Imagen radiológica de la inestabilidad articular. b) Calcificaciones en la región correspondiente al complejo ligamentoso lateral	43

Figura 26. a) Corte anatómico en plano coronal oblicuo para correlacionar con imagen ecográfica. b) Identificación por ECO del LCUL.	44
Figura 27. a) Corte anatómico en plano coronal para correlacionar con imagen ecográfica. b) Identificación por ECO del LCUL.	44
Figura 28. a) Dirección del corte sobre una imagen axial por resonancia. b) Cortes coronales recomendados para visualización del LCUL.	46
Figura 29. a) Visión del plano muscular superficial del compartimento lateral del codo. b) Visión del plano muscular profundo del compartimento lateral del codo.	61
Figura 30. Disección de la espécimen anatómico mediante el uso de microscopio quirúrgico.	62
Figura 31. Instrumento de medición ejemplificando la medición de la longitud del LCUL.	63
Figura 32. Pasos de preparación del espécimen.	65
Figura 33. Imagen de los cortes iniciales obtenidos inmersos en un baño de acetona a -25º para proceder a su limpieza.	65
Figura 34. Proceso de deshidratación	66
Figura 35. Fase de impregnación.	67
Figura 36. Método sandwich.	68
Figura 37. Colocación de todas las piezas sobre las diferentes láminas y envoltorio previo a la introducción en el horno a 45ºC.	69
Figura 38. Realización de ecografía sobre piezas anatómicas.	71
Figura 39. Imagen por resonancia magnética.	72

Figura 40. Sección del LCUL en tercios para el estudio por inmunohistoquímica.	73
Figura 41. Conservación de las secciones del LCUL en sacarosa.	74
Figura 42. Pocillos de baño de las secciones histológicas.	75
Figura 43. Marco de acero inoxidable para la colocación de la pieza en estudio.	77
Figura 44. Fases previas a la elaboración del dispositivo de medición definitivo.	78
Figura 45. Material básico para realizar el estudio biomecánico.	79
Figura 46. a) Dibujo esquemático de la posición de los pins sobre los huesos del brazo.	80
Figura 47. a) Esquema del eje de rotación del antebrazo. b) Esquema del marco de trabajo.	81
Figura 48. Montaje del dispositivo biomecánico.	82
Figura 49. Representación del movimiento de varo-valgo a través de dos cuerdas de tracción (rojo y azul) ancladas al pin del cúbito.	83
Figura 50. Esquema de la posición de la cámara de fotos perpendicular al eje del cúbito.	84
Figura 51. Representación esquemática de la colocación de la pieza, la generación del varo y el movimiento de prono-supinación a través del pin del radio.	86
Figura 52. Representación esquemática de la colocación de la pieza, la generación del varo y el valgo a través de las cuerdas de tracción (líneas azul y roja) y el movimiento supinación a través del pin del radio.	87

Figura 53. Representación esquemática de la colocación de la pieza, y la generación de a fuerza axial a través de la superficie articular del radio distal.	88
Figura 54. a) Representación esquemática de la localización de las lesiones en los grupos A, B y C. b) Representación esquemática de la localización de las lesiones en los grupos D y E.	90
Figura 55. Imagen correspondiente a la anatomía del LCL en dos especímenes.	95
Figura 56. Detalle del grosor del LCUL.	97
Figura 57. Detalle de los tipos de inserción.	98
Figura 58. Corte coronal oblicuo del codo.	99
Figura 59. Estructura del origen del complejo ligamentoso lateral.	100
Figura 60. Estructura del origen y la región media del complejo ligamentoso lateral.	101
Figura 61. Detalle del segmento caudal del complejo lateral.	102
Figura 62. Inserción en la cresta del músculo supinador.	102
Figura 63. a) Inserción estrecha y aislada del LCUL. b) Inserción conjunta del LCUL.	103
Figura 64. Mediciones del grosor del complejo lateral y del LCUL mediante el uso del software ImageJ/FIJI.	104
Figura 65. Disposición de las fibras nerviosas en los extremos del LCUL.	106
Figura 66. Disposición de la fibras nerviosas en la región media del LCUL siguiendo su misma trayectoria.	106

Figura 67. Visión longitudinal del compartimento lateral del codo.	107
Figura 68. Posición del transductor en el espécimen al realizar el estudio por imagen técnica ecográfica.	108
Figura 69. Visión axial del antebrazo mediante ecografía.	108
Figura 70. a) Visión de la inserción conjunta expandida del LCUL. b) Visión de la inserción única del LCUL sobre la cresta del músculo supinador.	109
Figura 71. Posición del espécimen durante la realización de la resonancia magnética.	110
Figura 72. Corte oblicuo coronal T2.	111
Figura 73. Corte coronal oblicuo en T2.	112
Figura 74. Valores de grosor de todas las piezas en las que se realizó análisis por imagen según ecografía y anatómico	115
Figura 75. Valores de grosor de todas las piezas en las que se realizó análisis por imagen según resonancia y anatómico	117
Figura 76. Distribución de la amplitud del desplazamiento (mm) entre las diferentes fases a los diferentes rangos de flexión del codo por grupos (A, B y C).	123
Figura 77. Distribución de la amplitud del desplazamiento (mm) entre las diferentes fases a los diferentes rangos de flexión del codo por grupos (D y E).	124
Figura 78. Distribución de la amplitud del desplazamiento (mm) en diferentes rangos de flexión del codo.	125

Figura 79. Distribución de la amplitud de desplazamiento al realizar el varo (mm) entre las fases en los diferentes rangos de flexión del codo para los grupos A, B y C.	129
Figura 80. Distribución de la amplitud del desplazamiento (mm) entre las diferentes fases a los diferentes rangos de flexión del codo por grupos (D y E).	130
Figura 81. Distribución de la amplitud del desplazamiento (mm) en diferentes rangos de flexión del codo.	131
Figura 82. Análisis estadístico T-Student comparativo entre la laxitud en varo tras provocar una lesión distal y el conjunto de las lesiones a nivel proximal.	132
Figura 83. Distribución de la amplitud del movimiento rotacional (grados) entre las diferentes fases a los diferentes rangos de flexión del codo por grupos (A , B y C).	136
Figura 84. Distribución de la amplitud del movimiento rotacional (grados) entre las diferentes fases a los diferentes rangos de flexión del codo por grupos (D y E).	137
Figura 85. Distribución de la amplitud del movimiento rotacional (grados) entre las fases con lesión del LCUL, LR o ambos de los diferentes grupos.	138
Figura 86. Distribución de los valores del desplazamiento de la cabeza de radio (mm) según las fases por cada grupo analizado (A, B y C).	139
Figura 87. Distribución de los valores del desplazamiento de la cabeza de radio (mm) según las fases por cada grupo analizado (D y E).	140

Índice de tablas

Tabla 1. Clasificación de mecanorreceptores, según Freeman MA and Wyke BD.	20
Tabla 2. Parámetros a tener en cuenta para clasificar la inestabilidad de codo.	29
Tabla 3. Clasificación de la inestabilidad y la luxación de codo como entidades distintas.	30
Tabla 4. Distribución del total de especímenes incluidos para el estudio	58
Tabla 5. Variables morfométricas estudiadas	59
Tabla 6. Fases generales del proceso de plastinación y obtención de cortes semifinos	64
Tabla 7. Parámetros configurados para la realización de la resonancia magnética	72
Tabla 8. Detalle de la secuencia de lesión en cada grupo por fases.	90
Tabla 9. Valores promedio de la longitud del ligamento en posición de 90º y en flexo-extensión máxima.	96
Tabla 10. Tipos de inserción y número de casos para cada tipo.	98
Tabla 11. Relación entre el tipo de inserción y el tamaño de la anchura (mm).	98
Tabla 12. Resultados de la medición (mm) del grosor del LCL y el LCUL utilizando cortes coronales oblicuos en estudio anatómico por cortes semifinos.	105

Tabla 13. Número de piezas adaptadas a los tipos de ecogenicidad.	109
Tabla 14. Número de piezas correspondientes a la calidad de visualización del fascículo tanto en su origen como en su inserción.	111
Tabla 15. Morfología y número de casos de la inserción del LCUL en la cresta supinadora	113
Tabla 16. Relación entre imagen obtenida en el origen del ligamento entre la resonancia y la ecografía.	114
Tabla 17. Relación entre imagen obtenida en la inserción del ligamento entre la resonancia y la ecografía.	114
Tabla 18. Promedio del desplazamiento (mm) al realizar el varo-valgo en las piezas de los grupos A, B y C en los diferentes grados de flexión.	119
Tabla 19. Promedio del desplazamiento (mm) al realizar el varo-valgo en las piezas de los grupos D y E en los diferentes grados de flexión.	120
Tabla 20. Valores de significación estadística entre las fases de los grupos D y E.	121
Tabla 21. Promedio del desplazamiento (mm) al realizar el varo en las piezas de los grupos A, B y C en función de los grados de flexión.	126
Tabla 22. Promedio del desplazamiento (mm) al realizar el varo en las piezas de los grupos D y E en función de los grados de flexión y significación estadística.	128
Tabla 23. Promedio del desplazamiento global (grados) al realizar la prono-supinación en las piezas de los grupos A, B y C en función de los grados de flexión.	133

Tabla 24. Promedio del desplazamiento global (grados) al realizar la prono-supinación en las piezas de los grupos D y E.

135

Anexos

Anexo 1. Autorización del Comité de Ética de Investigación CEI Girona del Hospital Universitari Dr Josep Trueta de Girona, (número de registro 2017.042) en fecha del 28/02/2017

Anexo 2. Convenio marco de colaboración entre el Servicio de Radiodiagnóstico del Hospital de Figueres y la Universidad de Girona en fecha 15/05/2017.

Anexo 3. Valores morfométricos de la longitud del LCUL y sus variaciones al producirse la flexión y la extensión máximas del codo.

Anexo 4. Valores obtenidos sobre la medición del desplazamiento de la articulación del codo al realizar los movimientos de varo-valgo (mm).

Anexo 5. Valores obtenidos sobre la medición del desplazamiento de la articulación del codo al realizar los movimientos de prono-supinación (grados).

Resum

A l'actualitat es reconeix el valor del complex lligamentós lateral (LCL) com a estabilitzador primari del colze davant forces fonamentalment en varo; però després de la realització d'estudis anatòmics que van descriure diversos fascicles que componen aquest complex, i l'aprofundiment en la biomecànica del colze, especialment en el comportament de la seva estructura lligamentosa, es va començar a plantejar quina era la funció concreta de cada un d'aquests fascicles lligamentosos com a elements estabilitzadors d'aquesta articulació. En aquest sentit, des de fa anys, s'han realitzat nombroses publicacions que aprofundeixen en la caracterització de la seva anatomia, sense arribar a aconseguir una descripció universalment acceptada de la morfologia d'aquest complex, pel fet que, segons diferents autors, la distribució dels fascicles és variable i la presència d'algun d'ells, fins i tot inconstant.

Malgrat aquesta discrepància pel que fa a la morfologia del complex, es van iniciar estudis biomecànics, en els quals inicialment es va considerar que únicament un dels fascicles, el lligament col·lateral ulnar lateral (LCUL), era el principal estabilitzador davant forces postero-laterals i que va derivar en publicacions posteriors que, contràriament, acabaven concluint que, en realitat, aquest fascicle de forma aïllada no tenia la suficient capacitat com per exercir d'element estabilitzador i que, de fet, la combinació del treball dels fascicles del complex lligamentós lateral és la que evita l'aparició de l'anomenada inestabilitat postero-lateral.

Avui en dia, tot i que la biomecànica d'aquest complex no és ben coneguda i encara està en discussió, la majoria de tècniques quirúrgiques es dirigeixen a la reparació / substitució del lligament col·lateral ulnar lateral sense, aparentment, tenir en compte la resta de fascicles, aconseguint resultats satisfactoris, el que comporta el dubte de si realment aquest fascicle funciona com a principal element estabilitzador de colze o si això s'aconsegueix en recuperar l'estructura global del complex lligamentós lateral i, per tant també la seva funció, en el moment de la reparació/substitució d'aquest fascicle.

Així mateix, durant els últims vint anys s'han realitzat estudis per imatge amb l'objectiu d'aprofundir en el coneixement d'aquest complex amb l'objectiu d'esdevenir una eina útil per diagnosticar les lesions que provoquen la inestabilitat del colze (concretament la inestabilitat postero-lateral), entitat que apareix després de produir-se una lesió del complex lligamentós

lateral, i que es descriu per primera vegada en els anys noranta. La ressonància magnètica i l'ecografia es converteixen en peces clau per poder realitzar aquests estudis i, amb els anys milloren la qualitat d'imatge i les tècniques per, a més d'estudiar el complexe lligamentós lateral, emfatitzar en l'estructura del lligament col·lateral ulnar lateral. Inicialment, arran dels resultats obtinguts, se'ls va donar valor com a eines complementàries en l'exploració clínica que podien ajudar a establir el diagnòstic, però, que amb el pas dels anys i les millores en qualitat d'imatge, s'han convertit en eines útils per a la confirmació diagnòstica d'aquest tipus d'instabilitat.

Basant-nos en tot el descrit, plantejem un estudi experimental a nivell tant descriptiu com funcional del paper del complex lligamentós lateral de colze, amb especial rellevància en la funció del lligament col·lateral ulnar lateral. L'estudi anatomo-funcional es va realitzar al laboratori d'anatomia a partir d'espècimens reals procedents de donants voluntaris del "Servei de Donació del Cos a la Ciència" de la Facultat de Medicina de la Universitat de Girona (UdG). Es va realitzar un estudi comparatiu entre grups que van ser sotmesos a un anàlisi anatomo-biomecànic que es va complementar amb estudis histològics i per imatge utilitzant, concretament, tant la tècnica ecogràfica com la ressonància magnètica.

En una primera fase, es va realitzar una dissecció anatòmica macroscòpica convencional fins a arribar al plànol lligamentós, per, posteriorment, fer una millor identificació dels fascicles del complex lligamentós lateral mitjançant microdissecció amb lupa quirúrgica.

Es van analitzar mostres dels lligaments per definir les seves característiques histològiques, entre elles la localització i densitat diferencial de mecanoreceptors amb la intenció de justificar el comportament biomecànic, especialment del lligament col·lateral ulnar lateral; i es va complementar el nostre estudi, amb la introducció d'una tècnica recentment descrita, la plastinació de talls semifins amb E12, que no s'ha fet servir fins ara en aquesta articulació, amb l'objectiu d'aportar més detalls sobre la distribució de fibres entre els diferents fascicles.

Es van utilitzar tècniques d'imatge per definir els valors més adequats per la identificació del complex lligamentós lateral i especialment del lligament col·lateral ulnar lateral per, posteriorment, després d'analitzar els paràmetres morfomètrics estudiats, realitzar una comparació amb alguns dels valors obtinguts després de realitzar la dissecció anatòmica en les mateixes peces.

En l'última fase es va valorar el comportament mecànic de l'articulació generant una lesió específica sobre el lligament col·lateral ulnar lateral, sobre el lligament radial (LR) i sobre el lligament anul·lar (LA) en diferents seqüències i en grups amb el mateix nombre d'espècimens. L'objectiu va ser realitzar una comparació entre grups tenint en compte que, en cada un d'ells, previ a la lesió lligamentosa, es va realitzar una mesura del desplaçament i la rotació per obtenir valors control. L'avaluació del grau d'instabilitat es va realitzar mitjançant la mesura de la translació posterior del cap del radi, l'amplitud de moviment varo-valgo i la prono-supinació en diferents graus de flexo-extensió per a, posteriorment, analitzar estadísticament els resultats obtinguts.

Resumen

En la actualidad se reconoce el valor del complejo ligamentoso lateral (LCL) como estabilizador primario del codo ante fuerzas fundamentalmente en varo; pero tras la realización de estudios anatómicos que describieron varios fascículos que componen este complejo y la profundización en la biomecánica del codo, especialmente en el comportamiento de su estructura ligamentosa, se comenzó a plantear cuál era la función concreta de cada uno de estos fascículos ligamentosos como elementos estabilizadores de esta articulación. En este sentido, desde hace varios años, se han realizado numerosas publicaciones que profundizan en la caracterización de su anatomía, sin llegar a conseguir una descripción universalmente aceptada de la morfología de este complejo, debido al hecho de que, según diferentes autores, la distribución de los fascículos es variable y la presencia de alguno de ellos, incluso inconstante.

A pesar de esta discrepancia en cuanto a la morfología del complejo, se iniciaron estudios biomecánicos, en los que inicialmente se consideró que únicamente uno de los fascículos, el ligamento colateral ulnar lateral (LCUL), era el principal estabilizador ante fuerzas postero-laterales y que derivó en publicaciones posteriores que, contrariamente, concluían afirmando que, en realidad, este fascículo de forma aislada no tenía la suficiente capacidad como para ejercer de elemento estabilizador y que, en realidad, la combinación del trabajo de los fascículos del complejo ligamentoso lateral es la que evita la aparición de la denominada inestabilidad postero-lateral.

Hoy en día, a pesar de que la biomecánica de este complejo no es bien conocida y todavía está en discusión, la mayoría de técnicas quirúrgicas se dirigen a la reparación/sustitución del LCUL sin, aparentemente, tener en cuenta el resto de fascículos, consiguiendo resultados satisfactorios, lo que sigue comportando la duda de si realmente el LCUL funciona como principal elemento estabilizador del codo y o si ésto se consigue al recuperar la estructura global del complejo ligamentoso lateral y, por lo tanto también su función, al reparar/sustituir este fascículo.

Asimismo, durante los últimos veinte años se han realizado estudios por imagen para ampliar el conocimiento de este complejo con el objetivo de convertirse en una herramienta útil para diagnosticar las lesiones que provocan la inestabilidad del codo (concretamente la inestabilidad

postero-lateral de codo), entidad que aparece tras producirse una lesión del complejo ligamentoso lateral y que se describe por primera vez en los años noventa. La resonancia magnética y la ecografía se convierten en piezas clave para poder realizar estudios y mejoran la calidad de imagen y las técnicas para, además de estudiar el LCL, enfatizar en la estructura del LCUL. Inicialmente, a raíz de los resultados obtenidos, se les dio valor como herramientas complementarias en la exploración clínica que podían ayudar a establecer el diagnóstico, pero, que con el paso de los años y las mejoras en calidad de imagen, se han convertido en herramientas útiles para la confirmación diagnóstica de este tipo de inestabilidad.

En base a todo lo descrito, planteamos un estudio experimental a nivel tanto descriptivo como funcional del papel del complejo ligamentoso lateral del codo, con especial relevancia en la función del ligamento colateral ulnar lateral.

El estudio anatomo-funcional se realizó en el laboratorio de anatomía a partir de especímenes reales procedentes de donantes voluntarios del “Servei de Donació del cos a la ciencia” de la Facultad de Medicina de la Universitat de Girona (UdG). Se realizó un estudio comparativo entre grupos que fueron sometidos a un estudio anatomo-biomecánico que se complementó con estudios histológicos y por imagen utilizando concretamente tanto la técnica ecográfica como la resonancia magnética.

En una primera fase, se realizó una disección anatómica macroscópica convencional hasta llegar al plano ligamentoso, para, posteriormente, hacer una mejor identificación de los fascículos del complejo ligamentoso lateral mediante microdissección con lupa quirúrgica.

Se analizaron muestras de los ligamentos para definir sus características histológicas, entre ellas la localización y densidad diferencial de mecanorreceptores con la intención de justificar el comportamiento biomecánico especialmente del ligamento colateral ulnar lateral. Y se complementó nuestro estudio, con la introducción de una técnica recientemente descrita, la plastinación de cortes semifinos con E12, la cuál no se ha utilizado hasta ahora en esta articulación, con el objetivo de aportar más detalles sobre la distribución de fibras en los diferentes fascículos.

Se utilizaron técnicas de imagen para definir los valores más adecuados para la identificación del complejo ligamentoso lateral y en especial del ligamento colateral ulnar lateral para,

posteriormente, tras analizar los parámetros morfométricos estudiados, realizar una comparación con algunos de los valores obtenidos tras realizar la disección anatómica en las mismas piezas.

En la última fase se valoró el comportamiento mecánico de la articulación generando una lesión específica sobre el ligamento colateral ulnar lateral, sobre el ligamento radial (LR) y sobre el ligamento anular (LA) en diferentes secuencias y en grupos con el mismo número de especímenes. El objetivo fue realizar una comparación entre grupos teniendo en cuenta que, en cada uno de ellos previo a la lesión ligamentosa, se realizó una medición del desplazamiento y la rotación para obtener valores control. La evaluación del grado de inestabilidad se realizó mediante la medición de la traslación posterior de la cabeza radio, la amplitud del movimiento varo-valgo y la prono-supinación en diferentes grados de flexo-extensión para, posteriormente, analizar estadísticamente los resultados obtenidos.

Abstract

Currently, the value of the lateral ligament complex (LCL) is recognized as the primary stabilizer of the elbow, mainly in varus forces; but after carrying out anatomical studies that described various fascicles that are components of this complex and furthered in the biomechanics of the elbow, especially its ligamentous structure, it began to consider what was the specific function of each of these ligamentous fascicles as constrain elements of this joint. For several years, research studies have been carried out to understand and characterise study of its anatomy, without achieving a universally accepted morphological description of this complex. According to several authors, this might be due to the fact that the distribution of these fascicles are variable and the presence of some of them can be inconsistent.

Despite this discrepancy, at first, biomechanical studies elucidated that, only one of the fascicles, the lateral ulnar collateral ligament (LCUL), was considered to be the main stabilizer against postero-lateral forces. However, successive studies, concluded that, in fact, this isolated fascicle did not have enough capacity to act as a constraint element and the combination of the work of all the fascicles of the lateral ligament complex prevents the appearance of the so-called postero-lateral instability.

Today, despite the fact that the biomechanics of this complex is not well known and is still under discussion, most surgical techniques are aimed at LCUL repair / reconstruction without, apparently, taking into account the other fascicles and achieving satisfactory results. This still raises the question of whether the LCUL really works as the main stabilizing element of the elbow and if this is achieved by recovering the overall structure of the LCL and its function, when repairing / reconstructing this fascicle.

In addition, during the last twenty years imaging studies have been performed to expand our knowledge of this complex with the aim of becoming a useful tool to diagnose postero-lateral elbow instability, an entity that occurs after an injury to the lateral ligament complex and which was first described in the early nineties. . Due to the improved image quality and techniques, magnetic resonance and ultrasound are key to study LCL and highlight LCUL's structure.

Initially and thanks to the results obtained these were given value as complementary tools in the clinical examination aid diagnosis; however, over the years and improvements in image quality, they have become useful tools to diagnose this type of instability.

Based on these facts, we propose an experimental study at both descriptive and functional level of the role of the lateral ligament complex of the elbow, with special relevance in the function of the lateral ulnar collateral ligament. The anatomo-functional study was performed in the anatomy lab using real specimens from voluntary donors of the "Servei de Donació del Cos a la Ciència" at the Faculty of Medicine in the University of Girona (UdG). A comparative study was carried out between groups that underwent an anatomo-biomechanical study complemented by histological and imaging studies, specifically using both the ultrasound and magnetic resonance techniques.

In a first phase, a conventional macroscopic anatomic dissection was performed until reaching the ligament plane. Subsequently, in order to make a better identification of the fascicles of the lateral ligament complex, a microdissection with a surgical loupe was completed. Ligament samples were analysed to define their histological characteristics, including the location and differential density of mechanoreceptors with the aim to understand the biomechanical behaviour, especially of the lateral ulnar collateral ligament. Finally our study was complemented by the use of a recently described technique, the E12 sheet plastination, which has not been used until now in this joint, with the aim of providing more details on the distribution of fibres in the different fascicles. Magnetic resonance imaging techniques were used to define and identify the morphology of the lateral ligament complex and especially the lateral ulnar collateral ligament and later, after analysing the studied morphometric parameters, make a comparison with some of the values obtained after anatomical dissection on the same specimens.

In the last phase, the mechanical behaviour of the joint was assessed by generating a specific lesion on the lateral ulnar collateral ligament, on the radial ligament (LR) and on the annular ligament (LA) in different sequences and in groups with the same number of specimens. A comparison between groups will be made taking into account that, prior to ligament injury, a measurement of displacement and rotation was performed to obtain control values in each specimen. To statistically analyse the results obtained, we will evaluate the degree of instability by measuring the posterior translation of the radio head, the amplitude of the varus-valgus movement and the prone-supination in different degrees of flexion-extension, to subsequently statistically analyse the obtained results.

Índice general

I: Introducción	1
I.1: Justificación	2
I.2: Recuerdo anatómico de la articulación del codo	3
I.2.1: Anatomía ósea:	4
I.2.2: Anatomía capsulo-ligamentosa. Medios de unión	7
I.2.2.1: Cápsula articular y membrana sinovial	7
I.2.2.2: Ligamentos del codo	10
I.3: El complejo ligamentoso lateral del codo (LCL)	14
I.3.1: Descripción anatómica	14
I.3.2: Descripción histológica	18
I.4: Biomecánica del codo	20
I.4.1: Anatomía funcional	21
I.4.2: Estabilizadores dinámicos y estáticos	22
I.4.2.1: Estabilizadores estáticos	23
I.4.2.1.1: Cápsula articular y elementos ligamentosos	23
I.4.2.1.2: Elementos óseos	24
I.4.2.2: Estabilizadores dinámicos	25
I.4.3: Isometría del complejo ligamentoso lateral (LCL)	26
I.5: Inestabilidad del codo	28
I.5.1: Definición y clasificación de inestabilidad.	28
I.5.2: Inestabilidad postero-lateral	31
I.5.3: Etiopatogenia de la inestabilidad postero-lateral	32
I.5.4 Mecanismo de producción de la inestabilidad postero-lateral	36
I.5.5: Diagnóstico clínico de la inestabilidad postero-lateral	37
I.5.6: Pruebas de imagen para el diagnóstico de la inestabilidad de codo	42
I.5.7: Tratamiento de la inestabilidad postero-lateral del codo	46
II: Hipótesis y objetivos	51
III: Material y métodos	55
III.1: Criterios de inclusión	58

III.2: Criterios de exclusión	58
III.3: Protocolo de estudio anatómico mediante macro-microdisección	59
III.3.1: Disección anatómica	60
III.3.2: Determinación de mediciones	62
III.3.3: Estudio anatómico del complejo lateral mediante cortes semifinos	63
III.4 Protocolo de estudio anatómico mediante técnicas de imagen	70
III.4.1: Técnica ecográfica	70
III.4.2: Técnica por resonancia magnética	71
III.5: Protocolo para la tinción inmunohistoquímica de fibras nerviosas en el LCUL	73
III.6: Protocolo de estudio biomecánico	76
III.6.1: Material necesario	78
III.6.2: Anclajes	79
III.6.3: Montaje del dispositivo	81
III.6.4: Determinación de mediciones	83
III.6.5: Variables de estudio y test biomecánicos aplicados	85
III.6.6: Grupos de estudio	89
III.7: Análisis estadístico	91
IV: Resultados	93
IV.1: Parámetros morfométricos mediante macro-microdisección	95
IV.2: Estudio anatómico del complejo lateral mediante cortes semifinos	99
IV.3: Estudio mediante tinción inmunohistoquímica de fibras nerviosas en el LCUL	105
IV.4: Estudio anatómico mediante técnicas de diagnóstico por imagen	107
IV.4.1: Ecografía	107
IV.4.2: Resonancia Magnética	110
IV.4.3: Concordancia entre valores ecográficos y de resonancia magnética	113
IV.4.4: Concordancia entre valores ecográficos y los valores obtenidos durante el estudio anatómico de macro-microdisección	115
IV.4.5: Concordancia entre valores resonancia y los valores obtenidos durante el estudio anatómico de macro-microdisección	116

IV.5: Resultados de los test biomecánicos	117
IV.5.1: Desplazamiento en varo-valgo con supinación constante	118
V.5.2: Desplazamiento en varo con supinación constante	126
IV.5.3: Amplitud de prono-supinación con varo constante	133
IV.5.4: Traslación posterior de la cabeza de radio	139
V: Discusión	141
V.1 La anatomía del LCUL en relación al complejo ligamentoso lateral del codo	143
V.2. Reconocimiento del LCUL mediante técnicas de diagnóstico por la imagen	151
V.2.1.: Ecografía	151
V.2.2: Resonancia magnética	155
V.3: Respuesta biomecánica del complejo ligamentoso lateral del codo y análisis del papel funcional del LCUL	158
V.3.1: Consideraciones generales	158
V.3.2: Laxitud en varo-valgo	164
V.3.3: Laxitud rotacional	166
V.3.4: Traslación posterior de la cabeza radial	168
VI: Conclusiones	171
VII: Bibliografía	175
VIII: Anexos	193

I: Introducción

La luxación de codo es la segunda más frecuente en el miembro superior por detrás de la luxación glenohumeral (Antuña & O'Driscoll, 2000; Hildebrand, Patterson & King, 1999). Su frecuencia es de alrededor de un 20% entre todos los traumatismos a nivel de esta articulación. Se ha calculado una incidencia que oscila entre 5,21 por cada 100.000 personas al año, siendo más frecuente en hombres (Stoneback *et al.*, 2012).

Entre las complicaciones que se pueden dar tras sufrir esta lesión, la rigidez y la inestabilidad son las más frecuentes; en concreto, dentro de los patrones de inestabilidad que pueden aparecer tras una luxación de codo, la inestabilidad postero-lateral, descrita por primera vez en 1991 por O'Driscoll, Bell & Morrey (1991), es la más frecuentemente diagnosticada, aunque sus síntomas en muchas ocasiones no son evidentes y pueden pasar desapercibidos (O'Driscoll, Bell & Morrey, 1991).

La aparición de la inestabilidad postero-lateral del codo ha sido relacionada con la lesión de las estructuras anatómicas que constituyen el complejo ligamentoso lateral. O'Driscoll *et al.* (1991) señalan que esta inestabilidad se debe a la lesión del ligamento colateral ulnar lateral (LCUL) (O'Driscoll *et al.*, 1991); sin embargo, en publicaciones más recientes se contradice esta teoría y se aboga como causa de este tipo de inestabilidad la lesión de varios de los componentes que conforman este complejo ligamentoso (Dunning *et al.*, 2001; Olsen *et al.*, 1996; Seki, Olsen, Jensen, Eygendaal & Søjbjerg, 2002), a pesar de que en la literatura que describe el tratamiento de este tipo de inestabilidad, es un hecho comprobado que la reparación/reconstrucción del LCUL por sí misma es el tratamiento de elección (Dargel *et al.*, 2015; DeLaMora & Hausman, 2002; Gong *et al.*, 2009; Lee & Teo, 2003) siendo pocos los artículos que defienden la reparación de los fascículos del LCL de forma separada para el tratamiento de la inestabilidad (Jung, Lee J.S, Rhyou, Lee H.W., & Park, 2019; Rhyou & Park, 2011).

I.1: Justificación

La inestabilidad postero-lateral es relativamente inusual, pero tras constatar su existencia, en la literatura se ha determinado como la forma más frecuente de inestabilidad crónica del codo. Fue descrita por primera vez por O'Driscoll *et al.* (1991), autores que afirmaban que el principal elemento anatómico estabilizador del codo, y por lo tanto el que evita que aparezca este tipo de inestabilidad, es el LCUL (O'Driscoll *et al.*, 1991). En referencia a este fascículo sigue sin existir un consenso en cuanto a su descripción anatómica precisa, llegando incluso a ponerse en duda su verdadera existencia como entidad propia, ya que hay autores que no lo aceptan como fascículo en sí mismo, sino como engrosamiento de otro de los fascículos del complejo ligamentoso lateral del codo (LCL), el ligamento anular (LA), el cual sí está reconocido como elemento constante de la estructura de dicho complejo (Hackl, Bercher, Wegmann, Müller & Dargel, 2016; Moritomo *et al.*, 2007).

Las técnicas de imagen que actualmente se utilizan para determinar la causa que provoca la aparición de la inestabilidad postero-lateral en el codo son la resonancia magnética y la ecografía, y aunque en algunos estudios publicados se consigue diferenciar el recorrido del LCUL, la definición en detalle de su morfología y sus límites es prácticamente imposible debido al entrecruzamiento de las estructuras musculares y ligamentosas adyacentes, así como a la falta de un reconocimiento de sus principales características anatómicas en dichas técnicas de diagnóstico por imagen (Carrino *et al.*, 2001; Cotten *et al.*, 2014; Gondim *et al.*, 2011; Stewart *et al.*, 2009).

Sin embargo, a pesar de las dudas que se ciernen sobre este fascículo y su papel como estabilizador principal en el codo, los estudios que tratan sobre las técnicas de reparación o reconstrucción ligamentosa quirúrgica en los casos de inestabilidad postero-lateral coinciden en que, reparar o sustituirlo aisladamente sin tener en cuenta el resto del complejo utilizando plastias ligamentosas u otro tipo de materiales, tiene resultados buenos en los pacientes en los que se han realizado dichas técnicas (Dargel *et al.*, 2015; Jung *et al.*, 2019; Lee & Teo, 2003; Rhyou & Park, 2011).

Estos hechos justifican la necesidad de realizar una descripción anatómica precisa del LCUL, su microanatomía y sus relaciones tanto con el resto de estructuras del complejo lateral del codo

como con la musculatura adyacente, su imagen anatómica y seccional, así como el análisis biomecánico del mismo que permita profundizar en sus propiedades funcionales y su papel ante las fuerzas mecánicas que generan la aparición de la inestabilidad postero-lateral del codo en varo.

I.2: Recuerdo anatómico de la articulación del codo

Los tratados de anatomía consideran la articulación del codo como un complejo articular compuesto por tres articulaciones: la húmero-cubital, la húmero-radial y la radio-cubital proximal (Rouvière & Delmas, 2005; Testut & Latarjet, 1979). Para algunos autores ésta última es independiente (Gray & Williams, 2001), aunque esta descripción no se ajusta a la nomenclatura anatómica (FCAT, 2001).

La articulación húmero-cubital es un gínglimo o trocleartrosis, donde se producen los movimientos de flexo-extensión. La articulación radio-cubital proximal es un trocoide, en la que se dan los movimientos de prono-supinación, y por último, la húmero-radial es una articulación esferoidea que participa activamente en los movimientos de las otras dos (Rouvière & Delmas, 2005). Por lo tanto, y en base a todo lo expuesto, se considera a la articulación del codo, como trocogínglimoide (Fig. 1).

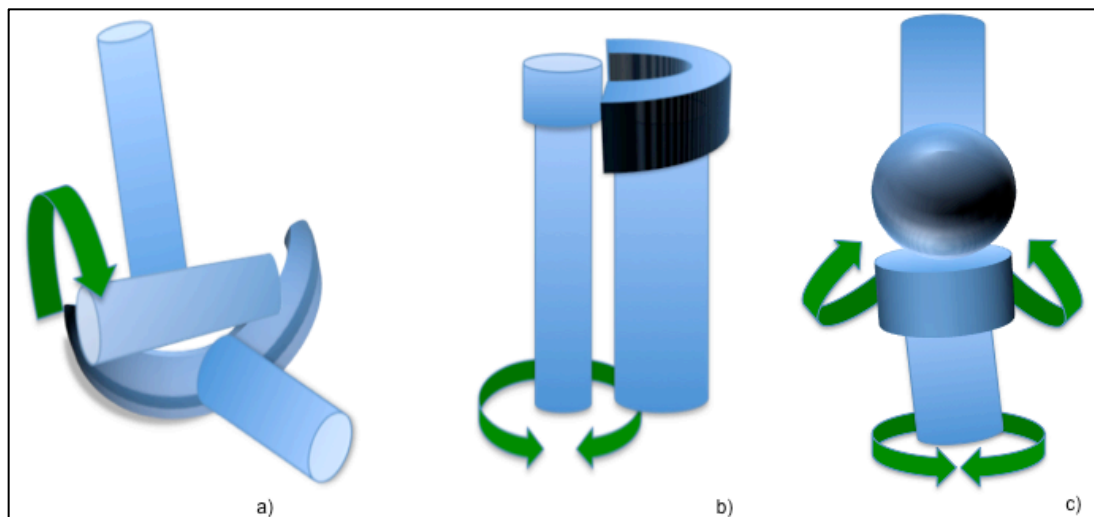


Figura 1. a) Esquema de la articulación húmero-radial, b) Esquema de la articulación húmero-cubital, c) Esquema de la articulación radio-cubital proximal.

I.2.1: Anatomía ósea:

Los elementos óseos implicados en la constitución del complejo articular del codo son la epífisis distal del húmero (Fig. 2), con sus superficies articulares la tróclea y el capitulo, el extremo proximal del cúbito con sus escotaduras troclear y radial, y la cabeza del radio.

La epífisis distal del húmero (Fig. 2) tiene forma aplanada en sentido anteroposterior, y por este motivo se le conoce clínicamente como paleta humeral. En la región que comprende la superficie articular se diferencian claramente dos eminencias que están separadas entre ellas y que se denominan tróclea humeral y capitulo humeral separadas entre ellas por el surco capitulo-troclear (Gray & Williams, 2001). El extremo inferior del húmero presenta una incurvación anterior en el plano sagital de unos 45° respecto al eje diafisario del húmero (Llusá, Ballesteros, Forcada & Carrera, 2009), mientras que en el plano transversal se evidencia una angulación lateral de unos 5° respecto de la línea que sigue el eje inter-epicondíleo (Gray & Williams, 2001).

La tróclea humeral tiene forma de hélice, pero su comportamiento es más complejo que el de una polea simple, debido a que su borde interno desciende más distalmente que el borde lateral, con lo que el plano inferior de la superficie articular está basculado en sentido ínfero-medial (Fig. 2). La región troclear, tiene una superficie sellar asimétrica, en gran parte cóncava transversalmente y convexa en sentido antero-posterior, lo cual supone que, en la flexo-extensión del codo se asocian un giro y una rotación conjunta; por este motivo el movimiento alrededor de la tróclea sigue un trayecto espiroideo en relación al eje transversal del húmero (Testut & Latarjet, 1979).

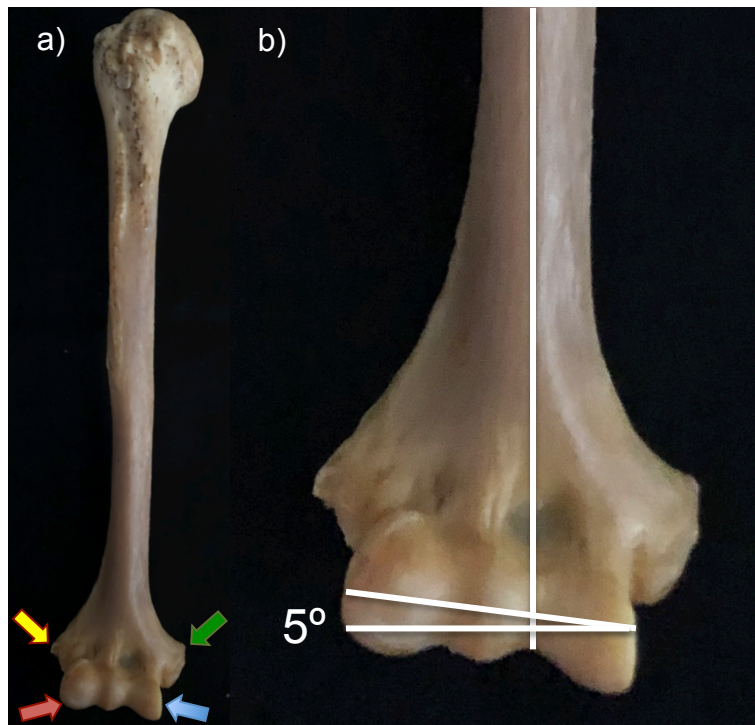


Figura 2. a) Visión anterior de un húmero derecho. Flecha azul: Tróclea humeral. Flecha roja: Capítulo humeral. Flecha amarilla: Epicóndilo lateral. Flecha verde: Epicóndilo medial. b) Epífisis del húmero distal: Se evidencian 5° angulación en valgo en el eje de flexión de la articulación. Línea discontinua: Surco capítulo-trocLEAR

El capítulo humeral tiene forma de esfera con una inclinación antero-inferior y un eje vertical que es mayor a su eje transversal. Se encuentra discretamente superior a la tróclea y está separado de ésta por un surco capítulo-trocLEAR con el que se articula el margen de la cabeza radial durante la flexión y los movimientos de rotación. En relación a su extremo superior se observa una fosa de pequeñas dimensiones denominada fosa radial (Rouvière & Delmas, 2005; Testut & Latarjet, 1979).

La escotadura trocLEAR del cúbito para su articulación con la tróclea humeral (Fig. 3) tiene forma de gancho. Está dividida en dos carillas articulares separadas entre sí por un surco transversal. La carilla anterior es horizontal y ocupa la cara superior de la apófisis coronoides, y la posterior es vertical y formada por la cara anterior del olécranon (Rouvière & Delmas, 2005). No es congruente al completo con la tróclea, y esto se evidencia porque al realizar la extensión la parte medial de su mitad superior (olécranon) no mantiene un contacto completo con la tróclea (Gray & Williams, 2001).

La escotadura radial del cúbito es una depresión oval en la cara lateral de la apófisis coronoides, que se encuentra separada de la escotadura troclear por una cresta lisa. Se articula con la superficie de la circunferencia articular de la cabeza del radio (Rouvière & Delmas, 2005).

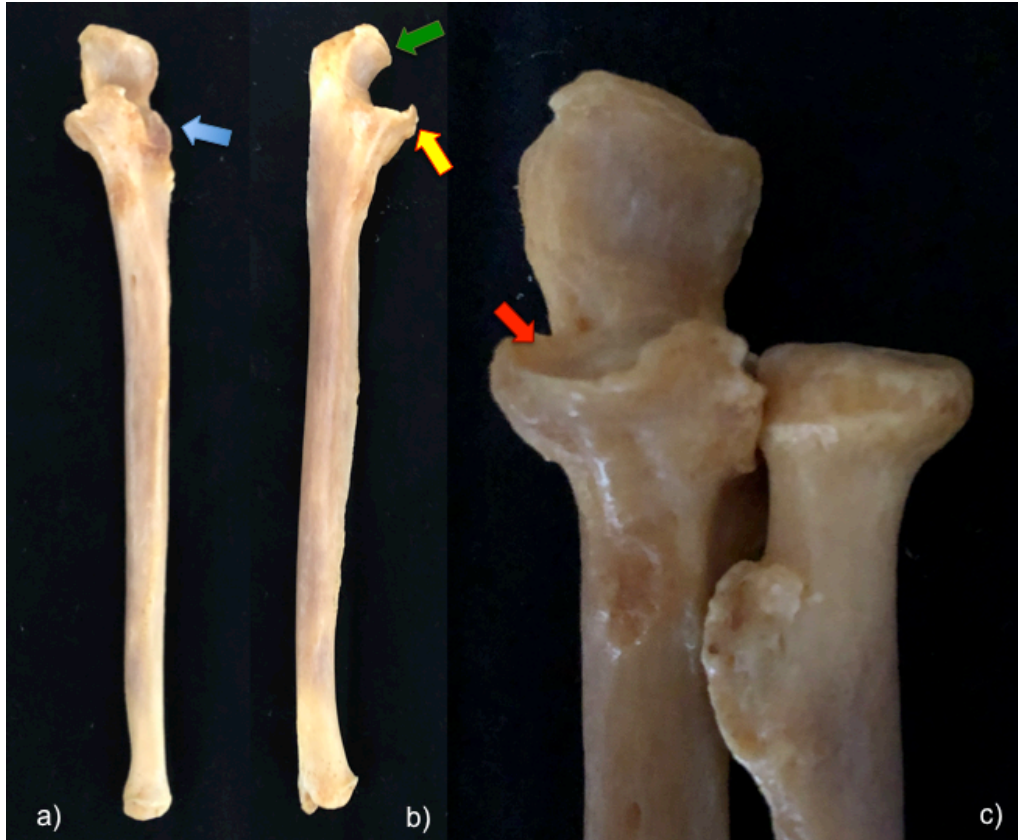


Figura 3. a) Visión anterior del cúbito. Flecha azul: escotadura radial. b) Visión medial del cúbito. Flecha amarilla: apófisis coronoides. Flecha verde: Olécranon c) Visión anterior de la unión radio-cubital proximal. Flecha roja: escotadura troclear del cúbito.

La cabeza del radio (Fig. 4) constituye un segmento cilíndrico que presenta una superficie articular superior que se articula con el capítulo humeral, con forma de cúpula excavada cuyo diámetro antero-posterior es mayor que su diámetro transversal (Testut & Latarjet, 1979). Su superficie periférica exterior (circunferencia articular) es lisa y verticalmente más extensa en su borde medial, donde contacta con la escotadura radial del cúbito (Gray & Williams, 2001). Esta superficie anular se adapta a un cilindro hueco osteoligamentoso formado por la escotadura radial del cúbito y el LA (Testut & Latarjet, 1979).

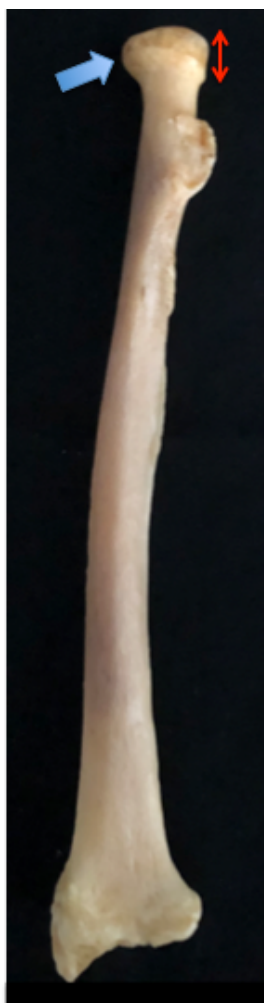


Figura 4. Visión anterior del radio. Flecha azul: Cabeza del radio. Se observa su mayor diámetro vertical en su borde medial (Flecha roja).

I.2.2: Anatomía capsulo-ligamentosa. Medios de unión.

I.2.2.1: Cápsula articular y membrana sinovial

La cápsula articular del codo (Fig. 5) es común para las tres articulaciones que constituyen este complejo articular. En su región anterior es ancha y fina. Su inserción proximal dibuja una curva de concavidad inferior que se localiza proximal a las fosas coronoidea y radial; se inserta en la cara anterior del epicóndilo medial separándolo de la tróclea, mientras que lateralmente rodea el borde del capítulo humeral. A nivel distal, en la región cubital, se inserta en el margen de la apófisis coronoides del cúbito a lo largo del borde de la escotadura troclear hasta alcanzar la escotadura radial, donde desciende por su borde inferior; en cambio en la región radial su

inserción se sitúa distal al LA, lo que significa que se encuentra a 6-7 mm de la cúpula radial (Rouvière & Delmas, 2005; Testut & Latarjet, 1979).

A ambos lados se continúa con el ligamento colateral cubital y con el ligamento colateral radial. En el plano anterior, recibe numerosas fibras de origen del músculo braquial. Autores clásicos detallan la disposición de las fibras capsulares siguiendo una dirección latero-medial, cuya línea de inserción se extiende desde el borde posterior del capítulo humeral hasta su extremo infero-medial; desde este punto, asciende hasta el margen superior de la tróclea, para luego cruzar a la región media de la fosa olecraniana. Finalmente desciende hasta la depresión que separa la tróclea del epicóndilo medial (Rouvière & Delmas, 2005; Testut & Latarjet, 1979).

Por su cara posterior (Fig. 5) la cápsula es fina y se inserta por detrás del capítulo humeral y cerca del margen lateral de la tróclea, en los márgenes de la fosa olecraniana (a excepción de su porción inferior), y en la cara posterior del epicóndilo medial. En la parte inferior se inserta sobre los márgenes superior y lateral del olécranon, y lateralmente se continúa con la cápsula radio-cubital superior, en posición profunda respecto al LA. En esta cara posterior la cápsula mantiene estrecha relación con los músculos tríceps y el ancóneo (Rouvière & Delmas, 2005).

Según Rouvière & Delmas (2005), la cápsula articular está reforzada por 5 ligamentos: ligamento anterior (fibras que se originan desde la línea de inserción proximal de la cápsula articular y que se extienden hasta llegar a la apófisis coronoides, la escotadura radial y al margen proximal del LA), ligamento colateral cubital, ligamento colateral radial, ligamento posterior (fibras que se extienden desde los bordes de la fosa olecraniana hasta el vértice del olécranon) y ligamento cuadrado, conocido como de Denucé, engrosamiento capsular que se extiende desde el borde inferior de la escotadura radial del cúbito hasta el margen medial del cuello del radio. (Rouvière & Delmas, 2005)

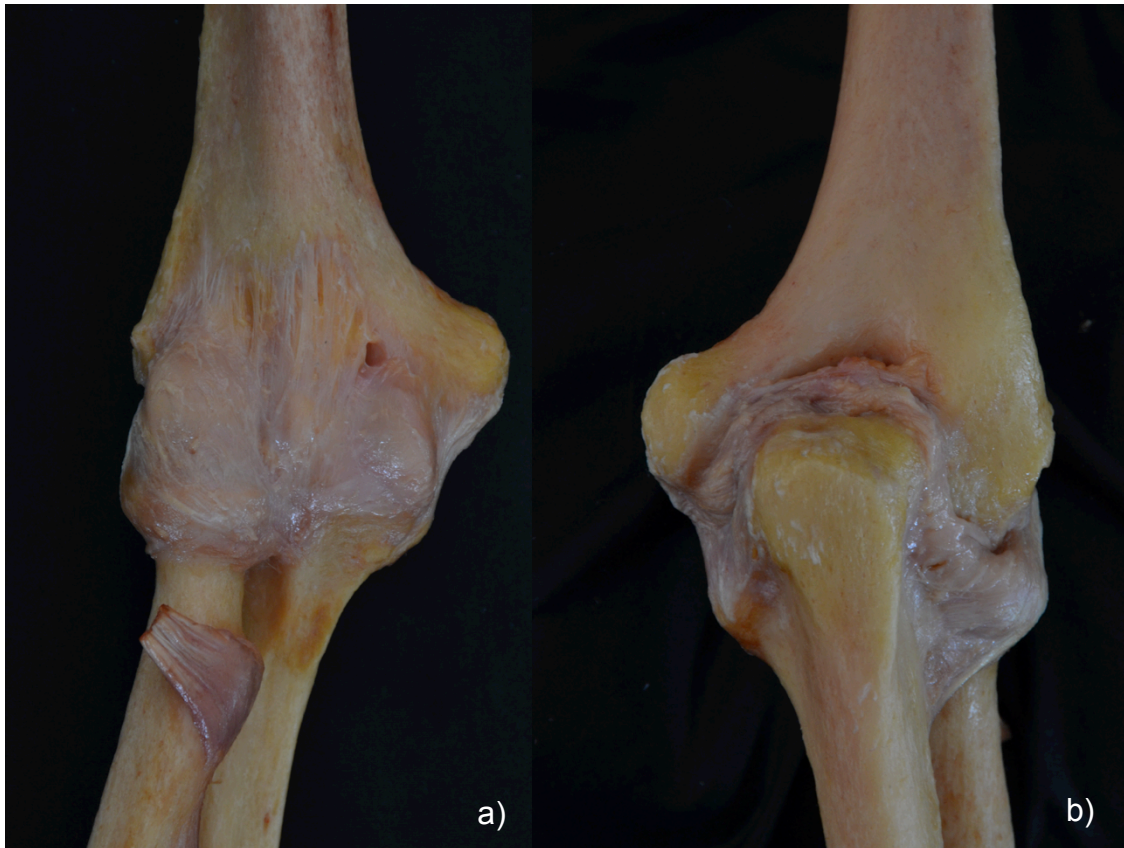


Figura 5. a) Visión anterior de la cápsula articular del codo. b) Visión posterior de la cápsula articular del codo. Se puede apreciar la disposición de sus fibras así como sus inserciones.

La membrana sinovial tapiza la cara profunda de la cápsula fibrosa, la superficie de las fosas coronoidea, radial y olecraniana, la superficie troclear medial y la porción inferior del LA. Describe un pliegue sinovial semilunar que se proyecta desde la región posterior, entre el radio y el cúbito, y que divide parcialmente la articulación en humero-radial y húmero-cubital (Gray & Williams, 2001). En su región anterior, entre la fosa coronoidea y su inserción supracondílea forma un fondo de saco llamado fondo de saco anterior. La parte superior de este fondo de saco está dividida en dos partes laterales por un tabique vertical y anteroposterior que va de la pared anterior de la sinovial a la cresta ósea que separa la fosa supracondílea de la fosa coronoidea. En la región posterior la sinovial tapiza la fosa olecraniana, formando un fondo de saco llamado fondo de saco posterior o subtricipital, donde el tríceps inserta alguna de sus fibras que facilitan su tensión durante la extensión del codo. Desde el margen lateral, la sinovial tapiza el ligamento anular hasta acabar en su borde inferior, continúa tapizando el cuello del radio y termina en el límite del cartílago que recubre la cabeza del radio y la escotadura radial del cúbito (Rouvière & Delmas, 2005).

Entre la cápsula y la membrana sinovial existen tres almohadillas grasas, la mayor se encuentra en la fosa olecraniana y las otras dos en las fosas coronoidea y radial.

1.2.2.2: Ligamentos del codo

A nivel del codo se describen clásicamente los ligamentos colaterales cubital y radial, y el ligamento anular.

El **ligamento colateral cubital** (Fig. 6) es una banda triangular, gruesa y muy resistente que se divide en tres fascículos:

Fascículo anterior: es el más fuerte y rígido (Gray & Williams, 2001), aunque otros autores, lo describen como el menos importante de los tres (Rouvière & Delmas, 2005). Se origina proximalmente en la región antero-inferior del epicóndilo medial y distalmente se fija con una base amplia sobre el borde interno de la apófisis coronoides (Gray & Williams, 2001), en una pequeña sobreelevación denominada por algunos autores como tubérculo sublime (Acosta Battle *et al.*, 2019; Safran, Baillargeon & San Francisco, 2005).

Fascículo posterior: Tiene forma de abanico. Se inserta proximalmente en el margen postero-inferior del epicóndilo medial; sus fibras descienden siguiendo un trayecto oblicuo antero-posterior para insertarse en el borde antero-interno del olécranon (Gray & Williams, 2001; Rouvière & Delmas, 2005; Testut & Latarjet, 1979).

Fascículo medio: Tiene forma de cordón aplanado. Su origen se encuentra en el borde inferior de la epitroclea y la mayoría de sus fibras se dirigen hacia el borde interno de la apófisis coronoides, mientras que las fibras más superficiales se prolongan más allá de la apófisis coronoides alcanzando el borde interno del cúbito (Rouvière & Delmas, 2005; Testut & Latarjet, 1979). Otros autores lo definen como un conjunto de fibras intermedias que se originan en el epicóndilo medial y se dirigen hasta una banda inferior de fibras oblicuas que se localizan entre el olécranon y la apófisis coronoides, denominado fascículo arqueado (Gray & Williams, 2001).



Figura 6. Visión medial de la articulación del codo, detallando el ligamento colateral cubital y sus fascículos. Flecha roja: fascículo anterior. Flecha azul: fascículo posterior. Flecha verde: Fascículo medio

El **ligamento anular** (Fig. 7) es una banda fibrosa que se extiende del extremo anterior al posterior de la escotadura radial del cúbito rodeando la cabeza del radio. La cara interna se relaciona con el contorno de la cabeza del radio, mientras que la externa, según la descripción que proponen Rouvière & Delmas (2005), está reforzada anterior y posteriormente por el ligamento anterior y el LR (Rouvière & Delmas, 2005). Se inserta en la escotadura radial del cúbito, mediante un ensanchamiento de sus fibras, e incluso puede llegar a dividirse en bandas; en su margen distal sus fibras contactan con la membrana sinovial reflejada para insertarse en el cuello radial. Su borde inferior se adelgaza y sus fibras se expanden hasta llegar al cuello del radio (Gray & Williams, 2001).

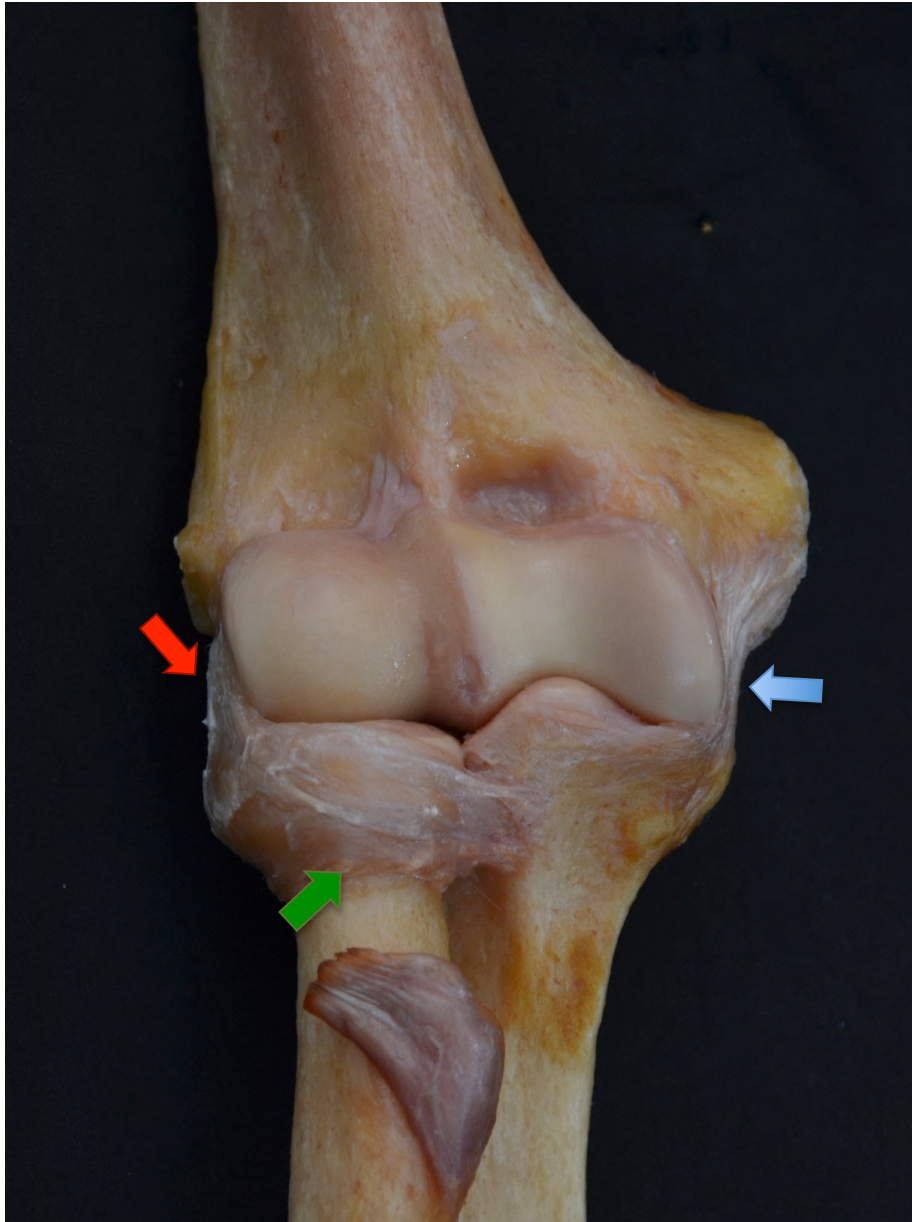


Figura 7. Visión anterior del plano ligamentoso del codo. Flecha verde: Ligamento anular. Flecha azul: Ligamento colateral cubital. Flecha roja: Ligamento colateral radial

El **ligamento colateral radial** se origina en el margen inferior del epicóndilo lateral, y se inserta según Gray, en el LA, pudiéndose diferenciar un conjunto de fibras que se dirigen posteriormente hasta insertarse en el cúbito a nivel de la cresta del músculo supinador (Gray & Williams, 2001). Las descripciones clásicas diferencian tres fascículos en su constitución (Rouvière & Delmas, 2005; Testut & Latarjet, 1979):

Fascículo anterior: Su origen se localiza en la región antero-inferior del epicóndilo lateral, donde sus fibras se entremezclan con las del músculo supinador. Sus fibras, de trayecto oblicuo, se dirigen hacia la cabeza del radio; la mayoría de ellas se entremezclan con las fibras del LA, con un pequeño número de fibras más mediales que se insertan anteriores a la escotadura troclear del cúbito (Rouvière & Delmas, 2005).

Fascículo medio: Es más estrecho y largo. Se origina del epicóndilo lateral y se inserta inferiormente a la escotadura radial del cúbito.

Fascículo posterior: Tiene forma cuadrilátera y se extiende desde el margen posterior del epicóndilo lateral hasta la cara lateral del olécranon (Rouvière & Delmas, 2005; Testut & Latarjet, 1979) donde, a nivel del surco transversal de la escotadura radial del cúbito, deja un intervalo a través del cual se ve una almohadilla grasa que ocupa dicho espacio.

En la actualidad, tanto la Terminología Anatómica Internacional (FCAT, 2001) como la nomenclatura anatómica (Feneis & Dauber, 2006) únicamente recogen en este LCL el ligamento radial (LR) y el LA, sin que se haga referencia al LCUL como una estructura de dicho complejo con una entidad propia (Fig. 8). No obstante, éste ha sido considerado, aunque de forma controvertida, el fascículo del LCL con el papel más importante como estabilizador de la articulación frente a fuerzas en varo y postero-laterales (O'Driscoll *et al.*, 1991) por lo que se detallará con mayor profundidad en el apartado siguiente ya que constituye el principal objetivo de estudio de la presente tesis doctoral.

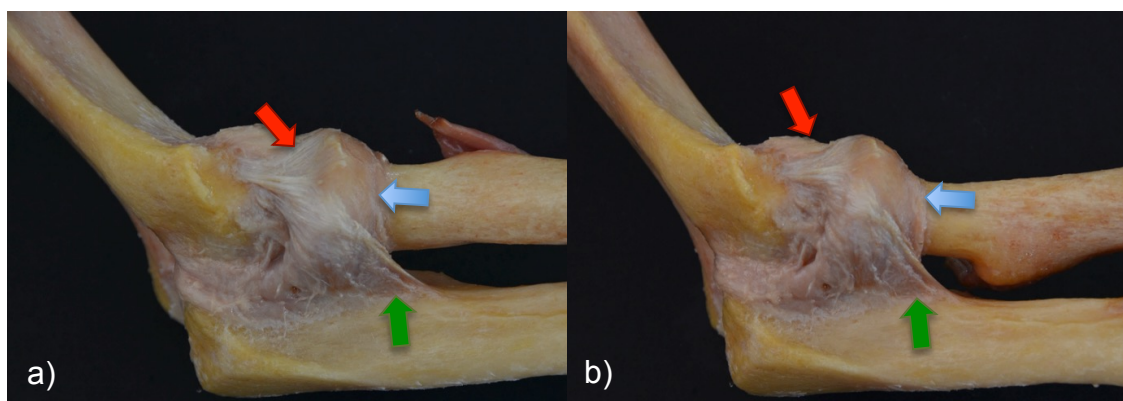


Figura 8. a) Visión lateral del complejo ligamentoso lateral del codo en supinación. b) en pronación. Flecha roja: Ligamento radial. Flecha azul: Ligamento anular. Flecha verde: Ligamento colateral ulnar lateral.

I.3: El complejo ligamentoso lateral del codo (LCL)

I.3.1: Descripción anatómica

Las primeras descripciones detalladas del LCL datan del siglo XIX y coinciden en la existencia de tres fascículos que lo conforman. Estas descripciones son recogidas en los tratados de anatomía clásica donde distinguen entre sus fibras un fascículo anterior, un fascículo medio y un fascículo posterior (Paturet, 1951; Rouvière & Delmas, 2005; Testut & Latarjet, 1979). Según estas descripciones, el fascículo anterior se origina de la región antero-inferior del epicóndilo lateral, donde se relaciona con el músculo supinador, y se dirige oblicuamente hacia la región de la escotadura radial del cúbito contactando íntimamente con el LA, con el cual se puede llegar a entremezclar. Por su parte el fascículo medio es largo y resistente, se origina en el margen antero-inferior del epicóndilo lateral y sigue un trayecto oblicuo distalmente hasta insertarse en el margen posterior de la escotadura troclear del cúbito; el fascículo posterior, en cambio, tiene aspecto de lámina cuadrilátera, se origina en el margen posterior del epicóndilo lateral y se inserta en el borde lateral del olécranon. Entre el fascículo posterior y medio, se puede distinguir una ventana de tejido adiposo que separa ambos fascículos (Paturet, 1951; Testut & Latarjet, 1979); autores contemporáneos han llegado a dar importancia a la presencia de este tejido de interposición, e incluso se ha interpretado como una de las tres variantes de la morfología insercional de este fascículo ligamentoso (Hackl *et al.*, 2016; Takigawa *et al.*, 2005).

Otros autores difieren en la descripción anatómica de este complejo y no contemplan el que esté formado por varios fascículos (Cunningham, 1972; Gardner & O'Rahilly, 1986; Gray & Williams, 2001), sino como una sola estructura anatómica a la que se refieren como ligamento colateral radial (siguiendo la nomenclatura anatómica), el cual se origina en el epicóndilo lateral, tiene una consistencia fuerte, y en su trayecto hacia el cúbito entremezcla sus fibras con las del LA. Destacan la presencia de fibras del propio ligamento que divergen en su trayecto y se dirigen hacia la apófisis coronoides y el borde lateral del cúbito (Cunningham, 1972; Gardner & O'Rahilly, 1986). En referencia a la inserción de sus fibras más posteriores algunos autores la sitúan en la escotadura troclear, mientras que otros describen su inserción en la cresta del músculo supinador del cúbito (Cunningham, 1972; Gardner & O'Rahilly, 1986).

En la actualidad continúan apareciendo autores que defienden la existencia del ligamento colateral radial como único componente del complejo ligamentoso lateral (Llusá *et al.*, 2009), aunque diferencian de igual manera tres fascículos (anterior, medio y posterior), a pesar de que la estructura de cada uno de ellos no se corresponde con lo descrito por los autores precedentes. En este sentido, se describe al fascículo posterior como constituido por fibras que se originan en la región antero-inferior del epicóndilo lateral del húmero y que acaban en la cresta del músculo supinador (Llusá *et al.*, 2009), siendo por tanto una descripción equiparable al fascículo medio que definían algunos de los autores clásicos en sus tratados de anatomía (Cunningham, 1972; Gardner & O’Rahilly, 1986).

Martin (1958) vuelve a describir los fascículos que componen el LCL e incluso define un fascículo más a los tres previamente conocidos, al cual denomina ligamento anular accesorio posterior que se corresponde a unas fibras superficiales que provienen del ligamento lateral que se insertan en la región de la cresta del músculo supinador (Martin, 1958).

En 1985 Morrey & An definen un haz de fibras sobre el margen posterior del LR que divergen de éste y que se insertan sobre el tubérculo de la cresta del músculo supinador del cúbito (Morrey & An, 1985), siendo los autores que se refieren por primera vez a este haz de fibras como ligamento colateral ulnar lateral (LCUL).

La revisión de la literatura en cuanto a la presencia del LCUL muestra que sus descripciones son variables, ya que no todos los estudios identifican en la totalidad de los especímenes la presencia de estas fibras, con una dispersión muy amplia en el porcentaje de aparición de las mismas que van desde el 50% hasta el 100% en los diferentes estudios (Beckett, Mc Connell, Lagapoulos & Newman, 2000; Cohen & Hastings, 1997; Dunning *et al.*, 2001; Imatani, Ogura, Morito, Hashizume & Inoue, 1999; Morrey & An, 1985; O’Driscoll *et al.*, 1991; Olsen *et al.*, 1996). Beckett *et al.* (2000) en un estudio con 39 especímenes describen 4 grupos de sujetos según la presencia o ausencia del LCUL y del ligamento colateral accesorio dentro de los cuales el más prevalente es aquel en el que están presentes el LR, el LA y el LCUL (Beckett *et al.*, 2000).

En base a la revisión bibliográfica realizada, la descripción con mayor consenso del LCL incluye cuatro fascículos: el LA, el LR, el LCUL y el ligamento anular accesorio posterior (Beckett *et al.*, 2000; Morrey & An, 1985; Takigawa *et al.*, 2005).

En cuanto a la morfología del LCUL no existe en la actualidad un consenso, aunque según la mayoría de autores sus fibras más superficiales son adyacentes a la fascia intermuscular entre el músculo extensor cubital del carpo (ECC) y el músculo ancóneo. En un plano más profundo, las fibras del músculo supinador se interdigitan con este fascículo (Imatani *et al.*, 1999; Morrey & An, 1985) y más profundamente se relacionan con la región lateral de la cápsula articular.

Su origen se localiza conjuntamente con el LR, en el epicóndilo lateral. Desde ese punto sus fibras siguen un trayecto oblicuo hacia el LA, pudiendo, en algunos casos, diferenciarse de las del LR cuando se acercan al margen proximal de la cabeza radial (Imatani *et al.*, 1999); a partir de la cabeza del radio se entremezclan con el LA para volver a aparecer en el margen postero-inferior de éste y dirigirse hacia la cresta del músculo supinador del cúbito donde se insertan de forma aislada o conjunta (Cohen & Hastings, 1997; Olsen *et al.*, 1996). La amplitud de su inserción puede alcanzar los 2 cm según algunos autores (Cohen & Hastings, 1997; Cohen & Roderick, 2001).

Inicialmente se diferenciaron dos morfotipos a nivel de su inserción (Cohen & Hastings, 1997); en el primero un grupo de fibras del LCUL se inserta en el LA y el resto sobre la cresta del músculo supinador, (diferenciándose del LA), y en el segundo las fibras de los dos fascículos se entremezclan y forman una expansión única sin una clara diferenciación (Fig. 9).

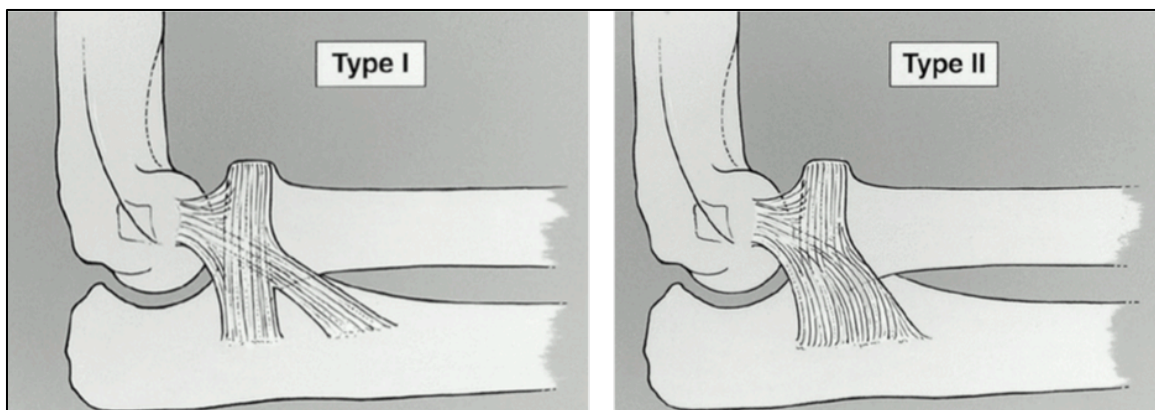


Figura 9. Ilustración de los tipos de inserción I y II, según Cohen. En el tipo I la inserción es bilobar mientras que en el tipo II es única y conjunta. Extraído de: Cohen & Hastings, H. (1997). Rotatory instability of the elbow. The anatomy and role of the lateral stabilizers. *J Bone Joint Surg Am*, 79 (2), 225–233.

Un artículo realizado posteriormente, en el año 2005, describe un tercer morfotipo en el que la inserción es más extensa y conjunta con el LA (Takigawa *et al.*, 2005), donde se llega a visualizar una membrana fibrosa delgada que permite diferenciar las fibras del LA de las del LCUL. En el año 2016, en otra publicación se describen de nuevo tres tipos de inserción con diferencias en cuanto a la descripción inicial de estas variantes (Hackl *et al.*, 2016); la principal diferencia es que entre los grupos II y III, los cuales consisten en inserciones conjuntas con el LA, en el grupo II la inserción es equivalente a la amplitud del LA mientras que en el tercer grupo la inserción conjunta se ensancha sobre la cresta del músculo supinador (Fig. 10).

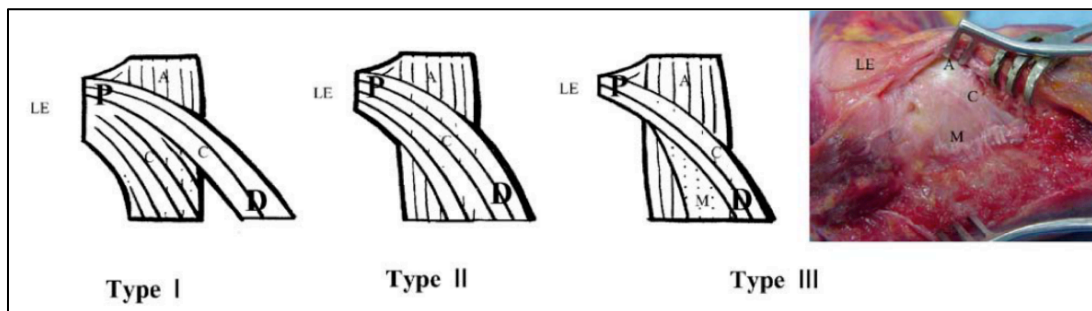


Figura 10. Tipos insercionales según la descripción de Takigawa. A: ligamento anular, C: cuerda ligamentosa (LCUL), M: fibras membranosas, P: Configuración de las fibras en la región proximal donde se realiza la medición de la deformidad D: Configuración de las fibras en la región distal donde se realiza la medición de la deformidad. Extraído de: Takigawa, N., Ryu, J., Kish, V., Kinoshita, M., & Abe, M. (2005). Functional anatomy of the lateral collateral ligament complex of the elbow: Morphology and strain. *The Journal of Hand Surgery*, 30B (2), 143–147.

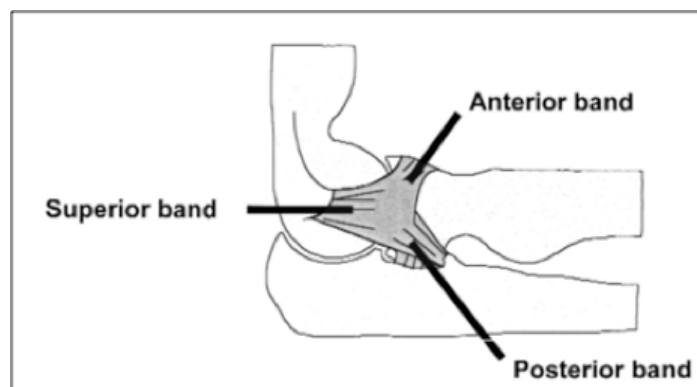


Figura 11. Tres bandas de la estructura en Y del complejo ligamentoso lateral. Se muestran las bandas superior, anterior y posterior. Extraído de: Seki, A., Olsen, B. S., Jensen, S. L., Eygendaal, D., & Søjbjerg, J. O. (2002). Functional anatomy of the lateral collateral ligament complex of the elbow: Configuration of Y and its role. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 11(1), 53–59.

En 2002 Seki *et al.* realizan una descripción del LCL (Fig. 11), diferente de lo publicado anteriormente y lo considera como una estructura tridimensional conformada por tres brazos, donde el LCUL tampoco sería una estructura independiente, sino que formaría parte del brazo posterior que incluye al LA (Seki *et al.*, 2002).

Los estudios referentes a la morfometría del LCL, y en concreto a la del LCUL, son escasos; algunos de los datos recogidos en la literatura hacen referencia a su longitud media, que oscilaría entre los 30 y los 40mm (Beckett *et al.*, 2000; Takigawa *et al.*, 2005). Actualmente, mediante técnicas de reconstrucción de imagen en 3D, Camp *et al.* (2019) determinaron que la superficie ocupada por el LCUL era de 229,3 +/- 35,9mm², siendo la segunda en extensión tras el LR, con áreas de superficie en su origen e inserción de 26,0 +/- 5,9mm² y 22,9 +/- 7,8mm² respectivamente (Camp *et al.*, 2019).

En cuanto al papel funcional del LCUL diversos estudios le otorgan un rol fundamental como estabilizador del codo (Gray & Williams, 2001). Sin embargo, es también controvertida esta teoría, existiendo autores que ponen en entredicho el papel de estabilizador primario del LCUL y promulgan que la inestabilidad es secundaria a la lesión simultánea de varios de los componentes del LCL (Cohen & Hastings, 1997; Dunning *et al.*, 2001; Imatani *et al.*, 1999; Olsen *et al.*, 1996).

I.3.2: Descripción histológica

La literatura científica que aborda la histología del ligamento colateral radial, y en concreto del LCUL es escasa. Imatani *et al.* (1999) son los que detallan con mayor precisión la estructura histológica de este ligamento y sus relaciones con la musculatura adyacente al LCL mediante el uso de una tinción con tricrómico de Masson (Imatani *et al.*, 1999). En la región distal del ligamento, mediante el uso de luz polarizada, detalla una distribución heterogénea de fibras de colágeno las cuales acaban insertándose en la cresta del músculo supinador. En el tercio medio sus fibras se entremezclan con las de la fascia del ECC y con el músculo supinador, por lo que es difícil reconocer sus límites para delimitarlo del LR, el cual se posiciona anterior a él. En la región proximal, las fibras del LCUL y el LR se entremezclan en mayor medida siendo imposible diferenciar el trayecto de cada ligamento por separado, además de estar íntimamente relacionados con la musculatura extensora del antebrazo;

Los mecanorreceptores responden a las fuerzas de deformantes del tejido, transforman los estímulos mecánicos en señales neuronales aferentes con información propioceptiva hacia el sistema nervioso central, para que luego éste pueda enviar señales eferentes que activen la musculatura periarticular con el objetivo de aportar estabilidad articular durante el movimiento (Witherspoon, Smirnova & McIlff, 2014), lo que algunos autores denominan reflejo protector ligamento-muscular (Petrie *et al.*, 1998). La presencia de los mecanorreceptores en los ligamentos juega un papel esencial en las grandes articulaciones, llegando a estar implicados en la prevención de la degeneración neuropática articular postraumática o yatrogénica (Petrie *et al.*, 1998).

Hasta finales del siglo XX la mayor parte de los trabajos que estudiaron la presencia de mecanorreceptores en las articulaciones utilizaron animales de experimentación, siendo escasos los estudios a nivel humano que se han centrado principalmente en los ligamentos cruzados de la articulación de la rodilla (Schultz, Miller, Kerr & Micheli, 1984; Zimny, Shutte & Dabezies, 1986), y en algún caso en la articulación del hombro (Petrie *et al.*, 1998; Solomonow *et al.*, 1996; Witherspoon *et al.*, 2014).

A nivel de la articulación del codo, Petrie *et al.* (1998) estudiaron la distribución y el tipo de mecanorreceptores que se encuentran en el complejo ligamentoso medial y lateral, concretamente a nivel del LR y del LA, aunque excluye en su estudio al LCUL, observando la presencia de mecanorreceptores en ambos ligamentos. En su estudio además destaca el hecho de que, en el LR los corpúsculos de Pacini están ausentes y que la densidad del resto de mecanorreceptores es mayor en el extremo distal del ligamento, lo cual puede ser indicativo de que este ligamento es útil para detectar grandes deformidades y ser el principal responsable de la nocicepción, identificando grandes deformidades que requieren ser aliviadas de forma precoz.

Por otra parte, en el LA detecta una mayor presencia de mecanorreceptores que en otros fascículos, con una distribución más uniforme en toda su extensión, sugiriendo alguna otra función de este ligamento, a parte de su papel en la detección de cargas o deformidades extremas (Petrie *et al.*, 1998).

Se ha descrito la presencia de cuatro tipos de mecanorreceptores en el codo (Tabla 1), dos encapsulados (corpúsculos de Golgi y de Pacini) que responden de forma rápida tanto a estímulos mecánicos como a las fuerzas de elongación del músculo, y dos no encapsulados: las terminaciones de Ruffini, con respuesta lenta a estímulos constantes y que registran variaciones

de deformación de los tejidos como la tensión y el estiramiento; y las terminaciones nerviosas libres, que responden a la deformación de los tejidos (incurvación, compresión y distensión), y transmiten estímulos nociceptivos (Freeman & Wyke, 1967). La suma de todos ellos aporta información sobre el inicio y la intensidad de la deformidad, la duración de las fuerzas deformantes sobre el tejido y el momento en el cual deja de existir la deformidad para volver a la situación normal del tejido.

Tabla 1. Clasificación de mecanorreceptores, según Freeman MA and Wyke BD. Extraído de: Xiaochuan W., Song W., Zheng, Cuihuan Z. *et al.* (2015). *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 10: 1-7

Tipo	Nombre	Forma	Tamaño (mm)	Características
I	Ruffini	Redondeada, poco mielinizado, conectado por fibras nerviosas	100 x 40	Umbral bajo, adaptación lenta
II	Pacini	Cónica, altamente mielinizado	280 x 120	Umbral bajo, adaptación rápida
III	Golgi	En forma de huso, poco mielinizado, conectado por fibras nerviosas	600 x 100	Umbral bajo, adaptación lenta
IV	Terminales libres	No mielinizado, irregular	diámetro 0,5-5	Transmisión sensación nociceptiva

I.4: Biomecánica del codo

La biomecánica es la disciplina que estudia los aspectos fisiológicos y mecánicos del movimiento. Describe la aplicación de las leyes mecánicas en las estructuras vivas, especialmente en el aparato locomotor, y examina las fuerzas internas/externas que actúan sobre el cuerpo humano así como el efecto que causan. Se divide en biomecánica estática y dinámica.

La biomecánica estática estudia la relación de los cuerpos tanto en equilibrio o en reposo, mientras que la biomecánica dinámica a su vez se subdivide en cinemática (estudia los movimientos de aceleración y/o desplazamiento) y cinética (estudia las fuerzas que desencadenan los movimientos); en este sentido, en el siguiente apartado (II.4.1 Anatomía funcional) revisamos la cinemática del codo.

I.4.1: Anatomía funcional

El codo es una articulación trocoginglimoide, lo cual significa que presenta dos grados de movimiento que son la flexo-extensión y la prono-supinación.

El rango articular en los movimientos de flexo-extensión abarca desde 0° a 150°, en la pronación de 0° a 75° y en la supinación de 0° a 85°, partiendo en ambos casos desde la posición neutra (Alcid, Ahmad & Lee, 2004; Martin, 1958).

Flexo-extensión y centro de rotación

Debido a la congruencia de la articulación húmero-cubital y a la contención que aportan los tejidos circundantes, se considera al movimiento del codo, como el de una bisagra compleja; esto significa que el movimiento es helicoidal en el eje de flexión, debido a la oblicuidad del surco troclear a lo largo del que se mueve el cúbito y que ello genera un movimiento de varo-valgo y una laxitud axial durante la flexión del codo tiene un promedio de 3-4° (An & Morrey, 2000).

El eje de rotación en el movimiento de flexo-extensión se localiza en el centro de la tróclea y el capítulo humeral; está rotado internamente de 3 a 8° en relación al plano de los epicóndilos (An & Morrey, 2000; Antuña, 2005). En consecuencia, durante los movimientos de extensión el cúbito tiende a cierta pronación y en flexión a realizar una discreta supinación (Gray & Williams, 2001).

La extensión completa está limitada por la tensión de la cara anterior de la cápsula, los músculos flexores de la articulación y el choque del extremo del olécranon en la fosa olecraniana. La flexión, en cambio, se limita por la aposición de las partes blandas de la cara anterior del codo, por la tensión del tríceps y por la entrada del extremo de la apófisis coronoides y el reborde anterior de la cabeza de radio en las fosas coronoidea y radial del húmero respectivamente (Gray & Williams, 2001).

Ángulo de transporte del codo

Es el ángulo que se genera entre el eje mayor del cúbito y el eje mayor del húmero en posición de extensión completa y supinación (Antuña, 2005). Tiene una angulación promedio de 10-15° en hombres y es unos 5° mayor en mujeres (An & Morrey, 2018) ya que en esta situación el antebrazo diverge lateralmente. Este valgo fisiológico se debe a la falta de contacto del borde

troclear del cúbito con respecto al húmero distal y por la oblicuidad de la superficie articular de la apófisis coronoides, la cual no es perpendicular a la diáfisis del cúbito (Gray & Williams, 2001). Durante la flexión el ángulo disminuye, siendo prácticamente nulo en flexión completa, y durante la extensión se enmascara debido al movimiento simultáneo de pronación del antebrazo (Antuña, 2005; Gray & Williams, 2001).

Rotación del antebrazo

La articulación húmero-radial tiene un eje transversal que coincide con el eje cubito-humeral durante el movimiento de flexo-extensión.

El radio realiza movimientos de rotación alrededor del cúbito, y eso genera la prono-supinación del antebrazo. En general se considera que el eje longitudinal del antebrazo pasa a través del centro de la concavidad de la cabeza de radio y por la convexidad de la superficie articular de la cabeza del cúbito en la articulación radio-cubital distal, a nivel de la base de la fóvea. Por lo tanto el eje es oblicuo con respecto a los ejes longitudinales de los huesos del antebrazo y la rotación es independiente de la posición del codo (An & Morrey, 2000).

Se ha demostrado que se produce un movimiento de rotación externa axial del cúbito cuando se efectúa la supinación del antebrazo, mientras que con la pronación se produce un movimiento de rotación interna. Asimismo, se produce un movimiento de migración proximal del radio cuando se realiza la pronación (An & Morrey, 2000) y una migración distal al realizar la supinación (Antuña, 2005).

I.4.2: Estabilizadores dinámicos y estáticos

La estabilidad del codo viene principalmente determinada por la congruencia articular, la cápsula y los complejos ligamentosos lateral y medial, los cuales se consideran estabilizadores estáticos. La musculatura, en cambio, juega un papel estabilizador dinámico que igualmente contribuye a la estabilidad de la articulación pero en menor medida (Alcid *et al.*, 2004; Martin, 1958).

I.4.2.1: Estabilizadores estáticos

I.4.2.1.1: Cápsula articular y elementos ligamentosos

Según uno de los primeros estudios realizados para el análisis del comportamiento biomecánico del codo, en extensión, la cápsula anterior aporta el 70% de la contención total efectuada por los tejidos blandos frente a la distracción, mientras que el ligamento colateral medial es quien la asume a 90° de flexión (B. F. Morrey & An, 1985).

En extensión, las fuerzas en varo son contenidas fundamentalmente por las superficies articulares, por la cápsula y por el LCL, mientras que, en flexión, la estructura ósea de la articulación proporciona el 75% de la estabilidad frente al varo (B. F. Morrey & An, 1983) .

Las fuerzas en valgo en extensión son contenidas por el ligamento colateral medial, la cápsula y las superficies articulares por igual. En flexión, el ligamento colateral medial es quien asume el papel principal, concretamente su fascículo anterior (B. F. Morrey & An, 1983). Los estudios coinciden en que el fascículo anterior del ligamento colateral cubital es el principal estabilizador ante fuerzas en valgo (Morrey & An, 1985; Regan, Korinek, Morrey & An, 1991), mientras que el fascículo posterior actúa en los últimos grados de flexión.

Según el estudio realizado por Regan *et al.* (1991), cuando se fuerza el valgo partiendo desde la extensión hasta la flexión, el ligamento colateral cubital se tensiona. Concretamente, desde los 0° hasta los 85° de flexión el fascículo tensionado es el anterior, pero añade que a partir de los 55° de flexión también inicia el tensionado el fascículo posterior, el cual mantiene la tensión hasta el final de la flexión (Regan *et al.*, 1991). En cambio, Morrey & An (1985) demuestran que al seccionar el fascículo posterior no se incrementa la laxitud en valgo (B. F. Morrey & An, 1985).

Sin embargo, el papel de cada uno de los fascículos del LCL todavía es discutido y no está tan claro como el de los fascículos del ligamento colateral cubital. En este sentido algunos estudios biomecánicos del codo defienden que para que se produzca la llamada inestabilidad posterolateral de codo, sólo es necesario que se lesione el LCUL (O'Driscoll SW *et al.*, 1991); por el contrario, en la literatura encontramos autores que defienden que, para producirse esta inestabilidad, es necesaria la lesión de varios de los fascículos que componen el LCL (Dunning *et al.*, 2001; Imatani *et al.*, 1999; McAdams, Masters & Srivastava, 2005).

De entre los primeros artículos publicados que estudian el comportamiento biomecánico del codo haciendo especial hincapié en los ligamentos, Søjbjerg, Ovesen & Gundorf (1987), mediante lesiones secuenciales ligamentosas, concluyen que el LA es el principal estabilizador ante fuerzas en valgo y postero-laterales (Søjbjerg *et al.*, 1987). Este concepto perdura durante varios años hasta que en 1991 O'Driscoll *et al.* afirman que el LCUL es el principal fascículo del LCL que actúa contra las fuerzas postero-laterales. Se basa en los hallazgos intraoperatorios que se evidencian en los pacientes intervenidos de inestabilidad postero-lateral, en los que aprecia una lesión clara del LCUL.

A partir de entonces han ido apareciendo varios autores, que abogan por un trabajo simultáneo de varios de estos fascículos como estabilizadores de la articulación frente a la inestabilidad postero-lateral y las fuerzas en varo. En este sentido, existen diferentes teorías; hay autores que defienden un trabajo conjunto entre el LR y el LA junto con la musculatura extensora (Cohen & Hastings, 1997) sin llegar a contemplar la existencia del LCUL, mientras que otros afirman que esta contención la realizan conjuntamente el LR y el LCUL, ya que no existe una división clara entre ellos y que, por tanto actúan como un complejo ligamentoso real (Dunning *et al.*, 2001; Hackl *et al.*, 2016; Hannouche & Bégue, 1999; Olsen, Vaesel, *et al.*, 1996; Schnetzke *et al.*, 2018). Incluso existen publicaciones en las que no se estructura al LCL clásicamente, sino que se propugna una estructura en forma de Y formada por bandas, que no coinciden con los fascículos descritos tradicionalmente, y que trabajan de forma conjunta ante las diferentes fuerzas que puedan generar inestabilidad del codo (Seki *et al.*, 2002).

1.4.2.1.2: Elementos óseos

La congruencia articular en la región del codo es extremadamente marcada, por lo que esta articulación se considera propiamente estable. La cabeza del radio actúa como un estabilizador secundario ante fuerzas en valgo, pero también actúa de manera indirecta ante fuerzas en varo.

El cúbito, es el principal estabilizador ante fuerzas en valgo, concretamente el olécranon, que es capaz de resistir entre el 75%-85% de estas fuerzas (An & Morrey, 2000). La articulación del codo en extensión es incluso más estable al varo-valgo entre los 0-20° debido al encaje del extremo del olécranon en la fosa olecraniana (An & Morrey, 2000). La apófisis coronoides, en cambio, resiste a las fuerzas en varo, principalmente cuando existe una lesión del LCL así como

previene la luxación posterior del codo cuando ambos complejos están lesionados (An & Morrey, 2000).

En 1985 Morrey & An demuestran que el papel estabilizador de la cabeza de radio aumenta considerablemente cuando previamente ha existido una lesión del ligamento colateral cubital, convirtiéndose en este momento, en el principal elemento estabilizador ante fuerzas en valgo (B. F. Morrey & An, 1985). Asimismo, estos mismos autores afirman que, en extensión completa, la carga axial se distribuye en un 60% sobre la cabeza radial y el 40% sobre el olécranon, mientras que al realizar una flexión en un rango de los 0-30° aumenta la carga que recibe la cabeza radial y que incluso llega a aumentar al sumarle el movimiento de pronación.

1.4.2.2: Estabilizadores dinámicos

Los músculos bíceps, tríceps y braquial son estabilizadores importantes del codo debido a que son los que ejercen las mayores fuerzas compresivas sobre las superficies articulares durante su contracción (An & Morrey, 2000; Hackl *et al.*, 2016).

Los músculos flexo-pronadores aportan estabilidad ante fuerzas en valgo, más concretamente, el músculo flexor cubital del carpo (FCC) y el flexor superficial de los dedos (FDS), los cuales discurren anteriormente al fascículo anterior del ligamento colateral cubital.

En cambio, ante fuerzas en varo los músculos extenso-supinadores aportan estabilidad dinámica y también estática (Alcid *et al.*, 2004; Cohen & Hastings, 1997).

En 2016 Hackl *et al.*, destacan la importancia de los músculos ECC, supinador y el ancóneo como estabilizadores ante las fuerzas postero-laterales. Estos autores señalan como las fibras del músculo supinador, que se originan del LA, se tensan ante las fuerzas rotacionales postero-laterales aumentando esta tensión al realizar la pronación. Destaca al ECC como uno de los músculos más importantes contra las fuerzas en varo, ya que sus fibras que se originan en el epicóndilo también se fusionan con el LCL y discurren paralelas al LR (Hackl *et al.*, 2016). El músculo ancóneo también participa ante las fuerza postero-laterales, sus fibras son paralelas al LCUL a medida que se flexiona el codo y a la vez también se alargan durante este movimiento, por lo que se llega a considerar como un “LCL activo” (Badre, Axford, Banayan, Johnson & King, 2019; Hackl *et al.*, 2016).

I.4.3: Isometría del complejo ligamentoso lateral (LCL)

La isometría es un parámetro importante a tener en cuenta durante la reconstrucción de las lesiones del LCL del codo ya que proporciona una adecuada tensión durante todo el rango de movilidad de la articulación, evitando incongruencias y prolongando la integridad de la plastia tendinosa utilizada (Alaia *et al.*, 2015; Reichel, Milam, Sitton, Curry & Mehlhoff, 2013).

Morrey *et al.* estudiaron la longitud del LCL desde su origen hasta su inserción y constataron que se producen cambios de longitud durante la flexión (K.N. An & Morrey B.F., 2000). Trabajos recientes analizan la isometría del LCUL utilizando diferentes sistemas. Moritomo *et al.* estudiaron la isometría utilizando un modelo 3D sobre imágenes obtenidas por resonancia magnética y diferentes puntos de origen/inserción del ligamentos basados en la geometría ósea (Moritomo *et al.*, 2007).

En su estudio sugieren que, al contrario que el LR, el LCUL no es isométrico ya que se sus fibras se tensan durante la flexión de la articulación debido al mayor contacto con el cóndilo lateral lo cual genera un alargamiento de sus fibras (Fig. 12).

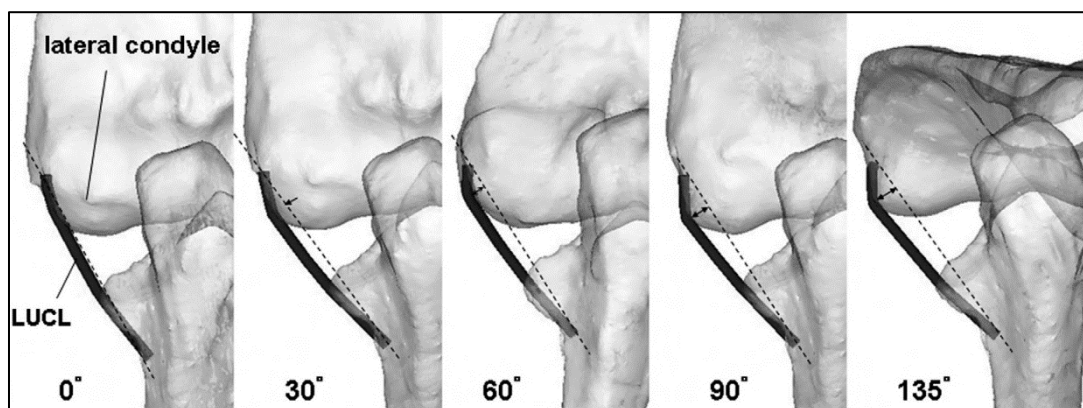


Figura 12. Trayecto típico del LCUL de un codo derecho desde una visión anterior durante la flexión en un caso representativo. El cúbito está fijado y el húmero se mueve; el radio no se visualiza en estas imágenes. A señalar que durante la flexión el trayecto del LCUL es desviado por el cóndilo lateral. Extraído de: Moritomo, B.,H. Murase, T., & Arimitsu, S. (2011). The in Vivo Isometric Point of the. Bone, 89(9), 2011–2017.

Basándose en el estudio de preparaciones anatómicas y con el objetivo de encontrar puntos isométricos del LCUL, otros autores ha pretendido mejorar los resultados obtenidos previamente

por Moritomo *et al.* En ninguna de estas publicaciones (Alaia *et al.*, 2015; Goren, Budoff & Hipp, 2010) se consigue encontrar puntos que otorguen una isometría real al LCUL, y por lo tanto, se concluye que este fascículo no es isométrico; recomiendan diferentes localizaciones para el anclaje del ligamento durante la realización de las técnicas quirúrgicas de reconstrucción que coinciden con lo publicado previamente por otros autores que describen el tratamiento en la cirugía reconstructiva del ligamento (An & Morrey, 2000; Nestor, O'Driscoll & Morrey, 1992), centrándose en el anclaje a nivel del húmero y de la cresta del músculo supinador.

En un reciente estudio mediante técnicas de reconstrucción por imagen 3D y sensores electromagnéticos se precisan las áreas de origen e inserción del LCUL (Fig. 13). Se objetiva que el centro del área de origen se localiza 10,7mm distal al epicóndilo lateral, 4,9mm posterior al centro del origen del LR y 8,2mm proximal al margen articular del capítulo humeral. Tras realizar valoraciones de la distancia entre los puntos de origen e inserción a 0° y 90° de flexión, se determina un alargamiento de este fascículo de 2,8mm, coincidiendo también con el concepto de la falta de isometría tal como se había publicado previamente (Camp *et al.*, 2019).

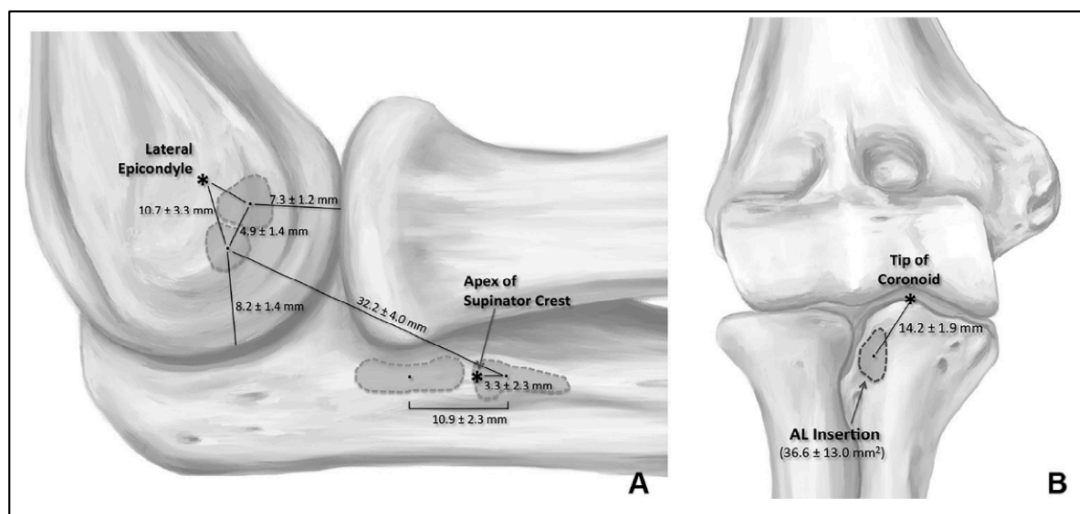


Figura 13. Distancia entre el centro de la huella del LCUL y los puntos de referencia claves en el aspecto lateral (A) y anterior (B) del codo. AL: Ligamento anular. Extraído de: Camp, C. L., Fu, M., Jahandar, H., Desai, V. S., Sinatro, A. M., Altchek, D. W., & Dines, J. S. (2019). The lateral collateral ligament complex of the elbow: quantitative anatomic analysis of the lateral ulnar collateral, radial collateral, and annular ligaments. Journal of Shoulder and Elbow Surgery, 28(4), 665–670.

I.5: Inestabilidad del codo

I.5.1: Definición y clasificación de inestabilidad.

La inestabilidad de codo es una entidad que no es infrecuente, aunque en el pasado ha sido infravalorada debido en gran medida a la compleja biomecánica de esta articulación y a la dificultad diagnóstica en casos con clínica poco manifiesta.

El concepto de estabilidad comporta que la alineación de la articulación se mantiene durante todo el rango de movilidad de ésta, independientemente de las fuerzas fisiológicas que pueda soportar. En cambio, la luxación o subluxación puede ser o una condición estática en la que se pierde la congruencia articular o bien una condición dinámica en la que, debido al movimiento o el estrés mecánico, la articulación pierde su congruencia inicial (Marinelli, Guerra & Rotini, 2016).

Con la, cada vez mayor, comprensión de la biomecánica de la articulación del codo, hoy en día se reconoce que la inestabilidad abarca un amplio espectro de formas; desde lesiones agudas que evolucionan favorablemente en pocos días, pasando por las lesiones crónicas que son bien toleradas a por último, las lesiones que generan una gran incapacidad y que comportan un mal pronóstico.

La etiología, en la mayoría de los casos, es secundaria a un traumatismo que conlleva una luxación o una fractura-luxación. Concretamente, en los casos donde el diagnóstico es de inestabilidad crónica, la causa suele ser un traumatismo que no ha recibido un correcto tratamiento y por lo tanto su curación ha sido insatisfactoria. Entre otras causas que justifiquen este tipo de inestabilidad se encuentran: lesiones que han pasado desapercibidas, estrés repetido, múltiples infiltraciones de corticoides, cirugías previas sobre el compartimento lateral del codo, secuelas de traumatismos pediátricos, anomalías congénitas, secuelas de infecciones y enfermedades reumatológicas/neurológicas (Conti, Caekebeke & Van Riet, 2016; Marinelli *et al.*, 2016).

Todavía hoy en día es difícil describir una clasificación que sea reproducible y fiable debido a la heterogeneidad de la clínica, las diferentes combinaciones de estabilizadores afectados y las diferentes etiologías. En este sentido, desde el siglo XX hasta la época actual, ha habido varios

autores que han desarrollado varias clasificaciones para la inestabilidad del codo (Hildebrand *et al.*, 1999; Morrey, 1996; O'Driscoll, 2000; Ring & Jupiter, 1998).

En el 2000, O'Driscoll propone cinco parámetros (Tabla 2) a tener en cuenta para poder clasificar la inestabilidad de codo: tiempo de evolución, articulaciones afectadas, dirección del desplazamiento, grado y fracturas asociadas (O'Driscoll, 2000).

Tabla 2. Parámetros a tener en cuenta para clasificar la inestabilidad de codo. Extraído de: O'Driscoll (2000). Recurrent Instability of the elbow. *Clinical orthopaedics and related research*, 370: 34-43

Parámetros a considerar en la clasificación de la inestabilidad de codo	
Tiempo de evolución	Aguda, crónica, recurrente
Articulaciones afectadas	Radio-cúbito/humeral o Radio-cubital proximal
Dirección	Valgo, varo, anterior, postero-lateral
Grado desplazamiento	Subluxación, luxación, acabalgada
Fracturas asociadas	Cabeza radial, coronoides, olécranon, húmero distal

En el año 2014 Rotini propuso una de las últimas clasificaciones para la inestabilidad, separando los conceptos de luxación e inestabilidad (Rotini, 2014) basándose en tres parámetros principales: los estabilizadores afectados (simple/complejo), la dirección y el mecanismo de inestabilidad o luxación (Tabla 3).

Tabla 3. Clasificación de la inestabilidad y la luxación de codo como entidades distintas. Extraída de: Rotini R. (2014). An overview about elbow instability. *Musculoskelet Surg*, 98 (Suppl. 1): S1-S3

Luxación de codo			
Con o sin fractura	Inestabilidad simple	Inestabilidad compleja	
	Posterior	Anterior	Divergente
Dirección y mecanismo	Postero-lateral		
	Postero-medial		
	Posterior pura		
Tiempo de evolución	Aguda	Crónica	Recurrente
	Reducción estable	Desapercibida	
	Reducción inestable	Tratamiento inadecuado	
	Irreductible		
Inestabilidad de codo			
Con o sin fractura	Inestabilidad simple	Inestabilidad compleja	
	Postero-lateral	Estrés en valgo	
Dirección y mecanismo	Post-traumático	Post-traumático	
	Sobreuso	Sobreuso	
Tiempo de evolución	Agudo	Crónico	
	Post-traumático	Post-traumático	
		Sobreuso	

Por otro lado, según Marinelli *et al* (2016)., las formas de inestabilidad/luxación se pueden subdividir en 3 grupos: No reducidas-inestables (NR-I), reducidas-inestables (R-I), no reducidas-no reductibles (NR-NR). Para poder establecer su clasificación tiene en cuenta: los estabilizadores afectados, el tiempo de evolución, el grado de luxación, la etiología, las articulaciones afectadas y el mecanismo de producción de la luxación/inestabilidad (Marinelli *et al.*, 2016).

En base a los grupos y parámetros mencionados dicho autor plantea este esquema para clasificar la inestabilidad (Fig. 14):

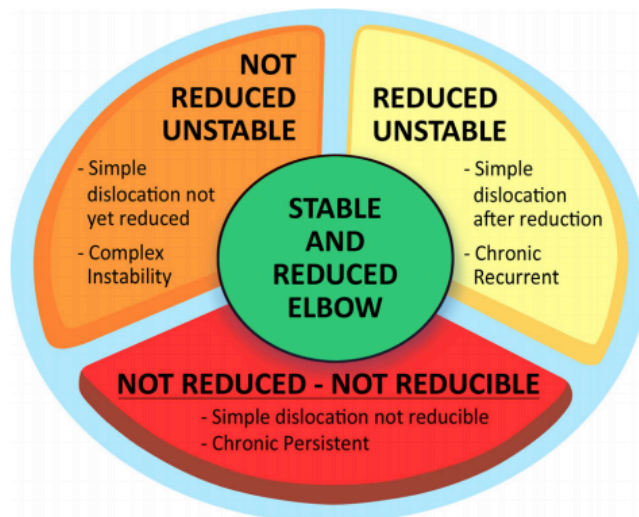


Figura 14. Clasificación de la inestabilidad de codo basada en el examen clínico y radiológico. Extraído de: Marinelli, A., Guerra, E., & Rotini, R. (2016). Elbow instability: Are we able to classify it? Review of the literature and proposal of an all-inclusive classification system. *Musculoskeletal Surgery*, 100 (Suppl.1): S61-S71

I.5.2: Inestabilidad postero-lateral

La inestabilidad postero-lateral fue descrita por primera vez en el año 1991. Representa el patrón más común de inestabilidad de codo y se debe a una insuficiencia/desinserción de los estabilizadores laterales del codo lo cuál permite que se produzca una subluxación rotatoria externa del cúbito en la que la apófisis coronoides pasa inferiormente a la tróclea y, secundariamente, la luxación húmero-radial (O'Driscoll *et al.*, 1991), donde se produce un movimiento de traslación posterior del radio en relación al capítulo humeral (Fig 15). La articulación radio-cubital proximal típicamente se ha considerado intacta debido a que es controlada por el LA (McAdams *et al.*, 2005; O'Driscoll *et al.*, 1991; Reichel *et al.*, 2013).

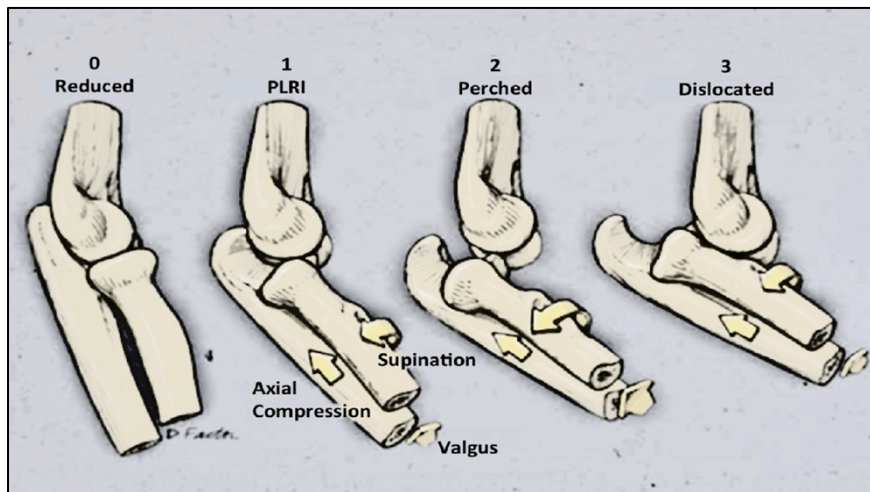


Figura 15. Secuencia de inestabilidad desde la subluxación hasta la luxación completa. Extraído de: O'Driscoll SW, Bell DF, & Morrey BF. (1991). Posterolateral rotatory instability of the elbow. *J Bone Joint Surg Am*, 73 (3): 440–446.

I.5.3: Etiopatogenia de la inestabilidad postero-lateral

La dirección del desplazamiento más frecuente en la luxación de codo es la posterior, más concretamente la dirección postero-lateral, la cuál se produce debido a una compresión axial combinada con fuerzas en valgo y supinación sobre la extremidad afecta, comportando una lesión gradual de las estructuras capsulo-ligamentosas desde la región lateral a medial en círculo en una secuencia que se ha dividido en tres fases, y que viene representada por un esquema conocido como círculo de Horii (Fig. 16), que avanza desde la inestabilidad a la luxación completa de la articulación (Hildebrand *et al.*, 1999; Josefsson, Johnell & Wendeberg, 1987; O'Driscoll *et al.*, 1991).

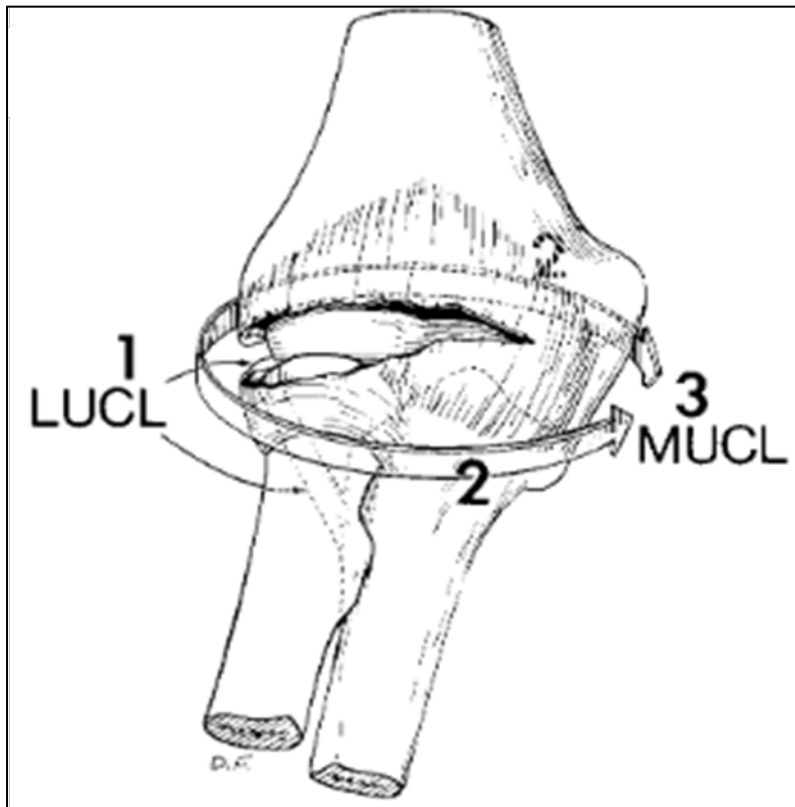


Figura 16. Progresión de la lesión de partes blandas en la inestabilidad de codo que se corresponde con los estadios de I a III según O'Driscoll. Extraído de: O'Driscoll SW, Bell DF, Morrey BF (1991). Posterolateral rotatory instability of the elbow. *J Bone Joint Surg Am*, 73 (3): 440–6

Estadio I (Fig. 17): Se produce la ruptura del LCUL (el resto del complejo puede estar intacto o desgarrado). Produce la inestabilidad postero-lateral propiamente dicha, que se puede reducir espontáneamente (Marinelli *et al.*, 2016).

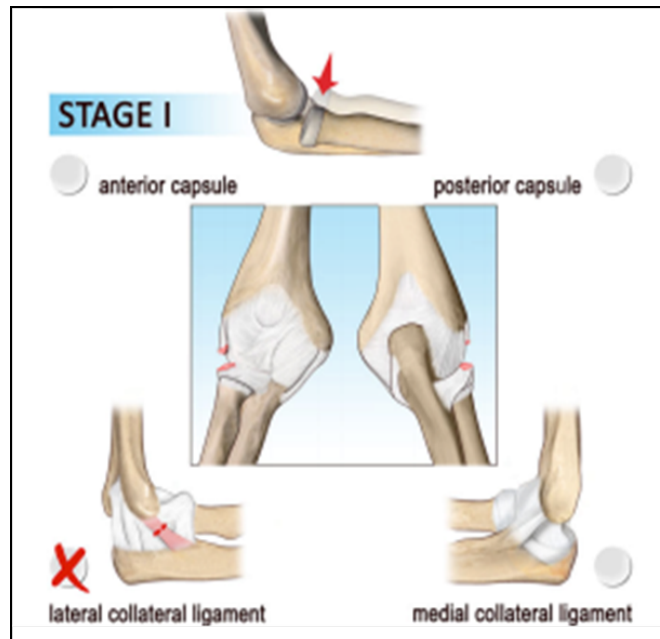


Figura 17. Estadio I. Según lesión de partes blandas en la secuencia de progresión de la inestabilidad de codo. Extraído de: Marinelli A, Guerra E, Rotini R (2016). Elbow instability: Are we able to classify it? Review of the literature and proposal of an all-inclusive classification system. *Musculoskelet Surg*, 100 (Suppl. 1): S61-S71

Estadio II (Fig. 18): la lesión sobre las estructuras capsulo-ligamentosas continúa y se produce la lesión capsular anterior y posterior. Se produce la subluxación de la coronoides la cual se mantiene justo por debajo de la región troclear. En ese momento ya se puede describir como una luxación postero-lateral (Marinelli *et al.*, 2016).

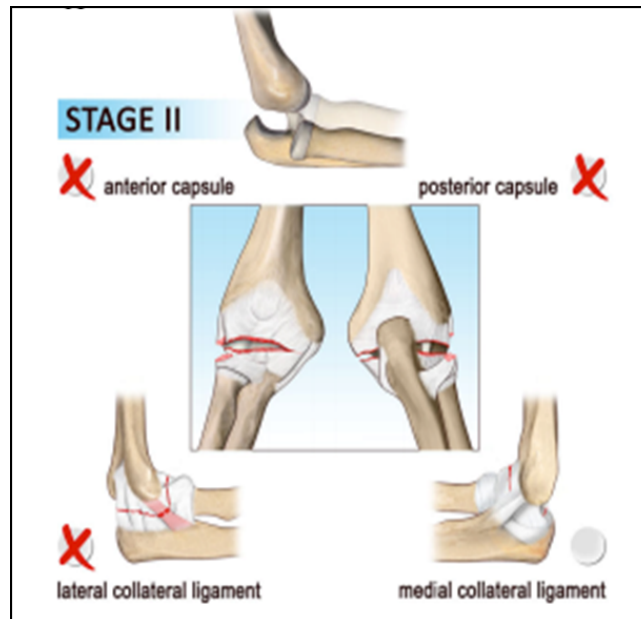


Figura 18. Estadio II. Según lesión de partes blandas en la secuencia de progresión de la inestabilidad de codo. Extraído de: Marinelli A, Guerra E, Rotini R (2016). Elbow instability: Are we able to classify it? Review of the literature and proposal of an all-inclusive classification system. *Musculoskelet Surg*, 100 (Suppl. 1): S61-S71

Estadio III (Fig. 19): La luxación es completa y la apófisis coronoides pasa a colocarse posterior al húmero (Cheung, 2008; O'Driscoll *et al.*, 1991). Este estadio se ha subdividido en 3 fases más, las cuales son dependientes de la progresión de la fuerza deformante (Mehta & Bain, 2004).

Fase IIIa: Se produce la ruptura de todas las partes blandas alrededor del ligamento colateral medial incluyendo su banda posterior, mientras que la banda anterior y el resto de los orígenes tendinosos y musculares permanece intacto. En esta fase, al realizar la reducción de la luxación el codo es estable a las fuerzas de estrés valguizantes (Reichel *et al.*, 2013).

Fase IIIb: Se añade la ruptura de la banda anterior del ligamento colateral medial, por lo que el codo se convierte en inestable al provocar fuerzas valguizantes (Reichel *et al.*, 2013). La articulación puede ser estable a 30-45° de flexión (Mehta & Bain, 2004).

Fase IIIc: Todas las estructuras músculo-tendinosas y cápsulo-ligamentosas están lesionadas. La articulación puede llegar a ser inestable incluso a 90° de flexión tras la inmovilización (Reichel *et al.*, 2013).

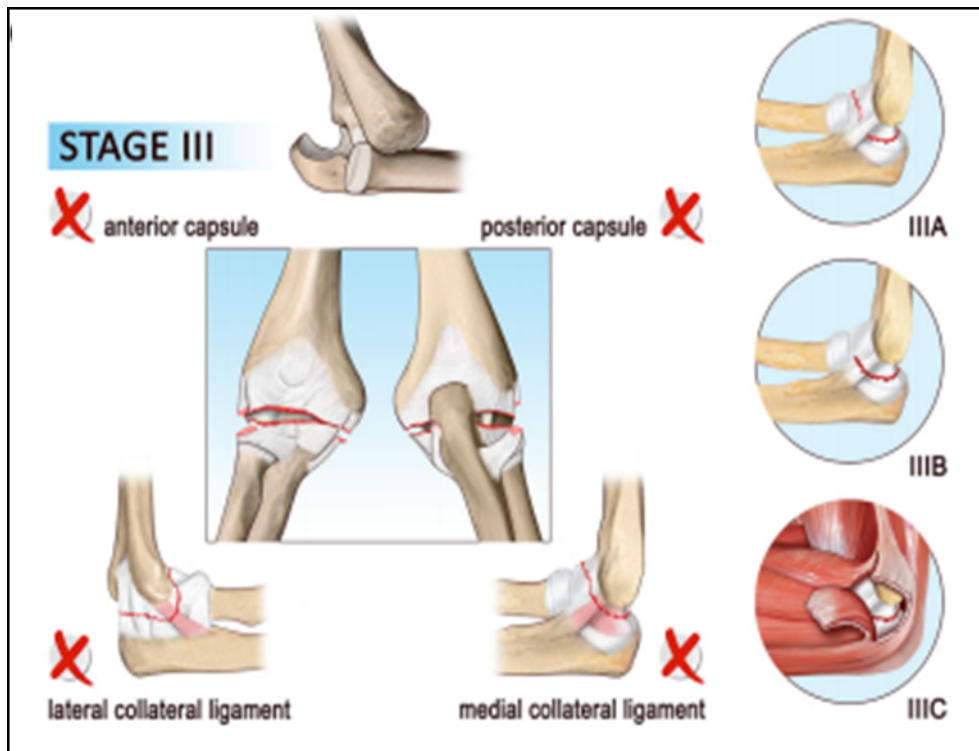


Figura 19. Estadio III. Según lesión de partes blandas en la secuencia de progresión de la inestabilidad de codo. Extraído de: Marinelli A, Guerra E, Rotini R (2016). Elbow instability: Are we able to classify it? Review of the literature and proposal of an all-inclusive classification system. *Musculoskelet Surg*, 100 (Suppl. 1): S61-S71

Recientemente han surgido autores que tras estudiar los mecanismos de producción de la luxación posterior de codo, postulan que ocasionalmente la secuencia de afectación capsulo-ligamentosa puede darse en dirección contraria, desde medial hasta lateral en relación a la combinación de fuerza axial y valgo (Rhyou & Kim, 2012; Schreiber, Potter, Warren, Hotchkiss & Daluiski, 2014).

I.5.4 Mecanismo de producción de la inestabilidad postero-lateral

La causa típicamente es secundaria a una luxación de codo que se ha reducido espontáneamente o de forma cerrada, pero también por traumatismos que han pasado desapercibidos o que han recibido un tratamiento incorrecto (Fig. 20). En la mayoría de estos casos se combinan el brazo semiflexionado, la compresión axial, la rotación externa y el valgo. Teniendo en cuenta este mecanismo, se genera una fuerza valguizante, debido a que el eje mecánico pasa a través de la parte externa de la articulación, lo que provoca que el cuerpo

cuando cae, rote internamente sobre el codo lo cual, secundariamente, genera una fuerza en rotación externa del antebrazo (Mehta & Bain, 2004).

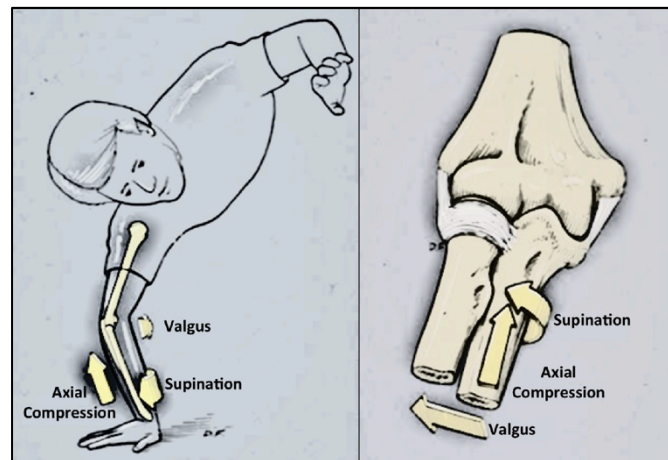


Figura 20. Mecanismo producción inestabilidad postero-lateral. Extraído de: Mehta JA, Bain GI. Posterolateral rotatory instability of the elbow (2004). J Am Acad Orthop Surg, 12 (6): 405-415

Paralelamente y en mucha menor medida, como han descrito algunos autores, el mecanismo de producción puede ser debido a fuerzas en varo con el brazo en extensión (Cohen & Roderick, 2001).

En la literatura también se han descrito casos secundarios a una lesión yatrogénica, por ejemplo, en casos de cirugías de epicondilitis o abordajes quirúrgicos (Kocher-Langembeck o Boyd), cúbito-varo secundario a la mala-uni3n de fracturas de húmero distal en la infancia, o por una sobrecarga continuada en varo que provoque una insuficiencia del complejo ligamentoso lateral o de la musculatura epicondílea que envuelve la articulaci3n y que actúa como estabilizador secundario del codo (Conti *et al.*, 2016; O'Driscoll, 2000; Reichel *et al.*, 2013).

I.5.5: Diagn3stico clínic3 de la inestabilidad postero-lateral

La clínica de los pacientes con inestabilidad postero-lateral habitualmente aparece tras un traumatismo que, en la mayoría de las ocasiones, ha supuesto una luxaci3n de codo que, tras haberse tratado, se suele acompañar de síntomas mecánicos (crepitaci3n, bloqueos...) o inestabilidad. En otras ocasiones, el paciente suele referir dolor sobre la regi3n lateral del codo

sin síntomas mecánicos acompañantes (Reichel *et al.*, 2013). En estos casos la causa inicial puede deberse al tratamiento conservador de la epicondilitis (infiltraciones) o bien al tratamiento quirúrgico realizado (Camp, Smith & O'Driscoll, 2017a).

La inestabilidad postero-lateral puede aparecer de forma tardía en pacientes que presentan una alteración de la mecánica del codo secundaria a una mala-uni3n de una fractura supracondílea en la infancia o a una hipoplasia/displasia de la ap3fisis coronoides (Camp *et al.*, 2017a), como ya se ha comentado previamente.

Los sntomas pueden ser claros o muy inespecíficos y variables. Abarcan dolor, sensaci3n de bloqueo, resortes, *clicks* o episodios de luxaci3n recidivante, que suelen incrementarse con actividades que suponen mantener el brazo en supinaci3n, extensi3n y resistencia a fuerzas en valgo (Alaia *et al.*, 2015; Camp *et al.*, 2017a).

Para establecer el diagn3stico, debe existir una historia de inestabilidad, dolor en la regi3n lateral y un examen clnico positivo (Conti *et al.*, 2016). Debido a que confirmar la inestabilidad postero-lateral puede ser difcil se han descrito diversas pruebas de provocaci3n en el examen clnico 3tiles para poder tener un mejor diagn3stico de sospecha:

Pivot-Shift:

Se describi3 por primera vez en 1991 y hasta hace pocos a3os se ha considerado una prueba *gold-standard* para el diagn3stico (O'Driscoll *et al.*, 1991).

Es preferible realizarla bajo sedaci3n para evitar la defensa del paciente al realizar la maniobra. El paciente se coloca en dec3bito supino y el examinador se encuentra por detr3s de la cabeza cogiendo el antebrazo. La maniobra se inicia desde la extensi3n completa manteniendo el brazo en supinaci3n y progresivamente se inicia la flexi3n aplicando fuerzas en valgo conjuntamente con una compresi3n axial de la articulaci3n, con lo cual se provoca un movimiento de rotaci3n externa del c3bito con respecto al h3mero y secundariamente un movimiento de translaci3n posterior del radio sobre el cap3tulo humeral que puede acabar en subluxaci3n (Fig. 21a y Fig. 21b). Este desplazamiento resulta m3ximo a unos 40° de flexi3n aproximadamente y se puede visualizar el hundimiento de la regi3n en la que deber3a estar la cabeza radial, siendo en este momento cuando se considera que esta maniobra es positiva. Si se contin3a realizando la

flexión se consigue reducir de nuevo la articulación y es cuando el paciente refiere aprehensión (caracterizada por el miedo del paciente al movimiento anormal de la articulación).

Este test se considera altamente específico pero tiene poca sensibilidad en el paciente despierto (Conti *et al.*, 2016).

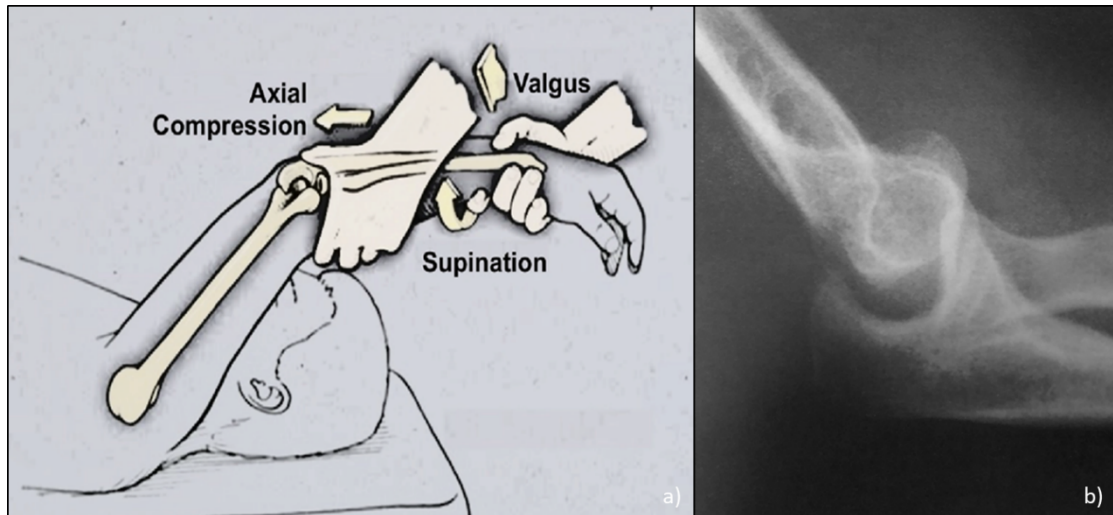


Figura 21. a) Maniobra pivot shift. b). Imagen radiológica de la maniobra del Pivot shift. Traslación posterior cabeza radial con respecto a capítulo humeral e incongruencia húmero-cubital. Extraído de: Mehta JA, Bain GI. Posterolateral rotatory instability of the elbow (2004). J Am Acad Orthop Surg, 12 (6): 405-415

Drawer Test:

El paciente se coloca en decúbito supino con el brazo por encima de su cabeza y el examinador de pie por detrás la cabeza del paciente. Con el paciente relajado se generan fuerzas en dirección postero-lateral sobre la cabeza del radio mientras el húmero se mantiene bloqueado (Fig. 22). Se considera positivo si existe un movimiento de traslación posterior del radio con respecto al húmero cuando se realiza una presión externa en la cabeza radial en un rango de flexión de entre 20° y 40° (Conti *et al.*, 2016). Actualmente se considera el test más fiable para realizar tanto con el paciente despierto como sedado (Camp, Smith & O'Driscoll, 2017b).

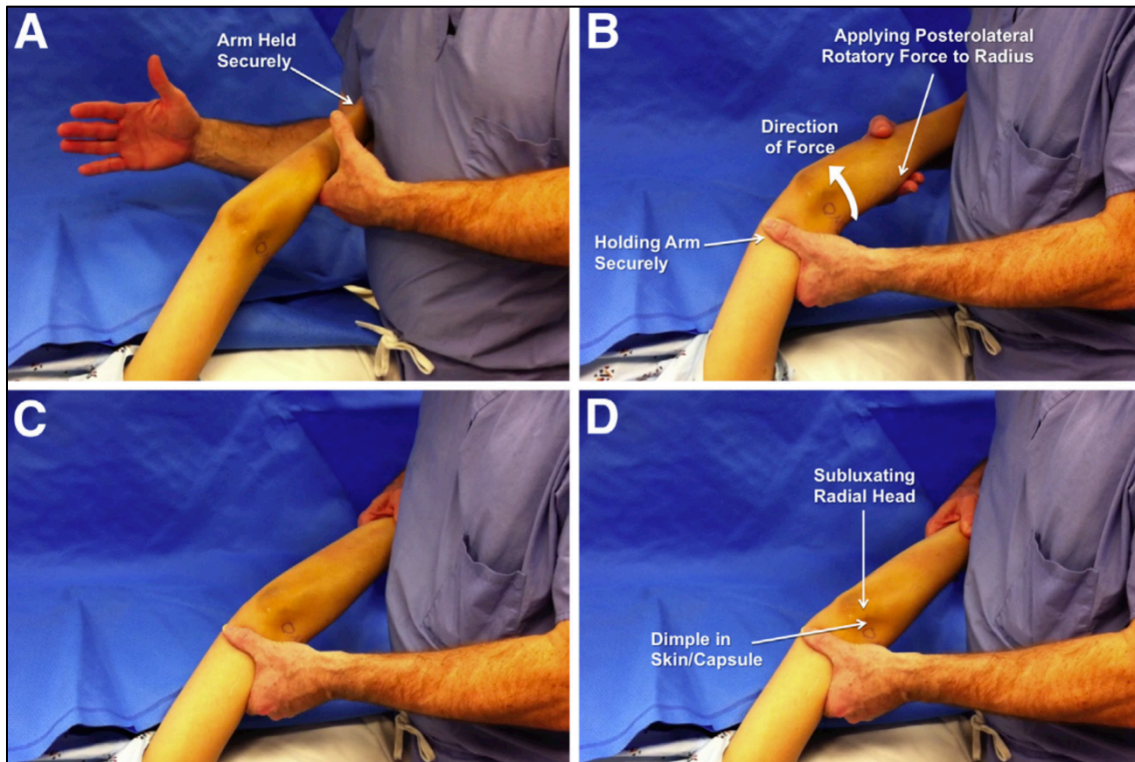


Figura 22. Secuencia para realizar el Drawer Test. Extraído de: Camp CL, Smith J, O'Driscoll SW. Posterolateral rotatory instability of the elbow (2017). Part I: mechanism of injury and the posterolateral rotatory Drawer Test. *Arthrosc Tech*, 6 (2): e401-e405.

Prone push-up

Esta maniobra supone que el antebrazo se mantiene en supinación con una flexión de 90° de la articulación y los brazos abducidos mientras se realiza una compresión axial (Fig. 23). Se considera positiva cuando el paciente no puede extender el codo porque tiene dolor (Conti *et al.*, 2016).



Figura 23. Prone push-up test. Extraído de: Karbach, L. E., & Elfar, J. (2017). Elbow Instability: Anatomy, Biomechanics, Diagnostic Maneuvers, and Testing. *Journal of Hand Surgery*, 42, 118–126.

Chair y Tabletop relocation test (Fig. 24)

Consta de 3 partes. En primer lugar el paciente se inclina sobre una mesa o una silla y soporta su peso sobre el antebrazo en supinación manteniendo la articulación en extensión. En segundo lugar inicia una flexión progresiva. Se considera positivo cuando el paciente refiere dolor y aprehensión alrededor de los 40° de flexión (Conti *et al.*, 2016). Finalmente, en tercer lugar, y mientras el paciente vuelve a realizar la flexión, el examinador mantiene la cabeza radial en su lugar con ayuda de su pulgar, situación en la que el paciente no refiere dolor ni aprehensión (Reichel *et al.*, 2013).

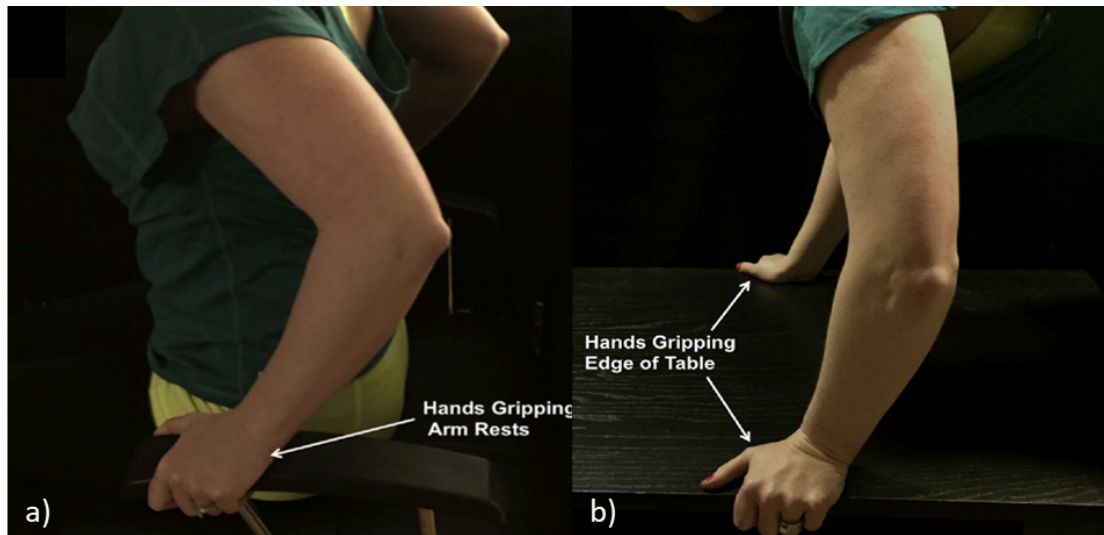


Figura 24. a) Chair push-up test b) Tabletop relocation test. Extraído de: Camp, C. L., Smith, J., & O'Driscoll, S.W. (2017b). Posterolateral Rotatory Instability of the Elbow: Part II. Supplementary Examination and Dynamic Imaging Techniques. *Arthroscopy Techniques*, 6 (2), e407–e411.

I.5.6: Pruebas de imagen para el diagnóstico de la inestabilidad de codo

El diagnóstico de la inestabilidad postero-lateral es fundamentalmente clínico. Sin embargo el uso de pruebas complementarias de imagen puede ser útil para confirmar el diagnóstico de sospecha.

Radiología convencional

Las proyecciones estáticas, en la mayoría de las ocasiones no permiten identificar signos que confirmen el diagnóstico en la fase aguda, en cambio, sí que permiten ver cambios post-traumáticos subagudos o crónicos en relación a la inestabilidad residual tras el traumatismo. Es necesario disponer de una imagen antero-posterior del codo y un perfil lo más estricto posible.

En algunos casos, se pueden evidenciar calcificaciones del ligamento, subluxación de la articulación húmero-radial y húmero-cubital o fracturas asociadas (Fig. 25).

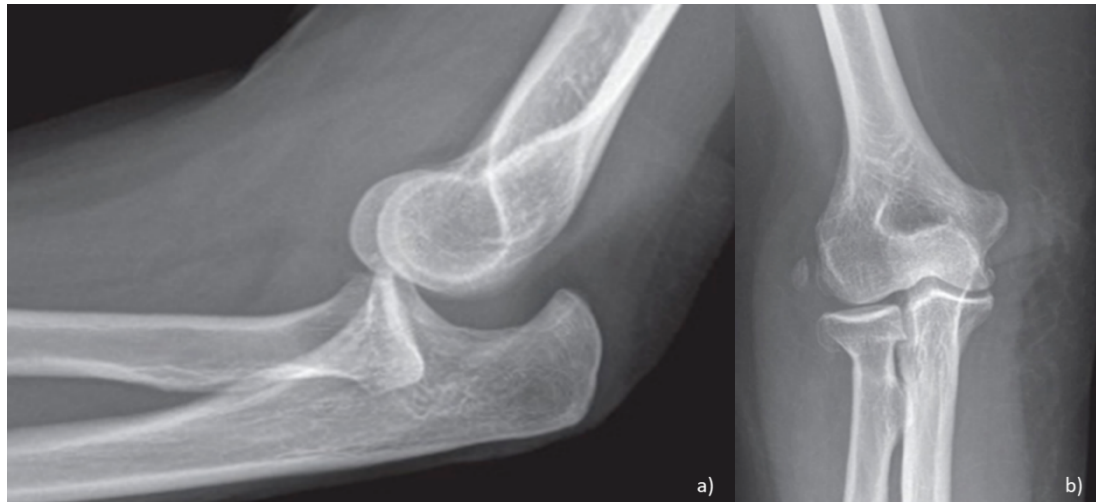


Figura 25. a) Imagen radiológica de la inestabilidad articular. Se evidencia la falta de congruencia articular en la proyección lateral del codo. b) Calcificaciones en la región correspondiente al complejo ligamentoso lateral indicativas de una lesión crónica.

Las radiografías dinámicas son una herramienta útil para el diagnóstico. Mediante las proyecciones antero-posterior y lateral al realizar las maniobras de provocación (Pivot shift, Drawer test) se puede evidenciar una incorrecta alineación de la articulación húmero-cubital y/o una superposición de la cabeza radial con respecto al capítulo humeral.

Ecografía

Es una técnica ampliamente usada y de bajo coste y puede considerarse una alternativa a la resonancia ya que es de más fácil acceso, permite realizar una exploración dinámica y es más económica.

Se han publicado estudios (Gondim *et al.*, 2011; Stewart *et al.*, 2009) en los que se consigue identificar el ligamento y sus características ecogénicas tanto en cadáver como en el sujeto vivo (Fig. 26).

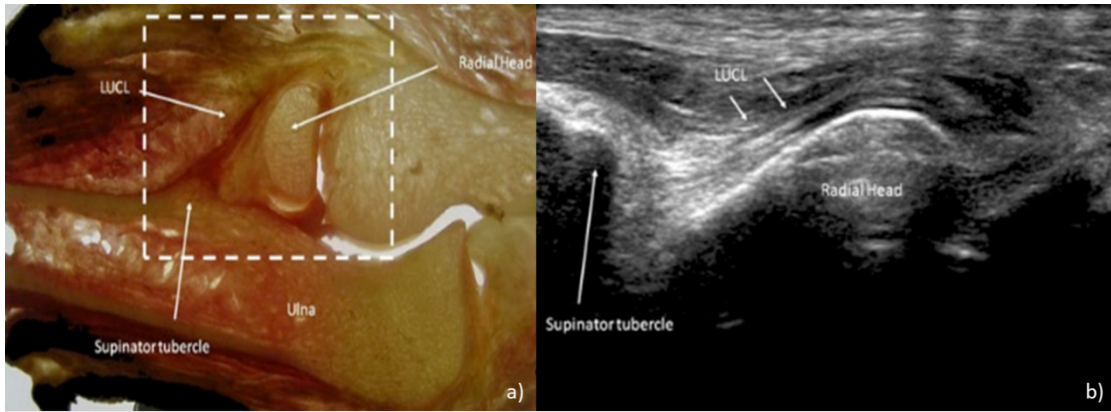


Figura 26. a) Corte anatómico en plano coronal oblicuo para correlacionar con imagen ecográfica. b) Identificación por ECO del LCUL. Extraído de: Gondim P., Omouni P., Trudell D. et al (2011). Ultrasound assessment of the lateral collateral ligamentous complex of the elbow: Imaging aspects in cadavers and normal volunteers. *European Radiology*, 21 (7):1492-8.

Se establece que la posición del codo para obtener una mejor visualización del LCUL suele ser en una flexión de 90-100°, aunque los autores discrepan entre sí al considerar si la flexión influye en la mejor visualización del fascículo, que es cuando mejor se distingue de la musculatura extensora adyacente (Stewart *et al.*, 2009).

La identificación y la separación de las estructuras músculo-ligamentosas es extremadamente complicada tanto en la región proximal como en la distal (Fig. 27).

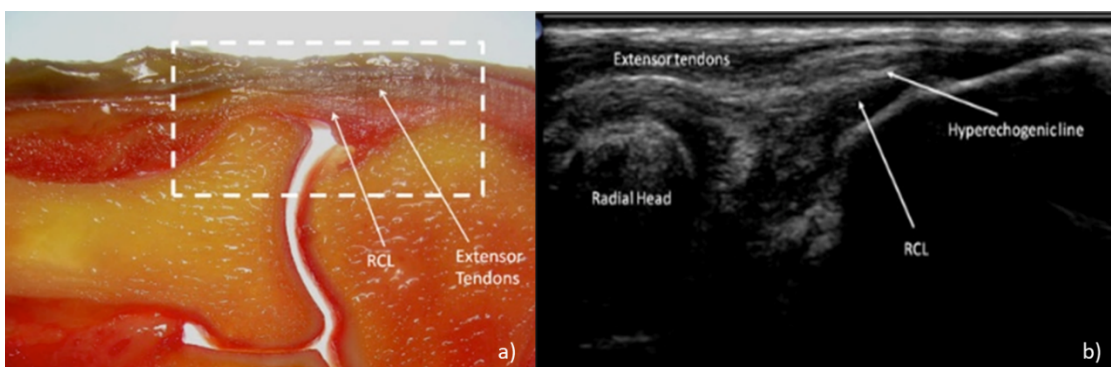


Figura 27. a) Corte anatómico en plano coronal para correlacionar con imagen ecográfica. b) Identificación por ECO del LCUL. Extraído de: Gondim P., Omouni P., Trudell D. et al (2011). Ultrasound assessment of the lateral collateral ligamentous complex of the elbow: Imaging aspects in cadavers and normal volunteers. *European Radiology*, 21 (7):1492-8.

Resonancia Magnética Nuclear (RMN)

Aunque la resonancia es una técnica que permite la visualización detallada de las estructuras cápsulo-músculo-ligamentosas, la correcta identificación del LCUL es difícil, y como demuestra la literatura, la visualización de las lesiones en este fascículo son complejas de detallar, dependiendo de la zona en la que se hayan producido.

En 1997, Potter *et al.* fueron de los primeros autores en describir la morfología del LCUL utilizando la resonancia magnética (G. Potter et al., 1997). En su descripción lo define como una estructura hipointensa con origen en el epicóndilo lateral y que se dirige hacia el cúbito proximal, lo cual concuerda con lo publicado en estudios más recientes (Carrino *et al.*, 2001; Cotten *et al.*, 2014; Terada, Yamada & Toyama, 2004).

En 2014, Cotten *et al.* realizaron un estudio sobre cadáver para poder determinar cuál era el mejor plano de corte, con el objetivo de poder obtener la mejor visualización posible de los ligamentos del codo (Cotten *et al.*, 2014). El plano coronal oblicuo paralelo a los epicóndilos, con 20° de inclinación posterior con respecto a la diáfisis humeral y el codo en extensión, o bien, siguiendo el eje de la diáfisis humeral con el codo en una leve flexión entre 20-30° son los que aportan una mejor visualización del trayecto del LCUL (Fig. 28), mientras que los planos sagital y axial no se consideran relevantes para diferenciar al ligamento colateral cubital, al LR ni al LCUL.

Algunos autores en su estudio, sólo identifican al LCUL en el 50% de los sujetos estudiados, poniendo en duda la utilidad de la RMN para identificar este fascículo y, por lo tanto, las posibles lesiones que se puedan producir en él (Terada *et al.*, 2004).

En cambio, otros autores, tras valorar diferentes secuencias en la RMN, identifican lesiones provocadas en el LCUL en el 100% de los especímenes (Carrino *et al.*, 2001) y aconsejan el uso de la artroRMN o de secuencias intermedias fast Spin Echo, para confirmar el diagnóstico en el caso de la inestabilidad postero-lateral.

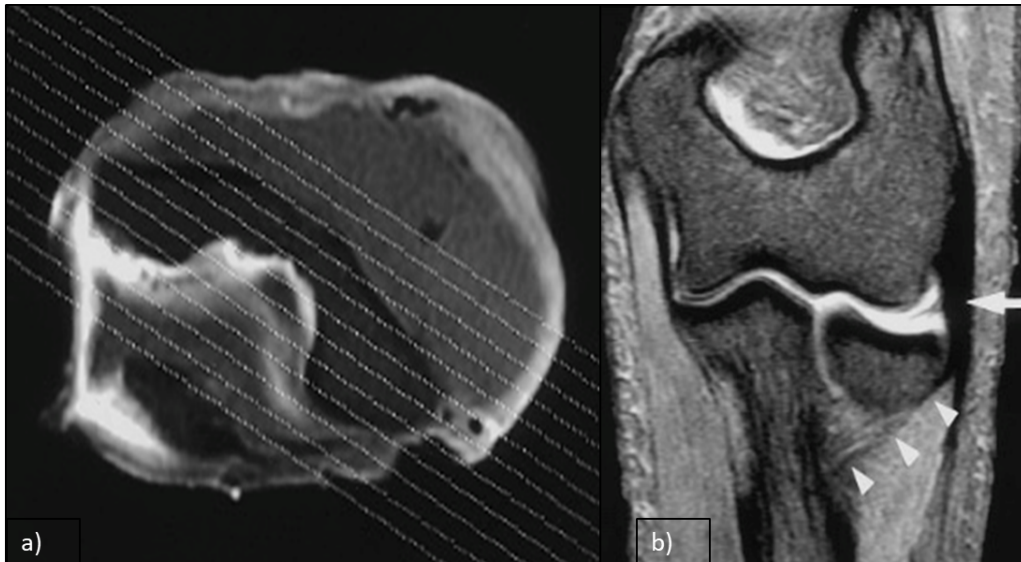


Figura 28. a) Dirección del corte sobre una imagen axial por resonancia. b) Cortes coronales recomendados para visualización del LCUL. Extraído de: Cotten A, Jacobson J, Brossmann J et al (1997). Collateral ligaments of the elbow: conventional MR imaging and MR arthrography with coronal oblique plane and elbow flexion. *Radiology*, 204 (3): 806-12

En 2015 Hackl *et al.* proponen diferentes criterios objetivables por resonancia magnética para el diagnóstico la inestabilidad postero-lateral analizando la incongruencia de las articulaciones húmero-cubital y húmero-radial como signos indirectos de esta patología. Establece diferentes referencias anatómicas óseas en planos sagitales y coronales y concluyen que la traslación posterior de la cabeza radial más de 1.2mm y la incongruencia de la articulación húmero-cubital de más de 0,7mm podrían ser signos indirectos que confirmen la inestabilidad postero-lateral crónica (Hackl *et al.*, 2015).

1.5.7: Tratamiento de la inestabilidad postero-lateral del codo

En los casos de inestabilidad postero-lateral, para plantear las opciones de tratamiento, en primer lugar es importante conocer la cronicidad, ya que en los casos donde la lesión sea aguda el tratamiento de elección consistirá en la reparación ligamentosa, mientras que en los casos crónicos el tratamiento se basará en la reconstrucción ligamentosa con injerto tendinoso.

Basándose en la teoría de O'Driscoll *et al.*, en la que se otorgaba el principal papel al LCUL como causante de la inestabilidad postero-lateral al lesionarse (O'Driscoll *et al.*, 1991), los

tratamientos que han aparecido, han dirigido su objetivo a restaurar este fascículo, a pesar de que otros autores, tras realizar diferentes estudios biomecánicos han puesto en duda que realmente este fascículo sea el único causante de esta patología (Dunning et al., 2001; Hackl et al., 2016; McAdams et al., 2005; Olsen, Vaesel, et al., 1996; Søjbjerg et al., 1987). En ese sentido, cabe destacar que, a pesar de que la inestabilidad postero-lateral pueda estar ocasionada por la lesión simultánea de varios de los componentes del complejo ligamentoso lateral, estudios en los que se evaluaba el resultado de la reconstrucción aislada del LCUL han obtenido buenos resultados en cuanto a la recuperación de la inestabilidad en varo y postero-lateral tras realizar el tratamiento quirúrgico (Anakwenze, Kwon, O'Donnell, Levine & Ahmad, 2014; King, Dunning, Zarzour, Patterson & Johnson, 2002).

A pesar de esto, un metaanálisis publicado en 2014 determinó que en un 8% de casos persistía la inestabilidad a pesar de la reparación del LCUL (Anakwenze *et al.*, 2014) por lo que comenzaron a surgir dudas en cuanto a si el tratamiento convencional realizado únicamente sobre el LCUL para tratar la inestabilidad postero-lateral era suficiente.

El tratamiento de la inestabilidad postero-lateral en algunos casos puede ser conservador mediante el uso de ortesis de codo y tratamiento rehabilitador para evitar movimientos de supinación y valgo contra resistencia excesivos. Pero esto habitualmente se reserva para casos en los que la sintomatología de la inestabilidad es leve.

En los casos donde existe una clínica marcada y limitante la opción suele ser el tratamiento quirúrgico con el objetivo de reproducir la tensión, la fuerza y los puntos de inserción lo más anatómicamente posible del LCUL. Varios autores afirmaron que los resultados del tratamiento quirúrgico en los casos de inestabilidad postero-lateral crónica son mejores al realizar la reconstrucción con injerto tendinoso que al intentar la reparación del fascículo (Lee & Teo, 2003; Sanchez-Sotelo, Morrey & O'Driscoll, 2005) .

Los primeros trabajos sobre reconstrucción del LCUL se realizaban mediante cirugía abierta a través del abordaje de Kocher, desinsertando parcialmente el ECC y el músculo ancóneo. Uno de los primeros autores que describieron la técnica de reconstrucción ligamentosa del LCUL utilizaba injerto autólogo con tendón del flexor radial del carpo; a través de un abordaje de Kocher, realizaba dos túneles óseos extracapsulares sobre la cresta del músculo supinador y tres túneles en húmero, realizando el más distal de ellos en punto isométrico por donde emergía el cabo del

injerto para luego suturarse sobre sí mismo (Nestor *et al.*, 1992). Desde entonces han surgido otras variaciones de esta técnica que incluyen diferencias en cuanto al tipo o configuración del injerto utilizado y la posición o el número de túneles óseos realizados.

Actualmente no se han encontrado diferencias entre el uso de autoinjerto o aloinjerto (Camp, Sanchez-Sotelo, Shields & O'Driscoll, 2017). Se han descrito técnicas en las que se han utilizado injertos autólogos con semitendinoso (Jones *et al.*, 2012), tríceps (Eygendaal, 2004; Olsen & Søjbjerg, 2003), grácil y aloinjerto. Eygendaal (2004) utilizó autoinjerto con tendón del tríceps que fijó con tornillos interferenciales consiguiendo un buen rango articular y estabilidad, a excepción de un sólo caso de los 11 tratados (Eygendaal, 2004). DeLaMora & Hausman (2002), defienden el uso de fascia de tríceps aislada o añadida a la reconstrucción/repación del LCUL con el objetivo de aportar más estabilidad articular en los últimos grados de extensión, momento en el cual la articulación húmero-radial es más inestable (DeLaMora & Hausman, 2002). Más recientemente, además, se han iniciado tratamientos de reconstrucción por vía artroscópica.

Jones *et al.* publicaron un artículo en que describían la “Docking Technique” (Jones *et al.*, 2012) como variante de la descrita por Néstor *et al.* (1992) y que actualmente es una de las técnicas más utilizadas. La diferencia estriba en que sólo realizan un túnel en el húmero a través del cual pasan el injerto que fija sobre sí mismo con sutura. En su estudio sobre ocho pacientes obtiene buenos resultados sin llegar a necesitar tornillos o arpones para mantener la tensión. Mehta & Bain (2004) plantearon otra variante cambiando la orientación de los túneles en húmero para intentar evitar lesiones yatrogénicas intraoperatorias (Mehta & Bain, 2004).

En 2013, Dargel *et al.* propusieron la técnica percutánea para realizar la reconstrucción simple del LCUL. Realizaron un estudio comparativo en cadáver entre la reconstrucción abierta y la reconstrucción percutánea y la fijación del injerto con tornillos de tenodesis mediante incisiones cutáneas a nivel de los puntos de inserción de los extremos del fascículo, localizados previamente por escopia, obteniendo resultados equiparables entre las dos técnicas (Dargel *et al.*, 2013).

En 2011, por primera vez, se describe una técnica abierta para realizar una reconstrucción que englobe al LCUL y al LR, realizando túneles en la región media del ligamento anular en el radio, en la cresta del músculo supinador y en el punto isométrico en el epicóndilo humeral (Rhyou &

Park, 2011). Es un estudio realizado únicamente en tres casos con un seguimiento escaso, pero que según los autores obtuvieron buenos resultados en todos los pacientes.

La artroscopia de codo actualmente es útil tanto como herramienta diagnóstica como terapéutica en casos de sospecha de inestabilidad postero-lateral. La visualización directa de la articulación mientras se realizan las maniobras exploratorias permite confirmar el diagnóstico. Actualmente se conoce como el "drive through sign" el paso del artroscopio desde el portal antero-lateral, a la *gotiera* lateral y la carilla lateral de la articulación húmero-cubital, lo cual indica una apertura anómala de la articulación secundaria a la lesión del complejo lateral (Savoie, O'Brien, Field & Gurley, 2010).

En el año 2001, se publicó el primer estudio en el que se trataba mediante la artroscopia la inestabilidad postero-lateral realizando una reparación del LCUL (Smith, Savoie & Field, 2001). Años más tarde Savoie *et al.* (2010) contemplan esta técnica tanto para realizar la reparación como la reconstrucción del fascículo (Savoie *et al.*, 2010). En los casos de reparación utiliza arpones a nivel humeral y sobre la región correspondiente a la cresta del músculo supinador donde se pasan suturas sobre el fascículo LCUL para darle tensión necesaria al realizar el reanclaje. También se puede realizar una plicatura con todo el LCL y en los casos en los que no exista suficiente tejido para realizar la reparación, describen la realización de la reconstrucción con injerto tendinoso utilizando la técnica docking previamente citada con buenos resultados funcionales.

II: Hipótesis y objetivos

Hipótesis:

- Es posible la identificación y definición del ligamento colateral ulnar lateral como una entidad anatómica propia que forma parte del complejo ligamentoso lateral del codo.
- La lesión aislada del ligamento colateral ulnar lateral no es la causa principal de la laxitud patológica del codo en maniobras de varo-valgo y de prono-supinación.

Objetivos:

- Realizar una descripción anatómica y morfométrica detallada del ligamento colateral ulnar lateral (LCUL) y de sus relaciones con el resto de estructuras del complejo ligamentoso lateral del codo (LCL).
- Definir con detalle la estructura del LCUL mediante la utilización de la técnica de plastinación E12 aplicada en secciones semifinas del codo.
- Determinar la presencia, tipología y distribución de mecanorreceptores en el LCL.
- Describir el patrón y las características morfológicas que presenta el LCUL cuándo se realiza su estudio mediante ecografía y resonancia magnética, así cómo realizar un análisis comparativo de dichos resultados con los valores morfométricos obtenidos mediante disección anatómica.
- Diseñar y desarrollar un dispositivo que permita simular la biomecánica del codo en especímenes procedentes de donantes voluntarios de cuerpo a la ciencia.
- Valorar la repercusión funcional de lesiones graduales del LCL sobre la aparición de laxitud en el codo ante fuerzas de varo-valgo y de prono-supinación en diferentes grados de flexión.

III: Material y métodos

El presente estudio se ha realizado sobre especímenes cadavéricos humanos criopreservados (-20°C) pertenecientes al Servicio de Donación de Cuerpo a la Ciencia de la Universitat de Girona (UdG). Este servicio sigue la reglamentación vigente para el uso del cadáver con finalidades docentes y de investigación, así como las directrices de la Sociedad Anatómica Española expresadas en las Actas de Madrid (2015) y de Barcelona (1996), que contemplan, entre otros aspectos, las características que debe tener un laboratorio de anatomía humana, la firma de un consentimiento informado por parte del donante para el uso de su cuerpo en docencia e investigación, la práctica de serologías frente a VHB, VHC y VIH en todos los donantes y un conjunto de buenas prácticas en el circuito del cadáver desde su entrada hasta su eliminación final (SAE, 1996, 2015). El estudio fue aprobado por el Comité de Ética de Investigación (CEI Girona) del Hospital Universitario Dr. Josep Trueta con fecha 28 /03/2017 (ref. 2017.042) (Anexo 1). Todos los donantes forman parte de una base de datos protegida, de acuerdo con la normativa vigente de la UdG y de la Ley de Protección de Datos. Los especímenes son anonimizados mediante una referencia que nos permite conocer edad, género y fecha de ingreso en el servicio.

La mayor parte de las fases del estudio se llevó a cabo en el Laboratorio de Investigación de Anatomía Humana del Grupo de Anatomía Clínica, Embriología y Neurociencia (NEOMA) del Departamento de Ciencias Médicas de la UdG. Únicamente la fase del estudio dedicada al uso de las técnicas de diagnóstico por imagen se llevó a cabo, previo acuerdo de colaboración, con el Departamento de Radiología del Hospital de Figueres (Fundació Salut Empordà) (Anexo 2).

Se han utilizado un total de 65 extremidades superiores criopreservadas.

En 55 de ellas se llevó a cabo una disección del compartimento lateral del codo, inicialmente macroscópica, siendo continuada mediante el uso del microscopio quirúrgico KARL KAPS® SOM 62 G-Nr 18406. Del total de estos espécimenes, 33 fueron extremidades derechas y 22 izquierdas, y de éstos en 20, previamente al proceso de disección, se llevó a cabo un estudio por imagen mediante ecografía y resonancia magnética. La edad media de los especímenes fue de 74 años.

En un total de 25 especímenes escogidos al azar de los 55 totales, una vez realizado el estudio morfométrico mediante disección, se llevó a cabo un estudio biomecánico del complejo

ligamentoso lateral del codo mediante la utilización de un banco de análisis cinemático que diseñamos, en colaboración con el Dr. Armengol, para el estudio de la biomecánica del codo.

En dos de los especímenes en los que el período post-mortem fue inferior a las 12h se realizó una prueba piloto de tinción inmunohistoquímica con Protein Gene Product 9.5S, 1:200; Ref: 7863-0504; Bio-Rad® para el análisis de la presencia de mecanorreceptores.

El presente estudio se completó mediante la realización de secciones semifinas (1500 µm) seriadas de la articulación del codo en un total de 10 especímenes. Estas secciones se procesaron mediante la técnica de plastinación E12 (Biodur®) que permite un estudio microanatómico del tejido conectivo y muscular, que en este caso se centró en el complejo ligamentoso lateral del codo.

El total de especímenes estudiados se recoge en la Tabla 4.

Tabla 4. Distribución del total de espécimenes incluidos para el estudio

Especímenes		Nº
Estudio anatómico mediante macro-microdisección		55
Estudio anatómico mediante técnicas de imagen		20
Estudio biomecánico		2
Estudio anatómico mediante tinción inmunohistoquímica de fibras nerviosas		25
Estudio anatómico mediante cortes semifinos		10
Total especímenes		65

III.1: Criterios de inclusión:

- Edad adulta
- Ausencia de signos evidentes de patologías reumatológicas/neoformativas/sépticas en la articulación del codo en el momento del estudio.
- No antecedentes traumáticos conocidos sobre la articulación del codo.
- Inexistencia de heridas ni cicatrices post-quirúrgicas en la articulación del codo.

III.2: Criterios de exclusión:

- Edad infantil
- Deformidad articular

- Signos de patología séptica/neofornativa/reumatológica conocidas previas o evidente en el momento de realizar la disección de la articulación del codo.
- Cirugías previas en la articulación del codo.
- Presencia de material de osteosíntesis o evidencia de cirugías previas en la articulación del codo.

III.3: Protocolo de estudio anatómico mediante macro-microdisección

Sobre un total de 55 especímenes se analizó la anatomía del LCUL mediante técnicas de macro y microdisección bajo lupa quirúrgica. Todos los especímenes habían sido criopreservados a una temperatura de -20°C en el Laboratorio de Investigación de Anatomía Humana del Grupo de Anatomía Clínica, Embriología y Neurociencia (NEOMA) del Departamento de Ciencias Médicas de la UdG. Ninguno de los casos analizados presentaba evidencia de lesiones osteo-musculares previas.

Tras la disección se obtuvieron los datos anatómicos morfométricos del LCUL que se exponen en la Tabla 5. Se analizaron las medidas de la longitud del LCUL teniendo como referencia el punto de origen en el epicóndilo y la localización de su inserción en la cresta del músculo supinador a diferentes grados de flexión (0°, 90° y 130°). La medición del grosor del fascículo se realizó en su región media, coincidiendo con la región del cuello radial, y finalmente la anchura se calculó a nivel de su inserción, lugar donde se produce una mejor diferenciación del ligamento.

Tabla 5. Variables morfométricas estudiadas

Parámetros morfométricos estudiados LCUL		
Longitud epicóndilo-cresta ms supinador		
	0°	
	90°	
	130°	
Grosor		
Anchura		

III.3.1: Disección anatómica

Plano cutáneo superficial:

Se dibujó un rectángulo centrado a nivel del epicóndilo lateral con una extensión de 10 x 5 cm aproximadamente y se inició la disección separando el plano cutáneo y subcutáneo del plano de la fascia profunda. Tanto el plano cutáneo como el subcutáneo, fueron retirados de la pieza.

Plano muscular superficial:

Una vez se llegó al plano fascial se realizó una incisión recta siguiendo el intervalo entre el músculo ancóneo y el ECC, y a partir de ese momento se retrajo la fascia tanto en dirección anterior como posterior hasta llegar al plano muscular. A ese nivel se diferencia la musculatura extensora, compuesta por el músculo extensor común de los dedos (EC), el extensor del quinto dedo (EDQ), el ECC y el músculo ancóneo.

Plano muscular profundo:

Se inició la disección separando la musculatura a través de sus intervalos, para poder acceder al plano más profundo; se desinsertó el músculo ancóneo desde el cúbito hasta el epicóndilo lateral, hasta evidenciar la aparición del plano capsular. El ECC se desinsertó desde el margen distal del rectángulo que diseñamos inicialmente, en dirección proximal, hacia el epicóndilo lateral. Al disecar y levantar el vientre muscular del EC y del EDQ se visualizan, las fibras del músculo supinador, las cuales en su margen más lateral se entremezclan con el borde posterior del LCUL y las fibras más proximales se insertan a nivel del cuello del radio (Fig. 29).

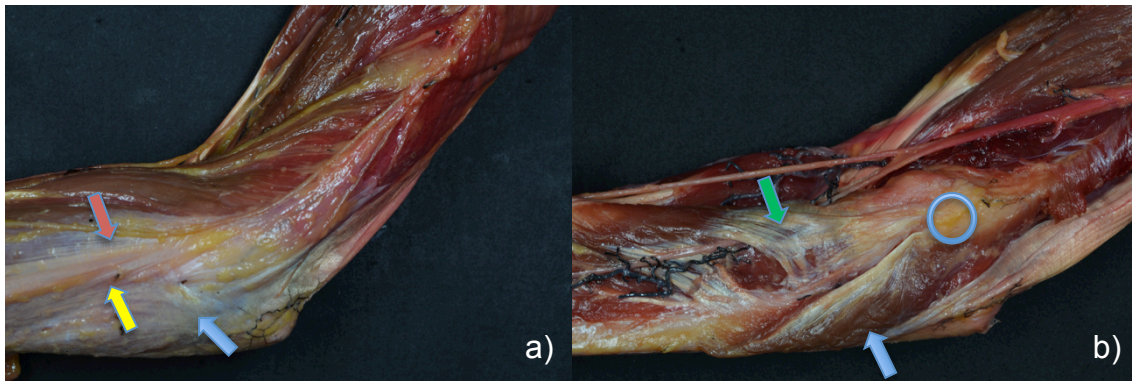


Figura 29. a) Visión del plano muscular superficial del compartimento lateral del codo, tras la retirada de tejido cutáneo y subcutáneo. Flecha azul señala región ancóneo. b) Visión del plano muscular profundo del compartimento lateral del codo, tras eliminar la musculatura extensora superficial. Círculo azul señala epicóndilo lateral. Flecha azul señala músculo ancóneo. Flecha verde señala músculo supinador. Flecha amarilla señala región ECC. Flecha roja señala región EC y EDQ

La disección del músculo supinador se inició de proximal a distal, separando sus fibras desde el cuello del radio, y realizando una tracción que permite identificar en su profundidad un reborde tendinoso grueso que identifica el trayecto del LCUL y las fibras del supinador entremezcladas. A medida que se va separando la musculatura, se accede al plano cápsulo-ligamentoso donde se identifican el LR, el LCUL y el LA.

Plano cápsulo-ligamentoso:

Debido a la relación tan estrecha entre las fibras del músculo supinador y el LCUL, así como al entrecruzamiento de fibras de la musculatura extensora a nivel del epicóndilo lateral, para poder aislar al máximo las fibras del LCUL se realizó la disección con la ayuda del microscopio quirúrgico (x2.5) e instrumental de microdisección (Fig. 30), realizando la exéresis de las fibras musculares correspondientes a la musculatura extensora a nivel del epicóndilo lateral, las cuales incluyen fibras de los músculos ancóneo, ECC y supinador, que se entremezclan fuertemente con fibras del LR.

En el tercio medio del trayecto del LCUL, la disección consiste en diferenciar sus fibras con respecto a las fibras del LA y del músculo supinador, mientras que en la región distal, el principal objetivo es poder diferenciar los tipos de inserción que se han descrito así como aislar a este fascículo de las fibras del LA y de la parte posterior de la cápsula articular.



Figura 30. Disección de la espécimen anatómico mediante el uso de microscopio quirúrgico

III.3.2: Determinación de mediciones

Las mediciones se realizaron por el mismo investigador. Para ello se utilizaron unos marcadores colocados en el origen y el punto medio de la inserción del ligamento. Posteriormente, mediante el uso de un calibrador electrónico digital TURATA® A-123 (Rango de medición: 0-6 "/ 0-150mm Resolución: 0.0005"/ 0.01mm; Precisión: 0.001" / 0.02mm) calibrado previamente antes de colocarlo sobre las piezas a estudiar, se determinaron las diferentes mediciones del ligamento manteniendo el codo a 90° y en posición neutra, ya que la tensión o la laxitud del fascículo puede influenciar sobre el grosor del mismo. Los datos analizados incluyeron la longitud, grosor y anchura de la inserción del ligamento a noventa grados de flexión, y la longitud de este fascículo en flexión máxima y extensión máxima de la articulación (Fig. 31).

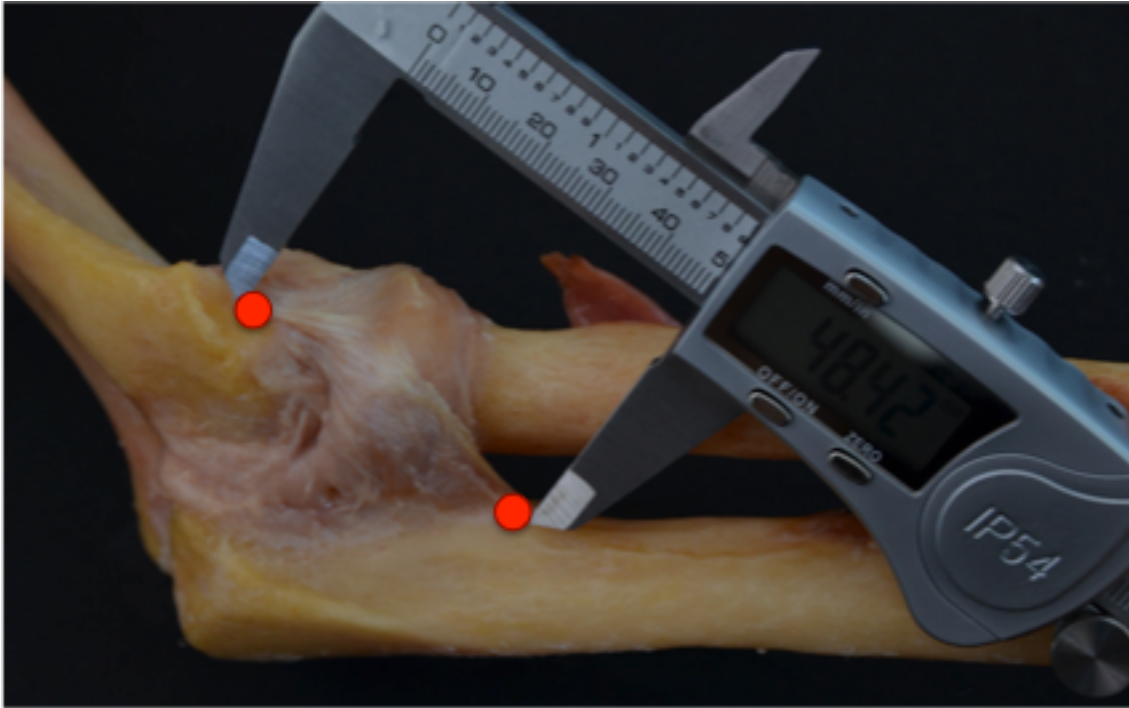


Figura 31. Instrumento de medición ejemplificando la medición de la longitud del LCUL. Puntos rojos: Posición de los marcadores para tomar la medición.

III.3.3: Estudio anatómico del complejo lateral mediante cortes semifinos

Para el estudio del complejo lateral mediante cortes semifinos seriados se han utilizado un total de 10 codos pertenecientes a 7 sujetos (en 3 de ellos se pudieron estudiar ambas extremidades), sin que se tuviera en ninguno de ellos constancia de patología/cirugías previas.

Para la obtención de los cortes semifinos (1500 μm) se utilizó la técnica de plastinación E12 de Biodur®. De forma resumida, las fases del proceso para la obtención de secciones semifinas se detallan en la Tabla 6.

Tabla 6. Fases generales del proceso de plastinación y obtención de cortes semifinos

Procesos/Tiempo		1a semana					2a semana					3a semana						
1a fase	Congelación	■	■	■	■	■												
	Corte					■												
2a fase	Deshidratación					■	■	■	■	■	■	■	■	■				
3a fase	Desengrasado											■	■	■	■			
4a fase	Impregnación														■			
5a fase	Curado														■	■	■	■

1ª fase: Preparación del espécimen

Todos los especímenes se congelaron a una temperatura de -80°C durante un período mínimo de 5 días, sin realizar ningún tratamiento de fijación previo y con la articulación del codo en posición de flexión a veinte grados y en posición neutra del antebrazo con el objetivo de conseguir un plano de sección coronal lo más paralelo posible a la disposición del LCUL.

Mediante la utilización de una sierra de banda refrigerada con nitrógeno líquido, se obtuvieron cortes seriados de 1,5mm, para permitir una correcta visualización y transparentación del tejido conectivo y muscular (Fig. 32). Se utilizó como plano de sección un plano transepicondileo, estando el codo a 20° de flexión y en posición neutra. Se utilizó este plano, tal y como se aconseja realizar en los estudios por resonancia, para conseguir la mejor visualización del ligamento.

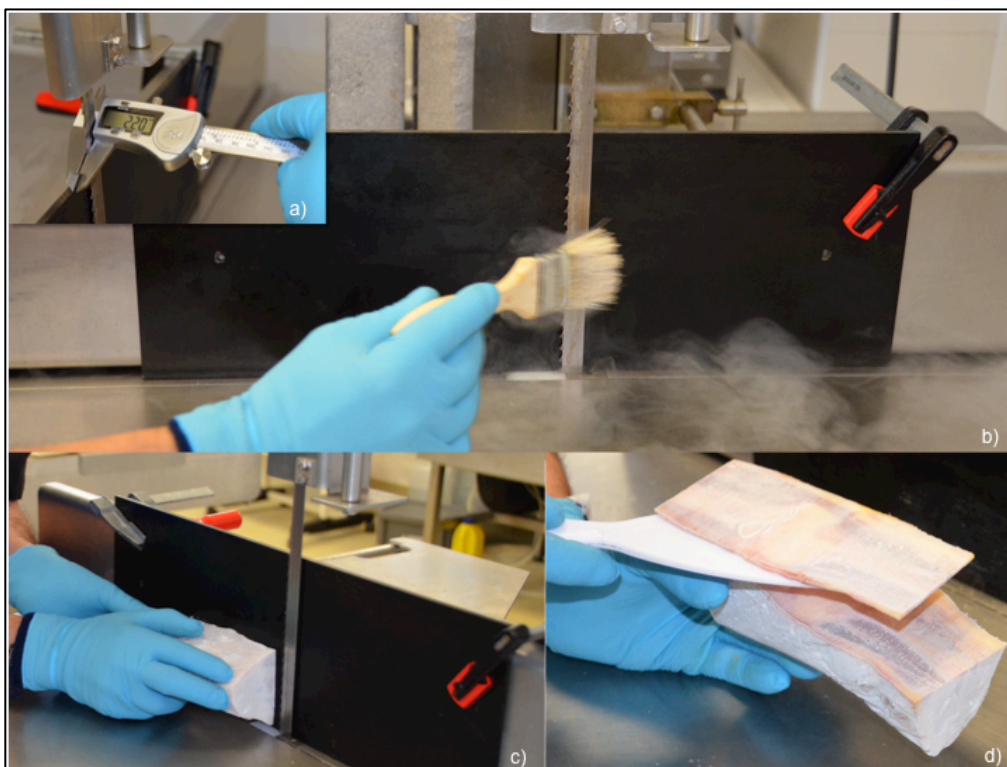


Figura 32. Pasos de preparación del espécimen. a) Detalle del grosor de corte. b) Limpieza de sierra de banda y aplicación de nitrógeno líquido. c) Corte de las piezas congeladas. d) Detalle del grosor de la pieza obtenida.

Tras realizar el procedimiento se realiza una limpieza de las muestras con objeto de retirar restos de material de corte, en acetona a -25° para poderlas incorporar a la fase de deshidratación (Fig. 33).

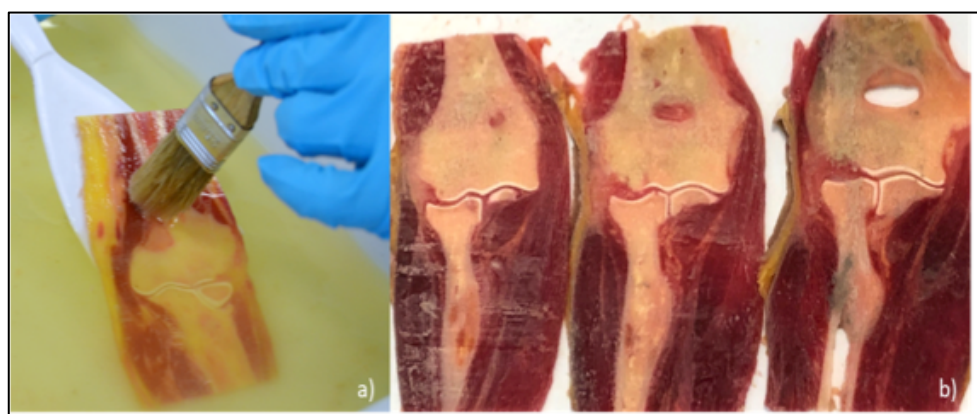


Figura 33. Imagen de los cortes iniciales obtenidos inmersos en un baño de acetona a -25° para proceder a su limpieza. a) Limpieza de las piezas y extracción de residuos. b) Detalle de las piezas obtenidas tras su procesado.

2ª fase: Deshidratación

Para realizar la deshidratación se utilizan baños de acetona, que a su vez facilita el desengrasado de la pieza.

Las muestras se colocan separadas entre sí por una malla plástica que permite el paso de la acetona entre cortes (Fig. 34).

El proceso del baño en acetona se repite dos veces más para asegurar la deshidratación completa, siendo un periodo total de nueve días el tiempo necesario para conseguir la deshidratación completa.



Figura 34. Proceso de deshidratación

3ª fase: Desengrasado

Tras el último baño se procede al desengrasado del tejido. Por lo general en tejidos no demasiado grasos el uso de acetona es suficiente para poder realizar la extracción de lípidos, lo cual favorece la transparencia y la diferenciación entre las diferentes estructuras de los tejidos.

En nuestro caso, para realizar el desengrasado, tras realizar el último baño, las muestras se trasladan a una sala a temperatura ambiente y se sumergen en diclorometano durante 3 días para facilitar el desengrasado.

4ª fase: Impregnación.

En esta fase el solvente (acetona) es reemplazado por la resina Epoxi E-12 de Biodur®. Tras la fase de desengrasado las muestras se sumergen en una mezcla de E12 con su acelerador de polimerización (E1). El recipiente con las muestras y la mezcla E12/E1 se coloca en un tanque de acero inoxidable, sobre el cuál se aplica una fuerza de vacío progresiva, que provocará la evaporación de la acetona y la consiguiente impregnación con la resina de la muestra sumergida en ella. Para conseguir una correcta impregnación se recomienda alcanzar una presión de vacío final de 5mmHg (Fig. 35).



Figura 35. Fase de impregnación. a) Tanque de acero donde se realiza el vacío tras introducir las piezas ya tratadas. b) Las muestras está cubiertas con la resina Epoxi-E-12/E1 dentro del cubículo donde se controlan las presiones recibidas

5ª fase: Curado

Tras la impregnación se extrajeron las muestras y se eliminó el exceso de resina para empezar el proceso de curado, que en este caso, se realizó mediante el método *sandwich*. Para ello, se situaron las muestras sobre una lámina de cristal cubierta por una lámina de acetato, en la que

previamente se había distribuido una pequeña cantidad de la mezcla de impregnación Resina Epoxi-E12/E1. En esta lámina se colocaron las piezas extraídas las cuales se volvieron a cubrir en toda su extensión con parte de la mezcla de impregnación (Fig. 36). Una vez realizado este proceso se colocó encima de las piezas una lámina de acetato para evitar que se formaran burbujas en su interior.

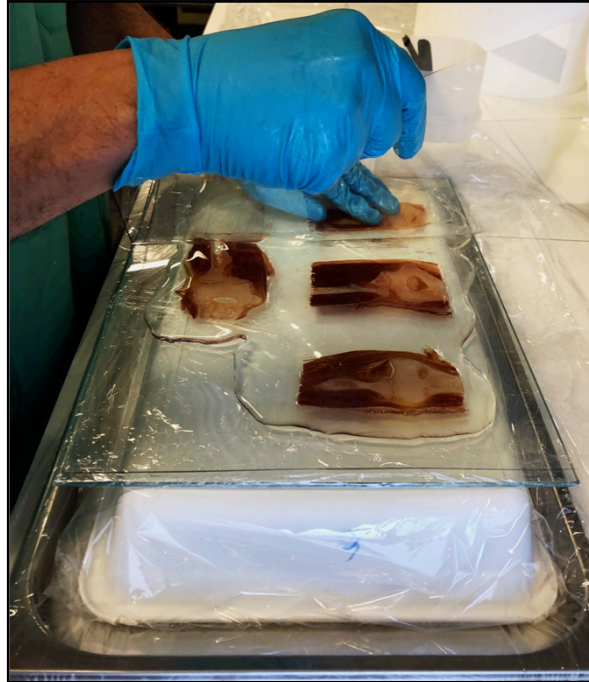


Figura 36. Método *sandwich*. Colocación de las muestras entre láminas de acetato y cubiertas por la mezcla de impregnación.

Finalizado este proceso colocamos otra lámina de cristal de las mismas características y se continúa con la colocación de nuevos cortes tal y como se ha descrito previamente. Al colocar las últimas piezas se utiliza un peso para asegurar el contacto máximo entre las piezas y se mantiene durante 24h a temperatura ambiente para iniciar el proceso de polimerizado. Para finalizar el proceso de curado y polimerización, las muestras se introducen en horno a 45°C durante 72h (Fig. 37).



Figura 37. Colocación de todas las piezas sobre las diferentes láminas y envoltorio previo a la introducción en el horno a 45°C.

Una vez obtenidos los cortes, se escanearon a 2400 DPI mediante escáner (EPSON Perfection V800 Photo). Tras la digitalización y calibración, se analizaron diferentes parámetros de la morfometría del LCL del codo mediante el uso del programa informático ImageJ/Fiji

Se realizó una descripción de la estructura músculo-ligamentosa del compartimento lateral, haciendo hincapié en el detalle del complejo y su relación con las estructuras vecinas. Se analizaron además los siguientes parámetros morfométricos:

- Grosor LCUL en la inserción en la cresta del músculo supinador
- Grosor LCL a nivel de la cabeza radial
- Grosor LCL a nivel de la articulación húmero-radial (HR)
- Grosor LCL en la región epicondilea lateral

III.4 Protocolo de estudio anatómico mediante técnicas de imagen

Esta fase se llevó a cabo en el departamento de Radiología del Hospital de Figueres (Fundació Salut Empordà). Se analizaron un total de 20 especímenes, sobre los que no se había realizado previamente la disección del complejo lateral del codo.

En la obtención de imágenes participaron un técnico especializado de la unidad de resonancia magnética y un médico radiólogo perteneciente al grupo de patología osteomuscular del mencionado servicio con más de dos años de experiencia. Tanto las imágenes obtenidas por resonancia magnética como por ecografía fueron interpretadas por dicho facultativo en colaboración con la doctoranda.

III.4.1: Técnica ecográfica

Todos los estudios ecográficos se realizaron a tiempo mediante el equipo Aloka Arietta V60. Se utilizó una sonda lineal L55 (rango 13-5MHz), modo B. Se optó por la máxima frecuencia y menor profundidad posible (3 cm). Radio de 50mm.

La posición de la extremidad se mantuvo en flexión de 90° manteniendo una posición neutra del antebrazo sobre la mesa de trabajo. El LCUL fue examinado en su origen e inserción, y a lo largo de todo su trayecto.

La posición inicial del transductor fue sobre el área que corresponde al trayecto del LCUL, el cual sabemos se origina en el epicóndilo lateral y se dirige oblicuamente respecto tanto al plano sagital como coronal hacia la cresta del músculo supinador del cúbito. Inicialmente la sonda se colocó longitudinalmente siguiendo la dirección de las fibras de este fascículo con una orientación perpendicular al epicóndilo humeral; posteriormente y debido a la distribución del fascículo se realizó una inclinación lateral de 10° de radial a cubital con el objetivo de abarcar el máximo trayecto del ligamento hasta su inserción en la cresta del músculo supinador (Fig. 38).

En último lugar, la sonda se colocó en orientación transversal a nivel de la cabeza radial y se realizó la identificación del fascículo, mediante su objetivación al realizar los movimientos de pronación y supinación.

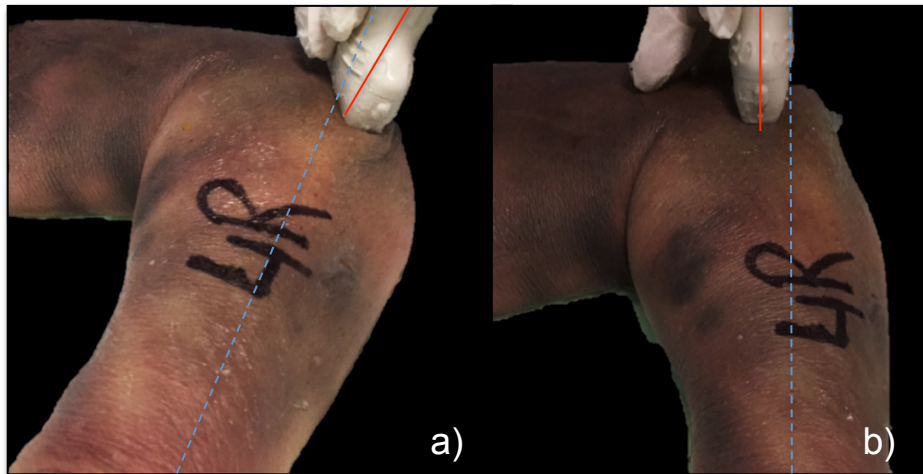


Figura 38. Realización de ecografía sobre piezas anatómicas. Línea azul discontinua sigue el eje del antebrazo. Línea roja sigue el eje del transductor. a) Refleja la angulación de 10° del transductor con respecto al eje del antebrazo. b) El eje del transductor sigue el eje del antebrazo.

III.4.2: Técnica por resonancia magnética

Basándonos en las recomendaciones de la literatura (Carrino *et al.*, 2001; Cotten *et al.*, 2014; Terada *et al.*, 2004), se colocó al brazo en posición de extensión completa del codo con el antebrazo en supinación. Con ello se consiguió la habitual orientación oblicua de los cóndilos humerales en los cortes coronales. Se obtuvo una imagen coronal oblicua paralela a la línea bisectriz entre ambos epicóndilos ya que está establecido que el mejor plano para poder identificar la mayoría de las estructuras ligamentosas del codo es este plano coronal con cortes inferiores o iguales a 2mm para obtener una mejor resolución (Fig. 39).

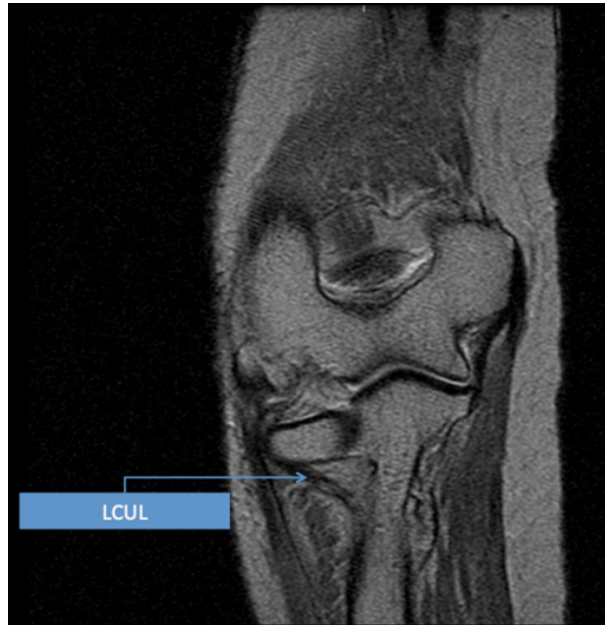


Figura 39. Imagen por resonancia magnética. Corte en el plano coronal oblicuo recomendado por la literatura. Se marca el trayecto del LCUL a su llegada a la cresta del músculo supinador.

Se utilizó un equipo Signa Infinity de 1.5 Tesla, de General Electric Healthcare. Milwaukee, WI (USA), con sistema de gradientes EchoSpeed Plus, con una amplitud de 33 mT/m y una velocidad máxima de movimiento de gradientes (maximum gradient slow rate) de 120 T/m/s. Software v. 9.0

Se obtuvo un localizador triplano, secuencia gradiente eco, sobre el que se planifican las tomografías coronales potenciadas en T2. Los parámetros que se utilizan en el estudio mediante RMN quedan reflejados en la tabla 7:

Tabla 7. Parámetros configurados para la realización de la resonancia magnética

Secuencia:	FAST SPIN ECHO
TR (tiempo de repetición):	3600 ms
TE (tiempo de eco)	100 ms
Campo de visión (F.O.V. Field of View)	120 x 120 mm
Grosor de corte	2 mm
Separación de cortes	0 mm
Matriz de adquisición	320 x 256
Nº Excitaciones	5
Tiempo de adquisición	4:45

III.5: Protocolo para la tinción inmunohistoquímica de fibras nerviosas en el LCUL

Para el análisis de la presencia de fibras nerviosas a lo largo del LCUL se utilizaron dos especímenes en los que previamente se había realizado el estudio anatómico explicado en el apartado IV.3. Una vez disecada la pieza y habiendo hecho las mediciones establecidas, se desinsertó el LCUL desde su origen en el epicóndilo lateral hasta su inserción en la cresta del músculo supinador.

Una vez obtenido el fascículo se dividió en tres porciones, que se correspondían con el tercio proximal, medio y distal del ligamento. La porción proximal abarca desde el origen del LCUL hasta la región donde comienzan a entremezclarse sus fibras con el ligamento anular. La porción media se corresponde con el trayecto que ocupa la anchura del ligamento anular, y la porción distal se origina desde el punto correspondiente al margen inferior del ligamento anular hasta su inserción en la cresta del músculo supinador. Se identificaron cada uno de los segmentos mencionados, así como sus extremos proximal y distal (Fig. 40).

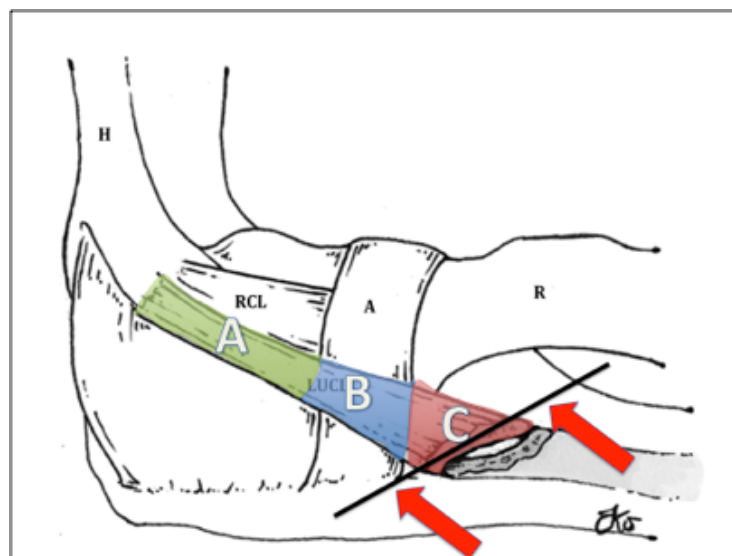


Figura 40. Sección del LCUL en tercios para el estudio por inmunohistoquímica.

Para la conservación, se sumergieron las piezas obtenidas en paraformaldehído diluido al 4% en 500ml de SF durante una semana.

La pieza fijada en paraformaldehído se incluyó en un baño de 30% de sacarosa (Fig. 41) en tampón fosfato salino (PBS, 0.1M, pH: 7,4) durante 30 días a 4°C.

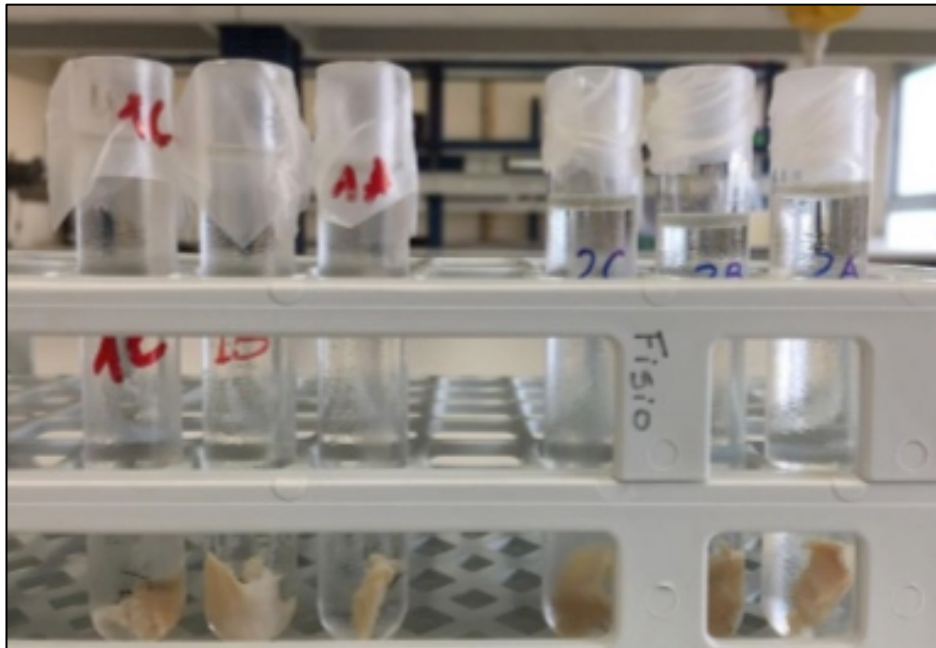


Figura 41. Conservación de las secciones del LCUL en sacarosa.

Tras este baño de crioprotección, la pieza se incluyó en medio de congelación *Tissue Freezing Medium* (Ref: 0201-08926, Leica, Barcelona) y se cortó en un criostato (CM1520, Leica, Barcelona) a 60 μm de grosor. Las secciones histológicas se recogieron en placas de porcelana de seis pocillos donde se procedió a bañarlas con tampón fosfato salino (PBS, 0.1M, pH: 7,4) durante 10 minutos, con PBS suplementado con 0,3% de Tritón-X-100 (PBS-Tritón) por otros 10 minutos, y finalmente con PBS-Tritón suplementado con 1% de suero fetal bovino (PBS-Tritón-FCS) durante otros 10 minutos (Fig. 42).



Figura 42. Pocillos de baño de las secciones histológicas.

El primer baño permite eliminar los restos del medio de congelación del tejido, el segundo baño permite permeabilizar el tejido para que puedan penetrar los anticuerpos primarios y secundarios, y el tercer baño permite bloquear antígenos inespecíficos, evitando que los anticuerpos primarios se unan a ellos. Tras estos baños realizados en constante agitación, las secciones histológicas se incubaron con anticuerpo primario PGP 9.5S (*Protein Gene Product 9.5S*; 1:200; Ref: 7863-0504; Bio-Rad ®) diluido en PBS-Tritón-FCS, en agitación y a 4°C durante 24 horas.

Se eligió el péptido PGP 9.5S por ser un marcador general presente en todos los tipos de fibras nerviosas periféricas (Bickel et al., 1999; Calzada et al., 1994; Navarro et al., 1995; Thompson et al., 1983; Verdú & Navarro, 1997; Wilson et al., 1988). En concreto, PGP 9.5S es un marcador neuronal del sistema de las ubiquitininas que permiten el reciclaje de las proteínas neuronales, y que se distribuye por el soma, dendritas y axón de las neuronas (Day & Thompson, 2010).

Tras un día de incubación y después de varios lavados con PBS-Tritón y PBS-Tritón-FCS, las secciones histológicas fueron incubadas durante toda la noche a 4°C con anticuerpos secundarios conjugados con cianina 3 (Cy3) (1:200, Jackson ImmunoResearch, USA). Después de la incubación y tras varios lavados con PBS-Tritón y PBS, las secciones se montaron sobre portaobjetos pre-gelatinados, se deshidrataron mediante sucesivos baños en concentraciones crecientes de etanol (70%, 96%, 100% o absoluto), y fueron tapadas con un cubreobjetos sellado con dextropropoxifeno (DPX, Ref: 1.01979.0500, Merck, Alemania).

Finalmente, las secciones histológicas inmunomarcadas fueron observadas con un microscopio de epifluorescencia equipado con filtros apropiados (Leica DMR-XA; Leica Microsystems), y

mediante una cámara digital acoplada al microscopio de epifluorescencia (FMVU-13S2C-CS; Point Grey Research, Canada), se capturaron imágenes.

III.6: Protocolo de estudio biomecánico

Para llevar a cabo el estudio biomecánico del codo fue necesario el diseño de un banco de análisis funcional del codo que cumpliera con los siguientes objetivos: fijación correcta del espécimen, reproducción de los movimientos de flexo-extensión y prono-supinación, posibilidad de medición de ángulos de movimiento y medidas de desplazamiento, medición de varo-valgo y, finalmente, reproducibilidad.

Para ello se diseñó un soporte en acero inoxidable de 1,50 x 1,10 x 0,8 metros, construido a partir de barras de sección cuadrangular con un canal en cada cara que permiten el anclaje y el desplazamiento de diferentes componentes de una forma sencilla (Fig. 43). Las primeras pruebas se realizaron con un prototipo del esqueleto del brazo-antebrazo que permitía la simulación de los movimientos básicos del codo (Fig. 44).

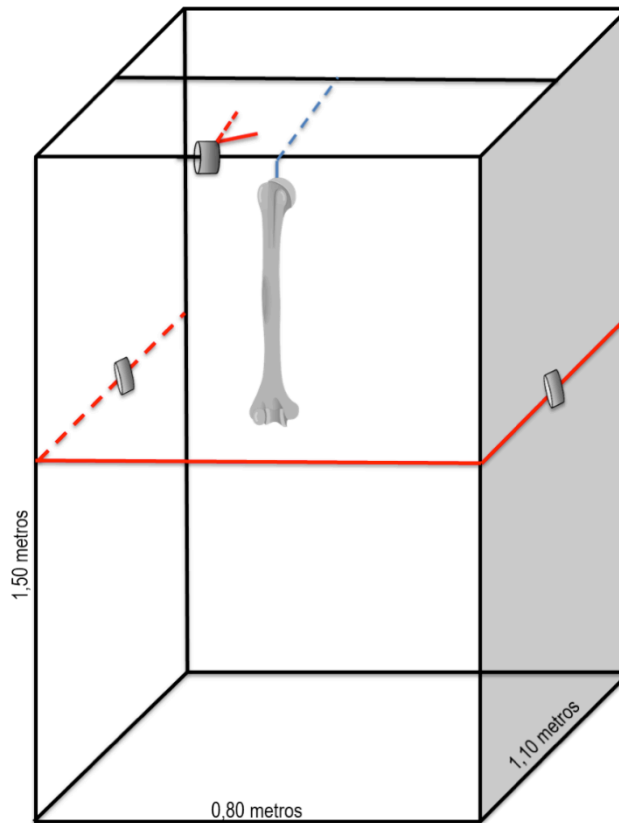


Figura 43. Marco de acero inoxidable para la colocación de la pieza en estudio. Barras rojas son móviles a través de las barras maestras del marco, de color negro. Barras azules se corresponden a la barra vertical de acero inoxidable donde se ancla el húmero en posición vertical.

Decidimos realizar nuestro montaje sobre un dispositivo cuadrangular con una barra central vertical suspendida del techo del marco, sobre la cual se dispone el húmero en posición vertical.

Para disponer de una herramienta útil y válida que nos permitiera analizar la inestabilidad en varo, rotación externa y la traslación posterior de la cabeza de radio, realizamos varios montajes que fueron mejorándose hasta obtener un diseño definitivo y práctico que pudiéramos utilizar de una manera reproducible en especímenes reales. En este sentido, para analizar el movimiento del codo y recrear la disposición de los huesos del brazo y antebrazo, elaboramos un primer modelo básico en madera en el que comenzamos a idear la colocación del espécimen y de las piezas necesarias para poder obtener las mediciones y representar la movilidad de la articulación.

En un segundo tiempo y tras varias modificaciones en el diseño, nuestro siguiente paso fue utilizar un modelo óseo humano real que nos permitió acercarnos todavía más al movimiento real de la articulación, y que fue el paso previo al inicio de la generación de fuerzas y movimientos en el espécimen anatómico real previamente disecado y preparado para la simulación definitiva (Fig 44).

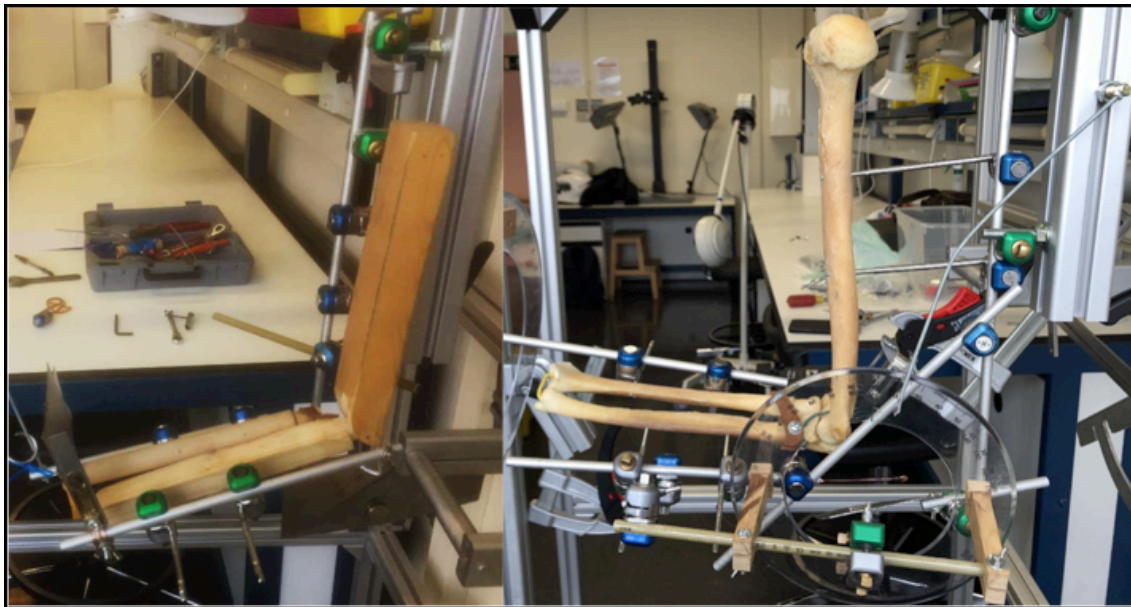


Figura 44. Fases previas a la elaboración del dispositivo de medición definitivo.

III.6.1: Material necesario

Tal y como se ha comentado, se diseñó un soporte rígido abierto con dos barras laterales de disposición transversal y móviles y una barra en la cara anterior que disponía de una calibración reglada milimetrada. Del centro del marco se suspendía una columna vertical anclada al borde superior de éste, donde se fijaba el húmero en posición vertical (Fig. 44).

El material necesario para mantener la pieza en la posición adecuada y poder realizar las mediciones (Fig. 45) constaba de:

Pins Hoffman III (Stryker ®)

Húmero: 2 x 150mm x 6mm

Cúbito: 2 x 150mm x 4mm
Radio: 2 x 150mm x 5mm
Una aguja roscada (2mm diámetro)
Barras 8mm de diámetro
Húmero: 1 barra 350mm
Cúbito: 1 barra 200mm
Radio: 1 barra 150mm + 1 barra 100mm perforada
Rótulas pin-barra/barra-barra Hofman III (Stryker ©)
Transportador de ángulos transparente y perforado en el punto central.
Cuerda de tracción
Dinamómetro electrónico (x1)
Poleas móviles (x2)
Goniómetro digital

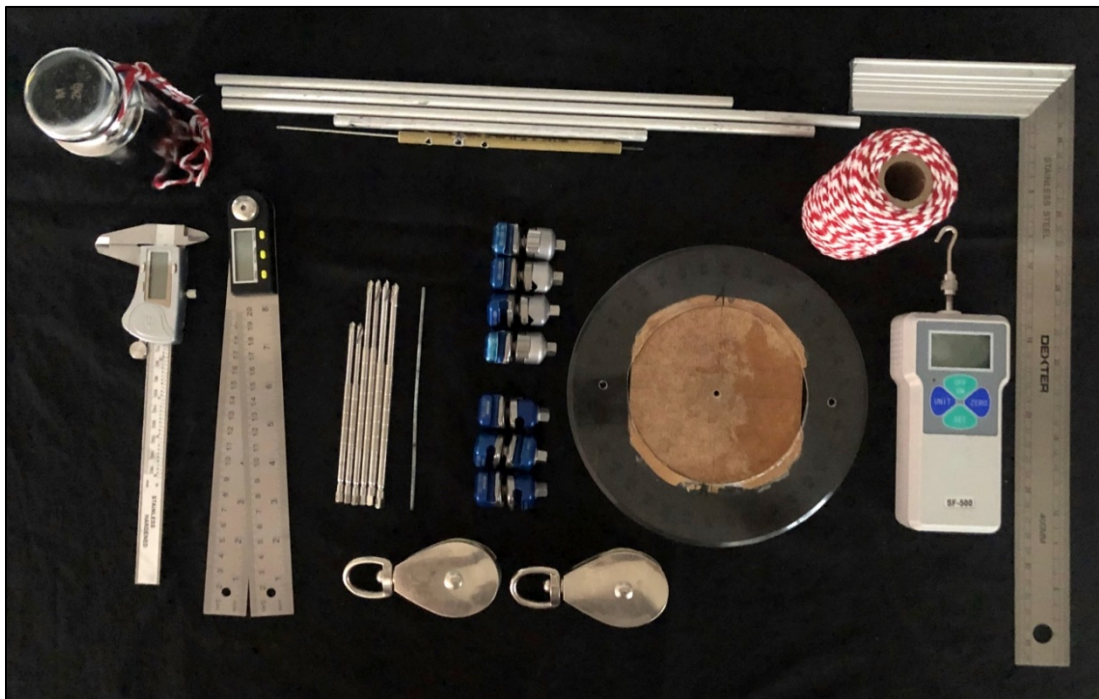


Figura 45. Material básico para realizar el estudio biomecánico.

III.6.2: Anclajes (Fig. 46)

Primero: Cúbito. Dos pins 4 x 150mm a 10cm y 20 cm respectivamente del centro de rotación del codo. Se tomó como referencia el epicóndilo medial. Su colocación es perpendicular a la cara posterior del húmero. Se adaptaron dos rótulas pin-barra, una sobre cada pin, a 5cm de la

cortical ósea. Se unió una barra entre ambos pins que representa el eje del cúbito. Además, a través de la diáfisis del cúbito y siguiendo su eje desde la fóvea se introdujo una barra roscada de 3mm sobre la que se une la cuerda de tracción que mantiene el peso del brazo y la flexión deseada, ya que está unida a una barra móvil suspendida del techo de marco.

Segundo: Húmero. 2 pins 6 x 150mm. El primero localizado en la región media diafisaria del húmero y el segundo proximal a la fosa olecraniana del húmero. Perpendiculares al eje del húmero en el plano coronal.

Tercero: Radio. 2 pins 5 x 150mm a 10 cm y 20 cm localizados respectivamente del centro de rotación del codo, se toma como referencia el epicóndilo lateral y perpendiculares a la cara lateral del radio. Se adaptaron dos rótulas pin-barra, una sobre cada pin, a 5cm de la cortical ósea. Se unió una barra entre ambos pins que representa el eje del radio y, unida a ella, se colocó una barra de 8mm perpendicular perforada a la que se adaptó una aguja puntiaguda a través del canal. Esta segunda barra se unió mediante una rótula. Esta barra se perforó en varios puntos para poder introducirla a través de la aguja roscada del cúbito que marca el centro de rotación a su paso por la fóvea cubital.

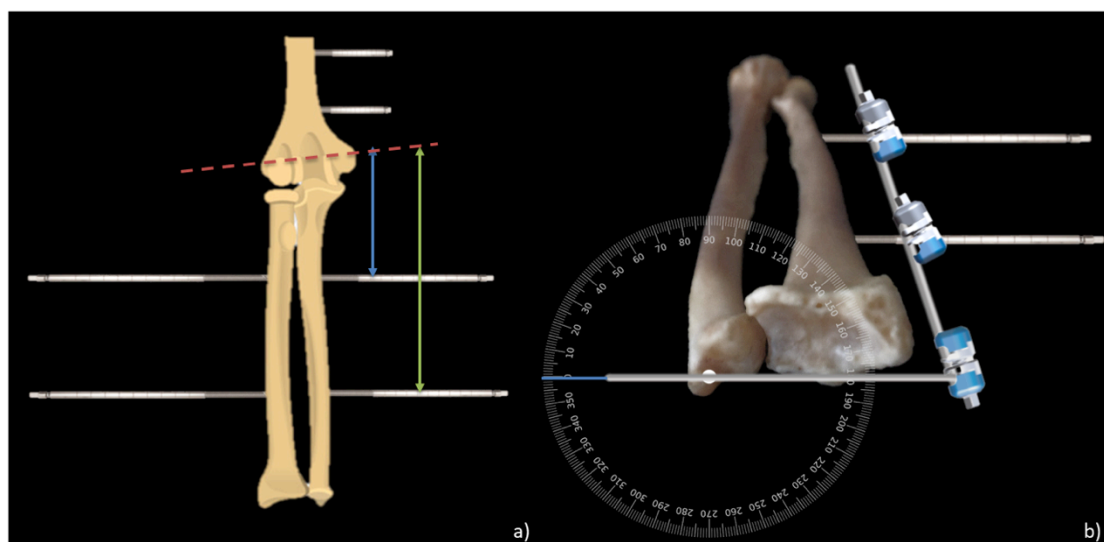


Figura 46. a) Dibujo esquemático de la posición de los pins sobre los huesos del brazo. Flecha verde indica distancia de 20 cm respecto al centro de rotación del codo. Flecha azul indica distancia de 10 cm respecto al centro de rotación. Línea con guiones indica eje de rotación del codo. b) Colocación de los pins del radio sobre la diáfisis y barra perpendicular perforada introducida a través de la aguja del cúbito para asegurar su paso por el centro de rotación (punto blanco).

III.6.3: Montaje del dispositivo

Se ancló el húmero sobre la columna vertical del marco mediante los dos pins colocados previamente, que se ajustaron a dicha columna mediante una barra vertical de 8mm unida a la columna, sobre la que colocamos dos rótulas pin-barra que mantenían al húmero en posición completamente vertical.

A continuación se insertó la aguja roscada de tres milímetros en la base de la estiloides cubital, coincidiendo con la región foveal, la cual representa el eje de rotación en el antebrazo (Fig. 47). Sobre dicha aguja se adaptó la cuerda de tracción que, como ya se ha comentado, se dirigió verticalmente hacia una barra de soporte superior del marco. Esta cuerda de tracción permitía modificar los grados de flexión del codo (los cuales se habían determinado mediante el uso del goniómetro digital apoyado sobre la barra del cúbito y húmero) y se deslizaba adaptándose a la movilización anterior y posterior en el plano transversal, permitiendo además la movilidad del antebrazo en dirección medio-lateral durante la generación de los movimientos de varo-valgo. De esa forma se consiguió anular el peso del antebrazo sobre el arco, ya que se consideró que éste podía condicionar el movimiento fluido del balanceo por generar más fricción entre el punto de anclaje del arco sobre la barra superior del marco.

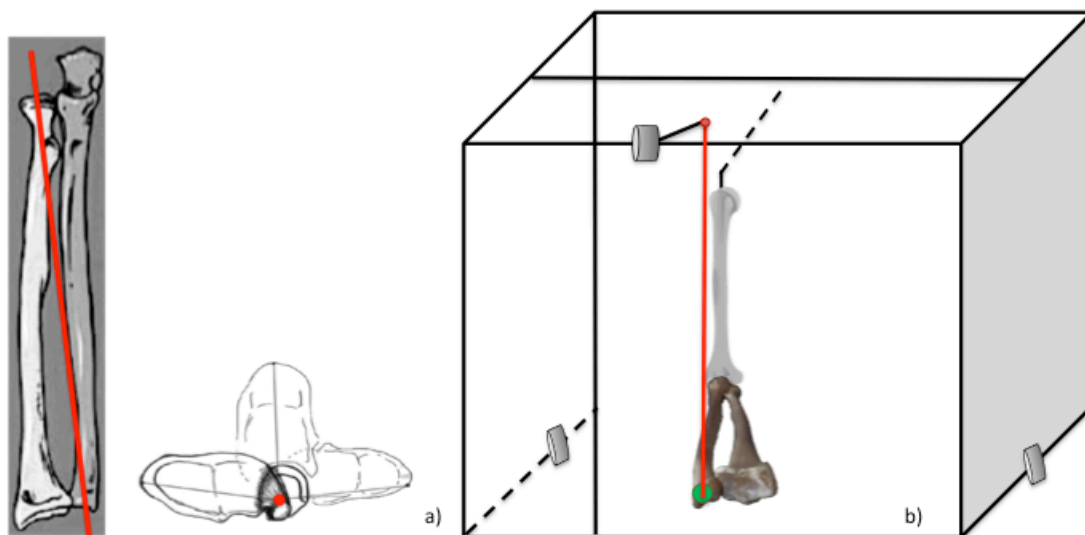


Figura 47. a) Esquema del eje de rotación del antebrazo. Movimientos de pronosupinación radio sobre cúbito. b) Esquema del marco de trabajo. Punto verde señala la aguja roscada intramedular en cúbito que sigue el eje de rotación del antebrazo. Línea roja señala cuerda que pende de la barra móvil del margen superior del marco que sigue los movimientos de rotación y varo-valgo de la extremidad manteniendo los grados de flexión del codo.

Sobre la barra roscada en el interior del cúbito, en primer lugar, se introdujo a través de uno de los orificios labrados, la barra perpendicular al radio unida a la aguja que nos sirvió para determinar la rotación de éste alrededor del cúbito. En segundo lugar, se colocó un transportador de ángulos circunferencial transparente haciendo coincidir el centro de dicho transportador con el eje de rotación marcado en la barra roscada en el cúbito. Este transportador se mantuvo fijo mediante un sistema de tuercas de mariposa opuestas entre sí. De esta manera permitía visualizar los movimientos de la aguja introducida sobre la barra perpendicular al radio, con el objeto de poder cuantificar la rotación de éste sobre el cúbito y así obtener los valores de pronosupinación del antebrazo (Fig. 48).

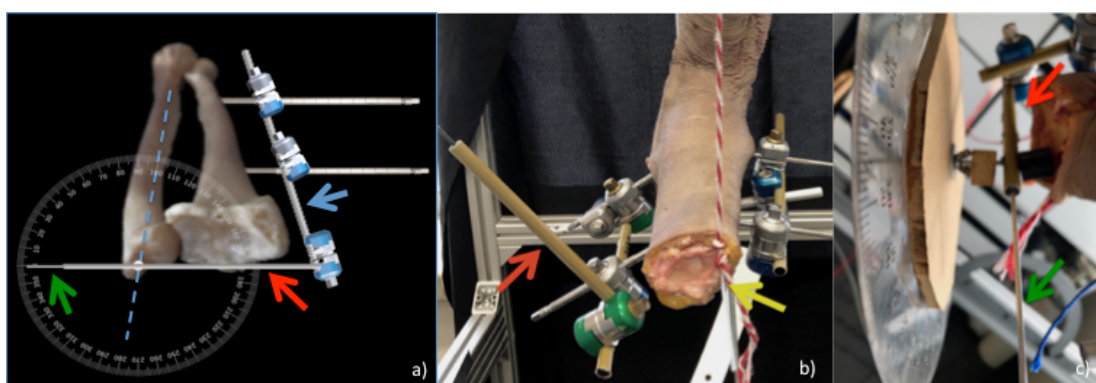


Figura 48. Montaje del dispositivo biomecánico. a) Esquema de la colocación del transportador de ángulos sobre el cúbito a través de la aguja roscada que marca el eje de rotación del antebrazo (punto blanco). b) Colocación de la extremidad sobre el marco. c) Visión lateral detallada de la disposición de la barra roscada como eje de rotación, barra perforada que nos indica la rotación y el transportador. Flecha roja: barra perforada para control del centro de rotación. Flecha amarilla: barra roscada insertada sobre la región foveal del cúbito siguiendo el eje de rotación del antebrazo (línea discontinua en la figura a). Flecha verde: aguja adaptada sobre la barra de rotación del radio para realizar mediciones sobre el transportador. Flecha azul: barra que sigue el eje longitudinal del radio.

En la barra fijada sobre el cúbito, sobre el pin colocado a 20cm del centro de rotación y a 5cm de la cortical ósea, se colocaron dos cuerdas de tracción en direcciones opuestas que se dirigen hacia poleas introducidas sobre las barras laterales del marco de tal manera que permitían mantener la perpendicularidad al generar las fuerzas de varo-valgo con el torque requerido.

III.6.4: Determinación de mediciones

Las mediciones se realizaron a diferentes ángulos de flexión del codo, flexión que se mantenía gracias a la cuerda de tracción que unía la barra roscada del eje de rotación del antebrazo con la barra situada en la parte superior del marco. Para establecer los grados necesarios se tomó como referencia el eje del húmero (que se mantiene en posición vertical, paralelo a la barra vertical del marco) y la barra del cúbito. Se calcularon los ángulos mediante el uso de un goniómetro digital. Los cálculos se realizaron cada 10° en un rango de 40°-120°.

En la barra frontal del marco se colocó una regla milimetrada que permitía cuantificar el desplazamiento medio-lateral del antebrazo al generar los movimientos de varo-valgo en los diferentes grados de flexión. Estos movimientos se realizaban manteniendo una fuerza en supinación controlada y constante, la cual se mantuvo tras fijar una barra de unión entre el radio y cúbito mientras se provocaba el movimiento de varo-valgo (Fig. 49).

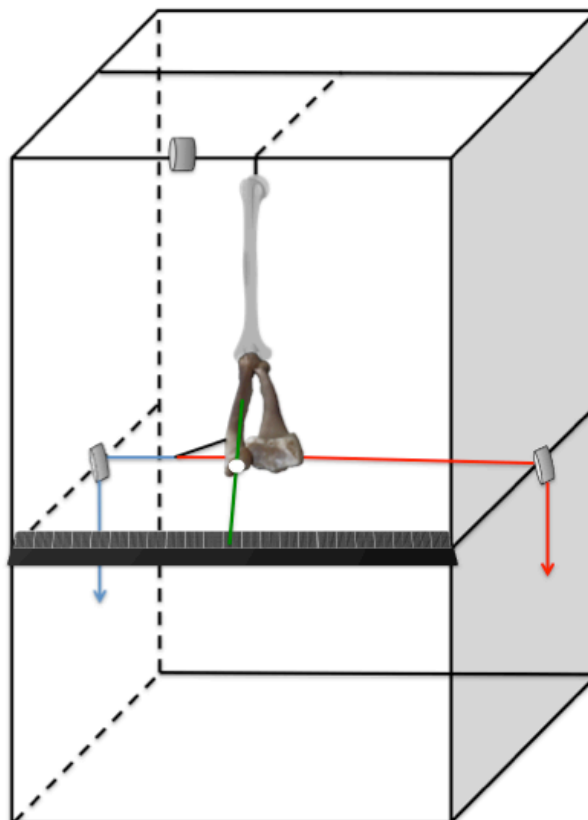


Figura 49. Representación del movimiento de varo-valgo a través de dos cuerdas de tracción (rojo y azul) ancladas al pin del cúbito y desde las cuales se ejercía fuerza con el dinamómetro digital.

Las mediciones de los grados de prono-supinación se establecieron mediante la toma de fotografías en supinación y pronación tras generar el torque deseado. La imagen se tomaba perpendicular a la superficie del transportador de ángulos sobre el que la aguja que marcaba la rotación del radio nos determinaba los grados de este movimiento (Fig. 50).

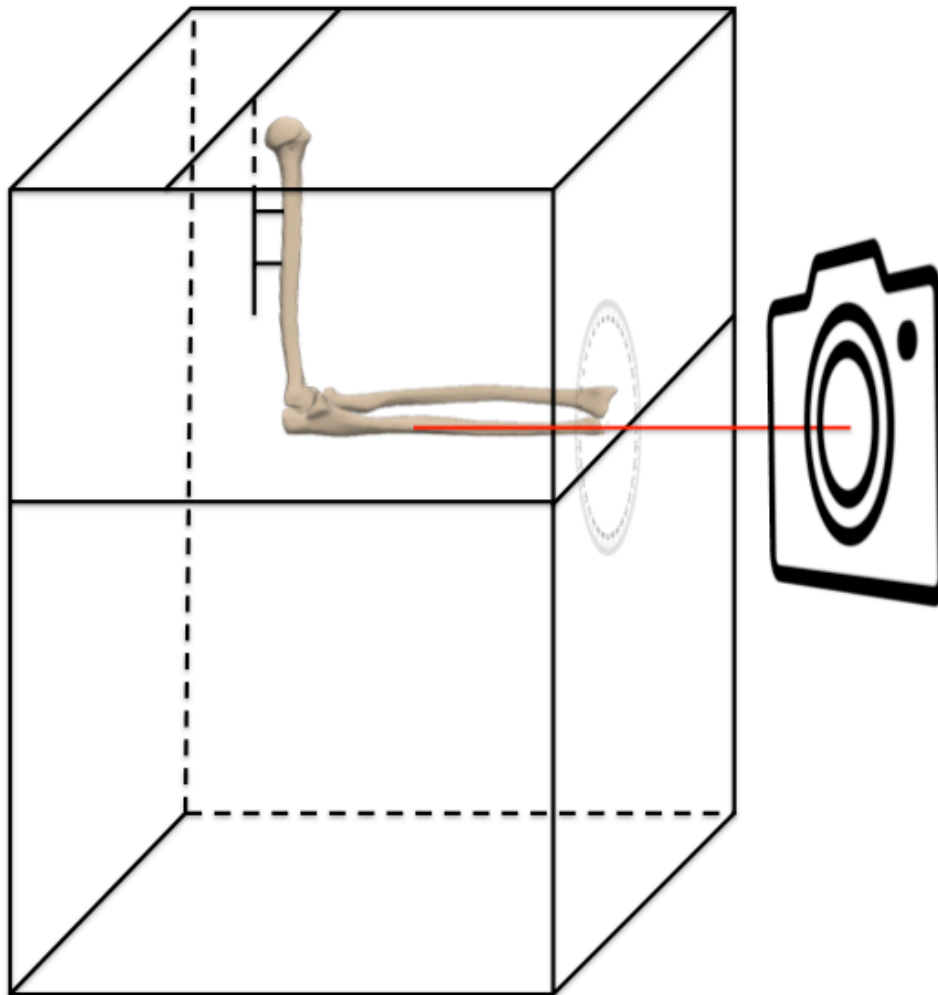


Figura 50. Esquema de la posición de la cámara de fotos perpendicular al eje del cúbito para poder calcular el desplazamiento al realizar la prono-supinación.

Finalmente, para calcular la traslación posterior de la cabeza radial, se posicionó el codo a 40° , en supinación con un torque de 1Nm y generando una fuerza en varo de 1Nm . Asimismo, se colocaron dos agujas kirschner paralelas, la primera perpendicular al centro de la cara lateral del cuello radial y la segunda sobre la cresta lateral del húmero ligeramente superior al epicóndilo lateral para no lesionar los ligamentos. Se procedía a medir la distancia que hay entre ellos con un pie de rey electrónico sin realizar fuerza; a continuación se generaba una compresión axial

siguiendo el eje del radio mediante el uso de un dinamómetro de presión y se volvía a medir la distancia entre las dos agujas de kirschner utilizando el mismo sistema. De esa manera podíamos calcular el desplazamiento real del radio al producirse la compresión axial (Fig. 53).

En base a los estudios biomecánicos publicados, la fuerza aplicada tanto en rotación como en varo-valgo fue de 1Nm, ya que es la carga aproximada que se ha demostrado en estudios previos que permite demostrar laxitud sin dañar el resto de estabilizadores del codo (S. R. Deutch, Jensen, *et al.*, 2003) y que tras realizar una equiparación, teniendo en cuenta el lugar donde se generó la fuerza varo-valgo (20cm) y la fuerza de prono-supinación (5cm) equivalía a 500gr en el primer caso y 2kg en el segundo. La fuerza axial para poder generar el movimiento de traslación posterior fue de 15N a lo largo del eje del antebrazo basándonos en la bibliografía publicada (S. Deutch *et al.*, 2003)

III.6.5: Variables de estudio y test biomecánicos aplicados:

Los diferentes test que hemos analizado para el estudio de la respuesta biomecánica del complejo lateral del codo fueron:

Varo constante + amplitud prono-supinación (Fig. 51). Se generó una *fuerza en varo* con un torque de 1 Nm que se ajustó de manera proporcional teniendo en cuenta un radio de 20 cm, punto desde donde se generó la fuerza, a partir del epicóndilo lateral, y que tras realizar la proporción equivale a 500 gramos de peso; se estabilizó el cúbito mediante una cuerda de tracción anclada a una polea móvil que se ajustó a la altura necesaria según se va produciendo la flexo-extensión y que permitía un deslizamiento en el eje antero-posterior sobre la que cuelga el peso deseado. Se generó una *fuerza rotacional externa (supinación)* con un torque de 1 Nm, que tras calcular un radio de 5 cm, equivale a 2 kg de peso, esta fuerza se generó mediante el uso de un dinamómetro anclado sobre la barra que sigue el eje del radio. El mismo procedimiento, pero en dirección opuesta, se realizó para conseguir la *fuerza en rotación interna (pronación)*.

Distancia de la cortical externa del radio al punto donde se realiza la supinación: 5 cm

Distancia del centro de rotación del codo a la localización del cúbito donde se realiza el Varo-Valgo: 20cm

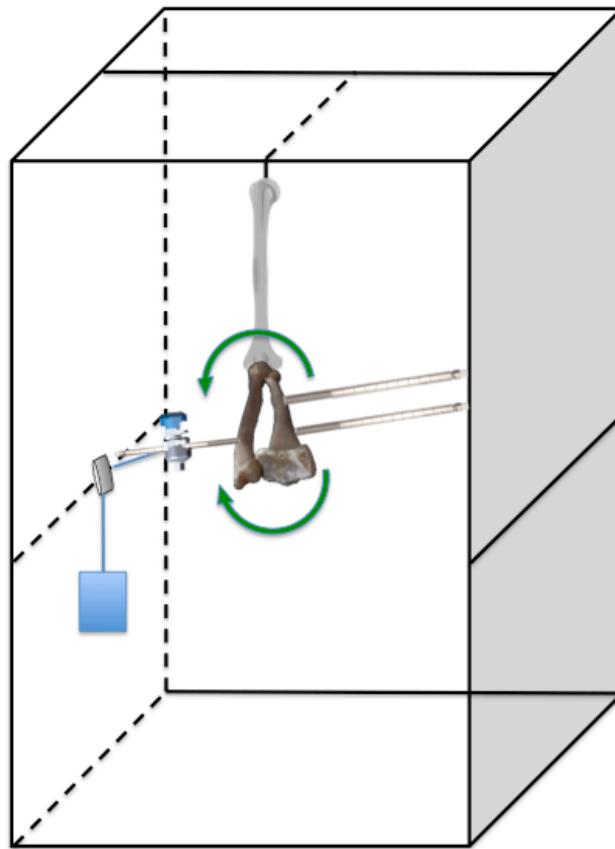


Figura 51. Representación esquemática de la colocación de la pieza, la generación del varo y el movimiento de pronosupinación a través del pin del radio.

Supinación constante + amplitud varo-valgo (Fig. 52). Inicialmente se generó una fuerza rotacional externa del antebrazo con un torque de 1 Nm, que tras calcular un radio de 5 cm, equivalía a 500 gr de peso. Para mantener la fuerza, se estabilizó el radio sobre el cúbito colocando una barra de unión anclada sobre dos rótulas colocadas en uno de los dos pins de ambos huesos que ya habían sido previamente colocados, y que se ajustaron tras generar la fuerza de rotación deseada. Posteriormente se generó una *fuerza en varo* con un torque de 1Nm que se ajustó teniendo en cuenta un radio de 20cm, punto desde donde generamos la fuerza, que se contabilizó desde el epicóndilo lateral, y que tras realizar la proporción equivalía a 500gr de peso que fue generado mediante un dinamómetro en un plano perpendicular al eje del radio.

Para generar el *valgo*, se realizó el mismo procedimiento contabilizando 20cm desde el epicóndilo medial.

Distancia de la cortical externa del radio al punto donde se realiza la supinación: 5cm

Distancia del centro de rotación del codo a la localización del cúbito donde se realiza el Varo-Valgo: 20cm

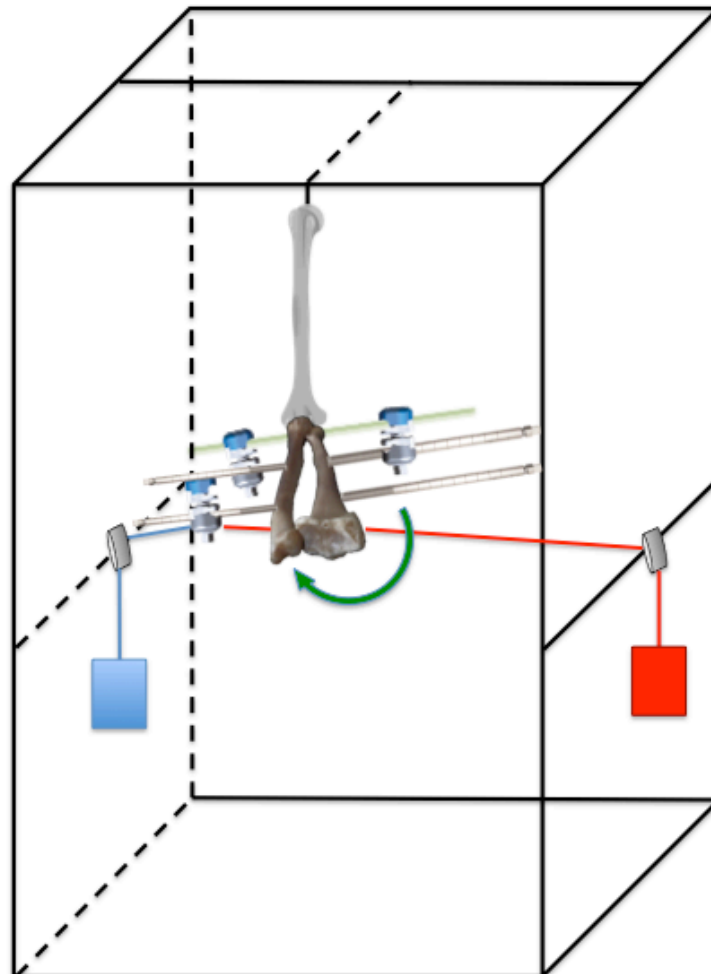


Figura 52. Representación esquemática de la colocación de la pieza, la generación del varo y el valgo a través de las cuerdas de tracción (líneas azul y roja) y el movimiento supinación a través del pin del radio. La barra verde mantiene la supinación deseada una vez realizada la fuerza necesaria.

Traslación cabeza radial (Fig. 53). Se colocó el codo a 40° de flexión en supinación con un torque de 1 Nm y manteniendo fuerza en valgo de nuevo con un torque de 1Nm, para luego generar una compresión axial en dirección posterior sobre la carilla articular del radio siguiendo el eje de dicho hueso (15N) mediante el uso de un dinamómetro electrónico. La medición del desplazamiento obtenido se realizó, utilizando un pie de rey apoyado sobre dos agujas de kirschner, una perpendicular a la cresta epicondílea lateral del húmero y la otra perpendicular al cuello del radio. Se tomaron mediciones antes y después de generar la compresión axial sobre el radio.

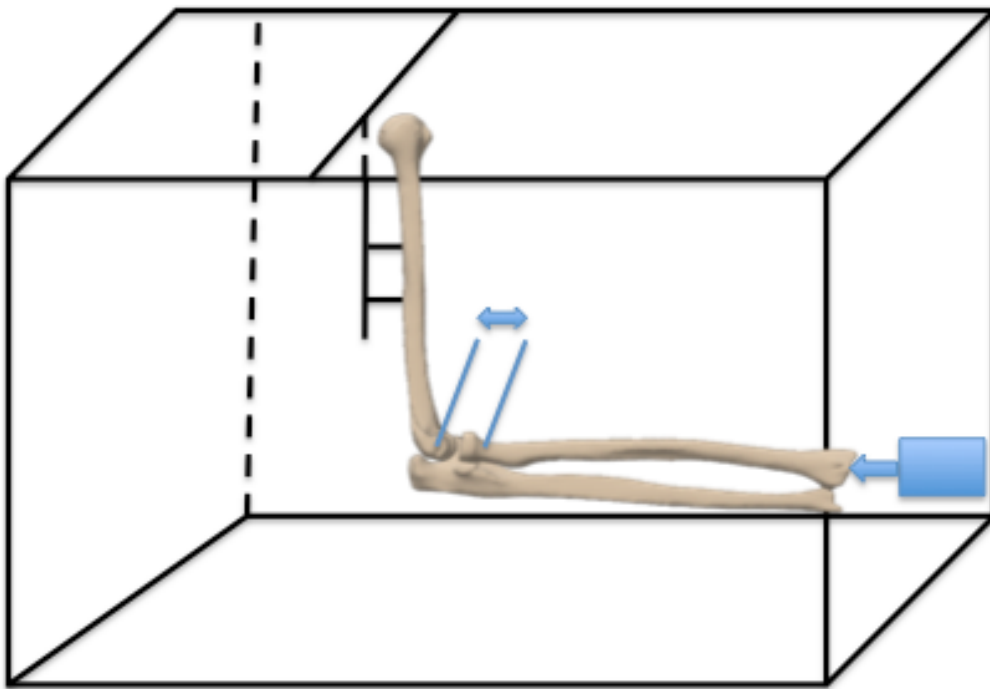


Figura 53. Representación esquemática de la colocación de la pieza, y la generación de a fuerza axial a través de la superficie articular del radio distal. La medición del desplazamiento se realiza utilizando como referencia dos agujas, una en cuello de radio y otra en epicóndilo lateral. Cuadrado azul: representa al dinamómetro y la dirección de la fuerza aplicada. Línea azul: representan agujas de kirschner.

Para establecer las fuerzas que generen la inestabilidad nos hemos basado en la bibliografía publicada (Deutch, Jensen, Olsen & Sneppen, 2003; Deutch, Jensen, Tyrdal, Olsen & Sneppen, 2003; Deutch, Olsen, Jensen, Tyrdal & Sneppen, 2003; Gray & Williams, 2001; Olsen *et al.*, 1996; Olsen & Søjbjerg, 2003; Schnetzke *et al.*, 2018).

Los test se analizaron cada 10° de flexo-extensión, partiendo de los 40° de flexión hasta los 120°:

- 1º: Fuerza en supinación (1Nm) y amplitud varo-valgo con (1Nm)
- 2º: Fuerza en varo (1Nm) y amplitud prono-supinación (1Nm)
- 3º: Traslación cabeza radial 15N (a 40°)

El desplazamiento posterior de la cabeza radial y el que se produce durante las fuerzas de varo-valgo se calculó en milímetros. La medición de la prono-supinación se calculó en grados.

III.6.6: Grupos de estudio

El total de 25 especímenes analizados desde el punto de vista biomecánico se agruparon en cinco grupos de forma aleatoria (5 piezas por grupo). En cada grupo se realizaron diferentes lesiones en el LCL. Cada lesión equivalía a una fase, de tal manera que en tres de los 5 grupos se realizaron 3 fases de estudio (se generaron tres lesiones secuenciales, cada una en una localización concreta de cada uno de los fascículos del complejo); y en los otros dos, únicamente se realizaron dos fases de trabajo, ya que en este caso se generó una lesión en dos fascículos del complejo de forma simultánea; la diferenciación entre ambas fases 1 y 2 consistía en si la lesión se localizaba en la región distal o proximal del LCL.

El estudio consistió en practicar cada uno de los test biomecánicos **Varo constante + amplitud prono-supinación, supinación constante + amplitud varo-valgo y traslación posterior de la cabeza de radio**, primero sobre el espécimen con el complejo lateral indemne y a continuación, practicando lesiones sobre dicho complejo de acuerdo con los cinco grupos determinados. Las diferencias entre grupos se correspondían a la secuencia de lesión que se practicó sobre el complejo ligamentoso lateral del codo. Los test se aplicaron en los cinco grupos, y la diferencia entre grupos venía determinada por la secuencia de la lesión.

La sección proximal del LCUL se realizó transversal y de forma adyacente al margen proximal del LA, correspondiendo a la región desde el centro de la cabeza radial hasta su región posterior.

La sección proximal del LR se realizó de la misma manera, transversal y adyacente al margen proximal del LA, pero siendo la zona correspondiente al centro de la cabeza radial hasta su región anterior. La sección del ligamento anular se realizó de forma vertical desde el margen superior al inferior del ligamento en la región anterior de la cabeza radial. En los cortes distales, la sección del LCUL y del ligamento anular se realizó conjunta en la región de inserción en la cresta del músculo supinador (Fig. 54).

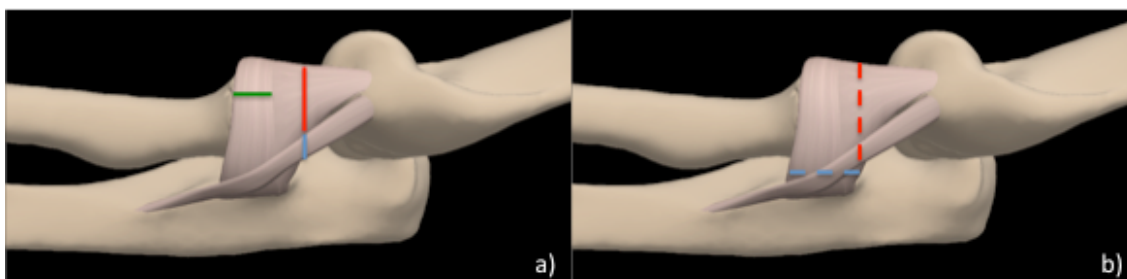


Figura 54. a) Representación esquemática de la localización de las lesiones en los grupos A, B y C. Línea roja: lesión región proximal LR. Línea azul: lesión en región proximal LCUL. Línea verde: Lesión en región LA. b) Representación esquemática de la localización de las lesiones en los grupos D y E. Línea roja discontinua: lesión proximal LR y LCUL. Línea azul discontinua: lesión distal LA y LCUL.

En la Tabla 8 se exponen las secuencias de lesión de los ligamentos a realizar en los diferentes grupos:

Tabla 8. Detalle de la secuencia de lesión en cada grupo por fases. En cada fase se realizan los tres movimientos descritos en el apartado anterior (IV.6.5). Asterisco: significa que estos cortes se realizan en la región distal del complejo ligamentoso lateral.

Grupo	1a fase	2a fase	3a fase
A	LCUL	LCUL + LR	LCUL + LA
B	LR	LR + LA	LR + LA + LCUL
C	LA	LA + LUCL	LA + LUCL + LR
D	LCUL + LR	LCUL + LA*	
E	LA + LCUL*	LCUL + LR	

Con toda esta secuencia de cortes y la separación entre grupos con lesión distal o proximal al ligamento anular, el objetivo fue analizar el papel de cada ligamento de forma individual, la

diferencias en la laxitud entre la región distal y proximal y la aportación de cada ligamento al aumento progresivo de la inestabilidad en varo y rotación externa.

III.7: Análisis estadístico

Como paso previo al análisis, se revisaron los datos mediante análisis exploratorio observando sus distribuciones de frecuencias y buscando posibles errores de registro o de codificación.

Se efectuó un análisis descriptivo univariante donde las variables de tipo cuantitativo se resumen mediante medidas de tendencia central (media o mediana) y de dispersión (desviación estándar o rango intercuartílico) según su distribución, y las variables cualitativas con medidas de frecuencia absoluta y relativa. Para las variables continuas se comprobó la aproximación a la distribución normal mediante la prueba de Shapiro-Wilk

Para el análisis bivariante se empleó la prueba T de Student (datos apareados o independientes, según el caso) y el análisis de la varianza de un factor (ANOVA) si se trataba de más de dos variables. El grado de acuerdo entre variables categóricas, en relación al estudio de imagen, se evaluó mediante el índice Kappa de Cohen siendo 1 el valor máximo, que indica acuerdo total. En general, puede afirmarse que un índice Kappa es *excelente* si se sitúa por encima de 0.8, *bueno o moderado* si está por encima de 0.6 y *aceptable* si supera 0.4. El grado de consistencia entre dos evaluaciones de una variable cuantitativa se llevó a cabo mediante el coeficiente de correlación intraclass (ICC). La interpretación del ICC es análoga a la del coeficiente de Kappa.

Para el estudio de la biomecánica del codo, el resultado entre fases se comparó mediante el análisis de varianza ANOVA de un factor con medidas repetidas con la variable fase como variable independiente (factor). Se evaluó la condición de esfericidad y en caso de no cumplirse se utilizó el estadístico F con los grados de libertad modificados (corrección de Greenhouse-Geisser). En caso necesario (rechazo de la hipótesis global de igualdad de medias) se aplicaron comparaciones múltiples a posteriori mediante el método de Bonferroni.

El nivel de significación estadística se ha fijado para todas las pruebas en $p < 0.05$. El procesamiento y análisis de los datos se llevaron a cabo con el programa estadístico IBM Corp. Released 2019. IBM SPSS Statistics for Windows, Version 26.0. Armonk, NY: IBM Corp.

IV: Resultados

IV.1: Parámetros morfométricos mediante macro- microdissección

De los 55 especímenes recogidos para esta fase del estudio se descartó una de las extremidades porque se evidenció una lesión crónica asociada a una desestructuración del LCL que no permitía el estudio anatómico completo de la pieza.

En los 54 casos restantes se pudieron identificar correctamente todos los fascículos del LCL y se pudieron realizar las mediciones del LCUL según el protocolo establecido. El detalle de la anatomía macroscópica de este complejo se observa en la Figura 55.

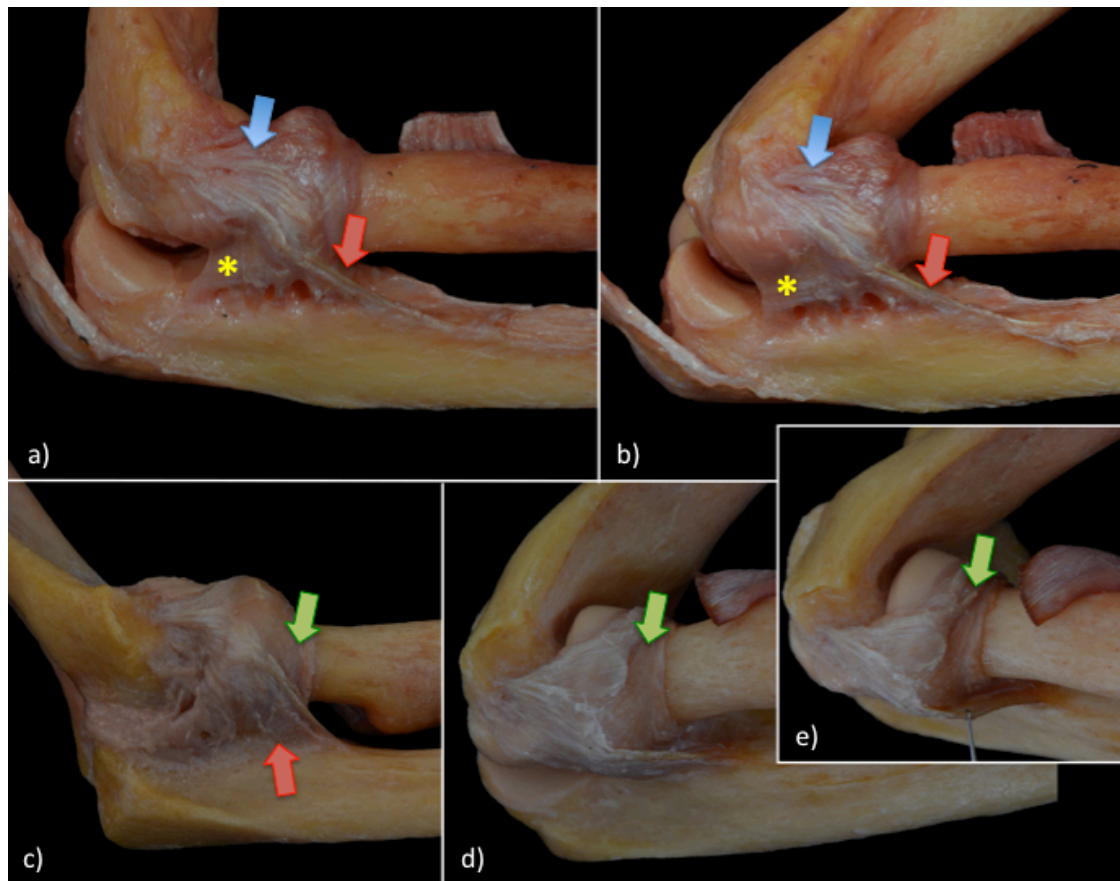


Figura 55. Imagen correspondiente a la anatomía del LCL en dos especímenes. a) y b): espécimen con inserción aislada del LCUL. Se observa la tensión del LCUL en flexión máxima. c): espécimen con inserción conjunta. En d) y e) se observa la relación del LCUL con el LA y su inserción en la cresta del músculo supinador. Flecha azul: LR, Flecha roja: LCUL, Flecha verde: LR y asterisco: cápsula articular.

El valor promedio de la longitud del LCUL fue de 48,50mm (DT=6,82mm). Al realizar los movimientos de flexo-extensión, se constató, que este fascículo se acortaba discretamente si se toma como referencia la posición de 90° y la flexión máxima, obteniendo en esta última situación, un promedio de longitud de 46,76mm (DT= 6,46mm); al realizar la extensión desde la posición de 90° se produce de nuevo un acortamiento del ligamento superior al que sucede al producirse la flexión, en este caso el valor promedio de la longitud fue de 44,10mm (DT=7,20mm).

Por tanto, hemos observado que al producirse la flexión el ligamento se acorta un promedio de 2,18mm (DT=1,80mm)), mientras que en extensión el acortamiento promedio es de 4.44mm (DT=2,22mm) (Tabla 9), siendo esta diferencia estadísticamente significativa ($p < 0,05$).

En el trayecto del codo desde la flexión máxima hasta la extensión máxima la variación media de la longitud del ligamento fue de 3,47mm (DT=2,38mm). Se adjunta tabla de datos en Anexo 3.

Tabla 9. Valores promedio de la longitud del ligamento en posición de 90° y en flexo-extensión máxima. Las tres últimas celdas reflejan el acortamiento que se produce al realizar dichos movimientos, así como la variación global.

Longitud (mm)	90°	Flexión máxima	Extensión máxima	90°-Flex_máx	90°-Ext_máx	Flex-máx-Ext_máx
Promedio (mm)	48,50	46,76	44,10	2,18	4,44	3,47

El grosor del fascículo (Fig. 56) se determinó en posición neutra, en la región correspondiente a la unión entre el tercio medio y distal del ligamento, justo tras sobrepasar el margen inferior de la cabeza radial y antes de contactar con el cúbito, donde ya se inserta en la región de la cresta del músculo supinador y está en íntimo contacto con la cápsula articular y el ligamento anular.

En este sentido, hemos comprobado, que al realizar movimientos de prono-supinación para observar el comportamiento del LCUL, se objetivó que en supinación aumenta su tensión y el contacto que mantiene sobre el epicóndilo lateral del húmero, mientras que en pronación se produce un pérdida de la tensión del ligamento.

El valor promedio del grosor de ligamento fue de 1,26mm (DT= 0,36 mm).

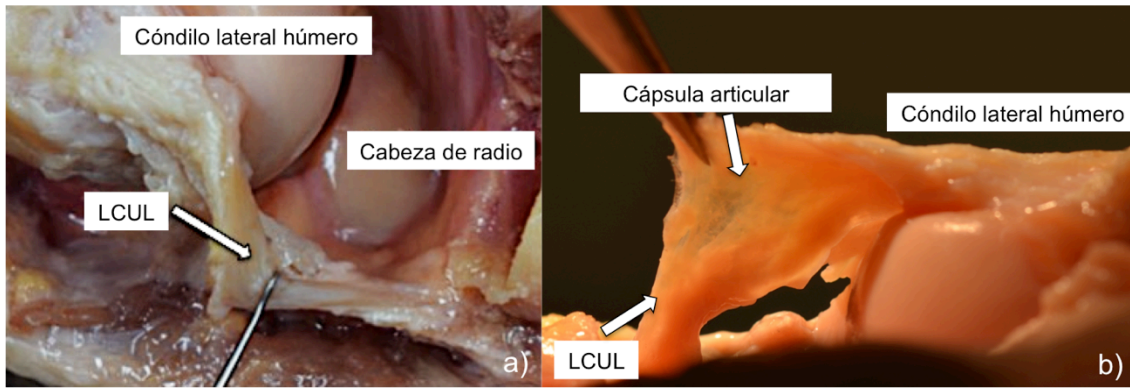


Figura 56. Detalle del grosor del LCUL. a) El gancho está apoyado en la región media del fascículo. b) Destacar el grosor del ligamento al visualizarlo a contraluz y como su consistencia difiere del tejido capsular.

En cuanto a la inserción del fascículo sobre la cresta del músculo supinador, se identificaron macroscópicamente las tres tipologías anatómicas que se describen en la literatura y se calculó la amplitud de inserción que presenta el fascículo ligamentoso teniendo en cuenta dónde acababan las fibras en su margen anterior y posterior. Destacamos la dificultad para poder concretar de forma precisa dónde terminan las fibras del LCUL y empiezan las del LA en los casos donde la inserción se expande en abanico (incluyendo aquellos casos, que se corresponden con la última de las tres tipologías insercionales, en los que se visualiza la existencia de una membrana interpuesta entre ambos fascículos).

Hemos podido identificar tres tipologías de inserción (Fig. 57). El primer tipo se correspondía con una inserción única y delgada en la que podemos distinguir el plano que se corresponde con el LCUL y el plano del LA. Habitualmente se corresponde con una inserción corta, en el margen proximal de la cresta del músculo supinador. El segundo tipo no permite diferenciar el plano entre el LCUL y el LA, siendo imposible realizar una distinción de sus fibras; suele ser una inserción que se expande sobre la cresta del músculo supinador. El tercer tipo era bastante similar al segundo, pero en este caso identificamos un tejido de aspecto membranoso que permitía diferenciar un pequeño intervalo entre ambos fascículos aunque, a pesar de esto, no existe una diferenciación clara a nivel estructural entre ambos siendo una inserción conjunta y expandida sobre la cresta del músculo supinador.

Los valores que hemos obtenido en cuanto a la morfología de la inserción se recogen en la Tabla 10:

Tabla 10. Tipos de inserción y número de casos para cada tipo.

Tipo de inserción	Nº casos
Única	20
Conjunta	22
Conjunta + membrana	12

El valor promedio de la amplitud de la inserción del LCUL sobre la cresta del músculo supinador es de 14,77mm (DT= 7,15mm).

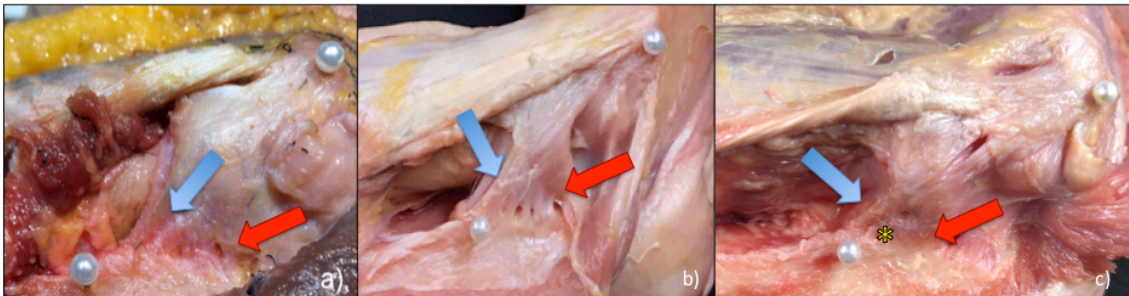


Figura 57. Detalle de los tipos de inserción. a) Inserción aislada del LCUL, se identifica un cambio de fibras respecto a las del LA. b) Inserción conjunta ampliada, fibras del LA y del LCUL indivisibles y unidas al tejido capsular posterior donde se presentan un número variable de invaginaciones. c) Inserción conjunta ampliada donde se aprecia un tejido de aspecto membranoso entre fibras correspondientes al LA (asterisco). Flecha azul: LCUL. Flecha roja: Cápsula posterior

Se analizó una probable relación entre el tipo de inserción y la anchura en la región distal de este fascículo, donde se utilizó el test ANOVA, donde pudimos objetivar que existen diferencias significativas entre los diferentes tipos y la anchura del fascículo a ese nivel (Tabla 11).

Tabla 11. Relación entre el tipo de inserción y el tamaño de la anchura (mm). Test ANOVA. P<0,05

Tipo de Inserción	N	Promedio anchura (DT) mm
Única	20	9,69 (± 6,21)
Conjunta	22	18,64 (± 5,39)
Conjunta + membrana	12	16,13 (± 7,23)

Aunque no realizamos mediciones cuantitativas en relación la tensión del fascículo, si que se constató el hecho de que las maniobras de rotación del antebrazo influyen sobre la tensión que recibe el fascículo. Concretamente al realizar la supinación el LCUL se tensa y, en cambio, al realizar la pronación el fascículo se vuelve laxo.

IV.2: Estudio anatómico del complejo lateral mediante cortes semifinos

Mediante la utilización de cortes plastinados procesados con la técnica E12 hemos analizado la microanatomía del LCL, y en especial del LCUL.

Por lo que respecta al origen a nivel del epicóndilo lateral, en todos los casos, se observó que las fibras a este nivel eran indiferenciables entre los diferentes fascículos del dicho complejo, es decir, entre el LR y el LCUL (Fig. 58). A este nivel, el complejo lateral estaba formado por un tejido conectivo muy denso sin apenas fibras musculares a este nivel. Estas fibras descienden, íntimamente relacionadas con la cortical ósea y la cápsula articular, en dirección a la cabeza del radio.

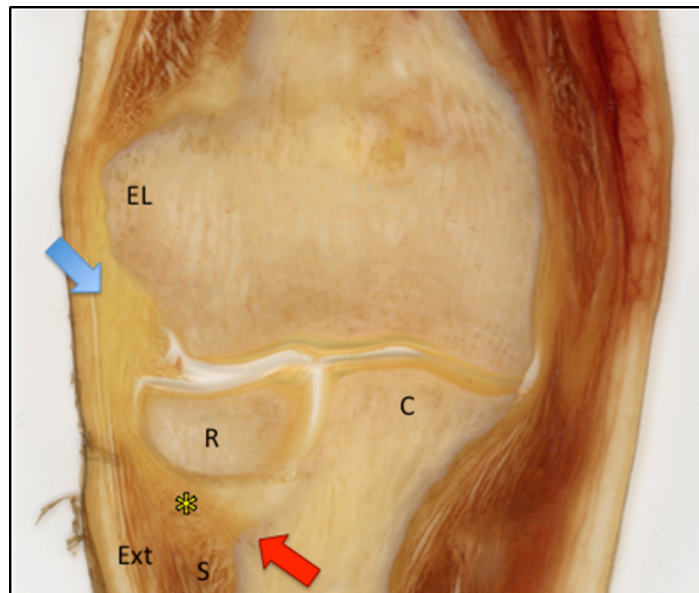


Figura 58. Corte coronal oblicuo del codo. Pieza obtenida tras realizar cortes semifinos e impregnación con E12. EL: Epicóndilo lateral, R: Cabeza de radio, C: Apófisis coronoides, Ext: Musculatura epicondílea extensora, S: Músculo supinador, Flecha azul: LCL, Flecha roja: Cresta del músculo supinador, Asterisco: Trayecto del LCUL

Destaca el hecho de que a este nivel prácticamente no se visualizan fibras musculares correspondientes a la musculatura epicondílea, las cuales comienzan a aparecer de manera gradual desde el plano correspondiente a la cabeza de radio en dirección caudal hacia la región proximal del antebrazo.

Hemos podido diferenciar de forma precisa el tejido fibroso denso correspondiente al LCL de un tejido algo más laxo, areolar, en la cara profunda de este complejo que se corresponde con la cápsula articular. A nivel de la articulación HR, en todos los especímenes observamos la presencia de un repliegue de este tejido, en forma de meniscoide que se introduce a nivel de la interlínea articular. (Fig. 59).

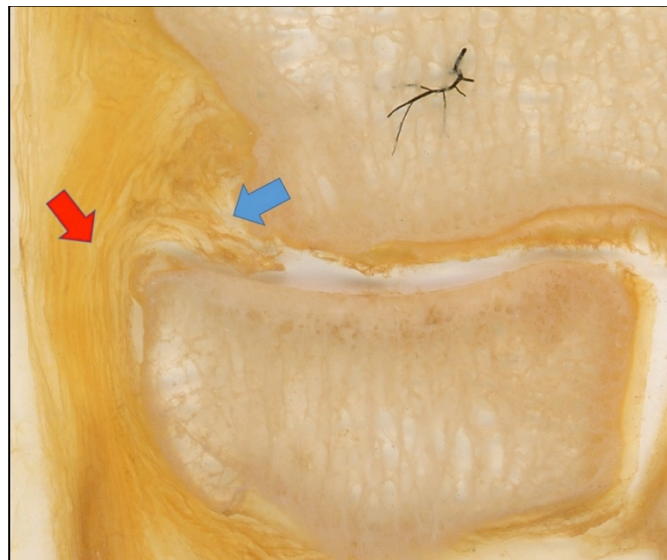


Figura 59. Estructura del origen del complejo ligamentoso lateral. Flecha azul señala tejido capsular. Flecha roja señala tejido ligamentoso correspondiente al complejo.

En referencia a la probable diferenciación entre fibras correspondientes al LR y al LCUL, no se llegó a conseguir diferenciar dichas fibras a nivel epicondíleo ya que el tejido es denso y homogéneo, sin ninguna diferenciación entre estructuras; no obstante, a medida que el LCL desciende, cambia su aspecto para ir adquiriendo de manera gradual un aspecto fibrilar inicialmente poco organizado, que continúa estructurándose progresivamente, adquiriendo un aspecto laminar, a medida que viaja hacia la cresta del músculo supinador, que permite, una vez sobrepasada la cabeza radial distinguir unas fibras que divergen y que se dirigen hacia la cresta del músculo supinador que se corresponden con el LCUL. (Fig. 60).



Figura 60. Estructura del origen y la región media del complejo ligamentoso lateral. Se distingue la diferenciación del tejido subcutáneo y la aparición progresiva de fibras musculares correspondientes a la musculatura extensora a partir de la cabeza del radio.

En la región media del complejo, es decir, la región que cruza el ligamento anular, la organización de las fibras pertenecientes a los fascículos de dicho complejo comienza a ser evidente. Las fibras del LCUL, de disposición profunda, adquieren un aspecto más denso y se visualiza la incurvación que dibujan hacia el cúbito siguiendo la forma del cuello del radio. A medida que se va dirigiendo posteriormente se pueden diferenciar sus fibras de las estructuras adyacentes musculares que se corresponden con el músculo supinador y la musculatura epicondílea extensora (Fig. 61).

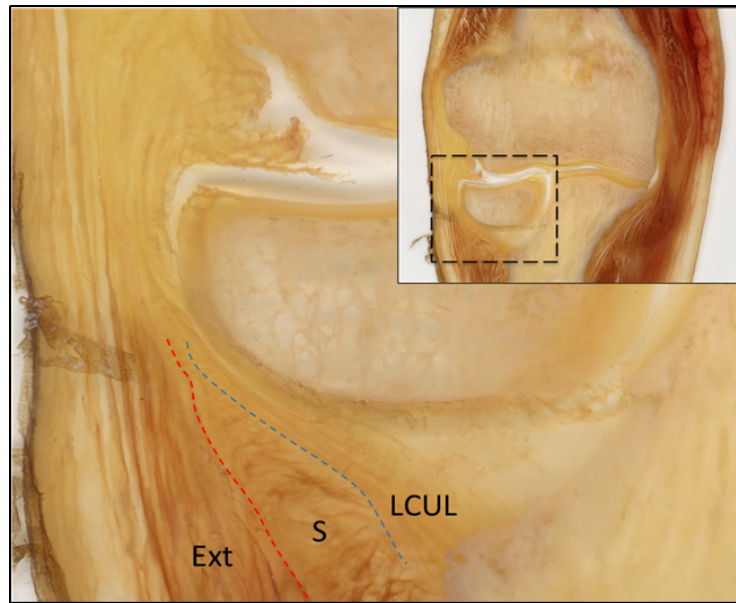


Figura 61. Detalle del segmento caudal del complejo lateral. Se distinguen las fibras que se insertan en la cresta del músculo supinador correspondientes al LCUL. Se llegan a diferenciar los vientres del músculo supinador y la musculatura extensora. Línea discontinua roja: señala intervalo entre músculo supinador y musculatura extensora. Línea discontinua azul: señala intervalo entre LCUL y músculo supinador. Ext: Musculatura epicondilea extensora. S: Músculo supinador. LCUL: Ligamento colateral ulnar lateral.

En la región más caudal del complejo lateral se evidencia como el LCUL se inserta a lo largo de la cresta del músculo supinador, donde en algunos casos se pueden diferenciar las fibras del LCUL de la cápsula articular, la cual es una estructura con menor cantidad de tejido conectivo, más desestructurado y de aspecto areolar (Fig. 62).

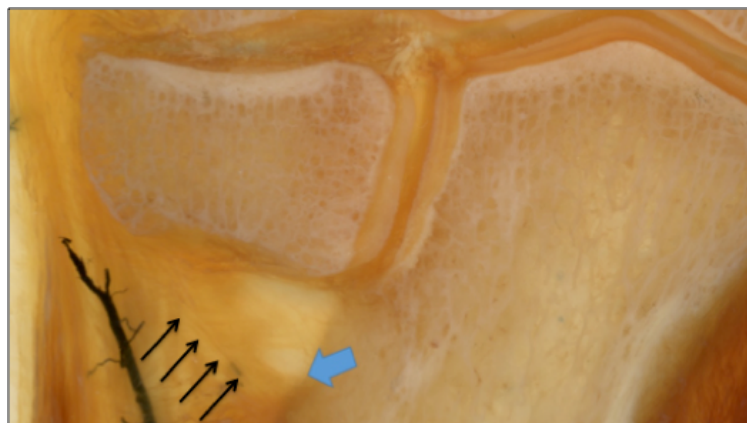


Figura 62. Inserción en la cresta del músculo supinador. Flecha azul marca la diferenciación entre la cápsula articular (más clara) y el LCUL (más oscuro). Flechas negras: Trayecto del LCUL

El estudio de los cortes semifinos nos ha permitido diferenciar una tipología de inserción del LCUL que se amplía a lo largo del cúbito, y una segunda tipología caracterizada por una inserción más estrecha y mejor definida, que pueden corresponderse a los dos grandes tipos de inserción (única vs conjunta) descritos previamente en los estudios anatómicos de este fascículo así como en nuestro apartado de macro-microdissección (Fig. 63).

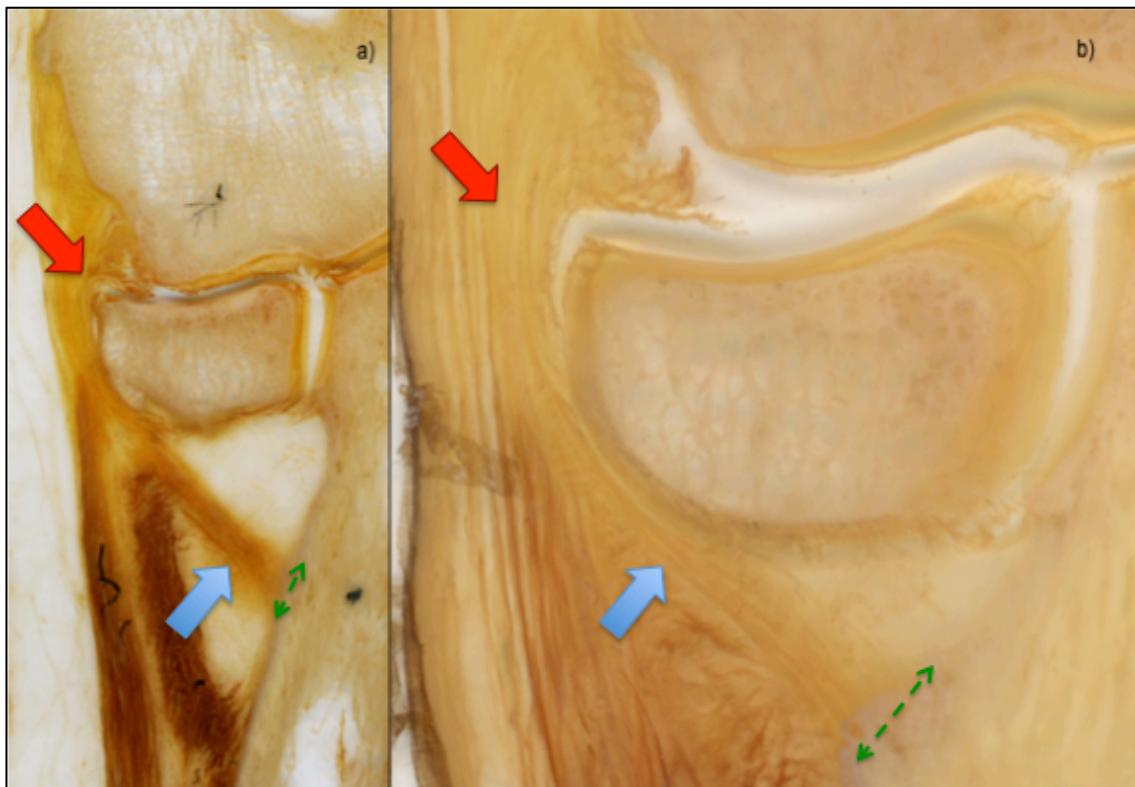


Figura 63. a) Inserción estrecha y aislada del LCUL. b) Inserción conjunta del LCUL con un patrón de fibras en abanico que llega a hacerse indistinguible del tejido capsular. Flecha azul marca trayecto de la inserción LCUL. Flecha roja: LCL. Flecha verde discontinua: Extensión de la inserción del LCUL

El estudio descriptivo del LCL y del LCUL se completó con el cálculo del grosor de estas estructuras mediante el uso del paquete informático ImageJ/FIJI, previamente calibrado. Las mediciones se realizaron en cuatro zonas: en la región correspondiente al epicóndilo lateral, a nivel de la interlínea articular HR, en la región media de la cabeza del radio y a nivel de la cresta del músculo supinador del cúbito (Fig. 64).

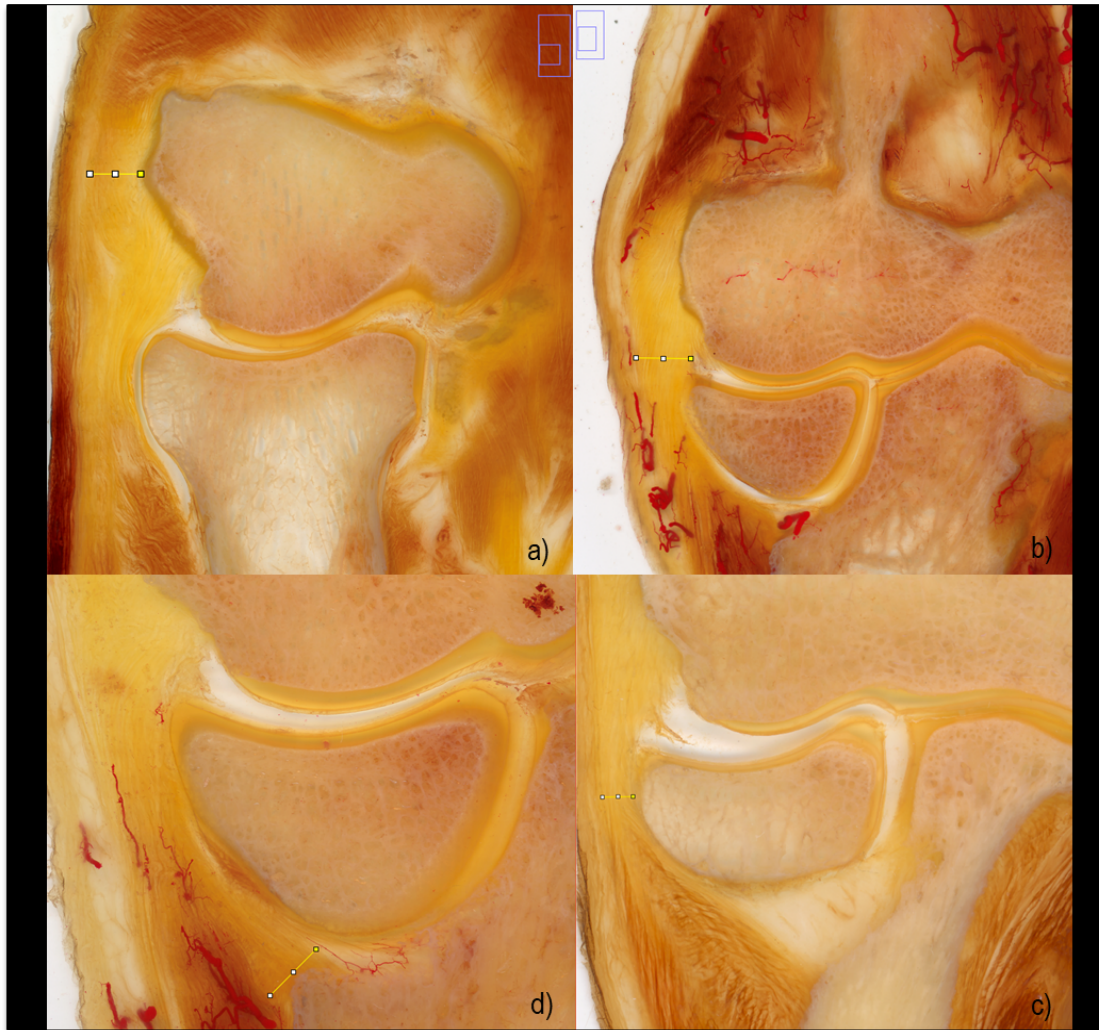


Figura 64. Mediciones del grosor (línea amarilla) del complejo lateral y del LCUL mediante el uso del software ImageJ/FIJI sobre cortes anatómicos semifinos procesados con la técnica E12. a) Medición a nivel del epicóndilo lateral. b) Medición sobre la interlínea de la articulación húmero-radial. c) Medición sobre la región media de la cabeza radial. d) Medición sobre la inserción del LCUL a nivel de la cresta del músculo supinador.

Los resultados obtenidos se reflejan en la tabla 12. El grosor mayor se registró en la región epicondílea y sobre la interlínea HR, obteniéndose un valor promedio de 3,05mm y 3,04mm respectivamente. Coinciden con las zonas donde no existe una diferenciación clara entre las fibras del LCUL y el LR así como de la musculatura extensora. En algunos casos en la región de la interlínea se puede distinguir el cambio en la estructura del tejido capsular.

En la región de la cabeza radial, el promedio de grosor del complejo fue de 1,74mm. Se corresponde a la zona donde el LCUL se entremezcla con el LA y donde este fascículo se incurva para dirigirse hacia la cresta del músculo supinador. A nivel de esta cresta el promedio

de grosor del LCUL fue de 1.82mm, obteniendo medidas más dispares dato probablemente relacionado con la variabilidad anatómica insercional del LCUL.

Tabla 12. Resultados de la medición (mm) del grosor del LCL y el LCUL utilizando cortes coronales oblicuos en estudio anatómico por cortes semifinos.

Nº espécimen	Grosor LCL según localización			Grosor LCUL
	Epicóndilo lateral	Interlínea articulación HR	Cabeza radial	Cresta del músculo supinador
1	3,76	3,07	2,17	2,73
2	4,74	4,74	4,49	2,47
3	2,36	3,44	2	1,85
4	2,43	1,62	0,68	1,65
5	3,37	3,62	2,43	3,08
6	2,5	2,93	1,49	1,43
7	4,83	5,83	0,87	1,53
8	2,95	2,87	1,93	1,88
9	1,57	1,06	0,78	0,77
10	2,08	1,31	0,62	0,86
Promedio (mm)	3,059	3,049	1,746	1,825

IV.3: Estudio mediante tinción inmunohistoquímica de fibras nerviosas en el LCUL

El estudio de la presencia de fibras nerviosas mediante tinción inmunohistoquímica reveló la presencia de reactividad frente a PGP en los dos especímenes que se estudiaron. La microscopia con focal nos mostró un patrón compatible con la presencia de terminaciones libres. No se objetivaron terminaciones encapsuladas.

La localización de la máxima reactividad frente a PGP se localizó en los extremos del LCUL, correspondientes a su origen común con el LR y a nivel de su inserción en la cresta del músculo supinador (Fig.65).

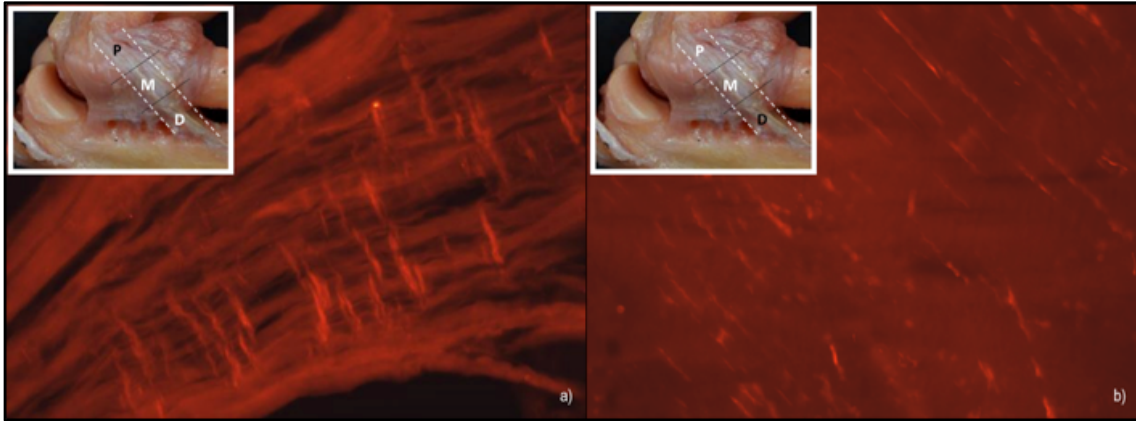


Figura 65. Disposición de las fibras nerviosas en los extremos del LCUL. a) Región proximal. b) Región distal.

Además pudimos observar como la disposición de las fibras era diferente en función de la región estudiada. Mientras que en la región media seguían una disposición paralela al trayecto del LCUL (Fig. 66), en los extremos, además de detectar una mayor densidad de fibras, la disposición de éstas se situaba incluso perpendicular a dicho trayecto, especialmente en el tercio proximal (Fig. 65).

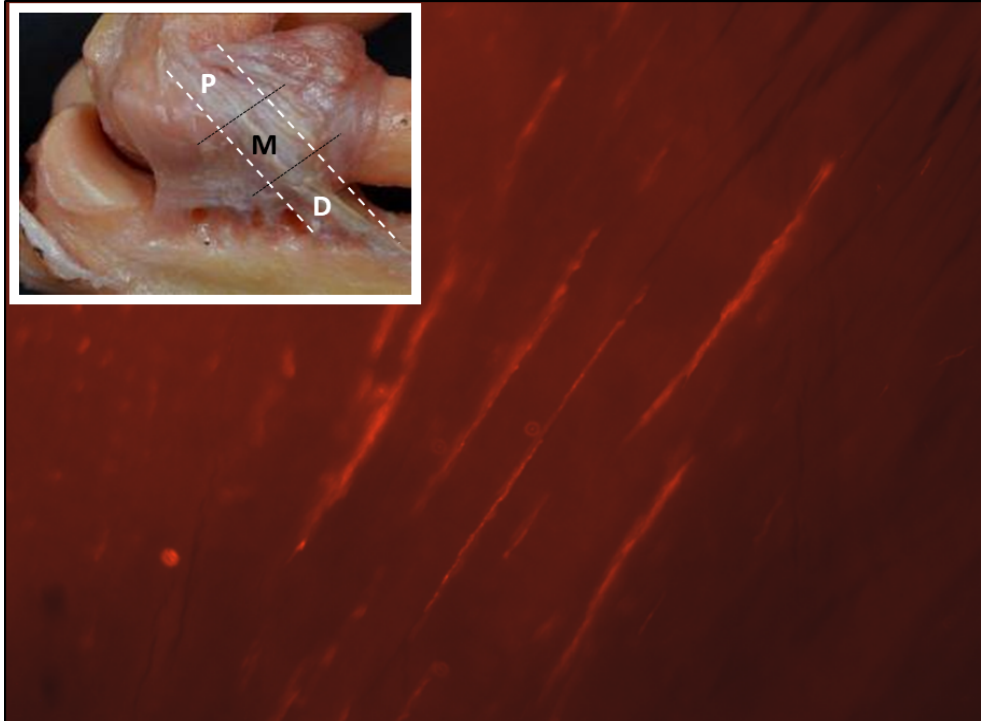


Figura 66. Disposición de la fibras nerviosas en la región media del LCUL siguiendo su misma trayectoria.

IV.4: Estudio anatómico mediante técnicas de diagnóstico por imagen.

IV.4.1: Ecografía

La identificación del LCL fue posible en todos los casos (Fig. 67); se consideró como buena, cuando se consiguió distinguir la ecogenicidad de las fibras y su orientación en la mayoría de su trayecto siendo posible su diferenciación de la musculatura extensora adyacente. En cambio, no se consideró una correcta detección cuando no se pudo identificar el fascículo con la técnica ecográfica utilizada en la mayoría de su extensión, ni se daban las condiciones anteriormente explicadas.

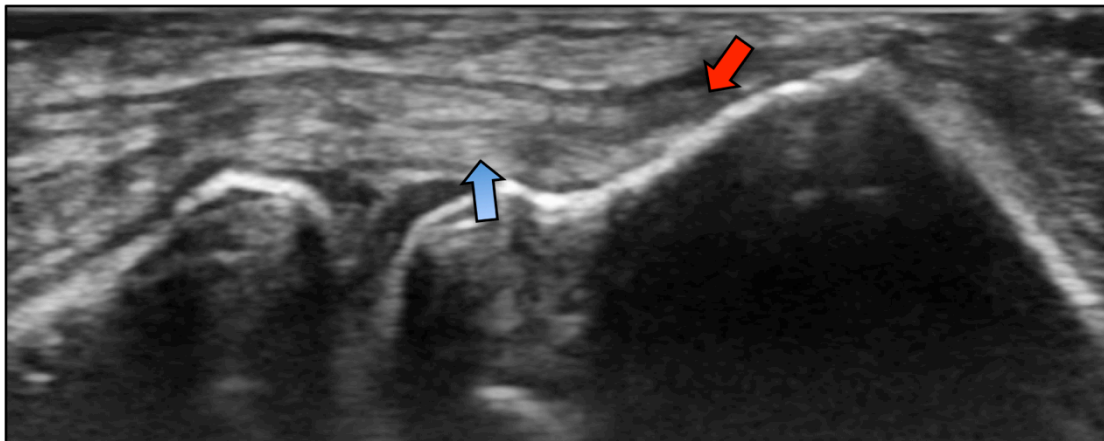


Figura 67. Visión longitudinal del compartimento lateral del codo donde se aprecia la salida del complejo ligamentoso lateral desde la región del cóndilo humeral. Flecha azul: indica las fibras que se corresponden al complejo. Flecha roja: indica el origen de la musculatura epicondílea lateral.

En el momento del estudio del LCUL el transductor se mantenía colocado paralelo al plano del ligamento y la identificación de éste se consideró buena en todos los especímenes (Fig. 68).



Figura 68. Posición del transductor en el espécimen al realizar el estudio por imagen técnica ecográfica.

Al inclinar el transductor 10° en dirección oblicua respecto al plano del ligamento los resultados empeoraron no pudiendo detectar el fascículo en tres casos en su región media.

El tipo de ecogenicidad en la región media del ligamento se consideró hipoecogénica en todos los casos. Por otro lado, realizamos mediciones en esta región del fascículo, cercano al cuello del radio (Fig. 69), obteniendo una media de grosor de 1.3mm (DT 0,47mm).

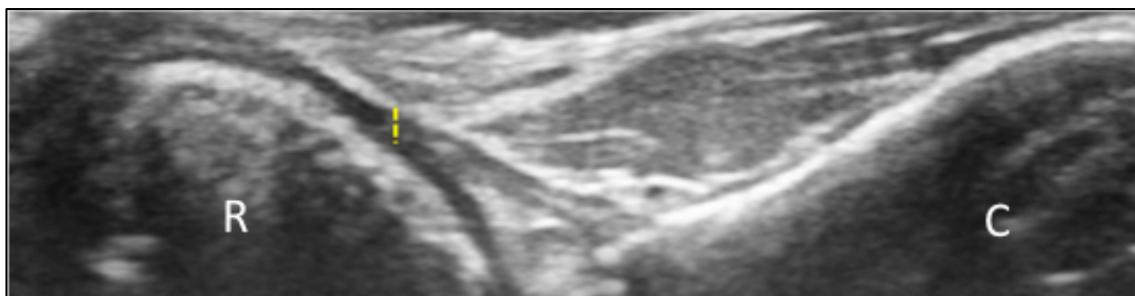


Figura 69. Visión axial del antebrazo mediante ecografía. Se señala mediante la línea amarilla el grosor del ligamento a su salida del cuello de radio en dirección al cúbito. R: Radio, C: Cúbito.

El origen consigue identificarse en todos los casos, detectando diferencias en la ecogenicidad en esta zona; en 17 casos aparece hiperecogénica, en 2 casos hipoecogénica y sólo en un caso la ecogenicidad no está bien definida con un patrón que se consideró como mixto (Tabla 7).

La diferenciación de las fibras en la región proximal del LCUL respecto al LR fue imposible en todos los casos.

En referencia a la inserción distal, en 17 casos la visualización del ligamento aparece hipoecogénica, en un caso el patrón no está bien definido y se cataloga como mixto y en el caso restante no se identifica y por lo tanto no consideramos ecogenicidad (Tabla 13).

Tabla 13. Número de piezas adaptadas a los tipos de ecogenicidad.

Ecogenicidad	Origen	Inserción
Hiperecogenicidad	17	1
Mixto	1	1
Hipogogenicidad	2	17
No visualización	0	1

En los casos en los que se pudo identificar la inserción distal, pudimos detallar el patrón correspondiente. En 16 casos la visión fue de un trayecto único y, en cambio, en 3 casos identificamos la división en dos pequeñas bandas (Fig. 70).

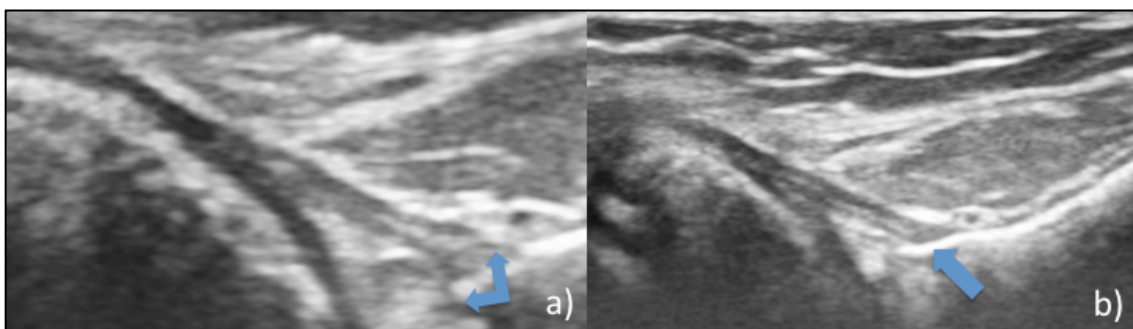


Figura 70. a) Visión de la inserción conjunta expandida del LCUL. b) Visión de la inserción única del LCUL sobre la cresta del músculo supinador.

IV.4.2: Resonancia Magnética

La identificación del trayecto del LCUL fue posible en todos los especímenes utilizando la visión coronal oblicua con secuencias T2 sin contraste añadido y según los parámetros definidos previamente. En ningún caso se detectaron alteraciones de señal que sugirieran lesiones sobre el fascículo o el complejo ligamentoso estudiado (Fig. 71).



Figura 71. Posición del espécimen durante la realización de la resonancia magnética.

Aunque la identificación del fascículo se pudo realizar en todos los casos, la calidad de la definición en todo su trayecto fue variable. De todos los especímenes, en 11 se visualizó correctamente la morfología del ligamento, en 6 casos se obtuvo poca definición y en 3 casos su identificación fue deficiente.

A nivel de su origen el LCUL se detectó como estructura hipointensa en todos los casos, a excepción de uno de ellos que coincidía con un caso de mala definición (Tabla 14).

Tabla 14. Número de piezas correspondientes a la calidad de visualización del fascículo tanto en su origen como en su inserción.

Intensidad	Origen	Inserción
Hiperintenso	0	0
Hipointenso	19	14
Mixto	0	0
No visualización	1	6

En la región proximal, debido a la superposición de estructuras musculo-ligamentosas, fue imposible determinar con exactitud el nivel de la inserción de origen del fascículo, su morfología a dicho nivel así como diferenciarlo del ligamento radial (Fig. 72).



Figura 72. Corte oblicuo coronal T2. Se identifica el origen del LCL sin llegar a poder definir las fibras pertenecientes al LCUL del LR.

En la región distal, la definición del fascículo fue imprecisa en algunos casos llegando incluso a ser de mala calidad y por lo tanto no se obtuvieron datos sobre la intensidad de su visualización a dicho nivel (Fig. 73).



Figura 73. Corte coronal oblicuo en T2. Se muestra el trayecto y la inserción del LCUL sobre la cresta del músculo supinador (flechas azules).

Del total de casos estudiados, en 14 se obtuvo una buena definición de la inserción con un aspecto hipointenso, mientras que en 6 casos la definición fue de muy baja calidad y por lo tanto no se obtuvieron detalles sobre su intensidad a este nivel (Tabla 15).

De los casos en los que se pudo obtener una visualización bien detallada de la inserción distal se llegaron a diferenciar tres variaciones morfológicas. De los 14 casos, en dos casos se identificó una inserción conjunta identificando dos bandas diferentes, y de los 12 casos restantes, la inserción fue aislada y estrecha en 10 especímenes mientras que en los dos restantes consideramos a la inserción como conjunta debido a una anchura superior a la inserción aislada, la cual es mucho más estrecha (Tabla 15).

Tabla 15. Morfología y número de casos de la inserción del LCUL en la cresta supinadora

Patrón inserción	Número de casos
Aislada	10
Conjunta	2
Conjunta con membrana	2
No visualización	6

Se calculó el grosor del fascículo a la altura del cuello radial, en la región media, obteniendo un valor medio de 2.21mm (DT 0,94mm). Y se calculó la longitud desde ese punto hasta la inserción en la cresta del músculo supinador siendo un promedio de 20,05mm.

IV.4.3: Concordancia entre valores ecográficos y de resonancia magnética

La comparación entre datos se realizó en base a las características de visualización del fascículo. Se realizó una comparación de tipo fundamentalmente cualitativo dado que con la RMN no se pudo llevar a cabo en todos los casos mediciones del LCUL debido a que, al no ser una prueba dinámica, no pudimos en todos los casos readaptar el plano de trabajo para obtener la mejor visualización del fascículo.

En todos los casos, con ambas técnicas se pudo identificar el LCUL en su trayecto. Sin embargo con ninguna de las dos técnicas se consigue una correcta diferenciación del LCUL del resto de estructuras adyacentes en su origen, no pudiéndose diferenciar las fibras del ligamento radial respecto a las del LCUL o precisar con detalle las fibras del músculo supinador para llegar a diferenciarlas del LCUL.

Para facilitar el análisis de los resultados hemos establecido diferentes variables del fascículo a comparar: la anchura en la región insercional, el detalle de su visualización, refiriéndonos a intensidad (en el caso de la resonancia) y la ecogenicidad (en el caso de la ecografía); y la capacidad para identificar los patrones de inserción.

Tras realizarse un estudio estadístico utilizando el índice Kappa, pudimos comparar los datos en cuanto a la caracterización del ligamento en el origen por resonancia y ecografía, es decir comparamos intensidad vs ecogenicidad del fascículo, sin llegar a encontrar concordancia entre ellos (Tabla 16).

Tabla 16. Relación entre imagen obtenida en el origen del ligamento entre la resonancia y la ecografía. Índice Kappa < 0.20.

Origen	Hiper	Mixto	Hipo	No visualización
RMN (Intensidad)	0	0	19	1
ECO (Ecogenicidad)	17	1	2	0

Respecto al origen, la RMN nos caracteriza la estructura del ligamento como hipointensa en los 19 casos en los que consigue la correcta visualización, mientras que la ecografía identifica un patrón hiperecogénico en 17 casos, en 2 casos hipoecogénico y en uno un patrón mixto.

En la región de la inserción distal, la ecografía obtiene una buena visualización en 19 de los 20 casos estudiados, mientras que con la resonancia destacan 6 casos en los que la definición es deficiente. En esta región, la RMN identifica al ligamento como estructura hipointensa mientras que la ecografía, a excepción de un caso en que la imagen se considera mixta, identifica al fascículo como una estructura hipoecogénica (Tabla 17). Sin embargo, la resonancia llega a describir tres variaciones insercionales en los casos en los que la definición de la inserción es buena e incluso poca; mientras que la ecografía diferencia entre la inserción aislada del fascículo y una inserción amplia donde se puede distinguir dos bandas, compatible con la inserción conjunta descrita en la disección anatómica de las piezas cadavéricas.

Tabla 17. Relación entre imagen obtenida en la inserción del ligamento entre la resonancia y la ecografía. Índice Kappa < 0.20.

Inserción	Hiper	Mixto	Hipo	No visualización
RMN (intensidad)	14	0	0	6
ECO (ecogenicidad)	1	1	17	1

En este sentido, podemos afirmar que no evidenciamos una correlación entre la imagen ecográfica y la imagen por resonancia magnética.

IV.4.4: Concordancia entre valores ecográficos y los valores obtenidos durante el estudio anatómico de macro-microdissección.

El estudio comparativo entre los resultados obtenidos por macro-microdissección y las técnicas de diagnóstico por imagen no se pudo llevar a cabo en uno de los especímenes puesto que presentaba una lesión crónica con desestructuración completa del LCL que no se evidenció por ecografía y tuvimos un caso en el que no se pudo obtener la variable grosor por mala definición de la imagen.

Realizamos una comparación entre los resultados obtenidos, mediante técnica ecográfica y la disección anatómica en relación a la correcta visualización del LCUL y su grosor; tras realizar el estudio estadístico según el Coeficiente de Correlación Intraclass (ICC), no se obtuvieron valores de concordancia en ninguno de los casos ($ICC < 0,4$) (Fig.74).

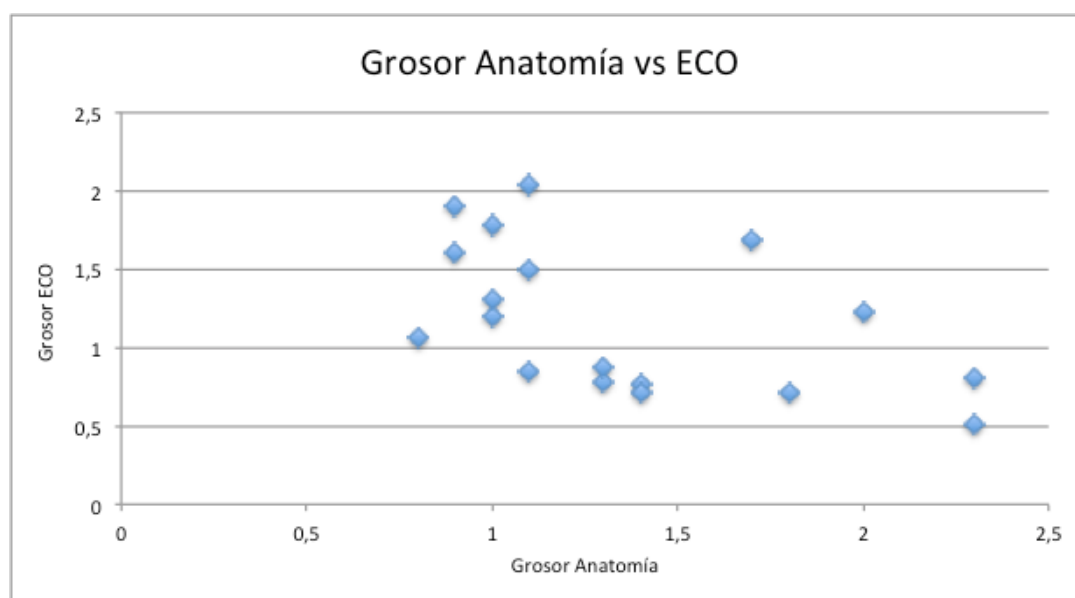


Figura 74. Valores de grosor de todas las piezas en las que se realizó análisis por imagen según ecografía y anatómico

Por técnica ecográfica, en tres piezas se pudo identificar una inserción amplia con una diferenciación en dos bandas, que sugería pertenecer a la tercera variante insercional previamente comentada, pero que no se corroboró al realizar la disección anatómica en las piezas señaladas.

IV.4.5: Concordancia entre valores resonancia y los valores obtenidos durante el estudio anatómico de macro-microdisección.

De forma similar al apartado anterior se llevó a cabo una comparación entre los resultados obtenidos en referencia al grosor del ligamento, mediante técnica por resonancia magnética y disección anatómica.

Como ya hemos comentado en el apartado anterior, el estudio comparativo entre los resultados obtenidos por macro-microdisección y las técnicas de diagnóstico por imagen no se pudo llevar a cabo en uno de los especímenes puesto que presentaba una lesión crónica con desestructuración completa del complejo ligamentoso lateral que no se evidenció por resonancia magnética; asimismo en otro de los casos no pudimos obtener el valor grosor del fascículo por resonancia debido a una mala calidad de imagen.

En este sentido y, teniendo en cuenta la variable grosor en la región del tercio medio de ligamento, no encontramos concordancia entre ambas técnicas, utilizando el Coeficiente de Correlación Intraclase, indicado para establecer concordancia entre dos variables de tipo numérico. El resultado fue de ICC < 0.4 (Fig. 75).

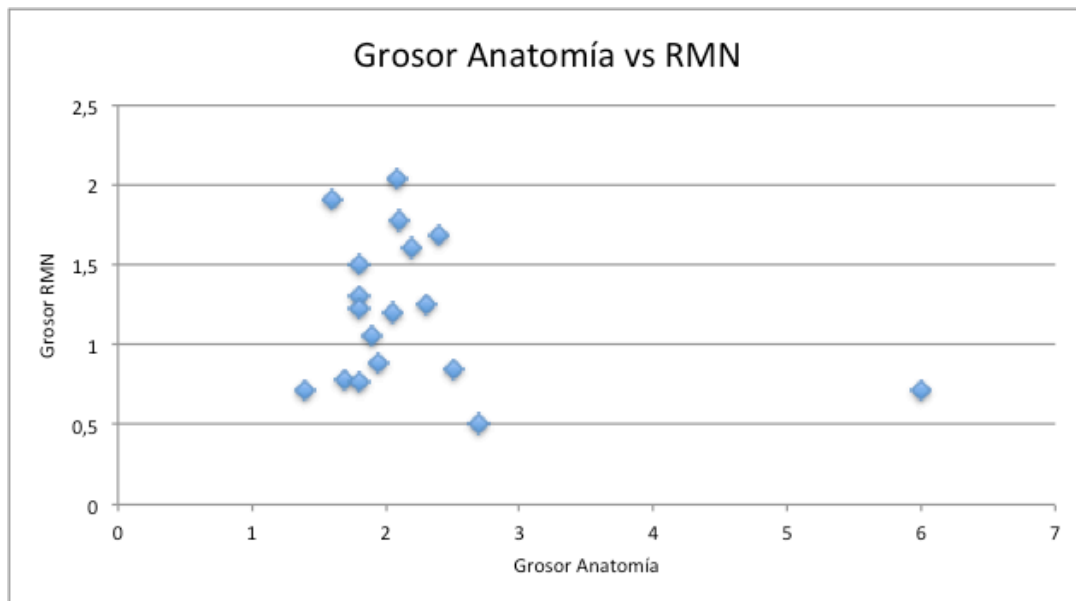


Figura 75. Valores de grosor de todas las piezas en las que se realizó análisis por imagen según resonancia y anatómico

También analizamos la posible relación entre la calidad de imagen por resonancia y la visión directa del ligamento tras realizar la disección anatómica tanto en el origen como en su inserción. En este caso, tras realizar el análisis estadístico utilizando el índice Kappa, para variables cualitativas, no se obtuvo una correlación entre las dos técnicas siendo el resultado de Kappa < 0.20.

IV.5: Resultados de los test biomecánicos

Los resultados del estudio de biomecánica del codo se han agrupado en varios apartados en base los diferentes test que se realizaron. Concretamente se han descrito cuatro apartados:

1. En el primero de ellos se exponen los valores obtenidos teniendo en cuenta el desplazamiento en milímetros al realizar las maniobras de varo-valgo manteniendo la supinación constante del espécimen.
2. En el segundo los valores se corresponden al desplazamiento en milímetros teniendo en cuenta únicamente la maniobra de varo en la misma posición de supinación constante que ya se ha comentado;

3. En el tercer apartado las unidades de desplazamiento son en grados, debido a que evaluamos el movimiento en prono-supinación manteniendo el varo del espécimen.

4. Por último, utilizamos de nuevo el desplazamiento en milímetros para analizar el movimiento de traslación posterior de la cabeza de radio al realizar la compresión axial del antebrazo.

En todos los test, el control se correspondía con el análisis del movimiento previo a la realización de la lesión en cada uno de los especímenes.

IV.5.1: Desplazamiento en varo-valgo con supinación constante.

En este apartado se detallan los resultados que se han obtenido al provocar un movimiento de varo y valgo controlado sobre el espécimen manteniendo en todo momento la supinación, según la metodología ya comentada en el apartado de material y métodos.

En la tabla 18 se muestran los promedios de todos los especímenes estudiados en los grupos A, B y C en cuanto al desplazamiento resultante al realizar las maniobras de varo-valgo, en los diferentes grados de flexo-extensión y manteniendo una fuerza de supinación constante.

Se puede observar como a medida que se van seccionando los diferentes fascículos, se produce un aumento progresivo del desplazamiento en todos los grupos sin evidenciar un desplazamiento significativo entre fases.

En el anexo 4 se aportan los valores reales de todas los especímenes estudiados.

Tabla 18. Promedio del desplazamiento (mm) al realizar el varo-valgo en las piezas de los grupos A, B y C en los diferentes grados de flexión.

GRUPO A	Control	Fase 1	Fase 2	Fase 3	p-valor
	Mean ± sd	Mean ± sd	Mean ± sd	Mean ± sd	
40°	5.62 ± 1.85	6.96 ± 2.11	8.12 ± 1.15	8.96 ± 1.84	<0.001
50°	5.90 ± 2.04	6.48 ± 2.02	8.64 ± 2.02	10.08 ± 2.53	0.003
60°	5.70 ± 2.04	6.60 ± 1.96	8.74 ± 2.20	10.14 ± 3.53	0.001
70°	5.60 ± 2.04	6.78 ± 2.11	8.60 ± 2.70	10.40 ± 4.13	0.004
80°	5.22 ± 1.96	5.76 ± 1.98	8.50 ± 2.99	10.90 ± 5.06	0.039
90°	4.82 ± 1.62	5.42 ± 2.24	8.08 ± 2.87	10.34 ± 4.70	0.033
100°	5.68 ± 2.57	5.26 ± 1.91	7.54 ± 2.31	9.26 ± 3.47	0.035
110°	5.20 ± 2.24	4.96 ± 1.59	7.06 ± 1.98	7.86 ± 2.90	0.041
120°	3.80 ± 2.03	3.66 ± 0.94	5.84 ± 1.40	5.52 ± 1.87	0.035
GRUPO B	Control	Fase 1	Fase 2	Fase 3	p-valor
	Mean ± sd	Mean ± sd	Mean ± sd	Mean ± sd	
40°	5,14 ± 2,70	6,16 ± 3,19	7,26 ± 4,76	9,36 ± 4,86	0.025
50°	4,8 ± 2,33	5,62 ± 2,60	8,04 ± 4,70	9,72 ± 4,81	0.031
60°	5,1 ± 2,51	5,36 ± 2,28	7,72 ± 5,82	9,88 ± 5,30	0.048
70°	4,68 ± 1,86	4,88 ± 1,80	6,46 ± 4,57	10,88 ± 6,14	0.062
80°	4,14 ± 1,71	4,78 ± 1,70	6,98 ± 4,64	11,32 ± 7,72	0.090
90°	4,32 ± 1,33	4,9 ± 1,60	6,84 ± 4,10	11,18 ± 8,14	0.139
100°	4,16 ± 1,24	4,26 ± 1,17	6,8 ± 3,80	10,62 ± 6,71	0.095
110°	4,08 ± 1,03	4,38 ± 1,28	5,9 ± 3,03	10,2 ± 6,91	0.118
120°	4,04 ± 1,28	3,9 ± 2,05	3,96 ± 1,02	7,06 ± 4,16	0.175
GRUPO C	Control	Fase 1	Fase 2	Fase 3	p-valor
	Mean ± sd	Mean ± sd	Mean ± sd	Mean ± sd	
40°	4,84 ± 1,61	5,5 ± 1,87	6,74 ± 3,29	7,1 ± 1,83	0.076
50°	4,9 ± 1,51	5,28 ± 1,51	7,36 ± 4,10	8,32 ± 3,33	0.077
60°	4,12 ± 1,26	5,16 ± 1,69	7,66 ± 5,52	8,86 ± 4,26	0.097
70°	4 ± 1,08	5,06 ± 1,47	8,2 ± 6,25	9,42 ± 5,72	0.135
80°	3,72 ± 1,13	5,04 ± 1,55	8,44 ± 6,99	9,84 ± 6,19	0.120

90°	3,72 ± 1,01	4,6 ± 1,38	8,54 ± 7,15	9,82 ± 6,36	0.121
100°	3,44 ± 1,06	4,1 ± 1,45	8,06 ± 6,62	9,28 ± 5,72	0.102
110°	3,12 ± 1,45	4,04 ± 1,48	6,74 ± 5,10	8,16 ± 5,21	0.083
120°	2,5 ± 1,27	4 ± 1,31	6,1 ± 3,15	7,42 ± 4,93	0.116

En la tabla 19 se muestran los promedios de todos los especímenes estudiados en los grupos D y E en cuanto al desplazamiento resultante al realizar las maniobras de varo-valgo, en los diferentes grados de flexo-extensión y manteniendo una fuerza de supinación constante.

Al analizar los valores obtenidos entre estos grupos, por lo general, se observa un mayor desplazamiento al seccionar el LR y el LCUL en la región proximal, que al provocar la lesión del LCUL y LA en la región distal.

Tabla 19. Promedio del desplazamiento (mm) al realizar el varo-valgo en las piezas de los grupos D y E en los diferentes grados de flexión.

GRUPO D	Control	Fase 1	Fase 2	p-valor
	Mean ± sd	Mean ± sd	Mean ± sd	
40°	5,16 ± 0,96	6,72 ± 1,92	11,88 ± 4,48	0.005
50°	5,08 ± 1,30	6,86 ± 2,13	12,76 ± 5,21	0.005
60°	5,28 ± 1,18	7,36 ± 1,92	12,84 ± 5,31	0.006
70°	5,16 ± 1,04	7,14 ± 1,40	12,66 ± 5,20	0.004
80°	5,08 ± 0,94	6,66 ± 1,42	12,68 ± 5,72	0.006
90°	4,7 ± 0,93	5,66 ± 0,73	11,46 ± 5,51	0.041
100°	4,74 ± 1,27	5,3 ± 0,71	10,62 ± 4,56	0.008
110°	4,24 ± 1,46	5,04 ± 2,13	9,62 ± 4,98	0.009
120°	3,58 ± 1,32	3,58 ± 1,43	8,08 ± 2,93	0.001
GRUPO E	Control	Fase 1	Fase 2	p-valor
	Mean ± sd	Mean ± sd	Mean ± sd	
40°	3,1 ± 1,24	3,74 ± 1,53	5,7 ± 0,80	0.035
50°	3,54 ± 0,43	4,66 ± 0,98	7,06 ± 1,00	0.001
60°	3,68 ± 0,58	4,78 ± 0,78	7,34 ± 1,84	0.001

70°	3,38 ± 0,33	4,52 ± 1,28	8,14 ± 3,01	0.003
80°	3,4 ± 0,68	4,38 ± 0,80	7,68 ± 3,62	0.058
90°	3,32 ± 0,40	4,42 ± 1,00	6,86 ± 2,07	0.003
100°	3,66 ± 0,86	4,58 ± 1,07	7,22 ± 2,48	0.002
110°	3,56 ± 0,92	4,58 ± 0,94	6,88 ± 1,78	0.001
120°	3,38 ± 0,92	3,74 ± 1,14	6,2 ± 1,35	<0.001

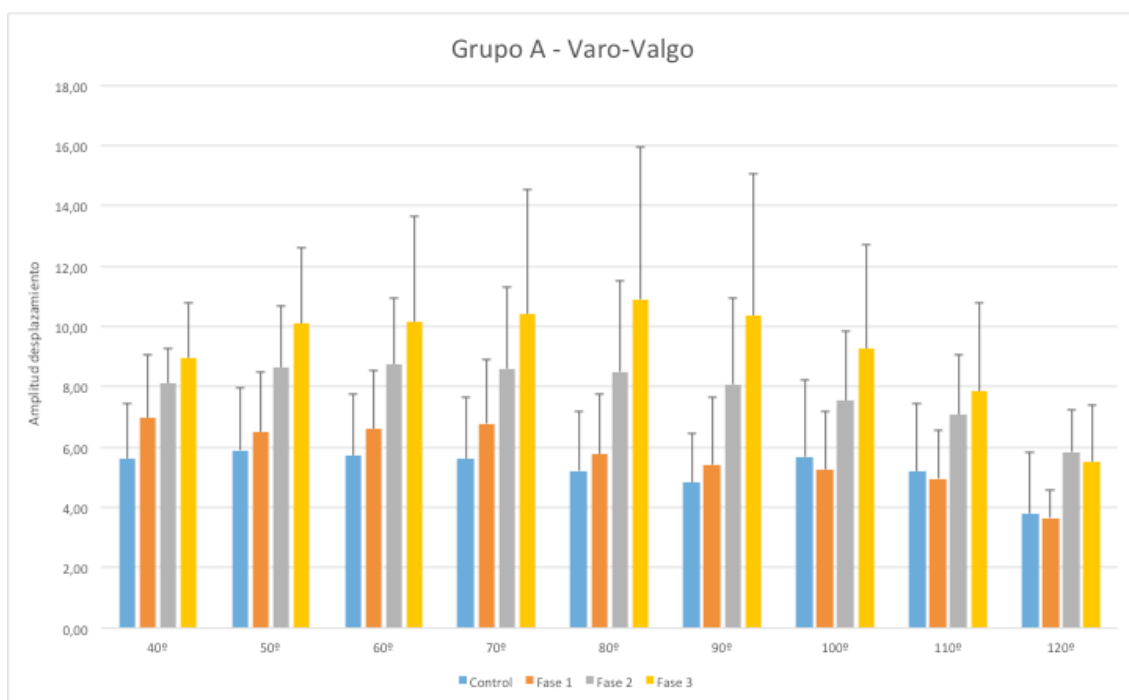
En ambos grupos, tras realizar el análisis estadístico, en prácticamente todos los grados de flexo-extensión se obtuvieron resultados que indicaban que el desplazamiento fue mayor en la fase 2, pero sin llegar a ser claramente significativo con respecto a la fase control (Tabla 20). Además, en el grupo D destacan los valores a 70° y 90° de flexión donde entre la fase control y la fase 1 también hay una tendencia a tener mayor desplazamiento ($p < 0.10$). Sin embargo, en el grupo E, a excepción de a 40°, en el resto de rangos de flexión el desplazamiento tiene tendencia a la significación entre las fases 1 y 2 ($p < 0,10$) y llega a ser significativo de una manera variable a 50°, 90°, 110° y 120° ($p < 0,05$) (Tabla 20).

Tabla 20. Valores de significación estadística entre las fases de los grupos D y E.

GRUPO D	Control	Fase 1	Fase 2	Comparaciones Múltiples (2 a 2)
	Mean ± sd	Mean ± sd	Mean ± sd	
40°	5,16 ± 0,96	6,72 ± 1,92	11,88 ± 4,48	C vs F2 ($p=0.057$)
50°	5,08 ± 1,30	6,86 ± 2,13	12,76 ± 5,21	C vs F2 ($p=0.047$)
60°	5,28 ± 1,18	7,36 ± 1,92	12,84 ± 5,31	C vs F2 ($p=0.057$)
70°	5,16 ± 1,04	7,14 ± 1,40	12,66 ± 5,20	C vs F2 ($p=0.059$) / C vs F1 ($p=0.067$)
80°	5,08 ± 0,94	6,66 ± 1,42	12,68 ± 5,72	C vs F2 ($p=0.083$)
90°	4,7 ± 0,93	5,66 ± 0,73	11,46 ± 5,51	C vs F1 ($p=0.060$) / C vs F2 ($p=0.095$)
100°	4,74 ± 1,27	5,3 ± 0,71	10,62 ± 4,56	C vs F2 ($p=0.085$)
110°	4,24 ± 1,46	5,04 ± 2,13	9,62 ± 4,98	C vs F2 ($p=0.101$) / F1 vs F2 ($p=0.102$)
120°	3,58 ± 1,32	3,58 ± 1,43	8,08 ± 2,93	C vs F2 ($p=0.020$) / F1 vs F2 ($p=0.034$)
GRUPO E	Control	Fase 1	Fase 2	Comparaciones Múltiples (2 a 2)
	Mean ± sd	Mean ± sd	Mean ± sd	
40°	3,1 ± 1,24	3,74 ± 1,53	5,7 ± 0,80	C vs F2 ($p=0.059$)

50°	3,54 ± 0,43	4,66 ± 0,98	7,06 ± 1,00	C vs F2 (p=0.006) / F1 vs F2 (p=0.040)
60°	3,68 ± 0,58	4,78 ± 0,78	7,34 ± 1,84	C vs F2 (p=0.016) / F1 vs F2 (p=0.058)
70°	3,38 ± 0,33	4,52 ± 1,28	8,14 ± 3,01	F1 vs F2 (p=0.047) / C vs F2 (p=0.068)
80°	3,4 ± 0,68	4,38 ± 0,80	7,68 ± 3,62	
90°	3,32 ± 0,40	4,42 ± 1,00	6,86 ± 2,07	F1 vs F2 (p=0.031) / C vs F2 (p=0.061)
100°	3,66 ± 0,86	4,58 ± 1,07	7,22 ± 2,48	C vs F2 (p=0.045) / F1 vs F2 (p=0.063) / C vs
110°	3,56 ± 0,92	4,58 ± 0,94	6,88 ± 1,78	C vs F3 (p=0.015) / F1 vs F2 (p=0.045)
120°	3,38 ± 0,92	3,74 ± 1,14	6,2 ± 1,35	C vs F3 (p=0.006) / F1 vs F2 (p=0.008)

A continuación se muestran los gráficos resumen de los datos obtenidos en cada grupo por cada fase (Fig. 76).



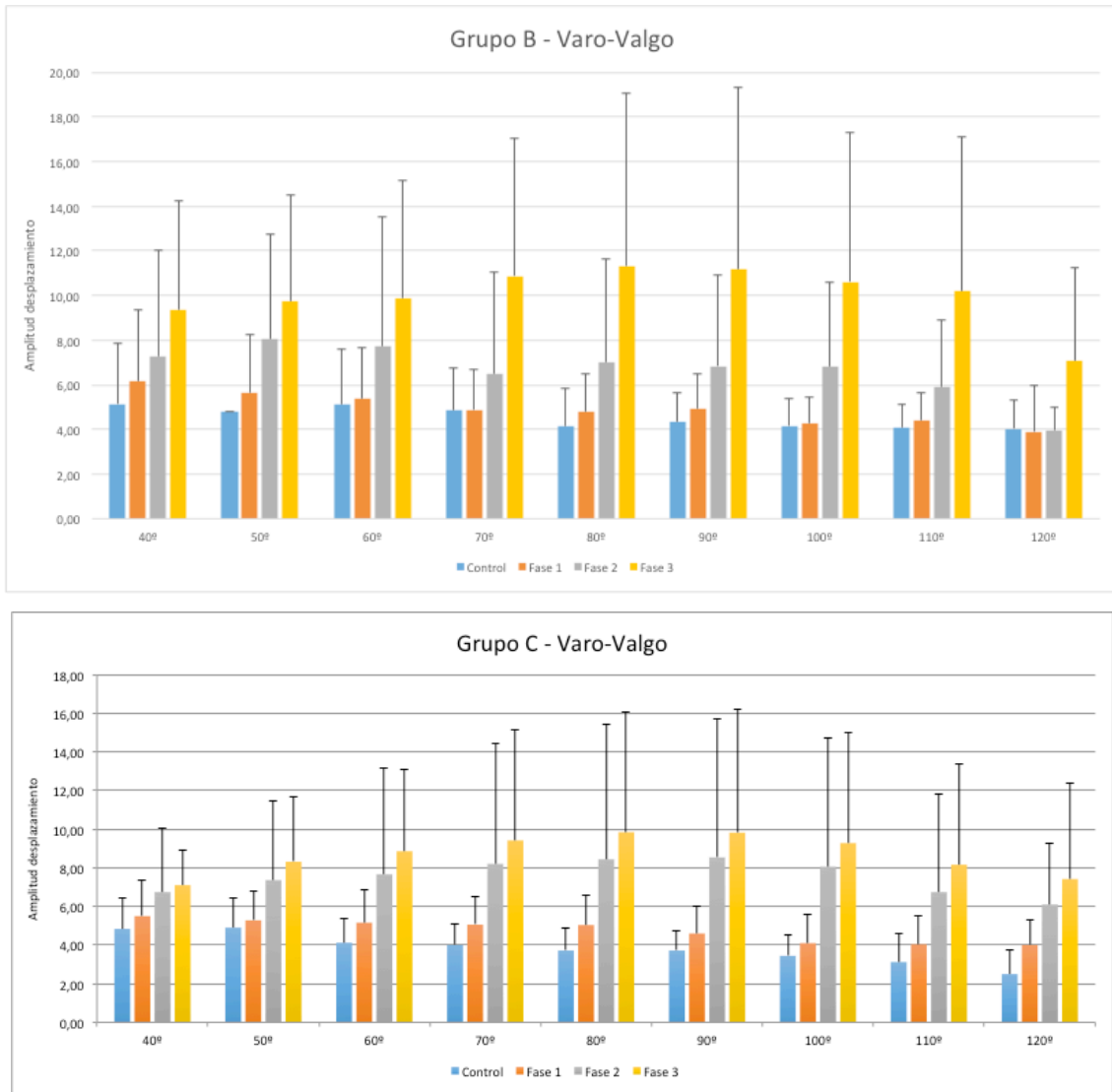


Figura 76. Distribución de la amplitud del desplazamiento (mm) entre las diferentes fases a los diferentes rangos de flexión del codo por grupos (A , B y C).

En el grupo A, se puede observar como la tendencia es a que haya un desplazamiento mayor entre la fase 1 y la fase 2 a medida que van aumentando los grados de flexión del codo. En el grupo B, también se objetiva un aumento del desplazamiento entre la fase 1 y 2, aunque el desplazamiento entre la fase control y la fase 1 es discretamente menor al que se dibuja en el grupo A.

En el grupo C, los valores entre la fase control y la fase 1 son cercanos, aumenta el desplazamiento a medida que se seccionan los otros fascículos y tras llegar a la fase 2, los valores son más cercanos a la fase 3 que en los grupos anteriores.

En todos los grupos se evidencia una disminución del desplazamiento a medida que se sobrepasan los 90°-100° aproximadamente.

Al analizar los gráficos que incluyen a los grupos donde se producen las lesiones simultáneas de dos de los fascículos del complejo, es decir los grupos D y E (Fig. 77) se observa un mayor desplazamiento global en el grupo D en todas las fases, y asimismo, también se visualiza como el desplazamiento en los últimos grados es algo menor que en grados intermedios en ambos grupos, de igual modo que ocurre en los grupos anteriores.

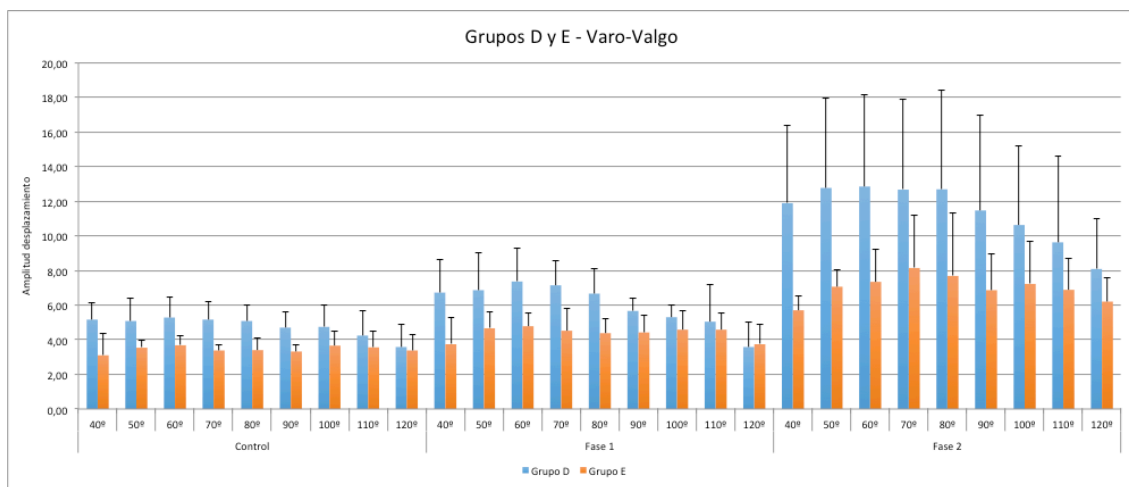


Figura 77. Distribución de la amplitud del desplazamiento (mm) entre las diferentes fases a los diferentes rangos de flexión del codo por grupos (D y E).

Tras valorar los resultados obtenidos de todos los grupos y teniendo en cuenta únicamente la fase 1, se analizó el desplazamiento diferenciando al grupo E del resto de grupos, donde las lesiones se provocaron a nivel proximal (Fig. 78).

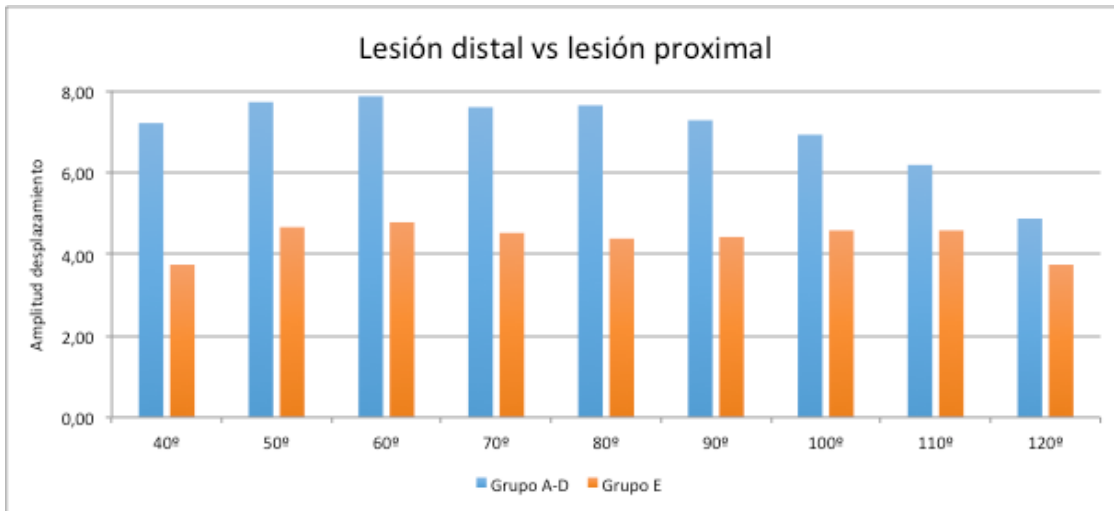


Figura 78. Distribución de la amplitud del desplazamiento (mm) en diferentes rangos de flexión del codo, se analizan los valores promedio del grupo E y el promedio del resto de grupos unificados.

Para realizar la comparación se tuvo en cuenta únicamente la fase 2 de los grupos A, B y C, en la cual la lesión incluía dos fascículos, y la fase 1 de los grupos D y E, para que el desplazamiento se considerara equiparable en función de la lesión existente. Los resultados indicaron un desplazamiento menor para el grupo E estadísticamente significativo tras realizar una T-student para datos independientes ($p < 0,05$), por lo tanto la lesión distal del complejo ligamentoso lateral provoca menos inestabilidad que la lesión proximal.

En resumen, en los resultados de este apartado destaca:

1. El mayor desplazamiento de la articulación se produce en los rangos intermedios de flexo-extensión del codo.
2. La laxitud del codo al generar movimientos de varo-valgo se incrementa cuando la lesión de los fascículos del LCL se inicia en el LCUL seguida del LR.
3. La lesión de los componentes del LCL en el origen epicondíleo es la que genera mayor inestabilidad articular.

V.5.2: Desplazamiento en varo con supinación constante.

En este apartado, se tomaron como valores de referencia los obtenidos al analizar el varo del codo en la fase control. A partir de estos valores, se calcula el incremento de desplazamiento en varo provocado en las siguientes fases, para tener en cuenta la laxitud que se produce en el codo teniendo únicamente en cuenta el movimiento de varo. En la Tabla 21 se muestran los resultados al comparar los grupos A, B y C.

Tabla 21. Promedio del desplazamiento (mm) al realizar el varo en las piezas de los grupos A, B y C en función de los grados de flexión.

GRUPO A	Control-Fase 1	Control-Fase 2	Control-Fase 3	p-valor	Comparaciones Múltiples (2 a 2)
	Mean ± sd	Mean ± sd	Mean ± sd		
40°	1,26 ± 0,93	3,66 ± 2,85	3,96 ± 1,75	0,059	
50°	1,08 ± 0,68	3,68 ± 2,50	4,18 ± 1,53	0,027	CF1 vs CF3 (p=0,067)
60°	1,00 ± 0,54	3,46 ± 2,32	4,32 ± 1,50	0,011	CF1 vs CF3 (p=0,038)
70°	1,18 ± 0,68	3,50 ± 1,74	4,10 ± 1,30	0,006	CF1 vs CF3 (p=0,024)
80°	1,12 ± 0,82	3,56 ± 1,20	4,30 ± 1,30	0,005	CF1 vs CF3 (p=0,045)
90°	1,78 ± 1,14	3,38 ± 1,04	4,88 ± 1,86	0,027	
100°	1,02 ± 0,53	2,94 ± 1,70	3,96 ± 2,41	0,041	
110°	0,60 ± 0,43	2,62 ± 1,40	3,58 ± 1,08	0,008	CF1 vs CF2 (p=0,061) / 'CF1
120°	0,82 ± 0,63	2,50 ± 1,09	2,80 ± 1,27	0,06	
GRUPO B	Control-Fase 1	Control-Fase 2	Control-Fase 3	p-valor	Comparaciones Múltiples (2 a 2)
	Mean ± sd	Mean ± sd	Mean ± sd		
40°	2,04 ± 0,91	2,98 ± 2,15	4,64 ± 1,79	0,018	CF1 vs CF3 (p=0,056)
50°	3,34 ± 3,4	1,70 ± 1,75	2,58 ± 1,69	0,588	
60°	2,00 ± 1,29	3,82 ± 2,18	4,94 ± 1,86	0,095	
70°	3,18 ± 2,19	4,64 ± 4,00	6,08 ± 2,85	0,154	
80°	4,12 ± 2,39	6,30 ± 3,03	7,00 ± 5,85	0,411	
90°	3,40 ± 3,07	5,26 ± 3,38	6,2 ± 2,55	0,283	
100°	2,60 ± 2,07	4,64 ± 2,32	5,98 ± 2,73	0,201	
110°	2,34 ± 1,17	3,18 ± 1,20	5,78 ± 3,41	0,173	
120°	2,20 ± 1,37	2,60 ± 1,39	5,40 ± 1,35	0,01	CF2 vs CF3 (p=0,094)

GRUPO C	Control-Fase 1	Control-Fase 2	Control-Fase 3	p-valor	Comparaciones Múltiples (2 a 2)
	Mean ± sd	Mean ± sd	Mean ± sd		
40°	1,96 ± 1,01	4,46 ± 1,04	4,4 ± 1,27	0,004	CF1 vs CF2 (p=0,054) / 'CF1
50°	1,84 ± 1,45	4,54 ± 1,32	5,00 ± 1,80	0,001	CF1 vs CF2 (p=0,048) / 'CF1
60°	3,42 ± 3,11	6,36 ± 3,26	7,22 ± 3,47	0,004	CF1 vs CF3 (p=0,018)
70°	5,06 ± 1,47	8,2 ± 6,24	9,42 ± 5,71	0,15	
80°	2,52 ± 2,04	6,54 ± 3,22	7,40 ± 2,94	0,02	
90°	2,34 ± 2,07	6,72 ± 3,53	7,54 ± 3,59	0,016	
100°	2,12 ± 2,23	6,82 ± 3,94	7,50 ± 3,59	0,014	CF1 vs CF3 (p=0,070)
110°	3,18 ± 2,30	7,04 ± 2,34	7,62 ± 2,36	0,009	CF1 vs CF3 (p=0,064)
120°	2,66 ± 1,95	6,36 ± 4,50	6,68 ± 3,86	0,024	CF1 vs CF2 (p=0,098)

Tras el análisis de los resultados expresados en esta tabla, pudimos observar como el desplazamiento es, en general, significativamente mayor al seccionar de entrada el LCUL, aunque la sección del LA también tiene significación principalmente en los primeros grados de flexión y en los últimos.

En el grupo A, la sección del LR (fase 2) tras la sección del LCUL (fase 1) no supone un desplazamiento mucho mayor, aunque sí es significativo el que se produce entre la lesión aislada del LCUL y el desplazamiento tras la lesión de los tres fascículos (Fase 3). Este comportamiento es similar en el grupo C, aunque en este caso sí que se dan más diferencias entre la fase 1 (sección LA) y la fase 2 (sección LCUL), en los primeros grados de flexión y a 120°.

Al analizar los valores obtenidos entre los grupos D y E (Tabla 22), se observa un mayor desplazamiento al seccionar el LR y el LCUL en la región proximal, que al provocar la lesión del LCUL y LA en la región distal. Esos mismos resultados se confirman al evaluar el desplazamiento global obtenido al final de la fase 2, donde en el grupo D es claramente mayor. Los valores de desplazamiento significativamente estadísticos se objetivan en los primeros grados de flexión, siendo por lo general entre los 40°-60°.

Tabla 22. Promedio del desplazamiento (mm) al realizar el varo en las piezas de los grupos D y E en función de los grados de flexión y significación estadística.

GRUPO D	Control-Fase 1	Control-Fase 2	p-valor
	Mean ± sd	Mean ± sd	
40°	3,42 ± 2,42	10,12 ± 7,48	0,065
50°	3,58 ± 2,90	10,56 ± 7,75	0,056
60°	5,44 ± 4,88	12,3 ± 8,73	0,055
70°	5,24 ± 3,13	12,22 ± 7,49	0,048
80°	4,80 ± 3,07	11,62 ± 8,44	0,064
90°	4,62 ± 3,09	11,52 ± 8,19	0,052
100°	4,32 ± 2,68	10,76 ± 7,16	0,04
110°	3,62 ± 2,43	10,08 ± 5,89	0,015
120°	3,46 ± 2,46	8,26 ± 4,34	0,037
GRUPO E	Control-Fase 1	Control-Fase 2	p-valor
	Mean ± sd	Mean ± sd	
40°	0,62 ± 0,45	2,58 ± 1,08	0,022
50°	1,00 ± 0,93	2,76 ± 0,66	0,001
60°	0,92 ± 0,31	3,3 ± 2,05	0,045
70°	1,62 ± 1,49	4,36 ± 3,06	0,067
80°	0,74 ± 0,40	3,8 ± 3,20	0,108
90°	1 ± 0,65	3,08 ± 2,25	0,078
100°	0,86 ± 0,67	3,22 ± 2,60	0,1
110°	1,46 ± 1,59	3,68 ± 2,89	0,066
120°	0,80 ± 0,60	2,92 ± 1,62	0,094

A continuación se muestran los gráficos resumen de los datos obtenidos en cada grupo por cada fase (Fig. 79).

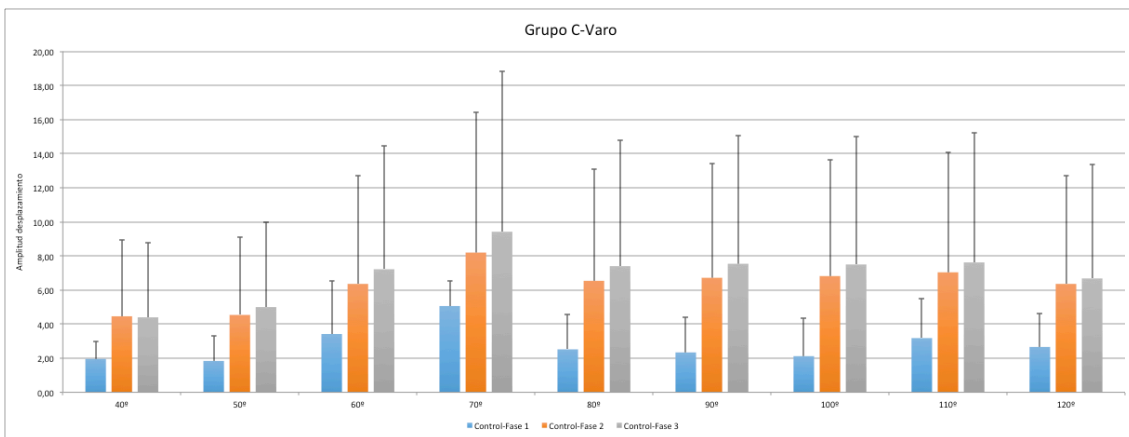
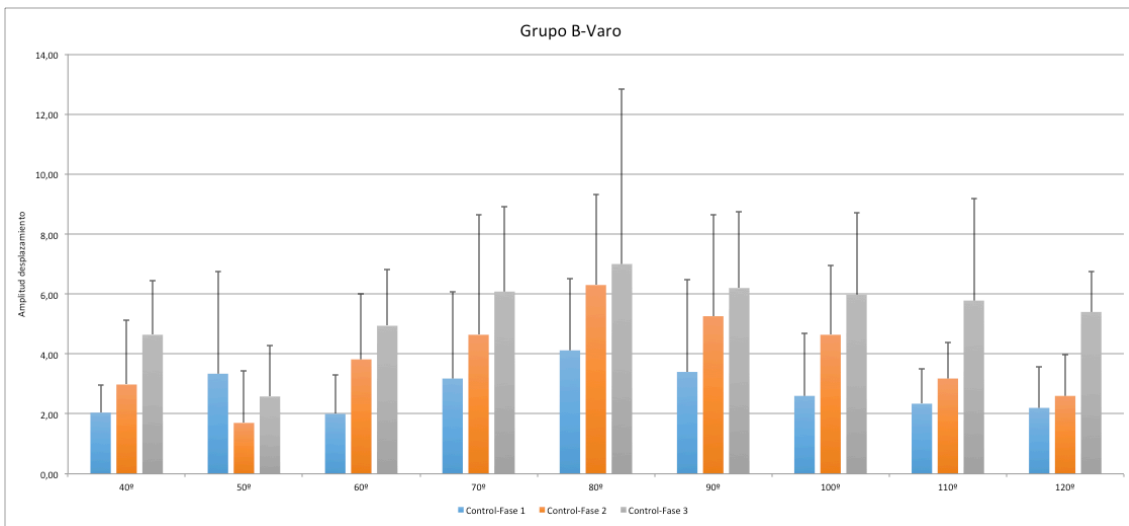
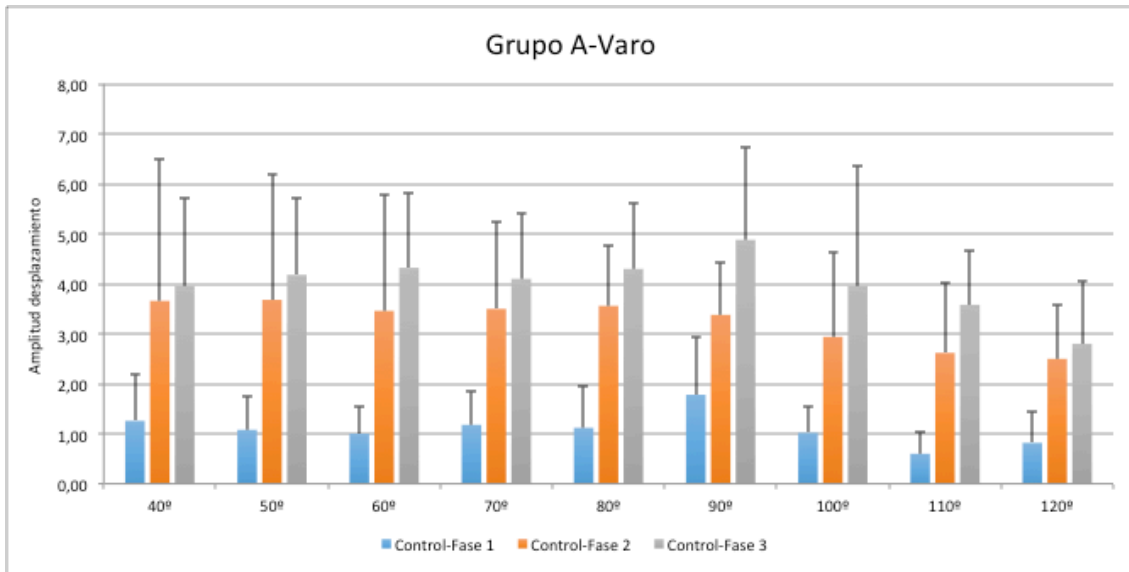


Figura 79. Distribución de la amplitud de desplazamiento al realizar el varo (mm) entre las fases en los diferentes rangos de flexión del codo para los grupos A, B y C.

Los grupos D y E se analizan de manera independiente a los tres anteriores, debido a que la realización de dos lesiones simultáneas de los fascículos del LCL no nos permite realizar una comparación con los resultados obtenidos previamente. Al analizar los gráficos que incluyen a los grupos D y E (Fig. 80), se observa un mayor desplazamiento global en el grupo D en todas las fases, y asimismo, también se visualiza como el desplazamiento en los últimos grados es algo menor que en grado intermedios en ambos grupos, de igual modo que ocurre en los grupos anteriores. La tendencia a presentar una mayor laxitud se produce en los rangos intermedios de flexión del codo, alrededor de los 60° a 90° aproximadamente.

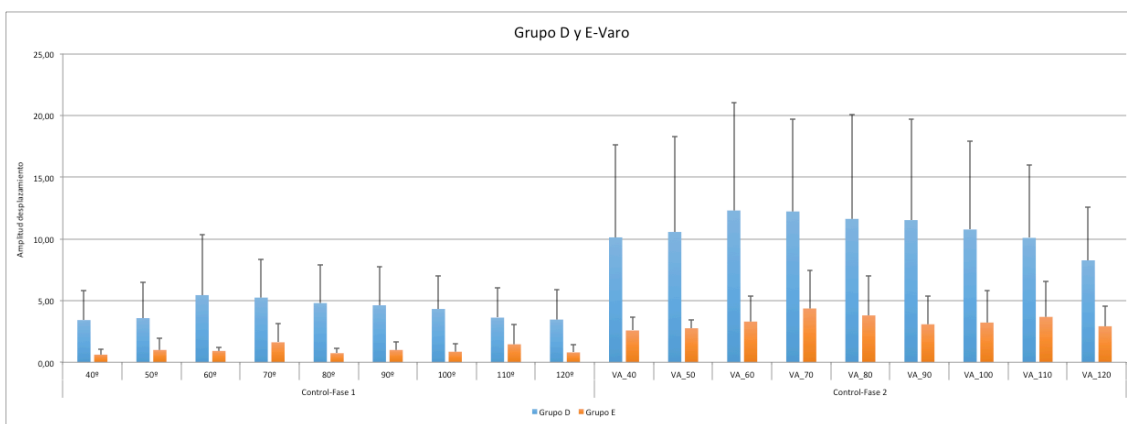


Figura 80. Distribución de la amplitud del desplazamiento (mm) entre las diferentes fases a los diferentes rangos de flexión del codo por grupos (D y E).

Por último, se detalla la amplitud de desplazamiento al forzar el varo entre los diferentes grupos (Fig. 81), donde objetivamos de forma clara que existe una laxitud mayor al generar una lesión en la región proximal del complejo ligamentoso, siendo mucho más evidente en los rangos intermedios de flexión del codo.

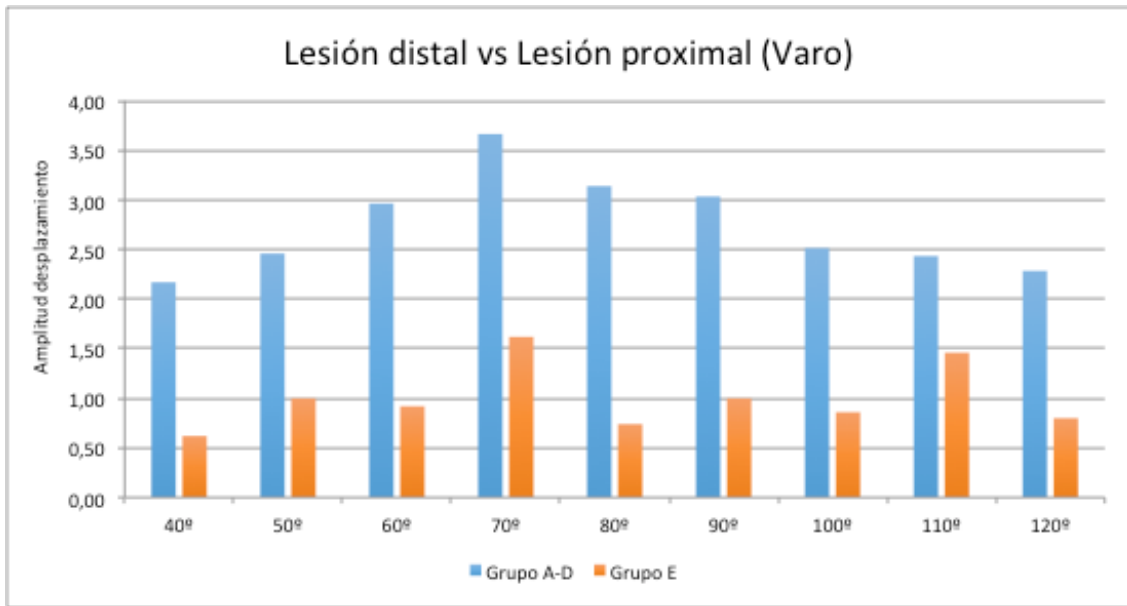


Figura 81. Distribución de la amplitud del desplazamiento (mm) en diferentes rangos de flexión del codo, se analizan los valores promedio del grupo E y el promedio del resto de grupos unificados.

Para realizar la comparación se tuvo en cuenta únicamente el desplazamiento entre la fase control y la fase 2 de los grupos A, B y C, en la cual la lesión incluía dos fascículos, junto con la fase 1 de los grupos D y E, para que el desplazamiento se considerara equiparable en función de la lesión existente. Los resultados son equiparables a los obtenidos al analizar la inestabilidad global en varo-valgo, indicando un desplazamiento menor para el grupo E estadísticamente significativo tras realizar una T-student para datos independientes ($p < 0,05$), lo que nos indica que la lesión distal del complejo ligamentoso lateral provoca menos laxitud ante fuerzas en varo que la lesión proximal (Fig. 82).

Media de desplazamiento lesión distal vs lesión proximal

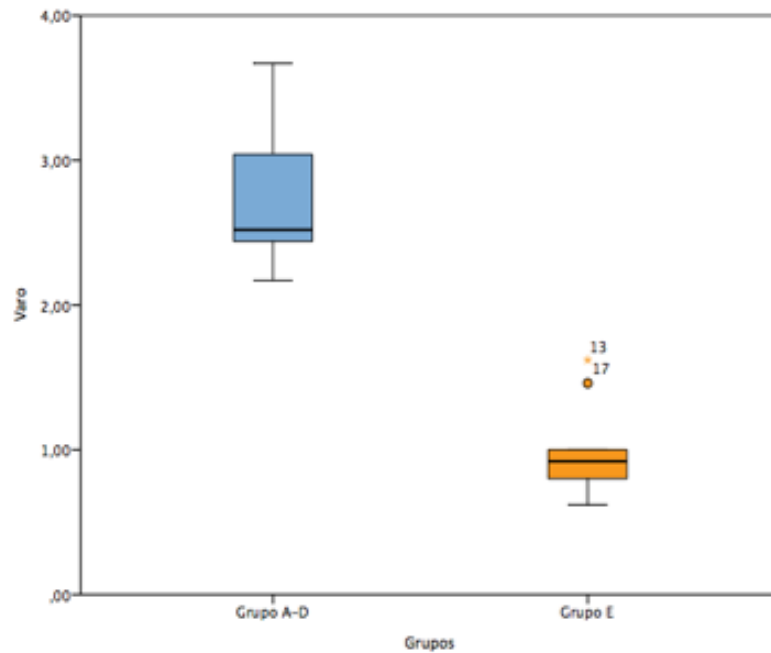


Figura 82. Análisis estadístico T-Student comparativo entre la laxitud en varo tras provocar una lesión distal y el conjunto de las lesiones a nivel proximal.

En resumen, dentro de los resultados de este apartado podemos destacar que:

1. La lesión aislada del LCUL no incrementa la laxitud en varo en comparación con la lesión del LR, aunque si se evidencia mayor movimiento en los rangos intermedios de flexión.
2. La lesión del LR es la que más provoca desplazamiento en varo de la articulación.
3. La lesión aislada del LCUL provoca mayor inestabilidad que la lesión del LA
4. El desplazamiento en varo es mayor al seccionar simultáneamente el LCUL y el LR en la región proximal del LCL.

IV.5.3: Amplitud de prono-supinación con varo constante.

En este apartado se detallan los resultados que se han obtenido al provocar sobre el espécimen un movimiento de rotación en pronación y supinación controlados manteniendo en todo momento una fuerza de varo constante, según la metodología ya comentada en el apartado de material y métodos. Los valores se corresponden con el rango global de movimiento entre la máxima pronación y la máxima supinación.

En la tabla 23 se muestran los promedios de estos valores de prono-supinación de todas las piezas analizadas en los grupos A, B y C.

Los valores obtenidos en todas las piezas se encuentran en el anexo 5.

Tabla 23. Promedio del desplazamiento global (grados) al realizar la prono-supinación en las piezas de los grupos A, B y C en función de los grados de flexión.

GRUPO A	Control	Fase 1	Fase 2	Fase 3	p-valor
	Mean ± sd	Mean ± sd	Mean ± sd	Mean ± sd	
40°	156,8 ± 29,30	188,4 ± 66,85	148,2 ± 34,69	161,2 ± 45,08	0,520
50°	162 ± 21,95	184 ± 61,44	147,8 ± 32,97	150,2 ± 43,27	0,298
60°	159,8 ± 24,60	190 ± 66,29	154,2 ± 34,80	153,2 ± 42,15	0,237
70°	163 ± 49,86	188,2 ± 70,00	152,2 ± 35,18	162,6 ± 43,55	0,239
80°	156,8 ± 34,33	187,2 ± 68,39	156,6 ± 35,77	156,2 ± 34,98	0,472
90°	153,8 ± 39,21	193,2 ± 67,10	156,2 ± 35,18	163,2 ± 40,81	0,338
100°	161,8 ± 28,17	184,8 ± 64,49	159 ± 31,06	163,2 ± 37,37	0,528
110°	167,8 ± 25,40	186 ± 63,27	159,2 ± 34,91	163,2 ± 37,40	0,093
120°	150,6 ± 43,37	185,8 ± 65,36	151,4 ± 31,69	160 ± 35,72	0,159
GRUPO B	Control	Fase 1	Fase 2	Fase 3	p-valor
	Mean ± sd	Mean ± sd	Mean ± sd	Mean ± sd	
40°	171 ± 20,60	176,2 ± 24,10	180,6 ± 27,67	194,6 ± 13,46	0,531
50°	173,6 ± 15,01	143,4 ± 77,93	176 ± 32,16	194,4 ± 36,01	0,469
60°	170,6 ± 30,88	184,6 ± 35,06	181,6 ± 37,48	205,4 ± 41,87	0,428
70°	167,2 ± 37,02	172,6 ± 41,46	182,2 ± 40,64	200,4 ± 34,24	0,356

80°	166,8 ± 34,44	176,8 ± 33,60	183,62 ± 41,19	204,2 ± 42,24	0.315
90°	168,2 ± 30,65	178,6 ± 33,13	175,4 ± 45,37	211,8 ± 21,41	0.680
100°	170,8 ± 28,07	180,8 ± 31,44	178 ± 39,74	210 ± 32,15	0.414
110°	164,6 ± 32,42	178,6 ± 30,73	178 ± 37,11	206,4 ± 31,17	0.443
120°	174,4 ± 39,67	176,6 ± 37,49	172,4 ± 33,93	204,2 ± 28,62	0.888
GRUPO C	Control	Fase 1	Fase 2	Fase 3	p-valor
	Mean ± sd	Mean ± sd	Mean ± sd	Mean ± sd	
40°	171,6 ± 38,82	194,6 ± 49,61	198,2 ± 39,20	183,2 ± 52,32	0.242
50°	172,6 ± 43,25	194,6 ± 37,78	195,6 ± 39,02	195,4 ± 40,79	0.402
60°	172,8 ± 43,08	192,6 ± 36,18	196,8 ± 43,56	193,4 ± 62,62	0.301
70°	171,8 ± 49,92	198,4 ± 46,86	171 ± 48,65	189,2 ± 59,39	0.311
80°	173,4 ± 50,04	194,4 ± 47,86	175,6 ± 55,81	198 ± 60,11	0.464
90°	177 ± 50,76	197,2 ± 46,93	173 ± 55,78	197,4 ± 60,96	0.462
100°	170,6 ± 48,87	195,4 ± 54,21	170,4 ± 57,87	191,6 ± 57,92	0.369
110°	168,8 ± 47,23	198,8 ± 50,66	166,2 ± 60,19	195,8 ± 59,86	0.352
120°	167,6 ± 34,37	194,2 ± 49,18	171,2 ± 54,97	192,2 ± 60,42	0.399

De igual modo que en los dos test anteriores, la tendencia general que se observa es que al aumentar el número de lesiones sobre los diferentes fascículos aumenta el rango de movimiento en las piezas analizadas, aunque estos resultados no han sido significativos tras realizar el análisis estadístico.

En la tabla 24 se muestran los resultados obtenidos para este test entre los grupos D y E, donde se objetiva un mayor desplazamiento en general en todas las fases en el grupo E, dándose un aumento progresivo de éste a medida que se realizan lesiones en los diferentes fascículos, de igual modo que ocurre en los grupos previos.

Tabla 24. Promedio del desplazamiento global (grados) al realizar la prono-supinación en las piezas de los grupos D y E.

GRUPO D	Control	Fase 1	Fase 2	p-valor
	Mean ± sd	Mean ± sd	Mean ± sd	
40°	159,2 ± 6,38	164,6 ± 32,68	170 ± 27,65	0.545
50°	154,8 ± 13,01	161,2 ± 37,22	169,8 ± 30,16	0.371
60°	152 ± 16,23	161 ± 37,62	160,8 ± 47,38	0.691
70°	154,2 ± 16,13	167,2 ± 35,55	165,2 ± 45,29	0.514
80°	157,6 ± 21,38	162,8 ± 41,12	165,4 ± 46,68	0.693
90°	158,4 ± 21,27	163,8 ± 35,08	166,6 ± 43,94	0.633
100°	160 ± 20,92	162,4 ± 34,31	166,4 ± 44,61	0.692
110°	155,4 ± 22,31	152,4 ± 29,96	165,2 ± 45,55	0.509
120°	150,6 ± 24,43	145,6 ± 31,77	165,8 ± 40,82	0.261
GRUPO E	Control	Fase 1	Fase 2	p-valor
	Mean ± sd	Mean ± sd	Mean ± sd	
40°	171 ± 35,06	182,8 ± 18,49	182,6 ± 20,56	0.309
50°	177,4 ± 29,74	178,6 ± 23,07	181,2 ± 27,93	0.844
60°	182,8 ± 25,06	182,8 ± 29,93	190,6 ± 20,74	0.261
70°	184,8 ± 25,07	184 ± 37,11	183,8 ± 34,36	0.993
80°	182,4 ± 34,36	184,8 ± 38,11	189 ± 35,07	0.576
90°	184,8 ± 30,24	189 ± 30,22	190,2 ± 35,19	0.613
100°	186,8 ± 32,29	187,4 ± 36,79	189,8 ± 37,35	0.834
110°	186,8 ± 29,53	179 ± 41,72	185 ± 39,96	0.453
120°	182,2 ± 32,51	183,8 ± 41,08	184,6 ± 35,86	0.933

Tras realizar el análisis estadístico no se han encontrado diferencias significativas entre estos valores.

A continuación se muestran los gráficos (Fig. 83) de movimiento en milímetros correspondientes a cada grupo en cada fase.

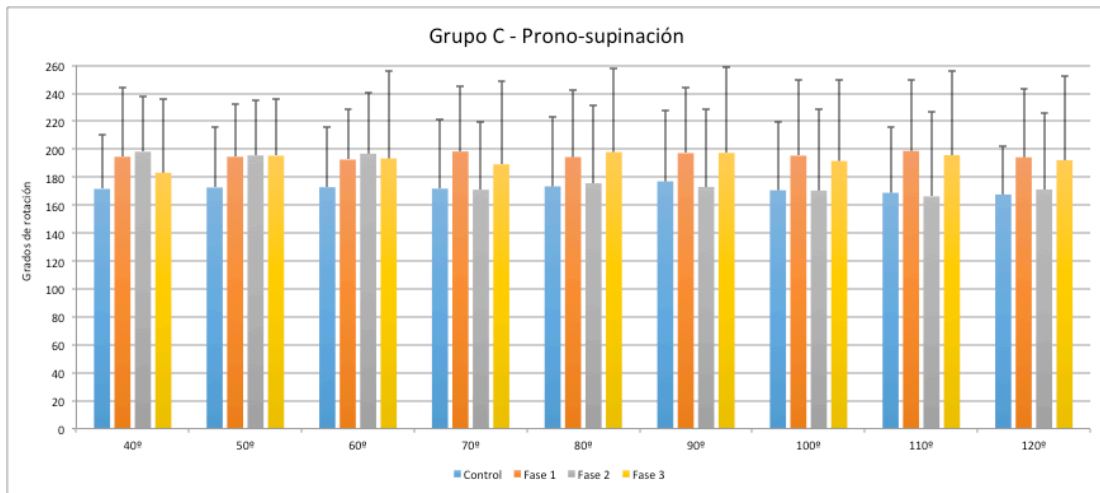
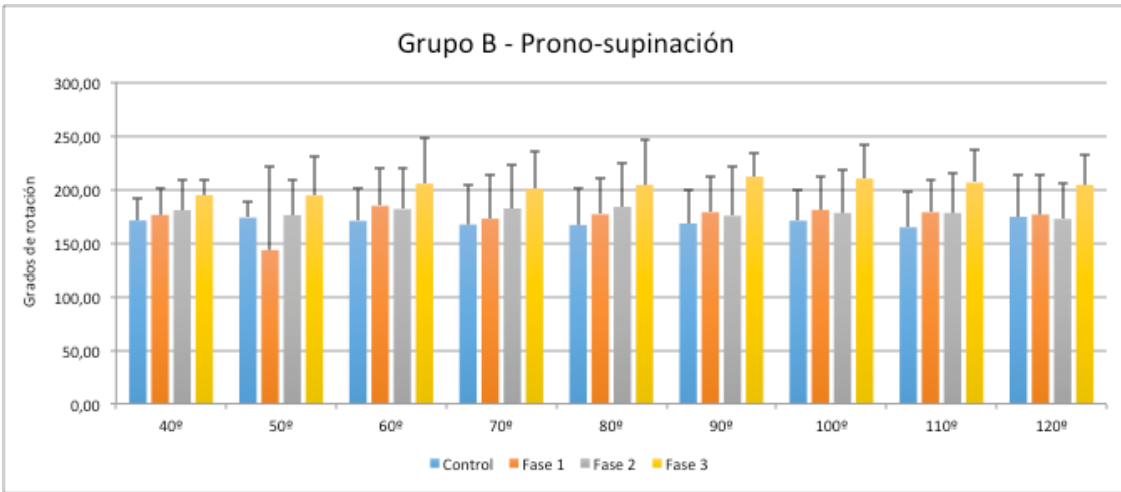
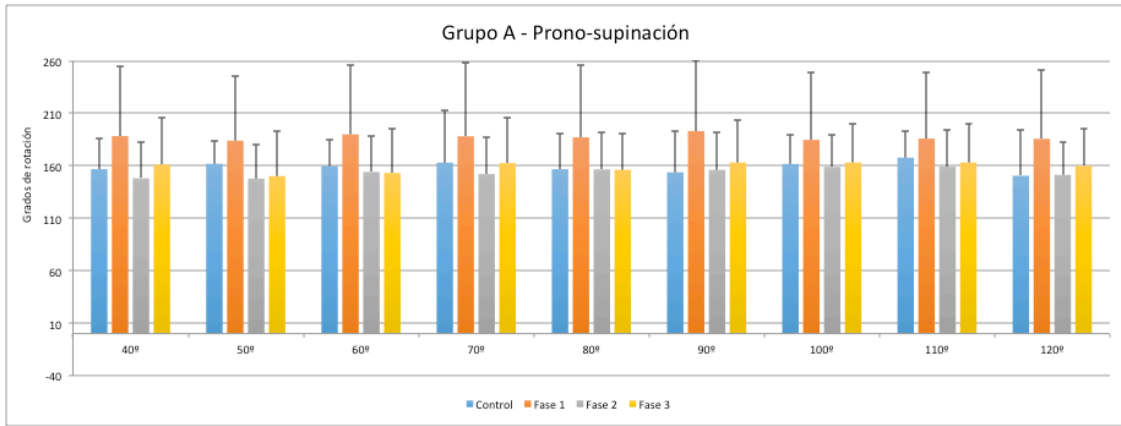


Figura 83. Distribución de la amplitud del movimiento rotacional (grados) entre las diferentes fases a los diferentes rangos de flexión del codo por grupos (A , B y C).

El rango de movimiento global de pronosupinación aumenta a medida que se van produciendo las lesiones seriadas, lo cual destaca principalmente en el grupo B y C. En el grupo A este

desplazamiento no es tan evidente y destaca el movimiento rotacional que se produce entre la fase control y la fase 1, que posteriormente no se mantiene en el resto de fases. En el grupo B aumenta la inestabilidad al producirse tanto la lesión del LR como del LA pero el desplazamiento es mayor al producir la última lesión, correspondiente al LCUL. En el grupo C, los resultados vuelven a ser dispares, ya que el mayor desplazamiento se produce al generar la lesión sobre el LA, en los primeros rangos de flexión la lesión del LCUL incrementa discretamente este movimiento, pero posteriormente vuelve a disminuir, para luego incrementarse de nuevo al generar la lesión del último de los fascículos, el LR.

Al analizar lo ocurrido entre los grupos D y E (Fig. 84), destaca que en este caso se consigue mayor laxitud rotacional cuando la lesión se da en el margen distal del LCUL y el LA.

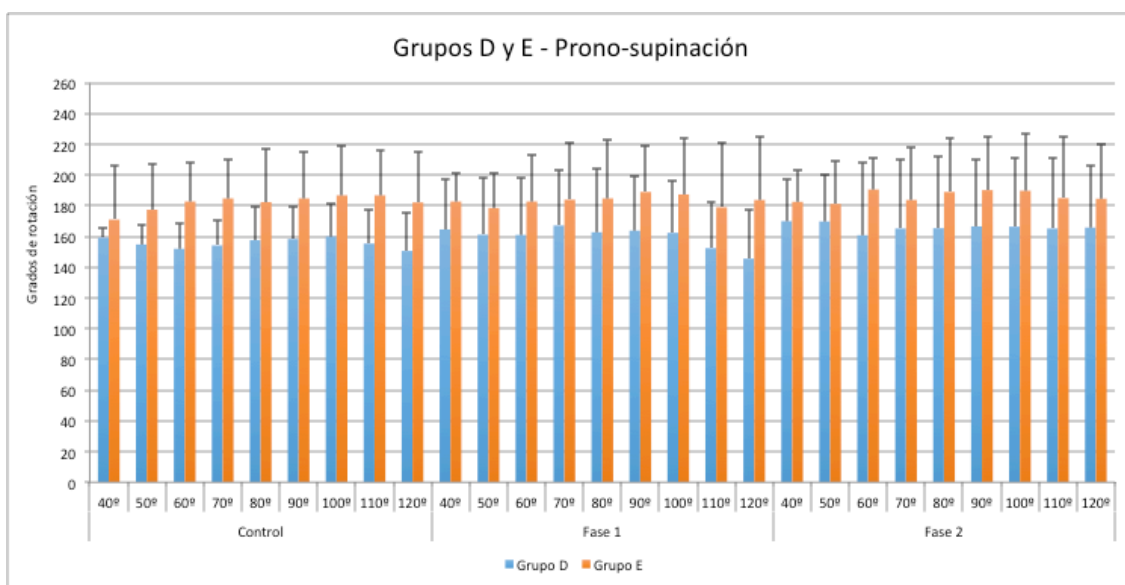


Figura 84. Distribución de la amplitud del movimiento rotacional (grados) entre las diferentes fases a los diferentes rangos de flexión del codo por grupos (D y E).

Tras analizar los resultados del gráfico anterior, y ser destacable que el movimiento rotacional de pronosupinación aumenta si la lesión parece afectar más a la región distal del complejo ligamentoso, decidimos analizar los valores promedios de lesión de los diferentes grupos, en las fases en las que se lesiona el LCUL en el margen proximal o distal así como en el caso de tener lesiones de ambos ligamentos. En base a esto se obtuvieron los datos de la fase 1 del grupo A, la fase 1 y 2 del grupo C y la fase 1 del grupo E. Los resultados se muestran en la Figura 85.

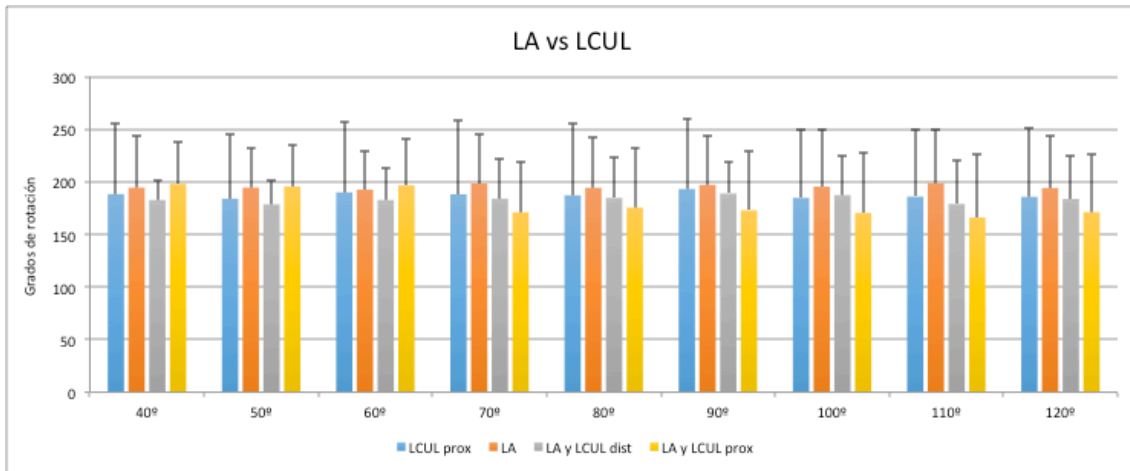


Figura 85. Distribución de la amplitud del movimiento rotacional (grados) entre las fases con lesión del LCUL, LR o ambos de los diferentes grupos.

En este gráfico se muestra como se produce un mayor aumento de rotación en los casos en los que se lesiona el ligamento anular. La combinación de las lesiones en el ligamento anular y el LCUL en el margen distal provocan mayor movilidad en los primeros grados de flexión, pero a medida que ésta aumenta, la mayor laxitud viene dada por la combinación de estas lesiones en el margen proximal del LCUL.

En resumen, dentro de los resultados de este apartado queremos destacar que:

1. El ligamento radial provoca un menor desplazamiento en pronosupinación al lesionarse de entrada que el resto de los dos fascículos.
2. Ninguno de los fascículos del LCL destaca por encima del resto como elemento inestabilizador en pronosupinación del antebrazo.
3. La lesión simultánea del LA y del LCUL provoca mayor laxitud articular en pronosupinación del antebrazo.

IV.5.4: Traslación posterior de la cabeza de radio

Se muestran los resultados obtenidos al analizar la traslación posterior de la cabeza del radio (en mm) al aplicar sobre él una fuerza axial, mientras se mantiene un varo y una supinación constante con el codo a 40° de flexión, según la metodología comentada en el apartado de material y métodos.

En relación a los grupos A, B y C, los valores son dispares entre sí. Mientras en el grupo A el desplazamiento aumenta de forma progresiva a medida que se suman lesiones, en el grupo B el desplazamiento es mayor al provocarse la lesión del LR, y después disminuye (aunque existe una mayor variabilidad entre valores de las diferentes piezas, predominantemente en la fase 1). En el grupo C el desplazamiento es mayor en la fase 3, es decir, tras producirse la lesión de todos los componentes del fascículo (Fig. 86), sin que hayamos podido obtener conclusiones en cuanto al fascículo que realmente ocasiona mayor inestabilidad.

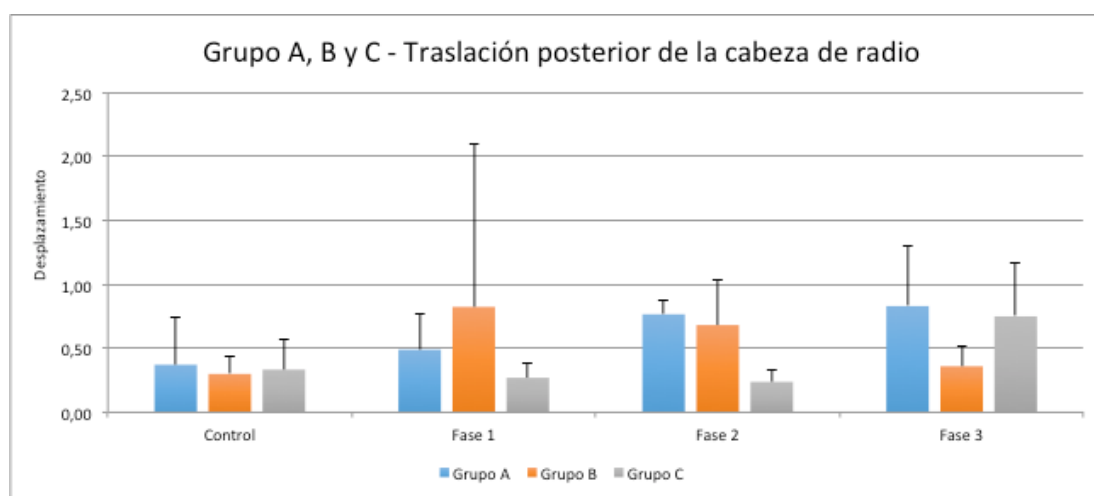


Figura 86. Distribución de los valores del desplazamiento de la cabeza de radio (mm) según las fases por cada grupo analizado (A, B y C).

En los grupos en los que la lesión fue combinada (Grupos D y E), los datos tampoco revelan conclusiones claras (Fig. 87). De forma paradójica, en ambos casos los valores obtenidos en la última fase son menores que los que se obtuvieron en la fase control. En la fase 1 del grupo E,

donde se provoca la lesión en el LA y el margen distal del LCUL, aumenta el desplazamiento, hecho que no observamos al lesionar este último ligamento en la región proximal (Grupo D).

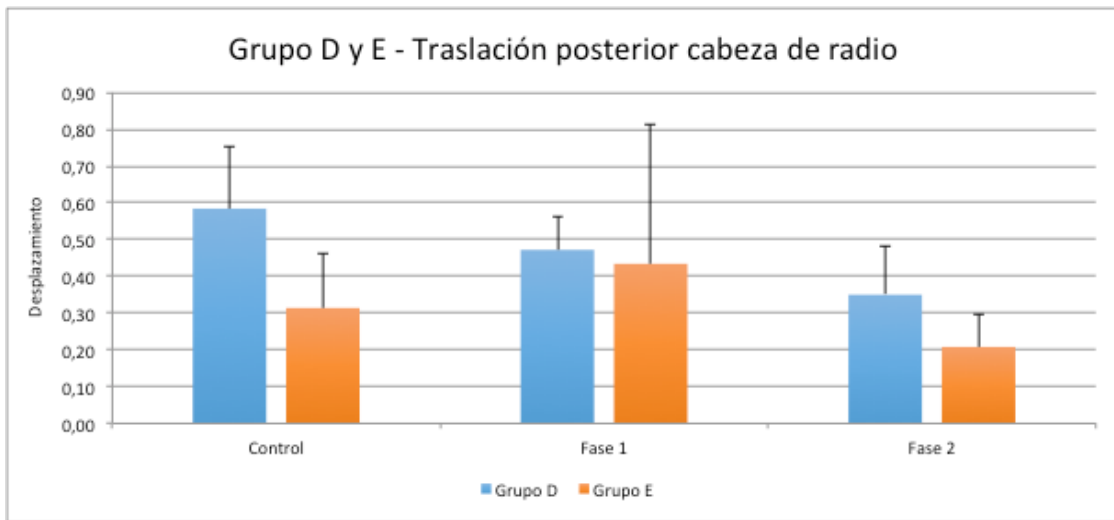


Figura 87. Distribución de los valores del desplazamiento de la cabeza de radio (mm) según las fases por cada grupo analizado (D y E).

En resumen:

1. La lesión del LCUL aislada no genera una mayor traslación de la cabeza radial.
2. El LA es el que menos interviene en la traslación posterior de la cabeza radial.

V: Discusión

V.1 La anatomía del LCUL en relación al complejo ligamentoso lateral del codo.

La descripción del complejo ligamentoso lateral (LCL), ha sido discutida durante años, especialmente en cuanto a la existencia de uno de sus principales componentes, el LCUL. Inicialmente no se consideró como entidad propia, y los primeros autores que hacen referencia a esta estructura, la detallan como un conjunto de fibras con origen en el LR, que divergen del recorrido de éste, y se insertan en la cresta del músculo supinador (Martin, 1958). En el año 1985, se publica el primer artículo en el que se detalla este conjunto de fibras y se le denomina ligamento colateral ulnar lateral (Morrey & An, 1985). Sin embargo, no es hasta seis años más tarde, a raíz del papel que se le otorga como estabilizador de la articulación del codo (O'Driscoll et al., 1991), cuando realmente comienzan a surgir estudios anatómicos que profundizan en el estudio del LCL y el LCUL en particular como uno de sus fascículos más relevantes; es entonces cuando aparece realmente la controversia, basándose en que algunos autores manifiestan que este fascículo no es una entidad propia como tal o que no está presente de forma permanente en dicho complejo (Beckett *et al.*, 2000; Cohen & Hastings, 1997; Hackl *et al.*, 2016; Imatani *et al.*, 1999).

En nuestro estudio, hemos identificado a este ligamento en todas las piezas anatómicas estudiadas, a pesar de que en estudios previos la presencia de este ligamento era variable (Beckett *et al.*, 2000; Morrey & An, 1985) o incluso no se tenía en cuenta, ya que no se consideraba una entidad propia (Cohen & Hastings, 1997). Hemos podido comprobar como al realizar maniobras de prono-supinación, igual que otros artículos han evidenciado, este fascículo se tensa al realizar la supinación y se relaja al realizar la pronación del antebrazo (Regan *et al.*, 1991). De igual modo, objetivamos que la tensión del ligamento se mantiene durante todo el arco de flexión con una fuerza en varo mantenida, coincidiendo con el mismo autor (Regan *et al.*, 1991), aunque como se ha publicado en otros estudios, sin mantener fuerzas en varo, la tensión de este fascículo es variable desde la flexión máxima hasta la extensión completa, siendo más laxo en los últimos grados de extensión (Hackl *et al.*, 2016; Takigawa *et al.*, 2005).

Durante la realización de la disección, para conseguir aislar el plano cápsulo-ligamentoso, no existe un protocolo consensuado e incluso en algunos artículos no queda claro cómo se realiza

la desinserción de la musculatura adyacente a este complejo (Beckett *et al.*, 2000; Hackl *et al.*, 2016; Hannouche & Bégue, 1999; Seki *et al.*, 2002; Takigawa *et al.*, 2005); en nuestro caso, para conseguir el mejor acceso a este plano evitando al máximo producir lesiones durante su disección, en un primer lugar se identificó la musculatura extensora epicondílea y tras incidir sobre su fascia, se realizó una desinserción de los vientres musculares del EC, EDQ y del ECC (este último tras identificar el intervalo con respecto al músculo ancóneo) en dirección proximal hacia el epicóndilo lateral lo cual permitió identificar al músculo supinador en un plano más profundo. Igualmente se realizó una desinserción del músculo ancóneo desde el cúbito en dirección al cóndilo lateral del húmero que igualmente permitió identificar las fibras del músculo supinador, el trayecto del LCL y la cápsula articular. Finalmente, para conseguir aislar el LCL del músculo supinador, se realizó una desinserción de este músculo que se iniciaba desde el margen profundo del LCL en dirección ventral y caudal consiguiendo una mejor visión tanto de la cápsula articular y el LA a nivel del cuello radial, como del LCUL en la región cubital.

En la región proximal, a pesar del uso de material microquirúrgico para desinsertar la musculatura extensora del origen del LCL, no se obtuvo una diferenciación clara debido a la fusión de las fibras musculares con las fibras ligamentosas que se produce a dicho nivel. Este hecho lo hemos podido también observar durante la realización del estudio de los cortes semifinos de la articulación donde se evidencia una fusión absoluta del LCL y el origen de esta musculatura, sin que se identifique un plano de diferenciación músculo-ligamentoso. La identificación de las fibras correspondientes al LCUL y el LR, igualmente comienza a diferenciarse en un segmento más caudal respecto al epicóndilo lateral, donde si se aprecia como divergen las fibras entre sí. Estos hallazgos se corresponden con los numerosos estudios anatómicos realizados, en los que a pesar de la mejora de los protocolos de estudio y el uso de herramientas cada vez más especializadas, no se consigue aislar completamente a este complejo de la musculatura adyacente desde su origen (Hackl *et al.*, 2016; Moritomo *et al.*, 2007) hasta aproximadamente la región media, tras sobrepasar el LA.

Al realizar la descripción anatómica en la región más distal del LCL y concretamente del LCUL, nuestros resultados son similares a lo publicado en la literatura, ya que coincidimos en que la diferenciación de las fibras del LCUL con respecto al LA en muchos casos no es posible debido a la fusión entre éstas (Hackl *et al.*, 2016; Hannouche & Bégue, 1999; Imatani *et al.*, 1999; Llusá *et al.*, 2009; Takigawa *et al.*, 2005). Destacamos también el hecho de que el tejido capsular

posterior está íntimamente adherido a esta inserción conjunta, y a pesar de identificar un cambio en la consistencia del tejido y la existencia de diferentes repliegues capsulares en la inserción cubital, no pudimos establecer un límite claro entre la cápsula articular y las fibras ligamentosas del LCL, lo cual ya se identifica en textos clásicos de anatomía (Rouvière & Delmas, 2005; Testut & Latarjet, 1979).

Al realizar la medición de la longitud del LCUL, nuestro promedio fue de 48,50mm (DT 6,82mm), siendo un valor similar a los resultados publicados por Hannouche & Bégue en 1999 en el que obtenían valores promedio de 44.6 +/- 1.9mm (Hannouche & Bégue, 1999) y muy diferentes a los señalados por Takigawa *et al.*, cuyos valores son inferiores a los nuestros (Takigawa *et al.*, 2005) aunque no especifica claramente la posición del codo en la cual toma las mediciones ni cuáles son sus puntos de referencia.

En este sentido, cabe destacar que en uno de los últimos estudios publicados, además de analizar los cambios de comportamiento de la longitud del ligamento en base a los diferentes grados de flexión tomando como referencia el centro del área de origen e inserción, también se estudiaron estas áreas de ocupación del fascículo, utilizando técnicas en 3D, obteniendo un promedio de 229.3 +/- 35,9mm² (Camp *et al.*, 2019). En sus resultados se objetiva como la longitud del LCUL se acorta desde los 90° de flexión hasta los 0° unos 3mm aproximadamente, siendo un valor similar al obtenido en nuestro estudio, donde obtuvimos un promedio de acortamiento en ese mismo rango de 4,44mm, y donde además observamos que este cambio de longitud es mayor desde los los 90° de flexión hasta la extensión completa, que desde los 90° de flexión hasta la flexión de 120°.

Uno de los principales puntos de controversia en la descripción de este fascículo radica en su inserción. Aunque nuestro valor promedio de la anchura es de 14,77mm (DT=7,15mm), similar a los estudios publicados previamente (Camp *et al.*, 2019; Morrey & An, 1985; Takigawa *et al.*, 2005) encontramos diferencias en cuanto a las descripciones clásicas de sus variables insercionales. En nuestro caso, hemos podido diferenciar tres tipos de inserción que se diferencian de la descripción original, en la que sólo se contemplaban dos tipos (Cohen & Hastings, 1997) pero que, en cambio, coinciden con descripciones posteriores, en las que ya se detallan tres variantes anatómicas (Hackl *et al.*, 2016; Takigawa *et al.*, 2005) pero en la que hemos encontrado diferencias entre el tipo II y III. El primer tipo inserción se describe como

aislada, donde podemos diferenciar claramente las fibras del LCUL, que acaban en la cresta del músculo supinador, de las fibras que acaban en el LA. En el segundo tipo la inserción es conjunta entre el LCUL y el LA, y por lo tanto más extensa sobre la misma localización; y en el tercer tipo llegamos a diferenciar un espacio ocupado por tejido membranoso que puede llegar a diferenciar el trayecto del LCUL y del LA, sin llegar a separarlos completamente, en nuestro caso no hemos encontrado esta división en todos los casos, pero sí en algunos, a diferencia de lo que se detalla en artículos previos (Hackl et al., 2016; Olsen, Vaesel, et al., 1996) en los que aparece en ninguno o en todos los casos.

En 2005, Takigawa *et al.* en su artículo describe tres variantes insercionales; en su trabajo analiza 26 piezas, y la distribución entre las variantes observadas es prácticamente equitativa. El primer tipo, que se corresponde con la inserción aislada del LCUL, lo encuentra en 8 de las 26 piezas, mientras que los otros dos tipos, que son inserciones conjuntas que tienen como principal diferencia el que en el tercer tipo existe un tejido membranoso interpuesto entre el LCUL y el LA (Takigawa *et al.*, 2005), tienen 9 casos cada una. Hackl *et al.* (2016) estudia 75 piezas e igualmente describe tres tipos insercionales con alguna variación respecto al artículo que previamente hemos comentado; las diferencias entre ellos son que, en el primer tipo la inserción es aislada (LCUL) mientras que en el segundo la inserción es conjunta (LCUL + LA) con la diferencia de que en el tercer tipo la inserción es más amplia extendiéndose a lo largo de la cresta del músculo supinador. En su estudio, el porcentaje de casos pertenecientes al tercer tipo es el mayor, siendo de un 50%, seguido del segundo tipo con un porcentaje de 22,7% y por último el primer tipo con un valor de 27,3% (Hackl *et al.*, 2016). Al comparar nuestros resultados con los de estos dos autores, observamos que igualmente el patrón que más se repite con un porcentaje del 40,7% es el que se corresponde con la inserción conjunta entre el LCUL y el LA, mientras que en segundo lugar prevalece la inserción aislada del LCUL con un porcentaje del 37,1%, seguida del tipo insercional en el que distinguimos en la inserción conjunta un tejido de aspecto membranoso en un 22,2%.

Teniendo en cuenta las discrepancias en la descripción de las variaciones insercionales del LCUL, en nuestro estudio basándonos en los tres tipos visualizados, objetivamos que existe una relación estadísticamente significativa entre la anchura del LCUL en la cresta del músculo supinador y el tipo de inserción, ya que en los casos de presentar una inserción aislada del LCUL la anchura ha sido menor que la obtenida en los otros dos tipos insercionales, donde la

inserción es conjunta entre el LCUL y el LA. Esto podría corroborar lo descrito en 2016 por Hackl *et al.* donde, independientemente de la presencia o no de un tejido membranoso, se constata que la inserción conjunta suele ser más ancha que la inserción aislada del LCUL (Hackl *et al.*, 2016), en cambio discrepa con los resultados de Takigawa *et al.*, el cual describe una anchura superior del tipo III insercional con respecto al tipo II, siendo nuestros resultados opuestos entre estos dos tipos insercionales (Takigawa *et al.*, 2005).

El estudio anatómico mediante cortes semifinos y la técnica de plastinación E12 es extremadamente útil para la investigación en anatomía ya que permite una aproximación a la microanatomía manteniendo las relaciones topográficas. Su utilización en investigación es relativamente reciente, siendo a finales de los años 80 cuando aparecen los primeros trabajos que aplican dicha técnica. Desde entonces la utilización de la resina Epoxi-E12 para la obtención de cortes semifinos se ha utilizado en el estudio de diferentes regiones (Sora *et al.*, 2019; Sora & Genser-Strobl, 2005; Villamonte-Chevalier *et al.*, 2015), aunque a día de hoy no tenemos constancia de que se haya empleado en estudios centrados sobre la articulación y los ligamentos del codo en cadáver humano.

Gunter von Hagens, fue el primer autor en utilizar la técnica de plastinación en el año 1987. Esta técnica permite conservar cortes anatómicos finos preservando la estructura, y está basada en el reemplazo del agua y los lípidos de los tejidos por un polímero, en nuestro caso la resina epoxi (E12), la cual, al someterse al proceso de curación, adquiere una tonalidad transparente que convierte al tejido en una interfaz visual de alta calidad y duradera, permitiendo el estudio de la anatomía tanto a nivel macroscópico como microscópico.

Previo a la realización de los cortes y teniendo en cuenta el grosor del corte deseado, se recomienda congelar la pieza a temperatura de -80°C aprox. En general, el grosor de corte más utilizado oscila alrededor de 3-5mm aunque se han llegado a realizar estudios con cortes ultrafinos de <0,1mm para reconstrucciones 3D o en la aplicación de tinciones histológicas, (Ottone *et al.*, 2018). En nuestro caso, utilizamos un grosor de 1,5mm, coincidiendo con el único estudio que estudia la articulación del codo, y que además se realiza en animales, no en humanos (Villamonte-Chevalier *et al.*, 2015). Independientemente de pequeños ajustes respecto a la metodología, esta técnica permite el estudio anatómico mediante la obtención de cortes seriados semifinos que mantienen la estructura conectivo-músculo-ligamentosa y la topografía

original, aportando mayor detalle sobre la orientación y la disposición de las fibras en los tejidos estudiados.

Haciendo hincapié en los resultados de nuestro estudio, en la región del epicóndilo lateral, es decir, en el origen del LCL y, en concreto del LCUL, no se pudo realizar una completa distinción entre las fibras del LCUL y el LR, así como de la musculatura epicondílea adyacente ya que el tejido es denso y completamente homogéneo distinguiéndose únicamente del tejido celular subcutáneo. Sin embargo, el aspecto es diferente al llegar a la región de la articulación HR donde la distribución de las fibras y el aspecto de los tejidos músculo-cápsulo-ligamentosos comienza a detallarse con mayor precisión de una manera progresiva y se pueden diferenciar interfases entre los diferentes grupos musculares, los ligamentos y el tejido capsular, el cuál a dicho nivel suele aparecer como un repliegue capsular que llega a extenderse sobre la escotadura troclear y que es conocido como meniscoide HR (Llusá *et al.*, 2009). Por todo lo expuesto, en nuestro estudio consideramos al LCUL como perteneciente al complejo capsulo-ligamentoso del codo, localizando su punto de origen en el margen distal del epicóndilo lateral, coincidiendo con los resultados del único estudio que analiza la estructura histológica del ligamento utilizando la tinción de tricrómico de Masson (Imatani *et al.*, 1999).

En la región media del trayecto del LCL se visualiza la diferenciación gradual de un grupo de fibras de aspecto más denso, profundas, que rodean la cabeza de radio y que, según la localización del corte, se insertan sobre el cuello radial y por lo tanto corresponden al LA, o bien se insertan sobre la cresta del músculo supinador y que en este caso se corresponden con el LCUL. En esta región, al realizar la disección anatómica macroscópica, se pudo apreciar en cierta medida como aparece esta divergencia de fibras entre sí, pero sobretodo en el margen proximal de la cabeza del radio donde se diferenciarían fibras del LR y del LCUL. En concreto, la diferenciación de las fibras del LA con respecto al LCUL es muy dificultosa y en muchos casos irreconocible, incluso al utilizar técnicas de imagen como la ecografía o la RMN (Gondim *et al.*, 2011; Stewart *et al.*, 2009), las cuales llegan a diferenciar estos dos fascículos una vez sobrepasada la cabeza del radio, en la región distal del LCL, aunque no en todos los casos (Gondim *et al.*, 2011; Stewart *et al.*, 2009).

Por último, en cuanto a la descripción anatómica en esta región distal, sí se pudo identificar una diferenciación entre el tejido ligamentoso correspondiente al LCUL, y el tejido capsular

subyacente, e incluso distinguir con mayor detalle la distribución de las fibras de este fascículo con respecto a lo que puede aportar la imagen ecográfica o por RMN. En nuestro estudio, y probablemente debido a la orientación del corte, se pudo distinguir la morfología insercional del LCUL con respecto a la cápsula articular, pero no obtuvimos imágenes que nos permitieran corroborar los diferentes patrones insercionales del LCUL al llegar a la cresta del músculo supinador, tal y como se puede observar en la disección anatómica convencional de algunos de los estudios anatómicos publicados (Hackl et al., 2016; Olsen, Søjbjerg, et al., 1996; Takigawa et al., 2005), aunque sí diferenciar una inserción estrecha y más densa del LCUL con respecto a otro segundo tipo en el que la inserción es menos densa y se expande algo más sobre la cresta del músculo supinador, los cuales se podrían reducir a dos grandes tipos de inserción (aislada vs conjunta) incluidos en la descripción previa de estudios anatómicos del fascículo (Fig. 52). (Cohen & Hastings, 1997; Hackl et al., 2016; Takigawa et al., 2005).

El estudio del LCL mediante el uso de cortes semifinos seriados y la técnica de plastinación E12 nos ha permitido observar como, en la región proximal de dicho complejo existe una única estructura músculo-cápsulo-ligamentosa, origen de la musculatura epicondilea y del LCL, en el sentido que había sido propuesto por otros autores. Sin embargo, esta técnica nos ha permitido mejorar el conocimiento de la morfología y la distribución de las fibras que componen el LCL, predominantemente en la región media y distal de este complejo.

Los mecanorreceptores son terminaciones nerviosas aferentes localizadas en el extremo de las fibras nerviosas que captan estímulos mecánicos destinados a la propiocepción y que participan de la cinética articular ejerciendo como elementos protectores del daño articular secundario a los estímulos aferentes de las estructuras articulares. Los primeros estudios en humanos surgieron en los años 80 (Schultz, et al., 1984; Wilson et al., 1988) y demostraron la presencia de estos mecanorreceptores en ligamentos así como su distribución.

En 1984, Schultz et al., son de los primeros autores que publican resultados acerca de la presencia de mecanorreceptores en humanos, concretamente en los ligamentos de la rodilla. Utilizan el método de cloruro de oro para el análisis de los ligamentos y consiguen visualizar terminaciones nerviosas libres y corpúsculos fusiformes similares a los de Golgi; todos ellos son más abundantes en la superficie del ligamento, hecho que justifican porque la superficie es más sensible a la deformidad que los planos más profundos de esta estructura (Schultz et al., 1984).

De la misma manera, Zimny *et al.* identifican mecanorreceptores en los ligamentos cruzados en la rodilla en humanos (Zimny *et al.*, 1986), más concretamente terminaciones libres y a diferencia de Schultz *et al.* (1984), corpúsculos de Pacini y terminaciones de Ruffini. Constatan una mayor densidad en los extremos de los ligamentos.

Más recientemente, Witherspoon *et al.* (2014) identifican terminaciones libres y mecanorreceptores tipo I y II (corpúsculos de Pacini y Ruffini), según la clasificación de Freeman (Freeman & Wyke, 1967), en la cápsula articular glenohumeral y señalan que la densidad es mayor en la capas superficiales de la cápsula mientras que a medida que profundiza el número de mecanorreceptores es menor, lo cual coincide con lo publicado previamente en la literatura (Witherspoon *et al.*, 2014).

En este sentido, considerando que la presencia de mecanorreceptores en los ligamentos puede condicionar la respuesta articular ante el exceso de deformidad, en el presente trabajo se decidió ampliar el estudio anatómico con una técnica inmunohistológica para determinar la presencia de mecanorreceptores sobre el LCUL; para eso nos basamos en el único estudio realizado sobre la articulación del codo en humanos que hemos podido referenciar, el cual fue publicado en 1998 por Petrie *et al.*; no obstante, dichos autores específicamente analizaron la presencia de mecanorreceptores sobre el LR y el LA, excluyendo al LCUL y utilizando un método de tinción modificado por cloruro de oro (Petrie *et al.*, 1998).

En nuestro caso, decidimos escoger el péptido PGP 9.5S por ser un marcador general presente en todos los tipos de fibras nerviosas periféricas que se distribuye por toda su extensión (Bickel *et al.*, 1999; Calzada *et al.*, 1994; Navarro *et al.*, 1995; Thompson *et al.*, 1983; Verdú & Navarro, 1997; Wilson *et al.*, 1988).

En el LR, Petrie *et al.* (1998) destacan un aumento de densidad de mecanorreceptores en los extremos del ligamento (donde es más rígido), principalmente sobre el tercio distal (Petrie *et al.*, 1998); En estas regiones la sensibilidad a las fuerzas deformantes leves o moderadas es menor, pero en cambio, cuando las fuerzas son de mayor intensidad, son estos extremos del ligamento, los que activan el reflejo protector ligamento-muscular, lo cual se explica por el hecho de no existir los corpúsculos de Pacini y por lo tanto ser más sensible a los estímulos nociceptivos que detectan posibles daños en la articulación.

La distribución de los mecanorreceptores en el ligamento anular se da a través de todo el ligamento, por lo que se considera que adopta un papel diferente al del ligamento radial. Detecta en mayor medida las fuerzas leves o moderadas y podría tener una función predictiva cuando los límites de la tensión aumentan hasta el punto de poder generar daño tisular (Petrie *et al.*, 1998).

Los resultados de nuestro estudio, a pesar del número de especímenes que hemos podido estudiar, nos orientan hacia la hipótesis de la presencia de mecanorreceptores en todo el trayecto del LCUL, de tipo terminaciones libres, sin llegar a evidenciar la presencia de terminaciones libres encapsuladas, a diferencia de los resultados de Petrie *et al.* en 1998. No obstante, y a expensas de poder ampliar la muestra en un futuro, sí pudimos constatar una mayor reactividad en los extremos del fascículo, lo cual sería equivalente a los resultados obtenidos en el LR descritos por Petrie *et al.* (1998). En este sentido, también consideramos que puede ser relevante el poder realizar un estudio comparativo de densidades de mecanorreceptores en los tres fascículos que componen el LCL, ya que si hubiese diferencias, podríamos inferir un papel de mayor relevancia en aquel fascículo que obtuviera una mayor densidad, siendo éste el que sería a nuestro entender el principal elemento estabilizador de la articulación.

V.2. Reconocimiento del LCUL mediante técnicas de diagnóstico por la imagen

V.2.1.: Ecografía

La ecografía es una técnica no invasiva, dinámica, de bajo coste y ampliamente aceptada en el diagnóstico de patología del aparato locomotor y que también está siendo introducida para la identificación de lesiones en el LCL. A fecha de hoy se han publicado muy pocos trabajos en los que se hayan podido realizar descripciones ecográficas precisas de los diferentes fascículos que componen dicho complejo ligamentoso. Además, entre ellos, existe una gran variabilidad en la metodología utilizada con el objetivo de detallar la anatomía y el comportamiento de los diferentes fascículos (Camp *et al.*, 2017; Gondim *et al.*, 2011; Jacobson *et al.*, 2014; Stewart *et al.*, 2009; Villamonte-Chevalier *et al.*, 2015). Existe poca bibliografía que estudie la posible

correlación entre la imagen anatómica real y la imagen obtenida por técnica ecográfica (Döring *et al.*, 2018; Kichouh *et al.*, 2009; Lonchena *et al.*, 2016), y la mayoría de ellos no evalúan parámetros numéricamente cuantificables, además de que difieren entre ellos por estar realizados en diferentes regiones anatómicas.

Stewart *et al.* (2009) realizan una descripción anatómica de este complejo en cadáver y en voluntarios sanos y concluyen afirmando que la técnica ecográfica es útil para hacer una correcta identificación del LCUL sin profundizar en el detalle anatómico del resto del complejo. Gondim *et al.* (2011) realizan un estudio en el que además de utilizar especímenes en cadáver y voluntarios sanos, también realizan un estudio anatómico mediante cortes coronales con el que comparan los resultados obtenidos por ecografía afirmando que esta técnica es útil para la identificación y el estudio del LCL ya que permite identificar cada uno de sus fascículos. Camp *et al.* (2017) en uno de los últimos artículos publicados en referencia al diagnóstico de la inestabilidad postero-lateral y su diagnóstico por ecografía, realiza un estudio únicamente en cadáver con el objetivo de establecer ecográficamente signos indirectos diagnósticos de este tipo de inestabilidad en base a desplazamientos patológicos en la húmero-cubital y concluye que, en casos de inestabilidad postero-lateral de la articulación, la ecografía puede ser una técnica diagnóstica fiable.

En cuanto a la utilización de secciones anatómicas y su correlación con la imagen ecográfica, a nivel del codo, destacamos el trabajo de Jacobson *et al.* (2014) realizado en cuatro piezas cadavéricas donde se evalúa la huella de los tendones extensores epicondíleos respecto a la huella de inserción del LR y compara los resultados con los obtenidos mediante RMN obteniendo valores similares (Jacobson *et al.*, 2014).

La disposición oblicua del trayecto del LCUL hace que la visualización por resonancia magnética pueda ser difícil si no se consigue una correcta orientación de la articulación (Terada *et al.*, 2004). La ecografía es una técnica que puede aportar beneficios en ese sentido, porque permite seguir el trayecto del ligamento orientando en cada momento el transductor en la dirección de sus fibras; además de ser una técnica que supone menos coste (Stewart *et al.*, 2009) y dinámica a la hora de evaluar el comportamiento del codo al realizar las maniobras exploratorias en la inestabilidad postero-lateral.

Hemos analizado los resultados obtenidos con ecografía en los espécimenes de cadáver estudiados, y los hemos contrastado con dos de los artículos que hacen mayor referencia a la ecografía del LCUL (Gondim *et al.*, 2011; Stewart *et al.*, 2009). Gondim *et al.* (2011) no realizó una disección anatómica de piezas cadavéricas, mientras que Stewart *et al.* (2009) sí amplían su estudio con la disección en algunas de las piezas para comparar si el aspecto ecográfico del LCUL era similar o no al anatómico; en su estudio incluye la valoración cuantitativa del grosor del LCUL a diferentes niveles aunque no realiza la misma medición tras la disección cadavérica sugiriendo la necesidad de más estudios para establecer una mayor correlación. Únicamente hemos encontrado un artículo realizado sobre cadáver de un animal canino, que hace esta comparación y afirma que existe una buena correlación entre el aspecto ecográfico del LCL y la disección anatómica (Villamonte-Chevalier *et al.*, 2015).

En nuestro estudio, los resultados de la valoración morfométrica del ligamento y el análisis estadístico de los mismos nos mostró una gran dispersión de resultados, por lo que no hemos podido afirmar que las mediciones de la morfometría del LCUL mediante el uso de la ecografía se correspondan con los valores reales al realizar la disección anatómica. Sin embargo, debemos valorar la posibilidad de que este hecho venga condicionado por la técnica ecográfica y la experiencia del radiólogo/a, así como en la determinación de puntos de referencia clave y equiparables con la disección anatómica para realizar con más detalle este tipo de mediciones.

La mejor posición para el estudio ecográfico del LCL y en concreto de este fascículo o LCUL no está consensuada. En algunos estudios se utiliza la posición en extensión de codo, y en otros los 90° de flexión con diferentes rotaciones sin obtener diferencias significativas entre ellos (Gondim *et al.*, 2011). En nuestro caso, la posición que hemos considerado óptima para realizar la identificación del LCL y del LCUL ha sido a 90° de flexión del codo en posición neutra del antebrazo.

Tras realizar la valoración de la ecogenicidad del LCUL, observamos que, en todos los casos, este fascículo presentaba un aspecto hipocogénico, lo cual coincide con la caracterización que Gondim *et al.* publicara en su estudio (Gondim *et al.*, 2011). En cambio Stewart *et al.* difiere, y afirma que la caracterización global del LCUL es hiperecogénica tanto en sujeto sano como en piezas cadavéricas, al comparar su aspecto con la musculatura adyacente (Stewart *et al.*, 2009).

En la región proximal pudimos identificar el LCL, aunque no pudimos diferenciar las fibras del LCUL de las del LR, siendo esto un hecho que se repite en la bibliografía (Gondim *et al.*, 2011; Stewart *et al.*, 2009) y que concuerda con los hallazgos del estudio anatómico mediante cortes semifinos con E12 que hemos comentado previamente. En la mayoría de los casos de nuestro estudio, cuando nos centramos en el origen del LCL, concretamente en la región del epicóndilo lateral, dicho complejo tiene un aspecto hiperecogénico, lo cual de nuevo coincide con los resultados publicados por Gondim *et al.* donde existe una variabilidad de la ecogenicidad en la región proximal en cadáver, pero no en sujeto sano, donde en el 100% de los casos en el origen el LCL tiene un aspecto hiperecogénico (Gondim *et al.*, 2011).

La ecogenicidad observada en la porción distal en nuestro estudio fue principalmente hipoecogénica, considerando que existe una disparidad de resultados ya que es una región que se considera anisotrópica (Stewart *et al.*, 2009), probablemente por la variabilidad que presenta la inserción del LCUL y la fusión con las fibras del ligamento anular y que hemos podido evidenciar en la disección. Este mismo aspecto también se puede corroborar a través del estudio realizado mediante cortes anatómicos semifinos, donde hemos tenido posibilidad de ver como cambia la densidad y los límites de la inserción del LCUL en la cresta del músculo supinador, hecho que justificamos en la tipología variable a nivel de su inserción distal.

En cuanto a las variables morfológicas de carácter cuantitativo, el grosor medio del LCUL en su porción central, calculado a nivel de la región del cuello radial fue de 1,3mm, lo cual se acerca a los resultados obtenidos por Stewart *et al.* (2009), en uno de los pocos artículos que hacen referencia a este parámetro, aunque cuando realizamos la correlación con los valores obtenidos mediante disección anatómica convencional no obtuvimos una relación estadísticamente significativa. Este hecho pensamos que puede estar relacionado con la metodología empleada para la medición del grosor durante la disección ya que podría no corresponderse con el plano utilizado para la medición mediante ecografía. Sin embargo, el promedio del grosor del LCL en la región de la cabeza radial estudiado en las secciones con E12 arrojan un resultado de 1.7mm, lo cual se aproxima a los valores obtenidos mediante ecografía y que podrían corroborar la hipótesis metodológica expuesta.

V.2.2: Resonancia magnética

Las técnicas de imagen son de ayuda para confirmar el diagnóstico de sospecha y para descartar patologías que pueden dar una clínica similar como, por ejemplo, una epicondilitis lateral o una plica en el compartimento húmero-radial.

La resonancia magnética (RMN), se ha convertido en una herramienta diagnóstica fundamental, debido a la mejora de su calidad de imagen y la capacidad que tiene para identificar los diferentes tejidos y estructuras anatómicas, incluyendo hueso, cartílago, ligamentos y musculatura entre otras. Estos factores ayudan en el diagnóstico de patologías que son difíciles de evidenciar a nivel clínico, como por ejemplo la inestabilidad postero-lateral del codo.

Tradicionalmente, en los estudios por RMN, se utilizan las secuencias potenciadas en T1 para una valoración anatómica, junto con técnicas por artroresonancia (artroRMN). Hemos optado por las secuencias T2 porque proporcionan un mejor contraste de partes blandas, diferencian con mayor facilidad el líquido de los elementos musculares y, como factor más importante, el hecho de que nos ha permitido identificar la estructura ligamentosa en todos los casos.

Las técnicas FAST SPIN ECHO de alto contraste maximizan el contraste de transferencia de magnetización inherente de la técnica de multicorte, produciendo intensidad de señal diferencial entre el cartílago articular y el fluido. Estas técnicas pueden obviar la necesidad de utilizar agentes de contraste intraarticulares, por lo que, en nuestro caso, hemos escogido esta secuenciación.

Los protocolos actuales para el estudio por imagen son el resultado de diversas comparaciones que se han realizado a lo largo de los años, con el objetivo de conseguir la mejor visualización de la articulación a estudio (Carrino *et al.*, 2001; Cotten *et al.*, 2014), y eso ha supuesto variar las secuencias de trabajo utilizadas y el plano de corte más adecuado (Acosta Batlle *et al.*, 2019; Carrino *et al.*, 2001; Cotten *et al.*, 2014; Hackl *et al.*, 2015; Potter *et al.*, 1997). En este sentido, inicialmente, para explorar los ligamentos colaterales del codo se utilizaban cortes realizados en un plano coronal, con el brazo extendido y en supinación. Pero, concretamente, los ligamentos que se consideran los más importantes como estabilizadores del codo son el fascículo anterior del ligamento colateral medial y el ligamento colateral ulnar lateral, los cuales siguen un trayecto

oblicuo, por lo que su correcta visualización requiere de un plano coronal discretamente modificado que siga los grados de flexión en los que esté el codo (Cotten *et al.*, 2014).

En base a la bibliografía (Acosta Battle *et al.*, 2019; Cotten *et al.*, 2014), decidimos optar por colocar nuestras piezas en posición de decúbito supino, con el codo en extensión y el antebrazo en supinación utilizando un plano coronal posterior oblicuo con una inclinación de 20°. La secuencia fue T2 FSE con un grosor de corte de 2mm, un FOV 120 x 120 y una matriz de exposición de 320 x 256.

La mayor parte de los estudios publicados se han realizado en pacientes, y son pocos los que utilizan especímenes procedentes de cadáver, aunque su protocolo es equivalente al realizado en nuestro caso (Carrino *et al.*, 2001; Cotten *et al.*, 2014).

En nuestro estudio pudimos identificar el LCUL en todos los especímenes, aunque la calidad de su definición fue variable. Esto se mantiene en la literatura, a excepción del trabajo publicado por Terada *et al.* (2004), en el que documentan que la visualización del LCUL no se conseguía en todos los casos (Terada *et al.*, 2004). Creemos que esto podría tener relación con la introducción de esta técnica de imagen como herramienta diagnóstica a principios de los años 2000 y con el protocolo utilizado para la realización de los cortes, ya que en el caso del artículo de Terada *et al.* (2004), el corte se realizaba cada 5mm y quizás esa distancia pudo condicionar la no correcta visualización del ligamento. Actualmente la literatura recomienda que, para el estudio de las estructuras ligamentosas del codo el grosor sea de alrededor de 2mm (Dewan, Chhabra, Khanna, Anderson & Brunton, 2013; Potter *et al.*, 2005).

Coincidiendo con la literatura publicada, tanto en cadáver como en paciente vivo, en nuestro estudio identificamos al LCUL como una estructura hipointensa, a excepción de un caso en el que la definición fue deficiente. El promedio del grosor del ligamento fue de 2,21mm, lo cual coincide con los artículos publicados hasta ahora (Cotten *et al.*, 2014), pero no con el valor promedio que obtuvimos tras realizar el estudio por ecografía (1,3mm), lo cual justificamos porque la localización donde se realizó la medición no era la misma.

La intensidad del fascículo aumenta en una secuencia T2 al producirse una lesión, y esto sucede en la mayoría de los casos en la región proximal, es decir, a nivel del epicóndilo lateral donde

existe una relación íntima de este fascículo con el LR y la musculatura extensora. En ninguno de nuestros casos detectamos un patrón de hiperintensidad, tanto en el origen como en la inserción, ni tampoco en su región media, lo cual nos indica, tal como pudimos comprobar tras realizar la disección anatómica de que no existían lesiones reales a dicho nivel, que la resonancia es una herramienta útil para la identificación del ligamento y para el diagnóstico de lesiones a dicho nivel.

Cabe destacar que, tanto en el origen como en la inserción, a pesar de las mejoras en la técnica de imagen, la definición de la morfología exacta del LCUL fue muy compleja ya que sus fibras están demasiado fusionadas con el resto de estructuras cápsulo-músculo-ligamentosas; a pesar de esto, pudimos constatar que en la región distal se apreciaban variaciones en la forma de su inserción que podrían relacionarse con las variaciones descritas en la literatura (Cohen & Hastings, 1997; Hackl *et al.*, 2016; Takigawa *et al.*, 2005).

Tras realizar el estudio por resonancia, comparamos los datos cuantitativos obtenidos con los que habíamos hallado mediante el procedimiento de disección anatómica. Existe muy poca literatura que estudie si existe una correlación entre las dos técnicas utilizando variables cuantitativas y fundamentalmente los trabajos se centran en correlacionar la imagen anatómica con la imagen obtenida por resonancia magnética con el objetivo de identificar y mejorar la descripción por imagen de la región estudiada (Kichouh *et al.*, 2009). En nuestro caso decidimos comparar los valores de grosor del ligamento obtenidos tanto por RMN como por disección anatómica, teniendo en cuenta que la medición se realizó en la región media del LCUL en ambos casos, donde es más sencillo poder obtener las mediciones. Tras realizar el estudio estadístico no obtuvimos una correlación entre los valores de la disección anatómica y los de RMN.

De igual modo, al realizar el análisis entre las variables morfológicas cuantitativas del LCUL obtenidas por ecografía y la RMN, que se centraron en el grosor del LCUL en la región media, tampoco encontramos una correlación entre los valores obtenidos. Existe muy poca bibliografía que compare estas dos técnicas; en este sentido, solo hemos podido referenciar el trabajo de (Jacobson *et al.*, 2014), donde estudian el origen del ligamento radial y la musculatura extensora en la región epicondilea humeral con el objetivo de detallar la huella de inserción de este ligamento en su origen por técnica ecográfica y lo comparan con los resultados obtenidos al

realizar una artroresonancia magnética, sin que encuentren resultados significativos de concordancia entre ambas técnicas.

V.3: Respuesta biomecánica del complejo ligamentoso lateral del codo y análisis del papel funcional del LCUL

V.3.1: Consideraciones generales

La articulación del codo, como ya se ha remarcado previamente, es una articulación compleja que se funcionalmente se mantiene estable. La estabilidad puede ser evaluada estáticamente o dinámicamente; en el primer caso influyen su estructura ósea junto con la cápsula y los ligamentos de la articulación y en el segundo caso participan factores neuromusculares (de Haan *et al.*, 2011).

En el codo, concretamente, los elementos estabilizadores pueden dividirse en primarios y secundarios; la diferencia entre ellos estriba en que la lesión aislada de un estabilizador primario causa inestabilidad, y la lesión de un estabilizador secundario por sí misma no es suficiente para producir inestabilidad (de Haan *et al.*, 2011).

Existen tres estabilizadores primarios estáticos del codo que son, la articulación húmero-cubital, el fascículo anterior del ligamento colateral medial y el LCL; en cambio, los estabilizadores secundarios dinámicos son, la articulación húmero-radial, la musculatura flexora y extensora, y la cápsula articular (Conway & Singleton, 2003; Karbach & Elfar, 2017).

El fascículo anterior del ligamento colateral medial proporciona la máxima estabilidad frente a las fuerzas en valgo y postero-mediales; en la región lateral, frente a las fuerzas postero-laterales, el LCL es el principal estabilizador y, en varo los principales estabilizadores son la articulación húmero-cubital seguida del complejo LCL (Karbach & Elfar, 2017).

En este sentido, en los primeros estudios biomecánicos del codo (O'Driscoll *et al.*, 1991), se consideró al LCUL como el componente más importante del LCL como estabilizador de la

articulación, aunque trabajos posteriores defienden que este complejo funciona como una unidad, siendo ésta la que ejerce como estabilizador real de la articulación (Dunning *et al.*, 2001; McAdams *et al.*, 2005; Seki *et al.*, 2002).

Entre los diferentes tipos de inestabilidad de codo, el más prevalente, aunque sigue siendo poco frecuente, es la inestabilidad postero-lateral (Conti *et al.*, 2016), y una de las causas más frecuentes es la luxación de codo. La clínica puede ser marcada o sutil, por lo que el diagnóstico es difícil en general y se basa en maniobras exploratorias y pruebas de imagen complementarias que apoyen la sospecha diagnóstica.

Tras los primeros estudios anatómicos de este complejo ligamentoso, surgieron trabajos que detallaban la morfología del LCUL (Cohen & Hastings, 1997; Hackl *et al.*, 2016; Takigawa *et al.*, 2005) que dieron pie a los primeros estudios biomecánicos, centrados en la isometría de este fascículo y en su implicación en la estabilidad de la articulación al generar fuerzas en varo-valgo o rotación externa-interna en diferentes posiciones, y que obtienen resultados dispares.

Uno de los parámetros estudiados en diversos estudios que profundizan en esta biomecánica, es la isometría del LCUL, ya que tiene un papel destacable, de cara a los resultados de los diferentes tipos de de tratamientos que se realizan en los casos de inestabilidad postero-lateral del codo que, fundamentalmente consisten en la reparación o la reconstrucción de este fascículo mediante diferentes técnicas con resultados mayoritariamente satisfactorios, aunque con algunas complicaciones que podrían ser secundarias a un mal tensionado del ligamento o a un malposicionamiento.

En este sentido, la tensión de los ligamentos varía en función de los grados de flexo-extensión. Tras la realización del estudio nuestros resultados no valoran estadísticamente el efecto de los grados de flexo-extensión del codo en el desplazamiento que se produce en la articulación, aunque como ya se ha comentado previamente la tensión del LCUL varía en función de estos grados (Hackl *et al.*, 2016; Olsen, Vaesel, *et al.*, 1996; Regan *et al.*, 1991) y por lo tanto eso conlleva a la laxitud que se pueda generar en la articulación. Sin embargo, sí que hemos podido constatar cómo aumenta su tensión al realizar la supinación y a medida que el codo gana grados de flexión, siendo evidente el tensionado de esta estructura a partir de los noventa grados aproximadamente. Esto es bastante similar a lo publicado por Regan *et al.* (1991) en uno de los

primeros artículos sobre el comportamiento del LCL, donde destacan el hecho de que la tensión del LR se mantiene constante prácticamente durante todo el trayecto de flexo-extensión del codo mientras que la tensión del LCUL aumenta entre los 110°-120°, aunque cuando se suman fuerzas en varo, la tensión se mantiene constante en todo el arco de flexo-extensión del codo. Otro artículo más reciente (Hackl *et al.*, 2016), constata esta variabilidad de tensión del LCUL durante la flexo-extensión, y destaca que, haciendo referencia al LCL, éste se tensa al realizar la pronación y al generar fuerzas postero-laterales, donde en concreto, el LCUL de forma aislada no incrementa su tensión según estos autores.

A pesar de los resultados de Regan *et al.* (1991), otros estudios in vivo afirman que el LCUL no es isométrico. Moritomo *et al.* (2007), tras realizar uno de los primeros trabajos en el análisis de la isometría, concluyen afirmando que el LCUL no es isométrico, y que el punto donde se puede conseguir una mayor isometría es 2mm proximal al centro del capítulo humeral. En 2010, Goren *et al.* concluyen de igual modo, pero constatan que la región donde la isometría es mayor se produce en la posición 03:45, si se considera al epicóndilo humeral como una esfera de un reloj, y por último Alaia *et al.* (2015) tampoco evidencian una isometría real de este fascículo, aunque divergen en cuanto al punto en el que los cambios de longitud del ligamento son menores.

Existe mucha más bibliografía en relación al estudio de la laxitud de la articulación del codo. De Haan *et al.* (2011), analizan la bibliografía publicada en relación a la biomecánica de codo y a las diferentes posiciones que se utilizan para evaluar el efecto de las fuerzas generadas. De esta manera, los tests que analizan las fuerzas en varo concluyen de manera diversa, afirmando que el ángulo de flexión no afecta a la laxitud articular (Morrey & An, 1983) o, en cambio que, en varo y rotación externa mantenidas la máxima laxitud se da entre 90-110° (Olsen, Søjbjerg, *et al.*, 1996). En los protocolos que se utilizan con el objetivo de generar un pivot-shift, las posiciones varían de: supinación aislada, valgo y compresión axial mientras se produce una flexión desde la extensión completa (O'Driscoll *et al.*, 1991), o bien, con el antebrazo en posición neutra o forzando el varo en posición de semiflexión (10-30°) y supinación del antebrazo (Deutch *et al.*, 2003). Entre todos ellos los protocolos son diferentes y hay resultados dispares en cuanto a la implicación de los diferentes fascículos como estabilizadores de la articulación.

Uno de los primeros artículos (O'Driscoll *et al.*, 1991) que informa sobre el supuesto valor del LCUL como elemento estabilizador en la inestabilidad postero-lateral, trata pacientes con

sospecha diagnóstica en los que tras realizar la cirugía objetiva una ruptura o laxitud de este ligamento con indemnidad del ligamento anular. En este caso, de cara al diagnóstico, únicamente se valora una maniobra exploratoria denominada pivot-shift y que se realiza manualmente.

El posicionamiento del brazo para realizar este tipo de estudios ha ido variando; inicialmente la posición del húmero era horizontal, y en estudios posteriores la posición se modifica a vertical, tal y como hemos realizado en nuestro estudio, ya que consideramos que es la posición habitual del brazo para realizar la mayoría de sus actividades.

Otra de las variables a considerar en la práctica de estos estudios es la magnitud de la fuerza que se utiliza para el estudio de la laxitud, ya que son valores variables y, a veces no controlados objetivamente (Dunning *et al.*, 2001; Hackl *et al.*, 2016; McAdams *et al.*, 2005). Para realizar nuestro estudio y basándonos en la literatura (Deutch *et al.*, 2003; Deutch, Olsen, *et al.*, 2003; Schnetzke *et al.*, 2018), iniciamos esta generación de fuerzas con valores de 2 Nm tanto en movimientos rotacionales como en varo-valgo pero se producía una ruptura del complejo ligamentoso lateral no controlada, habitualmente al sumar dos lesiones y alrededor de los 90° al forzar el varo. Otros estudios generan esas mismas fuerzas aprovechándose únicamente de la gravedad (Dunning *et al.*, 2001; King *et al.*, 2002), o alrededor de los 1.5 Nm o 1.2 Nm (Dargel *et al.*, 2013; Sjøbjerg *et al.*, 1987) sin justificar el por qué de ese valor; otros estudios recientes (Olsen, Vaesel, *et al.*, 1996) tienden a utilizar valores de 0.75 Nm, justificándose en otros estudios previos realizados (Deutch *et al.*, 2003; Deutch, Jensen *et al.*, 2003), que defienden que esta fuerza es la máxima para generar laxitud articular en el codo sin provocar lesiones de partes blandas de las estructuras vecinas y los propios ligamentos, aunque sólo hemos podido encontrar estudios de este mismo autor que justifiquen este valor. Por todo esto, decidimos realizar nuestro estudio, con fuerzas de 1 Nm, en las que pudimos constatar por una parte la indemnidad de las partes blandas de la articulación y, por otra parte, la inexistencia de lesiones no controladas que pudieran generar valores erróneos.

A la hora de considerar los valores obtenidos, otro de los puntos que varía en la literatura es cada cuántos grados se realiza la medición durante el rango de flexo-extensión (Dargel *et al.*, 2013; Deutch, Jensen, *et al.*, 2003; Olsen, Vaesel, *et al.*, 1996; Sjøbjerg *et al.*, 1987) de la articulación y cuáles serán los valores límite de extensión y flexión. La medición cada 10° es

propia de nuestro estudio, y consideramos que esto aporta más detalle de los resultados en comparación con el resto de artículos publicados; Sjøbjerg *et al.* (1987) y Olsen *et al.* (1996) parten de un rango amplio, de 0° a 140° de flexión, pero realizan mediciones cada 20°; Deutch *et al.* (2003) utiliza un rango articular menor, de 0° a 90°, y establece mediciones a los 30°, 45° y 90°. En este sentido, aportamos una mejoría en el detalle de las mediciones aunque nuestro rango articular completo oscila de 40° a 130°, limitado fundamentalmente por el tipo de dispositivo que utilizamos en el estudio. De todas maneras, consideramos que este rango es correcto debido a que el incremento de movilidad del codo es alrededor de los 40°, ya que a mayor extensión menos movilidad por la misma contención que aporta la anatomía ósea de la articulación (Morrey & An, 1983; Olsen, Vaesel, et al., 1996) por lo que el papel de los ligamentos queda relegado a un segundo plano.

Tras valorar todas estas diferencias en los protocolos de estudio, otra característica a tener en cuenta que consideramos de relevancia en nuestro estudio es mantener la biomecánica de la articulación del antebrazo lo más conservada posible, porque aunque está aceptado que en la inestabilidad postero-lateral no hay una lesión del LA, consideramos que la pérdida de continuidad del LCUL o el LR pueden afectar a la tensión o posicionamiento del ligamento anular sobre la cabeza de radio y por lo tanto eso puede permitir una movilidad anómala del antebrazo; por ello, en nuestro estudio, preservamos todo el antebrazo hasta la muñeca, y realizamos una desarticulación a este nivel manteniendo íntegros los ligamentos de la articulación radio-cubital distal, a diferencia de Sjøbjerg *et al.* (1987) que mantienen al cúbito y radio transfixiados mientras generan las fuerzas de varo-valgo y prono-supinación.

Para analizar el comportamiento de los fascículos ligamentosos al generar las fuerzas deformantes, el siguiente paso fue establecer una secuencia de lesión de éstos que pudiera ayudar a la interpretación de los resultados y establecer diferencias entre ellos.

En base a esto, decidimos tener en consideración al LCUL, el LR y el LA de forma aislada, estableciendo unas zonas de lesión de los mismos en las que pudiéramos considerar a estos ligamentos por separado, aunque en una segunda fase del estudio fuéramos a provocar lesiones en dos fascículos simultáneamente.

Este es uno de los problemas fundamentales en relación al LCUL y al LR, los cuales se mantienen íntimamente unidos en su origen en el epicóndilo lateral tal como hemos demostrado a nivel anatómico e histológico.

Se han determinado diferentes formas de generación de lesiones a este nivel; en nuestro caso decidimos optar por practicar la sección de estos fascículos siguiendo una dirección horizontal al finalizar el borde proximal del ligamento anular, no en la región del epicóndilo lateral, de tal manera que la diferenciación con el ligamento radial era algo más clara, aunque no siempre evidente. En cambio, en varios artículos, no se aísla a estos dos fascículos por separado; por ejemplo Olsen *et al.* (1996) provoca una lesión del complejo ligamentoso lateral (engloba al LR y LCUL) en su origen, y sí que identifica al LCUL distalmente al LA, lugar donde genera otra lesión. En algunos estudios no queda bien referenciado dónde se produce la lesión para posteriormente valorar la laxitud resultante (Hannouche & Bégue, 1999). Mc Adams *et al.* (2005) en un estudio reciente, provocan una lesión arbitraria, desde una visión intraarticular a través del portal artroscópico, en lo que considera la región media del LCL y lo secciona transversalmente en dirección anterior considerando que se corresponde con el LR, y posteriormente considerando entonces que la estructura seccionada es el LCUL, algo similar a lo publicado inicialmente por Cohen & Hastings (1997), el cual no reconoce la existencia del LCUL de entrada y genera lesiones incluyendo la cápsula y musculatura adyacente. Otros autores, generan una lesión similar en el LCL teniendo en cuenta el eje longitudinal del radio, sin determinar a qué fascículo corresponde cada lesión (Deutch, Olsen, *et al.*, 2003); o generan la lesión trazando una línea imaginaria desde la cresta del músculo supinador hasta el epicóndilo lateral, considerando al LCUL como la estructura que queda posterior a esta línea. En ocasiones el LCL se considera como una unidad dividida en tres bandas, independientes de la descripción anatómica de los fascículos (Seki *et al.*, 2002), y se generan lesiones a diferentes niveles.

En consecuencia, los resultados obtenidos tras la realización de estos estudios, incluido el nuestro, son relativamente variables. En este sentido, diferenciamos los artículos basados únicamente en la biomecánica del ligamento tras generar las lesiones secuencialmente, de los artículos que tratan sobre el comportamiento del LCL tras la reparación quirúrgica con las diferentes técnicas existentes, en los que se tiene en cuenta la movilidad pre y post-quirúrgica del mismo codo y que en la mayoría de casos se refiere únicamente a la reparación o reconstrucción del LCUL (Dargel *et al.*, 2013, 2015; King *et al.*, 2002; Lee & Teo, 2003).

V.3.2: Laxitud en varo-valgo

Al evaluar el comportamiento de la articulación, en nuestro caso mantuvimos el antebrazo en supinación controlada y generamos fuerzas en varo y valgo; nuestros resultados nos indican que la lesión aislada del LCUL no provoca la mayor laxitud de la articulación, y que este desplazamiento realmente aumenta cuando se suma la lesión en dos fascículos (LR + LCUL).

Esto coincide con la mayoría de la literatura publicada, donde principalmente la lesión conjunta del LR y del LCUL es la que provoca mayor laxitud. Dunning *et al.* (2001) tras generar una lesión aislada del LR o del LCUL en cadáver no identifica una inestabilidad significativa al generar fuerzas postero-laterales, pero sí cuando practica la lesión conjuntamente en estos dos fascículos. Olsen *et al.* (1996) objetiva un aumento de inestabilidad en varo y postero-lateral al seccionar ambos fascículos (LR y LCUL), e igualmente Mc Adams *et al.* (2005), constatan por visión artroscópica como se produce el incremento de movimiento en la articulación al seccionar simultáneamente ambos fascículos. Además, existe alguna publicación que defiende que el ligamento que se encarga de dar mayor contención a la articulación es el ligamento anular (Søbjerg *et al.*, 1987), tanto en rotación externa como ante fuerzas postero-laterales, aunque en este caso, no tenemos constancia de más estudios que apoyen estos resultados, incluidos los nuestros, en los que no evidenciamos desplazamientos significativos al producirse la lesión de este fascículo. Asimismo, también hemos podido constatar cómo los resultados generados en la región proximal provocan más inestabilidad que los que afectan a la región distal del LCUL, tal y como ya confirmaron Olsen *et al.* (1996) y Hannouche & Bégue (1999) en estudios anteriores.

Søbjerg *et al.* (1987) son de los primeros autores que estudian de forma cuantitativa la inestabilidad del codo, al generar movimientos en varo-valgo y rotación interna-externa. Provocan lesiones en un primer grupo en el ligamento anular, en la unión del LR y el LCUL y en la cabeza radial de manera secuencial y, en el segundo grupo en orden inverso. Sus resultados concluyen con que el LR es el más importante como restrictor del desplazamiento en varo y en rotación. Estos resultados, parcialmente, también están de acuerdo con el estudio realizado por Olsen *et al.* (1996) en el que se generan una secuencia de lesiones del LCL, ya que no llega a diferenciar al LCUL del LR, e incluye la lesión del LCUL en la región distal, y en el que concluyen afirmando que la laxitud marcada del codo en movimientos de varo-valgo se produce al presentar una lesión simultánea del LCUL y del LR (Olsen, Vaesel, et al., 1996). Destacan

además el hecho de que se produce una laxitud máxima en los últimos grados de flexión tras la sección del LCUL y LR, lo cual no coincide con los resultados de nuestro estudio, donde la mayor movilidad se objetiva en rangos intermedios. El acuerdo en los resultados es parcial porque Olsen *et al.* (1996) no contemplan al ligamento anular como elemento primario estabilizador del codo en el movimiento en varo-valgo, lo cual es concordante con los resultados obtenidos por nuestra parte donde tampoco objetivamos un desplazamiento significativo secundario a la lesión de este fascículo.

Dunning *et al.* (2001) realizaron un estudio biomecánico en el que la recogida de datos se realizaba tras generar en un determinado número de piezas una lesión en el LCUL sobre el epicóndilo lateral tras una división imaginaria de éste en su línea media y considerando al LCUL como la estructura posterior a esta línea; sobre el mismo número de especímenes provocaban una lesión en el LR, para en último lugar, sobre todas las piezas, sumar las lesiones entre sí de estos dos ligamentos. En sus resultados no obtuvieron valores significativos al generar las lesiones de forma aislada teniendo en cuenta el desplazamiento en varo, no siendo así cuando estas lesiones eran en los dos fascículos. Estos resultados son equiparables a los obtenidos en nuestro estudio, donde también hemos podido determinar que la lesión aislada del LCUL no produce un incremento significativo de la inestabilidad, ni el desplazamiento global varo-valgo ni concretamente en varo del codo.

Seki *et al.* (2002) plantearon un estudio en el que consideraban al LCL como una unidad formada por tres bandas que funcionan de manera conjunta. La banda posterior incluye al LA y al LCUL. En su estudio, tras generar fuerzas en varo, obtienen máxima laxitud tras la sección de la banda anterior, mientras que la lesión de la banda posterior tendría un papel secundario en la estabilidad. En este estudio sólo se analiza una secuencia de lesiones, por lo que no se pudieron obtener resultados en cuánto a la importancia de la sección de la banda posterior o superior si se hubiese realizado previamente a la lesión de la banda anterior (Seki *et al.*, 2002).

En estudios posteriores donde se valora el efecto de la reconstrucción del LCL, y en los que se ha tenido la oportunidad de valorar la laxitud en varo-valgo al generar la lesión del complejo también se objetiva que la inestabilidad aumenta de manera significativa cuando se produce la lesión de ambos fascículos (LR + LCUL), aunque la reparación aislada del LCUL por sí misma consigue prácticamente la estabilidad inicial de la articulación (King *et al.*, 2002).

En base a todo lo expuesto, los resultados de nuestro estudio están en concordancia con lo publicado en la literatura hasta la fecha actual, a pesar de las diferencias en los diferentes protocolos realizados.

V.3.3: Laxitud rotacional

Para valorar la laxitud rotacional del codo, aplicamos fuerzas en rotación interna (pronación) y rotación externa (supinación) manteniendo una fuerza constante en varo cuantificada para poder realizar una medición global de la movilidad resultante. En nuestro caso no obtuvimos significación estadística que demostrara cuál de los ligamentos era el mayor implicado en conseguir una mayor laxitud al ser seccionado, aunque tanto en el grupo A como en C los últimos grados de flexión (110°-120°) tienen tendencia a ser significativos, y probablemente, un aumento de la muestra nos habría confirmado esta tendencia.

Este hecho coincide con lo publicado en la literatura, donde en varios estudios tampoco se objetiva cuál de los tres fascículos es el más importante como restrictor de la laxitud rotacional (Dunning *et al.*, 2001), aunque se afirma que es la lesión del LR asociada a la lesión del LCUL a nivel del epicóndilo lateral la que provoca la aparición de mayor inestabilidad rotacional (Dunning *et al.*, 2001; King *et al.*, 2002). Sin embargo, en ninguno de estos dos estudios se valora el papel del LA ni tampoco se especifica cómo cuantifican los grados al generar la rotación de forma manual, además de que realizan la medición durante la maniobra del pivot-shift que tampoco está cuantificada. Estos son estudios que se realizaron a principios de los años 2000, los cuales tienen resultados similares a los publicados previamente por Olsen *et al.* (1996), que constatan que la lesión del LR y el LCUL es la que provoca más inestabilidad rotacional. Aunque en su estudio no compara los resultados con la lesión aislada de los diferentes fascículos sino que realiza diferentes grados de lesión en la cápsula articular, su principal coincidencia con nuestros resultados se da en que la mayor laxitud rotacional se ocasiona al llegar a los últimos grados de flexión, en este caso a los 110°. Estos mismos autores publican un segundo estudio (Olsen, Søjbjerg, *et al.*, 1996) en el que sí valoran los diferentes fascículos, indicando que la lesión aislada del LCUL no es posible debido a la cercanía con el LR en la región proximal y con el LA en su margen distal. Generan fuerzas similares de rotación a las que hemos practicado en nuestro estudio (0,75 Nm) pero la rotación interna la realizan durante la extensión y la rotación

externa durante la flexión del codo, a diferencia de nuestro trabajo donde realizamos ambas rotaciones en el mismo momento. Las conclusiones coinciden con nuestros resultados en que la lesión conjunta del LA y del LCUL es una de las principales causas de la laxitud en rotación externa, conjuntamente con la sección aislada del ligamento anular. En nuestro estudio, aunque los valores no son significativos, observamos como en la fase 1 del grupo C, es decir en la lesión aislada del LA, el desplazamiento con respecto a la fase control es mayor que en la fase 1 del grupo B (LR aislado) y discretamente mayor comparado con la lesión aislada del LCUL, lo cual es similar a los resultados de Olsen *et al.* (1996). Este mismo autor, compara sus resultados con los publicados por Søjbjerg *et al.* en 1987, el cual sólo presenta una serie en la que la lesión del LR y LCUL se produce en último lugar y donde la sección del LA también incluye fibras del LCUL (Søjbjerg *et al.*, 1987). Los resultados de Olsen *et al.* (1996) son semejantes a los publicados en nuestro estudio, donde la lesión del LA aislada provoca un desplazamiento rotacional mayor que en otros grupos, aunque no significativo, y donde sí hemos podido observar el comportamiento de otras piezas con la lesión aislada del LCUL en el margen proximal. Asimismo, al comparar la lesión del LCUL y el LR con respecto a la lesión del LCUL y el LA, también hemos podido observar como la lesión a este último nivel produce mayor laxitud rotacional que la lesión proximal, lo cual es equivalente a lo publicado por estos dos últimos autores (Olsen, Søjbjerg, *et al.*, 1996; Søjbjerg *et al.*, 1987).

Estos resultados se contraponen a los resultados de otros autores que afirman que el LCL está formado por tres bandas y que es la banda anterior la que limita más la laxitud en rotación externa del codo, aunque cabe destacar que al generar la lesión de esta banda también se afecta al ligamento anular. En su caso, la banda posterior, la cual incluye al LCUL tiene un papel secundario, y básicamente es la causante de la subluxación de la cabeza radial cuando ya se ha producido una inestabilidad previa (Seki *et al.*, 2002).

Otros estudios que valoran la rotación externa no consideramos que tengan la misma aplicabilidad porque no estudian la lesión aislada del LCUL y el LR, generan dicha fuerza de rotación manteniendo bloqueado al cúbito y radio en posición neutra, o bien provocan otras lesiones óseas añadidas que generan inestabilidad (Deutch, Jensen, *et al.*, 2003; Schnetzke *et al.*, 2018).

V.3.4: Traslación posterior de la cabeza radial

El último de los test que realizamos tenía como objetivo representar la maniobra llamada pivot-shift, la cual valora la traslación posterior de la cabeza de radio al generar una compresión axial sobre el antebrazo manteniéndolo en supinación y valgo constante. El pivot shift real se realiza manteniendo estas fuerzas, partiendo de una flexión de unos 30 o 40°, y generando una flexión progresiva. Este último movimiento, es difícil de representar en el dispositivo que habíamos diseñado, y basándonos en otros trabajos publicados que valoran la traslación posterior de la cabeza de radio de otras formas (Deutch *et al.*, 2003; Hannouche & Bégue, 1999), decidimos la colocación del espécimen a 40° de flexión manteniendo igualmente fuerzas en supinación y valgo sostenidas.

Cabe destacar que en algunos de estos trabajos esta maniobra se genera de forma manual sin contabilizar la fuerza real de compresión que se realiza para provocar este desplazamiento, por lo que consideramos que nuestro estudio tiene mucho más detalle a la hora de cuantificar el resultado de estas fuerzas generadas (Dunning *et al.*, 2001; Hackl *et al.*, 2015; King *et al.*, 2002; McAdams *et al.*, 2005).

En nuestros resultados no obtuvimos resultados significativos que nos justificaran cuál de los ligamentos afectaba en mayor medida a este tipo de desplazamiento, por lo que no podemos afirmar que la lesión aislada del LCUL sea la principal responsable de esta traslación que se produce cuando nos encontramos delante de una inestabilidad postero-lateral de codo. Cabe destacar que al analizar los grupos D y E cuando la lesión ya es generalizada en todo el complejo tanto a nivel distal como proximal, los resultados en desplazamiento son menores entre la fase final y la fase inicial, lo que nos sugiere que, ante el desplazamiento patológico que se produce en la cabeza radial, la tensión de las estructuras adyacentes podría interferir en la correcta valoración del desplazamiento real de la cabeza de radio.

En los primeros estudios publicados que analizan este desplazamiento, no se genera una compresión axial sobre el antebrazo, y únicamente se detalla la traslación posterior de la cabeza de radio al generar las fuerzas de varo-valgo y rotación externa-interna, la cual es evidente al seccionar simultáneamente el LCUL y el LR y generar fuerzas únicamente en varo o rotación externa (Olsen, Vaesel, et al., 1996). En estudios algo más posteriores se realiza la maniobra de

pivot shift pero no con el objetivo de cuantificar la traslación posterior sino únicamente de valorar como afecta a las rotaciones del antebrazo (Dunning *et al.*, 2001; King *et al.*, 2002) e incluso existe algún trabajo en el que se genera la compresión axial sobre el antebrazo pero tampoco se contabiliza la traslación posterior, sino de nuevo la rotación externa del antebrazo (Deutch *et al.*, 2003; Deutch, Olsen, *et al.*, 2003). Mc Adams *et al.* (2005) publica un trabajo en el que la traslación posterior se contabiliza utilizando la fluoroscopia durante la realización del test pivot shift manualmente y la contabiliza en función del porcentaje de desplazamiento de la cabeza de radio teniendo en cuenta su diámetro global. Consideramos que es el estudio que mejor llega a cuantificar esta traslación tras la maniobra real del pivot shift, donde tampoco se objetiva un aumento significativo de desplazamiento tras la sección de la estructura que, según los autores, se corresponde al LCUL, pero sí cuando se da la sección del LCUL y del LR (McAdams *et al.*, 2005).

En base a todo lo publicado y nuestros resultados consideramos que la lesión aislada del LCUL no es suficiente para generar un desplazamiento significativo postero-lateral ni tampoco en el desplazamiento global del codo ante fuerzas en varo-valgo o rotacionales.

VI: Conclusiones

Primera: No es posible aislar como entidad anatómica propia al LCUL en la región del epicóndilo lateral humeral, a nivel del origen del LCL. Su diferenciación respecto del resto de estructuras músculo-ligamentosas en la región proximal del LCL solo es factible de forma parcial.

Segunda: El reconocimiento del LCUL como entidad anatómica propia es posible caudalmente al tercio medio del LCL, una vez alcanzamos el borde superior del cuello del radio, y su presencia es constante en todos los sujetos analizados.

Tercera: La identificación del LCUL en el LCL permite realizar un estudio morfométrico de este fascículo, cuyo grosor medio es de 1,26mm y su longitud media de 48,50mm.

Cuarta: Existe variabilidad anatómica del LCUL en su región de inserción, lo cual determina su relación con el LA. Definimos a este nivel tres variantes: aislada, conjunta y conjunta ampliada.

Quinta: La utilización de la técnica de plastinación E12 aplicada a secciones anatómicas semifinas permite profundizar en el conocimiento del LCL y, en concreto, del LCUL. El uso de esta técnica consigue una mejor definición del este ligamento y una mayor diferenciación en el propio LCL y respecto a estructuras adyacentes.

Sexta: Mediante tinción inmunohistoquímica frente a PGP se demuestra la existencia de terminaciones nerviosas libres que pueden corresponder a mecanorreceptores y que se encuentran a lo largo de toda la longitud del LCUL, aunque su densidad y distribución es aparentemente diferente en las distintas regiones de dicho ligamento.

Séptima: La identificación del LCUL es posible mediante la utilización de técnicas de diagnóstico por imagen como la RMN y la ecografía, lo cual las convierte en herramientas de utilidad para el diagnóstico de lesiones a nivel del LCL. Sin embargo, no hemos encontrado concordancia entre los resultados de las variables morfométricas analizadas mediante estas técnicas y los valores obtenidos mediante disección anatómica.

Octava: Se ha podido diseñar y desarrollar un dispositivo mecánico que permite la simulación de la biomecánica del codo. En este dispositivo es posible reproducir los movimientos de este complejo articular en los diferentes planos, así como analizar su respuesta frente a los diferentes tipos de fuerzas que se generan en esta articulación.

Novena: La lesión experimental aislada de cualquiera de los fascículos que constituyen el LCL del codo no es condición suficiente como para generar una inestabilidad significativa de la articulación en ninguno de los planos estudiados.

Décima: La lesión experimental aislada del LCUL no determina como causa principal la aparición de una inestabilidad postero-lateral del codo.

Undécima: Para provocar a nivel experimental la aparición de una inestabilidad postero-lateral en el codo es necesaria la lesión de dos o más fascículos constituyentes del LCL.

Duodécima: La localización (proximal vs distal) de la lesión combinada de los fascículos del LCL repercute en la aparición de mayor inestabilidad en rotación o en desplazamientos en varo/valgo del codo.

VII: Bibliografía

1. Acosta Batlle, J., Cerezal, L., López Parra, M. D., Alba, B., Resano, S., & Blázquez Sánchez, J. (2019). The elbow: review of anatomy and common collateral ligament complex pathology using MRI. *Insights into Imaging*, 10(1), 10–43. <https://doi.org/10.1186/s13244-019-0725-7>
2. Alaia, M. J., Shearin, J. W., Kremenic, I. J., McHugh, M. P., Nicholas, S. J., & Lee, S. J. (2015). Restoring Isometry in Lateral Ulnar Collateral Ligament Reconstruction. *The Journal of Hand Surgery*, 40(7), 1421–1427. <https://doi.org/10.1016/j.jhsa.2015.03.022>
3. Alcid, J. G., Ahmad, C. S., & Lee, T. Q. (2004). Elbow anatomy and structural biomechanics. *Clinics in Sports Medicine*, 23, 503–517. <https://doi.org/10.1016/j.csm.2004.06.008>
4. An, K., & Morrey, B. (2018). Biomechanics of the elbow. In B. Morrey, M. Morrey, & J. Sanchez-Sotelo (Eds.), *The elbow and its disorders* (5th ed., pp. 33–46). Philadelphia: Elsevier.
5. An, K. N., & Morrey, B. (2000). Biomechanics of the elbow. In B. F. Morrey (Ed.), *The elbow and its disorders* (3rd ed., p. 43). Philadelphia: Saunders.
6. Anakwenze, O. A., Kwon, D., O'Donnell, E., Levine, W. N., & Ahmad, C. S. (2014). Surgical treatment of posterolateral rotatory instability of the elbow. *Arthroscopy*, 30(7), 866–871. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2014.02.029>
7. Antuña, S. (2005). Biomecánica del codo y sus implicaciones en el diseño de recambios articulares. *Biomecánica*, 12(2), 35–39.
8. Antuña, S., & O'Driscoll, S. W. (2000). Inestabilidad del codo: Etiología, diagnóstico y tratamiento. *Revista de Ortopedia y Traumatología*, 44(1), 67–77.

9. Badre, A., Axford, D. T., Banayan, S., Johnson, J. A., & King, G. J. W. (2019). Role of the anconeus in the stability of a lateral ligament and common extensor origin-deficient elbow: an in vitro biomechanical study. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 28(5), 974–981. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2018.11.040>
10. Beckett, K. S., McConnell, P., Lagopoulos, M., & Newman, R. J. (2000). Variations in the normal anatomy of the collateral ligaments of the human elbow joint. *Journal of Anatomy*, 197 Pt 3, 507–511. <https://doi.org/10.1046/j.1469-7580.2000.19730507.x>
11. Bickel, A., Grehl, H., Butz, M., Schmelz, M., Engelhardt, A., Neundörfer, B., Neuhuber, W., & HO, H. (1999). Neuropeptide content of peripheral nerve in relation to nerve function in neuropathy. *Clinical Neuropathology*, 18(4), 181–189.
12. Calzada, B., Naves, F. J., Del Valle, M. E., & Vega, J. A. (1994). Distribution of protein gene product 9.5 (PGP 9.5) immunoreactivity in the dorsal root ganglia of adult rat. *Annals of Anatomy*, 176(5), 437–441. [https://doi.org/10.1016/S0940-9602\(11\)80473-5](https://doi.org/10.1016/S0940-9602(11)80473-5)
13. Camp, C. L., Fu, M., Jahandar, H., Desai, V. S., Sinatro, A. M., Altchek, D. W., & Dines, J. S. (2019). The lateral collateral ligament complex of the elbow: quantitative anatomic analysis of the lateral ulnar collateral, radial collateral, and annular ligaments. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 28(4), 665–670. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2018.09.019>
14. Camp, C. L., O’Driscoll, S. W., Wempe, M. K., & Smith, J. (2017). The Sonographic Posterolateral Rotatory Stress Test for Elbow Instability: A Cadaveric Validation Study. *PM and R*, 9(3), 275–282. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2016.06.014>
15. Camp, C. L., Sanchez-Sotelo, J., Shields, M. N., & O’Driscoll, S. W. (2017). Lateral

Ulnar Collateral Ligament Reconstruction for Posterolateral Rotatory Instability of the Elbow. *Arthroscopy Techniques*, 6(4), e1101–e1105. <https://doi.org/10.1016/j.eats.2017.03.029>

16. Camp, C. L., Smith, J., & O'Driscoll, S. W. (2017a). Posterolateral Rotatory Instability of the Elbow: Part I. Mechanism of Injury and the Posterolateral Rotatory Drawer Test. *Arthroscopy Techniques*, 6(2), e401–e405. <https://doi.org/10.1016/j.eats.2016.10.016>

17. Camp, C. L., Smith, J., & O'Driscoll, S. W. (2017b). Posterolateral Rotatory Instability of the Elbow: Part II. Supplementary Examination and Dynamic Imaging Techniques. *Arthroscopy Techniques*, 6(2), e407–e411. <https://doi.org/10.1016/j.eats.2016.10.012>

18. Carrino, J. a, Morrison, W. B., Zou, K. H., Steffen, R. T., Snearly, W. N., & Murray, P. M. (2001). Lateral ulnar collateral ligament of the elbow: optimization of evaluation with two-dimensional MR imaging. *Radiology*, 218(1), 118–125. <https://doi.org/10.1148/radiology.218.1.r01ja52118>

19. Cheung, E. V. (2008). Chronic Lateral Elbow Instability. *Orthopedic Clinics of North America*, 29, 221–228. <https://doi.org/10.1016/j.ocl.2007.12.007>

20. Cohen, M S, & Hastings, H. (1997). Rotatory instability of the elbow. The anatomy and role of the lateral stabilizers. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 79(2), 225–233. [https://doi.org/10.1016/S1058-2746\(95\)80049-2](https://doi.org/10.1016/S1058-2746(95)80049-2)

21. Cohen, Mark S., & Roderick, B. J. (2001). The collateral ligaments of the elbow. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, February(383), 123–130.

22. Constantin, M., Rafael, S., López-Albors, O., & Baptista, C. (2019). Plastination — A scientific method for teaching and research. *Journal of Veterinary Medicine*:

Anatomia, Histologia, Embryologia, 6(48), 526–531.
<https://doi.org/10.1111/ahe.12493>

23. Conti, M., Caekebeke, P., & van Riet, R. (2016). Lateral collateral ligament injuries of the elbow - Chronic posterolateral rotatory instability (PLRI). *EFORT Open Reviews*, 1(12), 461–468. <https://doi.org/10.1302/2058-5241.160033>

24. Conway, J., & Singleton, S. (2003). Posterolateral Rotatory Instability of the Elbow Joint. *Sports Medicine and Arthroscopy Review*, 11(1), 71–78.

25. Cotten, A., Jacobson, J., Brossmann, J., Pedowitz, R., Haghighi, P., Trudell, D., & Resnick, D. (2014). Collateral ligaments of the elbow: conventional MR imaging and MR arthrography with coronal oblique plane and elbow flexion. *Radiology*, 204(3), 806–812. <https://doi.org/10.1148/radiology.204.3.9280264>

26. Cunningham, D. J. (1972). Joints. In G. . Romanes (Ed.), *Cunningham's Text Book of Anatomy* (11th ed., pp. 207–257). London: Oxford University Press.

27. Dargel, J., Boomkamp, E., Wegmann, K., Eysel, P., Müller, L. P., & Hackl, M. (2015). Reconstruction of the lateral ulnar collateral ligament of the elbow: a comparative biomechanical study. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 25(3), 943–948. <https://doi.org/10.1007/s00167-015-3627-3>

28. Dargel, J., Burkhart, K., Pennig, D., Stein, G., Eysel, P., & Müller, L. P. (2013). Percutaneous lateral ulnar collateral ligament reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 21, 450–455. <https://doi.org/10.1007/s00167-012-2019-1>

29. Day, I. N. M., & Thompson, R. J. (2010). UCHL1 (PGP 9.5): Neuronal biomarker and ubiquitin system protein. *Progress in Neurobiology*, 90(3), 327–362. <https://doi.org/10.1016/j.pneurobio.2009.10.020>

30. de Haan, J., Schep, N., Eygendaal, D., Kleinrensink, G., Tuinebreinjer, W., & Den Hartog, D. (2011). Stability of the Elbow Joint: Relevant Anatomy and Clinical Implications of In Vitro Biomechanical Studies. *The Open Orthopaedics Journal*, 5(1), 168–176. <https://doi.org/10.2174/1874325001105010168>
31. DeLaMora, S. N., & Hausman, M. (2002). Lateral ulnar collateral ligament reconstruction using the lateral triceps fascia. *Orthopedics*, 25(9), 909–912.
32. Deutch, S., Jensen, S., Olsen, B., & Sneppen, O. (2003). Elbow joint stability in relation to forced external rotation: An experimental study of the osseous constraint. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 12(3), 287–292. [https://doi.org/10.1016/S1058-2746\(02\)86814-8](https://doi.org/10.1016/S1058-2746(02)86814-8)
33. Deutch, S. R., Jensen, S. L., Tyrdal, S., Olsen, B. S., & Sneppen, O. (2003). Elbow joint stability following experimental osteoligamentous injury and reconstruction. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 12(5), 466–471. [https://doi.org/10.1016/S1058-2746\(03\)00062-4](https://doi.org/10.1016/S1058-2746(03)00062-4)
34. Deutch, S. R., Olsen, B. S., Jensen, S. L., Tyrdal, S., & Sneppen, O. (2003). Ligamentous and capsular restraints to experimental posterior elbow joint dislocation. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 13(5), 311–316. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0838.2003.00323.x>
35. Dewan, A. K., Chhabra, A. B., Khanna, A. J., Anderson, M. W., & Brunton, L. M. (2013). MRI of the elbow: Techniques and spectrum of disease: AAOS exhibit selection. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, 95(14), 1–13. <https://doi.org/10.2106/JBJS.L.01621>
36. Döring, S., Probyn, S., Marcelis, S., Shahabpour, M., Boulet, C., de Mey, J., De Smet, A., & De Maeseneer, M. (2018). Ankle and midfoot ligaments: Ultrasound with

anatomical correlation: A review. *European Journal of Radiology*, 107, 216–226.
<https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2018.08.011>

37. Dunning, C. E., Zarzour, Z. D., Patterson, S. D., Johnson, J. a, & King, G. J. (2001). Ligamentous stabilizers against posterolateral rotatory instability of the elbow. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 83-A(12), 1823–1828.

38. Eygendaal, D. (2004). Ligamentous reconstruction around the elbow using triceps tendon. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 75(5), 516–523.
<https://doi.org/10.1080/00016470410001367-1>

39. FCAT. (2001). *Terminologia Anatómica Internacional* (FCAT (ed.)). Madrid: Editorial Médica Panamericana.

40. Feneis, H., & Dauber, W. (2006). *Nomenclatura anatómica ilustrada* (E. C. y Técnicas (ed.); 5a edición). Masson.

41. Freeman, M., & Wyke, B. (1967). The innervation of the knee joint . An anatomical and histological study in the cat. *Journal of Anatomy*, 101(3), 505–532.

42. Gardner, E. D., & O’Rahilly, R. (1986). The arm and elbow. In A. Meier (Ed.), *Gardner-Gray-O’Rahilly Anatomy: A Regional Study of Human Structure* (5th ed., pp. 114–121). Philadelphia: Saunders.

43. Gondim, P. A., Omoumi, P., Trudell, D. J., Ward, S. R., Lecocq, S., Blum, A., & Resnick, D. L. (2011). Ultrasound assessment of the lateral collateral ligamentous complex of the elbow: Imaging aspects in cadavers and normal volunteers. *European Radiology*, 21(7), 1492–1498. <https://doi.org/10.1007/s00330-011-2076-8>

44. Gong, H. S., Kim, J. K., Oh, J. H., Lee, Y. H., Chung, M. S., & Baek, G. H. (2009). A new technique for lateral ulnar collateral ligament reconstruction using the triceps

tendon. *Techniques in Hand & Upper Extremity Surgery*, 13(1), 34–36.
<https://doi.org/10.1097/BTH.0b013e3181886765>

45. Goren, D., Budoff, J. E., & Hipp, J. A. (2010). Isometric placement of lateral ulnar collateral ligament reconstructions: a biomechanical study. *The American Journal of Sports Medicine*, 38(1), 153–159. <https://doi.org/10.1177/0363546509346049>

46. Gray, H., & Williams, P. L. (2001). Sistema esquelético. In Williams P, L. Bannister, M. Berry, P. Collins, & M. Dyson (Eds.), *Anatomía de Gray: bases anatómicas de la medicina y la cirugía* (11a ed., pp. 425–736). Barcelona: Harcourt.

47. Hackl, M., Bercher, M., Wegmann, K., Müller, L. P., & Dargel, J. (2016). Functional anatomy of the lateral collateral ligament of the elbow. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 136(7), 1031–1037. <https://doi.org/10.1007/s00402-016-2479-8>

48. Hackl, M., Wegmann, K., Ries, C., Leschinger, T., Burkhart, K. J., & Müller, L. P. (2015). Reliability of magnetic resonance imaging signs of posterolateral rotatory instability of the elbow. *Journal of Hand Surgery*, 40(7), 1428–1433. <https://doi.org/10.1016/j.jhsa.2015.04.029>

49. Hannouche, D., & Bégue, T. (1999). Functional anatomy of the lateral collateral ligament complex of the elbow. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 21, 187–191.

50. Hildebrand, K. A., Patterson, S. D., & King, G. J. W. (1999). Acute Elbow Dislocations. Simple and Complex. *Orthopedics Clinics of North America*, 30(1), 63–79.

51. Imatani, J., Ogura, T., Morito, Y., Hashizume, H., & Inoue, H. (1999). Anatomic and histologic studies of lateral collateral ligament complex of the elbow joint. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 8(6), 625–627. [https://doi.org/10.1016/S1058-2746\(99\)90102-7](https://doi.org/10.1016/S1058-2746(99)90102-7)

52. Jacobson, J. A., Chiavaras, M. M., Lawton, J. M., Downie, B., Yablon, C. M., & Lawton, J. (2014). Radial collateral ligament of the elbow: Sonographic characterization with cadaveric dissection correlation and magnetic resonance arthrography. *Journal of Ultrasound in Medicine*, 33(6), 1041–1048. <https://doi.org/10.7863/ultra.33.6.1041>.
53. Jones, K. J., Dodson, C. C., Osbahr, D. C., Parisien, R. L., Weiland, A. J., Altchek, D. W., & Allen, A. A. (2012). The docking technique for lateral ulnar collateral ligament reconstruction: Surgical technique and clinical outcomes. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 21(3), 389–395. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2011.04.033>.
54. Josefsson, O., Johnell, O., & Wendeborg, B. (1987). Ligamentous injuries in dislocations of the elbow joint. *Clinical Orthopedics and Related Research*, 221, 221–225.
55. Jung, H. S., Lee, J. S., Rhyou, I. H., Lee, H. W., & Park, M. J. (2019). Dual reconstruction of lateral collateral ligament is safe and effective in treating posterolateral rotatory instability of the elbow. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 27(10), 3284–3290. <https://doi.org/10.1007/s00167-019-05525-z>.
56. Karbach, L. E., & Elfar, J. (2017). Elbow Instability: Anatomy, Biomechanics, Diagnostic Maneuvers, and Testing. *Journal of Hand Surgery*, 42, 118–126. <https://doi.org/10.1016/j.jhsa.2016.11.025>.
57. Kichouh, M., Vanhoenacker, F., Jager, T., van Roy, P., Pouders, C., Marcelis, S., van Hedent, E., & De Mey, J. (2009). Functional anatomy of the dorsal hood of the hand: Correlation of ultrasound and MR findings with cadaveric dissection. *European Radiology*, 19(8), 1849–1856. <https://doi.org/10.1007/s00330-009-1383-9>.
58. King, G. J. W., Dunning, C. E., Zarzour, Z. D. S., Patterson, S. D., & Johnson, J. A. (2002). Single-strand reconstruction of the lateral ulnar collateral ligament restores

varus and posterolateral rotatory stability of the elbow. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 11(1), 60–64. <https://doi.org/10.1067/mse.2002.118483>.

59. Lee, B. P. H., & Teo, L. H. Y. (2003). Surgical reconstruction for posterolateral rotatory instability of the elbow. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 12(5), 476–479. [https://doi.org/10.1016/S1058-2746\(03\)00091-0](https://doi.org/10.1016/S1058-2746(03)00091-0).

60. Llusà, M., Ballesteros, J., Forcada, P., & Carrera, A. (2009). Disección osteoarticular. In M. Llusà, J. R. Ballesteros, P. Forcada, & A. Carrera (Eds.), *Atlas de disección anatómicoquirúrgica del codo* (pp. 169–217). Barcelona: Elsevier.

61. Lonchena, T. K., McFadden, K., & Orebaugh, S. L. (2016). Correlation of ultrasound appearance, gross anatomy, and histology of the femoral nerve at the femoral triangle. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 38(1), 115–122. <https://doi.org/10.1007/s00276-015-1465-0>.

62. Marinelli, A., Guerra, E., & Rotini, R. (2016). Elbow instability: Are we able to classify it? Review of the literature and proposal of an all-inclusive classification system. *Musculoskeletal Surgery*, 100(Suppl 1), S61–S71. <https://doi.org/10.1007/s12306-016-0424-1>.

63. Martin, B. F. (1958). The annular ligament of the superior radio-ulnar joint. *Journal of Anatomy*, 92(3), 473–482.

64. McAdams, T. R., Masters, G. W., & Srivastava, S. (2005). The effect of arthroscopic sectioning of the lateral ligament complex of the elbow on posterolateral rotatory stability. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 14, 298–301. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2004.08.003>.

65. Mehta, J. A., & Bain, G. I. (2004). Posterolateral rotatory instability of the elbow. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 12(6), 405–415.

<https://doi.org/10.5435/00124635-200411000-00005>.

66. Moritomo, B. H., Murase, T., & Arimitsu, S. (2007). The in vivo isometric point of the lateral ligament of the elbow. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 89(9), 2011–2017. <https://doi.org/10.2106/JBJS.F.00868>.

67. Morrey, B. F., & An, K. N. (1983). Articular and ligamentous contributions to the stability of the elbow joint. *The American Journal of Sports Medicine*, 11(5), 315–319. <https://doi.org/10.1177/036354658301100506>.

68. Morrey, B. F., & An, K. N. (1985). Functional anatomy of the ligaments of the elbow. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, December(201), 84–90.

69. Morrey BF. (1996). Acute and chronic instability of the elbow joint. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 4, 117–128. <https://doi.org/10.1007/s00132-018-3597-5>.

70. Navarro, X., Verdú, E., Wendelschafer-Crabb, G., & Kennedy, W. R. (1995). Innervation of cutaneous structures in the mouse hind paw: A confocal microscopy immunohistochemical study. *Journal of Neuroscience Research*, 41(1), 111–120. <https://doi.org/10.1002/jnr.490410113>.

71. Nestor, B. J., O'Driscoll, S. W., & Morrey, B. F. (1992). Ligamentous reconstruction for posterolateral rotatory instability of the elbow. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 74(8), 1235–1241.

72. O'Driscoll, S. (2000). Classification and evaluation of recurrent instability of the elbow. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 370, 34–43. <https://doi.org/10.1097/00003086-200001000-00005>.

73. O'Driscoll SW, Bell, D., & Morrey BF. (1991). Posterolateral rotatory instability

of the elbow. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 73(3), 440–446.

74. Olsen, B. S., & Sjøbjerg, J. O. (2003). The treatment of recurrent posterolateral instability of the elbow. *Journal of the Bone and Joint Surgery (Br)*, 85(3), 342–346. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.85B3.13669>.

75. Olsen, B. S., Sjøbjerg, J. O., Dalstra, M., & Sneppen, O. (1996). Kinematics of the lateral ligamentous constraints of the elbow joint. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 5(5), 333–341. [https://doi.org/10.1016/S1058-2746\(96\)80063-2](https://doi.org/10.1016/S1058-2746(96)80063-2).

76. Olsen, B. S., Vaesel, M. T., Sjøbjerg, J. O., Helmig, P., & Sneppen, O. (1996). Lateral collateral ligament of the elbow joint: anatomy and kinematics. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 5(2 Pt 1), 103–112. [https://doi.org/10.1016/s1058-2746\(96\)80004-8](https://doi.org/10.1016/s1058-2746(96)80004-8).

77. Ottone, N. E., Baptista, C., Latorre, R., Bianchi, H. F., Del Sol, M., & Fuentes, R. (2018). E12 Sheet plastination - Techniques and Applications. *Clinical Anatomy*, 31(5), 742–756. <https://doi.org/10.1002/ca.23008>.

78. Paturet, G. (1951). Membres superieur et inferieur. In *Traité d'Anatomie Humaine* (pp. 139–169). Paris: Masson.

79. Petrie, S., Collins, J. G., Solomonow, M., Wink, C., Chuinard, R., & D'Ambrosia, R. (1998). Mechanoreceptors in the human elbow ligaments. *The Journal of Hand Surgery*, 23(3), 512–518. [https://doi.org/10.1016/S0363-5023\(05\)80470-8](https://doi.org/10.1016/S0363-5023(05)80470-8).

80. Potter, G., Weiland, J., Hotchkiss, N., & Schatz, A. (1997). Posterolateral rotatory instability of the elbow: usefulness of MR imaging in diagnosis. *Radiology*, 204(1), 185–189. <https://doi.org/10.1148/radiology.204.1.9205244>.

81. Potter, H. G., Ho, S. T., & Altchek, D. W. (2005). Magnetic resonance imaging of

the elbow. *Musculoskeletal Diseases: Diagnostic Imaging and Interventional Techniques*, 8(1), 5–16. <https://doi.org/10.1055/s-2004-823011>.

82. Regan, W. D., Korinek, S. L., Morrey, B. F., & An, K. N. (1991). Biomechanical study of ligaments around the elbow joint. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 10(271), 170–179.

83. Reichel, L. M., Milam, G. S., Sitton, S. E., Curry, M. C., & Mehlhoff, T. L. (2013). Elbow lateral collateral ligament injuries. *Journal of Hand Surgery*, 38(1), 184–201. <https://doi.org/10.1016/j.jhsa.2012.10.030>.

84. Rhyou, I. H., & Kim, Y. S. (2012). New mechanism of the posterior elbow dislocation. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 20(12), 2535–2541. <https://doi.org/10.1007/s00167-011-1872-7>.

85. Rhyou, I. H., & Park, M. J. (2011). Dual reconstruction of the radial collateral ligament and lateral ulnar collateral ligament in posterolateral rotator instability of the elbow. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 19(6), 1009–1012. <https://doi.org/10.1007/s00167-010-1310-2>.

86. Ring, D., & Jupiter, J. B. (1998). Current concepts review: Fracture-dislocation of the elbow. *Journal of Bone and Joint Surgery - American Volume*, 80(4), 566–580. <https://doi.org/10.2106/00004623-199804000-00014>.

87. Rotini, R. (2014). An overview about elbow instability. *Musculoskeletal Surgery*, 98(Suppl. 1), S1–S3. <https://doi.org/10.1007/s12306-014-0330-3>.

88. Rouvière, H., & Delmas, A. (2005). Articulación del codo. In V. Delmas & V. Götzens García (Eds.), *Anatomía humana descriptiva, topográfica y funcional. Tomo 3 Miembros* (11a ed., pp. 59–70). Barcelona: Masson.

89. SAE. (1996). *Acta de Barcelona. I Simposium sobre instalaciones y entorno de una sala de disección moderna*.
<http://www.sociedadanatomica.es/documentos/actabarcelona1996.pdf>
90. SAE. (2015). Acta de Madrid 2015 - Facilities and environment of a modern dissection room. *European Journal of Anatomy*, 19(Suppl. 1), 1–52.
91. Safran, M. R., Baillargeon, D., & San Francisco, C. (2005). Soft-tissue stabilizers of the elbow. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 14(Suppl. 1), 179–185.
<https://doi.org/10.1016/j.jse.2004.09.032>.
92. Sanchez-Sotelo, J., Morrey, B. F., & O’Driscoll, S. W. (2005). Ligamentous repair and reconstruction for posterolateral rotatory instability of the elbow. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series B*, 87(1), 54–61. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.87B1.15096>.
93. Savoie, F. H., O’Brien, M. J., Field, L. D., & Gurley, D. J. (2010). Arthroscopic and open radial ulnohumeral ligament reconstruction for posterolateral rotatory instability of the elbow. *Clinics in Sports Medicine*, 29(4), 611–618.
<https://doi.org/10.1016/j.csm.2010.06.008>.
94. Schnetzke, M., Bergmann, M., Wegmann, K., Müller, L. P., Grechenig, S., Grützner, P. A., & Guehring, T. (2018). Determination of elbow laxity in a sequential soft-tissue injury model a cadaveric study. *Journal of Bone and Joint Surgery - American Volume*, 100(7), 564–571. <https://doi.org/10.2106/JBJS.17.00836>.
95. Schreiber, J. J., Potter, H. G., Warren, R. F., Hotchkiss, R. N., & Daluiski, A. (2014). Magnetic resonance imaging findings in acute elbow dislocation: Insight into mechanism. *Journal of Hand Surgery*, 39(2), 199–205.
<https://doi.org/10.1016/j.jhsa.2013.11.031>.

96. Schultz, R. A., Miller, D. C., Kerr, C. S., & Micheli, L. (1984). Mechanoreceptors in human cruciate ligaments. A histological study. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, *66*(7), 1072–1076.
97. Schultz, R. A., Miller, D. C., Kerr, C. S., Micheli, L., Robert Schultz, B. A., Miller, D. C., Kerr, C. S., & Micheli, L. (1984). Mechanoreceptors in Human Cruciate Ligaments. A histological study. *Journal of Bone and Joint Surgery - American Volume*, *66*(7), 1072–1076.
98. Seki, A., Olsen, B. S., Jensen, S. L., Eygendaal, D., & Sjøbjerg, J. O. (2002). Functional anatomy of the lateral collateral ligament complex of the elbow: Configuration of Y and its role. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, *11*(1), 53–59. <https://doi.org/10.1067/mse.2002.119389>.
99. Smith, J. P., Savoie, F. H., & Field, L. D. (2001). Posterolateral rotatory instability of the elbow. *Clinics in Sports Medicine*, *20*(1), 47–58.
100. Sjøbjerg, J. O., Ovesen, J., & Gundorf, C. E. (1987). The stability of the elbow following excision of the radial head and transection of the annular ligament. An experimental study. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, *106*(4), 248–250. <https://doi.org/10.1007/BF00450463>.
101. Solomonow, M., Guanche, C., Wink, C., Knatt, T., Baratta, R. V., & Lu, Y. (1996). Mechanoreceptors and reflex arc in the feline shoulder. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, *5*(2 Pt 1), 139–146. [https://doi.org/10.1016/s1058-2746\(96\)80009-7](https://doi.org/10.1016/s1058-2746(96)80009-7).
102. Sora, M. C., & Genser-Strobl, B. (2005). The sectional anatomy of the carpal tunnel and its related neurovascular structures studied by using plastination. *European Journal of Neurology*, *12*(5), 380–384. <https://doi.org/10.1111/j.1468-1331.2004.01034.x>.

103. Stewart, B., Harish, S., Oomen, G., Wainman, B., Popowich, T., & Moro, J. K. (2009). Sonography of the lateral ulnar collateral ligament of the elbow: Study of cadavers and healthy volunteers. *American Journal of Roentgenology*, *193*(6), 1615–1619. <https://doi.org/10.2214/AJR.09.2812>.
104. Stoneback, J. W., Owens, B. D., Sykes, J., Athwal, G. S., Pointer, L., & Wolf, J. M. (2012). Incidence of elbow dislocations in the United States population. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, *94*(3), 240–245. <https://doi.org/10.2106/JBJS.J.01663>.
105. Takigawa, N., Ryu, J., Kish, V., Kinoshita, M., & Abe, M. (2005). Functional anatomy of the lateral collateral ligament complex of the elbow: morphology and strain. *The Journal of Hand Surgery*, *30B*(2), 143–147. <https://doi.org/10.1016/j.jhsb.2004.09.016>.
106. Terada, N., Yamada, H., & Toyama, Y. (2004). The appearance of the lateral ulnar collateral ligament on magnetic resonance imaging. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, *13*(2), 214–216. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2003.12.013>.
107. Testut, L., & Latarjet, A. (1979). Articulación del codo. In L. Testut & A. Latarjet (Eds.), *Tratado de Anatomía humana. Libro II: Artrología* (9a ed., pp. 581–594). Barcelona: Salvat Editores.
108. Thompson, R. J., Doran, J. F., Jackson, P., Dhillon, A. P., & Rode, J. (1983). PGP 9.5-a new marker for vertebrate neurons and neuroendocrine cells. *Brain Research*, *278*(1–2), 224–228. [https://doi.org/10.1016/0006-8993\(83\)90241-X](https://doi.org/10.1016/0006-8993(83)90241-X).
109. Verdú, E., & Navarro, X. (1997). Comparison of immunohistochemical and functional reinnervation of skin and muscle after peripheral nerve injury. *Experimental Neurology*, *146*(1), 187–198. <https://doi.org/10.1006/exnr.1997.6517>.

110. Villamonte-Chevalier, A. A., Soler, M., Sarria, R., Agut, A., Ecvdi, D., Gielen, I., & Latorre, R. (2015). Ultrasonographic and Anatomic Study of the Canine Elbow Joint. *Veterinary Surgery: VS*, 44(4), 485–493. <https://doi.org/10.1111/j.1532-950X.2014.12249.x>.
111. Wilson, P. O. G., Barber, P. C., Hamid, Q. A., Power, B. F., Dhillon, A. P., Rode, J., Day, I. N. M., Thompson, R. J., & Polak, J. M. (1988). The immunolocalization of protein gene product 9.5 using rabbit polyclonal and mouse monoclonal antibodies. *British Journal of Experimental Pathology*, 69(1), 91–104.
112. Witherspoon, J. W., Smirnova, I. V., & Mciff, T. E. (2014). Neuroanatomical distribution of mechanoreceptors in the human cadaveric shoulder capsule and labrum. *Journal of Anatomy*, 225(3), 337–345. <https://doi.org/10.1111/joa.12215>
113. Zimny, M. L., Schutte, M., & Dabezies, E. (1986). Mechanoreceptors in the human anterior cruciate ligament. *The Anatomical Record*, 214, 204–209. <https://doi.org/10.1002/ar.1092140216>

VIII: Anexos

Anexo 1



Hospital Universitari de Girona
Doctor Josep Trueta

Avinguda de França s/n,
17007 Girona
Telèfon 972 840 200
www.gencat.net/ics/trueta

Marta Riera Juncà, Secretària del Comitè d'Ètica d'Investigació CEI GIRONA, amb domicili a l'Hospital Universitari de Girona Dr. Josep Trueta Avinguda de França s/n 17007 Girona

CERTIFICA

Que el Comitè d'Ètica d'Investigació CEI GIRONA, segons consta en l'acta de la reunió celebrada el dia 28/03/2017 ha avaluat el projecte: **Estudio anatómico y funcional del ligamento colateral ulnar lateral. Análisis de su papel en la inestabilidad postero-lateral de codo. Cod 2017.042**, amb la Sra. DIANA NORIEGO MUÑOZ com a investigadora principal.

Que els documents s'ajusten a les normes ètiques essencials i per tant, ha decidit la seva aprovació.

I, perquè consti, expedixo aquest certificat.

Girona, a 31/05/2017



36/00195



Anexo 2



15 de maig de 2017

Marta Riera Juncà
Secretaria CEI Girona
Hospital Dr Josep Trueta

A l'atenció del CEI Girona.

En referència al Projecte de Tesi doctoral « Estudio Anatómico y funcional del ligamento colateral ulnar lateral. Análisis de su papel en la inestabilidad postero-lateral de codo» inscrit per part de la Sra Noniego a l'Escola de Doctorat de la Universitat de Girona dins del Grup de Recerca en Anatomia Clínica, Embriologia i Neurociència.

Des del Servei de Radiodiagnòstic, hem donat la conformitat per la realització de l'estudi per tècniques d'imatge amb ecografia i ressonància magnètica amb l'objectiu de determinar els paràmetres òptims per la localització i identificació del ligament col lateral ulnar lateral amb els espècimens criò preservats del laborator d'Anatomia de la Facultat de Medicina UdG sense cap tipus de finançament econòmic.

Atentament,

Dr Enric Delgado Domínguez
Cap del Servei de Radiodiagnòstic
Hospital de Figueras

Anexo 3

Datos sobre la longitud del LCUL y sus variaciones al producirse la flexión y la extensión máximas del codo

Nº pieza	Longitud 90º	Long Flex_máx	Long Ext_máx	Long_90º-Flex_máx	Long_90º-Ext_máx	Long_Flex-máx-Ext_máx
1	64,8	58,07	65,75	6,73	0,95	7,68
2	47,05	42,06	41,28	4,99	5,77	0,78
3	52,18	47,46	46,52	4,72	5,66	0,94
4	53,73	46,52	51,19	7,21	2,54	4,67
5	43,42	40,32	38,03	3,1	5,39	2,29
6	42,47	39,19	36,73	3,28	5,74	2,46
7	55,26	53,57	51,25	1,69	4,01	2,32
8	50,83	51,29	48,25	0,46	2,58	3,04
9	44,83	41,73	39,36	3,1	5,47	2,37
10	43,96	40,66	36,46	3,3	7,5	4,2
11	44,93	40,56	37,83	4,37	7,1	2,73
12	45,78	43,88	42,2	1,9	3,58	1,68
13	50,67	50,26	47,8	0,41	2,87	2,46
14	43,46	39,73	38,81	3,73	4,65	0,92
15	47,63	46,95	45,21	0,68	2,42	1,74
16	57,05	56,59	54,16	0,46	2,89	2,43
17	48,17	46,41	47,05	1,76	1,12	0,64
18	59,25	54,46	56,29	4,79	2,96	1,83
19	51,58	51,83	49,56	0,25	2,02	2,27
20	54,27	50,66	52,53	3,61	1,74	1,87
21	51,62	49,01	41,83	2,61	9,79	7,18
22	47,39	46,99	43,33	0,4	4,06	3,66
23	46,19	38,74	41,99	7,45	4,2	3,25
24	34,68	35,82	33,01	1,14	1,67	2,81
25	35,08	35,68	34,6	0,6	0,48	1,08
26	40,33	41,99	37,88	1,66	2,45	4,11
27	45,2	45,69	41,1	0,49	4,1	4,59
28	54,31	52,06	50,59	2,25	3,72	1,47
29	43,03	45,97	38,59	2,94	4,44	7,38
30	53,17	52	43,17	1,17	10	8,83
31	44	42,59	37,89	1,41	6,11	4,7
32	50,97	48,03	48,22	2,94	2,75	0,19
33	47,11	46,48	43,54	0,63	3,57	2,94
34	47,58	47,24	42,99	0,34	4,59	4,25
35	76,5	72,57	69,49	3,93	7,01	3,08
36	45,13	46,23	38,4	1,1	6,73	7,83
38	44,72	42,47	39,88	2,25	4,84	2,59
39	42,35	39,99	36,7	2,36	5,65	3,29
40	47,41	45,81	41,49	1,6	5,92	4,32
41	47,64	45,08	39,71	2,56	7,93	5,37
42	58,82	58	54,19	0,82	4,63	3,81
43	47,32	49,84	39,53	2,52	7,79	10,31
44	46,09	44,06	40,89	2,03	5,2	3,17
45	41,49	41,53	36,01	0,04	5,48	5,52
46	48,77	49,6	42,15	0,83	6,62	7,45
47	47,61	45,5	44,67	2,11	2,94	0,83
48	44,6	41,6	42,11	3	2,49	0,51
49	45,34	42,8	43,82	2,54	1,52	1,02
50	55,54	54,95	51,22	0,59	4,32	3,73
51	51,49	51,31	45,22	0,18	6,27	6,09
52	46,95	46,81	38,97	0,14	7,98	7,84
53	52,58	51,33	49,98	1,25	2,6	1,35
54	39,66	39,65	38,26	0,01	1,4	1,39
55	46,88	45,46	43,56	1,42	3,32	1,9

Anexo 4

Grupo	Fase	ID	40°	50°	60°	70°	80°	90°	100°	110°	120°
A	V-V Control	1	8,1	9	8,40	8,8	8,8	8,80	8,80	8,80	8,80
		2	4	3,8	3,30	3,5	3,5	3,50	3,50	3,50	3,50
		3	7,1	6,80	7,10	6,20	6,20	6,20	6,20	6,20	6,20
		4	4,4	4,80	4,50	4,30	4,30	4,30	4,30	4,30	4,30
		5	4,5	5,10	5,20	5,50	5,50	5,50	5,50	5,50	5,50
	V-V 1a_fase	1	8,9	8,9	8,90	8,7	8,7	8,70	8,70	8,70	8,70
		2	3,9	3,9	4,10	3,8	3,8	3,80	3,80	3,80	3,80
		3	8,8	8,00	7,70	8,40	8,40	8,40	8,40	8,40	8,40
		4	7,3	6,30	7,20	7,60	7,60	7,60	7,60	7,60	7,60
		5	5,9	5,30	5,10	5,40	5,40	5,40	5,40	5,40	5,40
	V-V 2a_fase	1	8,8	10,7	10,70	10,9	10,9	10,90	10,90	10,90	10,90
		2	6,6	6,4	7,40	6,2	6,2	6,20	6,20	6,20	6,20
		3	9,6	10,70	11,40	11,70	11,70	11,70	11,70	11,70	11,70
		4	8	7,00	6,30	5,70	5,70	5,70	5,70	5,70	5,70
		5	7,6	8,40	7,90	8,50	8,50	8,50	8,50	8,50	8,50
	V-V 3a_fase	1	10,7	11	11,80	12	12	12,00	12,00	12,00	12,00
		2	6,3	7,1	7,30	6,3	6,3	6,30	6,30	6,30	6,30
		3	10,7	13,80	15,50	16,60	16,60	16,60	16,60	16,60	16,60
		4	8,3	8,70	7,20	7,20	7,20	7,20	7,20	7,20	7,20
		5	8,8	9,80	8,90	9,90	9,90	9,90	9,90	9,90	9,90
B	V-V Control	1	4,9	4,5	4,40	5	5	5,00	5,00	5,00	5,00
		2	2,6	2,4	2,90	3,4	3,4	3,40	3,40	3,40	3,40
		3	3,1	2,90	3,00	3,00	3,00	3,00	3,00	3,00	3,00
		4	5,7	6,20	6,40	4,30	4,30	4,30	4,30	4,30	4,30
		5	9,4	8,00	8,80	7,70	7,70	7,70	7,70	7,70	7,70
	V-V 1a_fase	1	6,4	6	6,80	5,7	5,7	5,70	5,70	5,70	5,70
		2	2,7	2,6	3,00	3,1	3,1	3,10	3,10	3,10	3,10
		3	3,3	3,30	2,90	3,00	3,00	3,00	3,00	3,00	3,00
		4	8,2	7,80	6,20	5,40	5,40	5,40	5,40	5,40	5,40
		5	10,2	8,40	7,90	7,20	7,20	7,20	7,20	7,20	7,20
	V-V 2a_fase	1	7,2	12,8	7,80	8,6	8,6	8,60	8,60	8,60	8,60
		2	3,2	3,2	3,00	2,9	2,9	2,90	2,90	2,90	2,90
		3	2,8	3,40	2,90	3,00	3,00	3,00	3,00	3,00	3,00
		4	14,5	12,60	17,20	13,50	13,50	13,50	13,50	13,50	13,50
		5	8,6	8,20	7,70	4,30	4,30	4,30	4,30	4,30	4,30
	V-V 3a_fase	1	8,4	9,3	9,20	10,4	10,4	10,40	10,40	10,40	10,40
		2	4	4,9	5,20	5,5	5,5	5,50	5,50	5,50	5,50
		3	5,7	5,30	4,40	4,90	4,90	4,90	4,90	4,90	4,90
		4	15,3	15,80	14,50	14,00	14,00	14,00	14,00	14,00	14,00
		5	13,4	13,30	16,10	19,60	19,60	19,60	19,60	19,60	19,60
C	V-V Control	1	5,6	5,7	5,00	4,2	4,2	4,20	4,20	4,20	4,20
		2	5,1	5,2	4,10	4,3	4,3	4,30	4,30	4,30	4,30
		3	2,2	2,50	2,40	2,60	2,60	2,60	2,60	2,60	2,60
		4	6,5	6,50	5,60	5,50	5,50	5,50	5,50	5,50	5,50
		5	4,8	4,60	3,50	3,40	3,40	3,40	3,40	3,40	3,40
	V-V 1a_fase	1	7,2	7	7,20	6,6	6,6	6,60	6,60	6,60	6,60
		2	4,9	5	4,90	4,6	4,6	4,60	4,60	4,60	4,60

		3	2,7	3,00	2,60	2,80	2,80	2,80	2,80	2,80	2,80
		4	7,2	6,20	6,00	6,00	6,00	6,00	6,00	6,00	6,00
		5	5,5	5,20	5,10	5,30	5,30	5,30	5,30	5,30	5,30
	V-V 2a_fase	1	11,5	13,9	17,00	18,9	18,9	18,90	18,90	18,90	18,90
		2	5,4	5,1	4,80	5	5	5,00	5,00	5,00	5,00
		3	2,5	3,00	2,70	3,00	3,00	3,00	3,00	3,00	3,00
		4	7,6	7,90	7,40	8,00	8,00	8,00	8,00	8,00	8,00
		5	6,7	6,90	6,40	6,10	6,10	6,10	6,10	6,10	6,10
	V-V 3a_fase	1	9	13,4	15,80	19	19	19,00	19,00	19,00	19,00
		2	7,2	7,7	7,80	8	8	8,00	8,00	8,00	8,00
		3	4,1	4,10	4,20	3,70	3,70	3,70	3,70	3,70	3,70
		4	8	8,60	8,90	9,00	9,00	9,00	9,00	9,00	9,00
		5	7,2	7,80	7,60	7,40	7,40	7,40	7,40	7,40	7,40
D	V-V Control	1	5,5	5,7	5,70	5,4	5,4	5,40	5,40	5,40	5,40
		2	4,8	5	4,70	5,2	5,2	5,20	5,20	5,20	5,20
		3	6,4	5,50	6,10	5,70	5,70	5,70	5,70	5,70	5,70
		4	5,3	6,30	6,40	6,10	6,10	6,10	6,10	6,10	6,10
		5	3,8	2,90	3,50	3,40	3,40	3,40	3,40	3,40	3,40
	V-V 1a_fase	1	7,1	6,9	6,80	6,5	6,5	6,50	6,50	6,50	6,50
		2	6,9	6,7	7,20	6,3	6,3	6,30	6,30	6,30	6,30
		3	9,6	10,30	10,60	9,50	9,50	9,50	9,50	9,50	9,50
		4	5,4	5,80	6,70	7,30	7,30	7,30	7,30	7,30	7,30
		5	4,6	4,60	5,50	6,10	6,10	6,10	6,10	6,10	6,10
	V-V 2a_fase	1	9,1	9,2	8,60	8,2	8,2	8,20	8,20	8,20	8,20
		2	13,5	14,3	12,60	12,2	12,2	12,20	12,20	12,20	12,20
		3	14,4	15,70	16,90	17,70	17,70	17,70	17,70	17,70	17,70
		4	16,8	18,80	19,30	18,20	18,20	18,20	18,20	18,20	18,20
		5	5,6	5,80	6,80	7,00	7,00	7,00	7,00	7,00	7,00
E	V-V Control	1	3,6	3,4	3,20	3,1	3,1	3,10	3,10	3,10	3,10
		2	1,2	3,2	4,40	3,4	3,4	3,40	3,40	3,40	3,40
		3	3	3,40	3,20	3,40	3,40	3,40	3,40	3,40	3,40
		4	3,1	3,40	3,40	3,90	3,90	3,90	3,90	3,90	3,90
		5	4,6	4,30	4,20	3,10	3,10	3,10	3,10	3,10	3,10
	V-V 1a_fase	1	5	4,9	5,10	4,8	4,8	4,80	4,80	4,80	4,80
		2	1,6	5,8	5,90	6,5	6,5	6,50	6,50	6,50	6,50
		3	3,1	4,70	4,10	3,50	3,50	3,50	3,50	3,50	3,50
		4	3,6	4,80	4,80	4,50	4,50	4,50	4,50	4,50	4,50
		5	5,4	3,10	4,00	3,30	3,30	3,30	3,30	3,30	3,30
	V-V 2a_fase	1	5,9	5,8	5,40	6,2	6,2	6,20	6,20	6,20	6,20
		2	5,2	8,2	10,40	13,4	13,4	13,40	13,40	13,40	13,40
		3	6,9	7,80	7,00	7,00	7,00	7,00	7,00	7,00	7,00
		4	5,7	6,30	7,10	7,80	7,80	7,80	7,80	7,80	7,80
		5	4,8	7,20	6,80	6,30	6,30	6,30	6,30	6,30	6,30

Anexo 5

Grupo	Fase	ID	40°	50°	60°	70°	80°	90°	100°	110°	120°
A	P-S Control	1	139	153	141	170	110	111	141	154	90
		2	178	181	182	177	181	176	174	181	175
		3	156	153	160	168	160	146	159	154	142
		4	192	188	186	263	196	209	203	206	206
		5	119	135	130	127	137	127	132	144	140
	P-S 1a_fase	1	134	137	132	134	128	140	134	137	118
		2	187	174	179	173	182	179	169	163	172
		3	294	280	290	295	290	296	285	291	284
		4	199	202	217	216	212	219	208	197	213
		5	128	127	132	123	124	132	128	142	142
	P-S 2a_fase	1	111	135	149	151	157	156	158	160	158
		2	176	165	180	164	178	171	172	159	161
		3	127	112	123	118	125	126	126	130	109
		4	193	196	199	205	204	207	204	216	194
		5	134	131	120	123	119	121	135	131	135
	P-S 3a_fase	1	125	127	135	147	145	157	144	155	150
		2	178	160	174	175	169	174	174	175	161
		3	137	136	136	139	142	136	133	131	139
		4	233	220	215	232	209	227	224	216	220
		5	133	108	106	120	116	122	141	123	129
B	P-S Control	1	177	179	191	187	189	178	175	174	185
		2	174	186	178	178	179	179	177	166	175
		3	197	185	203	202	197	205	200	204	208
		4	167	168	156	163	158	156	178	165	197
		5	140	150	125	106	111	123	124	114	107
	P-S 1a_fase	1	163	165	168	160	167	166	161	196	194
		2	175	14	199	166	168	189	185	189	184
		3	203	215	214	215	212	203	208	176	205
		4	196	187	211	209	207	208	212	205	189
		5	144	136	131	113	130	127	138	127	111
	P-S 2a_fase	1	200	195	194	207	199	161	159	157	156
		2	179	166	170	176	172	163	174	173	176
		3	188	213	216	213	216,1	220	222	214	191
		4	202	178	206	201	214	220	211	216	214
		5	134	128	122	114	117	113	124	130	125
	P-S 3a_fase	1	178	167	168	162	162	186	166	162	165
		2	189	151	160	170	166	194	202	191	189
		3	195	209	220	219	212	218	213	210	213
		4	196	203	217	207	216	223	213	228	213
		5	215	242	262	244	265	238	256	241	241
C	P-S Control	1	137	125	137	122	120	113	121	116	133
		2	128	130	118	120	123	140	120	125	132
		3	195	194	198	197	198	201	192	190	184
		4	178	190	192	185	192	190	188	185	178
		5	220	224	219	235	234	241	232	228	211

	P-S 1a_fase	1	219	238	224	241	234	243	235	254	239
		2	115	135	135	124	115	125	106	125	124
		3	190	193	191	197	194	193	194	192	189
		4	201	196	190	194	199	190	200	185	176
		5	248	211	223	236	230	235	242	238	243
	P-S 2a_fase	1	240	233	239	121	113	113	107	95	112
		2	136	132	126	118	123	118	114	115	120
		3	199	197	196	200	198	195	196	196	196
		4	195	195	198	191	200	197	194	184	185
		5	221	221	225	225	244	242	241	241	243
	P-S 3a_fase	1	95	129	233	92	105	101	239	100	95
		2	217	232	240	225	242	238	223	243	244
		3	197	210	206	195	206	202	202	200	197
		4	181	186	177	187	180	187	189	187	184
		5	226	220	250	247	257	259	248	249	241
D	P-S Control	1	161	156	141	152	153	151	146	146	130
		2	152	138	136	135	146	139	140	130	135
		3	166	164	164	160	156	160	169	164	158
		4	153	146	145	146	139	148	153	148	140
		5	164	170	174	178	194	194	192	189	190
	P-S 1a_fase	1	165	155	157	153	148	153	144	146	120
		2	149	133	117	134	114	125	129	125	124
		3	210	215	212	212	210	205	200	192	155
		4	122	123	136	139	141	140	140	185	132
		5	177	180	183	198	201	196	199	238	197
	P-S 2a_fase	1	175	163	147	150	146	152	148	148	146
		2	150	128	95	100	104	112	117	110	120
		3	213	209	215	212	218	225	229	225	224
		4	142	163	149	160	153	149	144	146	150
		5	170	186	198	204	206	195	194	197	189
E	P-S Control	1	133	149	151	168	131	148	149	150	149
		2	160	163	203	204	214	220	225	221	221
		3	215	211	194	198	199	195	196	195	192
		4	147	156	161	149	164	159	158	163	148
		5	200	208	205	205	204	202	206	205	201
	P-S 1a_fase	1	164	150	138	126	129	147	134	119	125
		2	176	187	200	217	217	214	221	125	215
		3	203	185	195	190	196	198	195	192	214
		4	169	162	168	173	164	169	168	185	156
		5	202	209	213	214	218	217	219	238	209
	P-S 2a_fase	1	162	146	166	140	140	143	142	133	134
		2	195	191	203	215	222	230	228	228	220
		3	190	191	186	180	176	180	182	177	191
		4	160	161	179	163	183	178	170	165	164
		5	206	217	219	221	224	220	227	222	214