

ESCUELA DE INGENIERÍAS INDUSTRIALES

**Departamento de Ingeniería Mecánica, Térmica y de Fluidos
Área de Ingeniería Mecánica**

TRABAJO FIN DE GRADO

ESTUDIO EXPERIMENTAL PARA LA EVALUACIÓN DE LA RESISTENCIA DE LA FIJACIÓN TRANSÓSEA EMPLEADA EN LA REPARACIÓN DEL LIGAMENTO COLATERAL LATERAL

Grado en Ingeniería Mecánica + Grado de Diseño Industrial y D.P.

Autor: MIGUEL SAMUEL PADILLA SANDOVAL

Tutor: ANA MARÍA PÉREZ DE LA BLANCA COBOS

Cotutor: SALVADOR MORENO VEGAS

MÁLAGA, octubre de 2024



AGRADECIMIENTOS

Quiero agradecer todo el tiempo invertido por Salvador y Ana para ayudarme a sacar adelante este proyecto, reconozco la paciencia que exige enseñar a un alumno de Ingeniería conceptos del ámbito de la salud. Os doy las gracias por esta experiencia de investigación, desde el primer pie tieso del congelador hasta el olor de un peroné fresco recién cortado.

Agradezco el apoyo de todo el departamento de biomecánica; Alejandro, Belén, María y Vicente, incluyendo al Dr. Alejandro. También el de los técnicos Juanma y Joaquín.

A mi entrenador, Dani, que me abrió los ojos con la frase “todo suma” y que me enseñó a hacer el pino pudiendo entretenerme en los descansos de mañanas y tardes de biblioteca.

Por último, GRACIAS a los “Sandoval”, los “Padilla” y toda mi gente, especial mención a mi hermana, mi padre, mi madre, “Achillo” y “Salmorejo” que siempre estuvieron ahí haciéndolo todo mucho más disfrutable desde que empecé en 2019.

PD: Lamas, gracias por enseñarme Zotero.



RESUMEN

La reparación del ligamento colateral lateral es un procedimiento quirúrgico que busca restaurar la función del ligamento lo más idéntico a la natural, para ello se trata de reinsertar el mismo tejido o su sustituto, la plastia, en las inserciones anatómicas originales.

La planificación de la rehabilitación en el período postoperatorio temprano de estas cirugías, previa cicatrización, es de gran importancia. En la actualidad, no existe bibliografía que haga referencia a la resistencia que ejerce la fijación realizada en dichas reparaciones.

En este trabajo se realiza un estudio experimental piloto, en máquina de ensayos de tracción para simular una carga sobre la fijación peroneal, los indicadores clave serán el desplazamiento de la plastia, obtenido de manera gráfica con el seguimiento de una cámara de vídeo y el fallo por un transductor de desplazamiento lineal variable y los cálculos arrojados por la máquina. Paralelamente se estudia con ayuda de Tomografías Axiales Computarizadas (TAC) la calidad ósea de la zona de interés de los especímenes para establecer la existencia de posibles correlaciones entre la resistencia de la fijación y la calidad ósea de la cabeza del peroné.

El objetivo del proyecto es analizar la resistencia de la fijación cuando se utiliza un tornillo interferencial insertado en la cabeza del peroné y la posible influencia que sobre esta resistencia ejerza la calidad ósea de la zona de aplicación del tornillo.

Para ello se ha puesto a punto un protocolo de ensayo similar al seguido por (Ciccone et al., 2006), diseñando y fabricando los útiles necesarios. El protocolo sigue los siguientes parámetros:

- Preacondicionamiento: 5 ciclos de carga entre 35 *N* y 50 *N* a 0,5 Hz
- Rotura: Tracción progresiva a 1mm/s

El procedimiento de los datos se ha realizado con Excel y MATLAB.

El diseño experimental propuesto demuestra ser válido para llevar a cabo un estudio más completo en el que se involucren mayor número de especímenes para mejorar la potencia



estadística. Los resultados preliminares de este ensayo piloto parecen mostrar una alta correlación entre la calidad ósea de la cabeza del peroné con la de la epífisis de la tibia, que está ampliamente estudiada; y entre la calidad ósea del peroné y la fuerza de fluencia, la fuerza última y la fuerza cuando se produce el fallo por deslizamiento, ya sea a 0, 3 o 6mm. El fallo predominante en este ensayo piloto ha sido el deslizamiento de la plastia por el túnel.

Palabras clave: ligamento colateral lateral, sistema de fijación, reparación, estudio piloto, calidad ósea.



ABSTRACT

Lateral collateral ligament repair is a surgical procedure that aims to restore the ligament's function as closely as possible to its natural state. To achieve this, the original tissue or its substitute, the graft, is reinserted into the original anatomical insertions.

Planning rehabilitation in the early postoperative period of these surgeries, before scarring occurs, is of great importance. Currently, there is no literature that refers to the resistance exerted by the fixation performed in these repairs.

This work presents a pilot experimental study using a tensile testing machine to simulate a load on the fibular fixation. The key indicators will be the graft displacement, obtained graphically by tracking with a video camera, and failure determined by a linear variable displacement transducer and the displacements provided by the machine. Simultaneously, the bone quality of the area of interest in the specimens is studied using Computed Axial Tomography (CT) scans to establish the existence of possible correlations between the fixation strength and the bone quality of the fibular head.

The objective of the project is to analyze the fixation strength when an interference screw inserted into the fibular head is used, and the possible influence that the bone quality of the screw application area has on this resistance.

To this end, a test protocol similar to that followed by (Ciccone et al., 2006) has been developed, designing and manufacturing the necessary tools. The protocol follows these parameters:

- Preconditioning: 5 load cycles between 35N and 50N at 0.5 Hz
- Failure: Progressive traction at 1mm/s

The data processing was performed using Excel and MATLAB.

The proposed experimental design proves to be valid for carrying out a more comprehensive study involving a larger number of specimens to improve statistical power. The preliminary results of this pilot study seem to show a high correlation between the bone quality of the fibular head and that of the tibial epiphysis, which is extensively studied; and between



the bone quality of the fibula and the yield strength, ultimate strength, and strength at slip failure, whether at 0, 3, or 6mm. The predominant failure in this pilot study has been graft slippage through the tunnel.

Keywords: lateral collateral ligament, fixation system, repair, pilot study, bone quality.



ÍNDICE DE CONTENIDO

1. Introducción	17
1.1 Antecedentes	17
1.2 Objeto	18
1.3 Justificación	20
2. Estado del arte	20
2.1 Fundamentos biomecánicos y anatómicos	21
2.1.1 Planos anatómicos	21
2.1.2 La articulación de la rodilla	22
2.1.2.1 Partes óseas	23
2.1.2.2 Cartílagos	25
2.1.2.3 Meniscos	26
2.1.2.4 Ligamentos de rodilla	26
2.1.2.4.1 Ligamento Colateral Lateral	28
2.2 Lesiones de ligamentos de rodilla	31
2.2.1 Tipos de lesiones	31
2.2.1.1 Esguinces	31
2.2.1.2 Avulsión	32
2.2.1.3 Luxaciones	32
2.2.2 Lesión del LCL	34
2.3 Tratamiento Quirúrgico de la Lesión del LCL	35
2.3.1 Reparación	36
2.3.2 Reconstrucción	36



2.3.3 Revisión Bibliográfica	39
2.4 Ensayos biomecánicos sobre el LCL	40
2.4.1 LaPrade et al. 2004	40
2.4.2 LaPrade et al., 2005	41
2.4.3 Coobs et al. 2007	42
2.4.4 Ciccone et al. 2006.....	43
3. Estudio Radiológico de la calidad ósea	44
3.1. Exploración Radiológica Prequirúrgica.....	46
3.2 Segmentación.....	47
3.3 Análisis de la densidad ósea	49
4. Diseño del estudio experimental de la resistencia de la fijación lcl-peroné	51
4.1 Descripción del ensayo propuesto	51
4.1.1 Equipos del ensayo	52
4.1.2 Mecanismos de fallo	53
4.2 Preparación de los especímenes.....	53
4.2.1 Procedimiento quirúrgico	55
4.2.2 Protocolo de montaje del ensayo	59
4.2.2.1 Alineación del peroné y sujeción del tendón.....	59
4.2.2.2 Ajuste y sujeción del LVDT	60
4.2.2.3 Colocación y preparación de la cámara	62
4.2.3 Protocolo de carga	62
4.3 Parámetros de interés	63
4.3.1 Parámetros Medidos	64



4.3.2	Parámetros calculados.....	64
4.4	Procesado de datos.....	65
5.	Resultados.....	67
5.1	Resultados del análisis de la calidad ósea.....	68
5.2	Resultados del ensayo experimental.....	70
5.2.1	Resultados por espécimen.....	70
5.2.1.1	Ensayo 1 S220961.....	70
5.2.1.2	Ensayo 2 L220146.....	71
5.2.1.3	Ensayo 3 L220971.....	73
5.2.1.4	Ensayo 4 L220062.....	75
5.2.1.5	Ensayo 5 C221209.....	76
5.2.1.6	Ensayo 6 L220006.....	78
5.2.1.7	Resumen datos ensayos.....	79
5.3	Resultados del análisis de correlación.....	80
5.3.1	Edad.....	81
5.3.2	Peso.....	82
5.3.3	Sexo.....	83
5.3.4	Peroné y Tibia.....	85
5.3.5	Parámetros experimentales.....	87
5.3.5.1	Rigidez de la fijación.....	87
5.3.5.2	Fuerza Última.....	88
5.3.5.3	Fuerza de Fluencia.....	89
5.3.5.4	Esfuerzo por deslizamiento del tendón.....	90



6. Discusión	93
7. Conclusión	98
8. Trabajos futuros	99
9. Bibliografía	99
ANEXO I: EQUIPOS DEL ENSAYO	107
A I.1 Máquina de ensayo	108
A I.2 Sistema de medición auxiliares	108
A I.2.1 Sistema de vídeo	108
A I.2.1.1 Cámara	109
A I.2.1.2 Objetivo	110
A I.2.1.3 Trípode.....	110
A I.2.1.4 Móvil	111
A I.2.2 LVDT.....	112
A I.3 Material Quirúrgico	113
A I.3.1 Taladro.....	113
A I.3.2 Broca quirúrgicas.....	114
A I.3.3 Guía tibial	115
A I.3.4 Tornillo de interferencia	115
A I.3.5 Hilo y aguja	116
ANEXO II: PROTOCOLO DE ENSAYO	117
ANEXO III: ENSAYO PILOTO	123
A III. Ensayo piloto	124
A III.1 Peroné y Tendón	124



A III.2 Soporte LVDT	128
ANEXO IV: CÓDIGO MATLAB	130
ANEXO V: DATOS ESPECÍMENES Y TAC	133
ANEXO VI: PREPARACIONES ADICIONALES	136
A VI.I Videogrametría sobre la fijación	137
A VI.I.1 Referencias para la videogrametría	137
A VI.I.2 Colocación y preparación de la cámara.....	138
A VI.I.2 Parámetros obtenidos	139
A VI.I.2.1 Parámetros Medidos	139
A VI.I.2.2 Parámetros calculados	139
ANEXO VII: PLANOS	141

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Planos Anatómicos.....	21
Figura 2. Anatomía de la rodilla	23
Figura 3. Partes del hueso.....	24
Figura 4. Hueso cortical.....	24
Figura 5. Hueso Trabecular	25
Figura 6. Cartílagos	25
Figura 7. Ligamento cruzado anterior y posterior (LCA y LCP) ejerciendo esfuerzo de estabilización	27
Figura 8. Varo y valgo de rodilla.....	28
Figura 9. Ilustración sobre la tensión en LCL a rotación	30
Figura 10. Dibujo esquemático LCL	30
Figura 11. Representación gráfica de gravedad de esguinces	32



Figura 12. Avulsión de ligamento	32
Figura 13. Clasificación de la luxación tibioperonea proximal	33
Figura 14. Reparación avulsión lateral del LCL.....	36
Figura 15. Tenodesis de LCL	37
Figura 16. Injerto para reconstrucción LCL	38
Figura 17. Reparación lateral del LCL con tejido semitendinoso	39
Figura 18. Transductor de hebilla colocado en ligamentos	41
Figura 19. LCL preparado para ensayar estudio LaPrade et al. 2005.....	42
Figura 20. Aparato para la sujeción de la articulación de la rodilla para su ensayo.....	43
Figura 21. Esquema de reconstrucción de LCL con aloinjerto y tapón óseo	43
Figura 22. Disposición del espécimen para el ensayo	44
Figura 23. Proceso de segmentación	49
Figura 24. Tabla de 3D Slicer 5.6.2 con las unidades Hounsfield de cada segmentación	49
Figura 25. Proceso de taladrado del túnel.....	56
Figura 26. Tendón suturado con técnica Krackow	57
Figura 27. Tracción del tendón con ayuda de sutura Krackow	57
Figura 28. Medición 85,5 mm de tendón.....	58
Figura 29. Colocación Tornillo.....	58
Figura 30. Conjunto Tornillo-Casquillo	59
Figura 31. Tendón envuelto con gasa humedecida.....	60
Figura 32. Soporte LVDT V.2.....	61
Figura 33. Soporte LVDT posicionado en mordaza.....	61
Figura 34. Plano del deslizamiento del tendón.....	62
Figura 35. Esquema del protocolo de carga aplicado.	63
Figura 36. Esquema de parámetros de medición	64
Figura 37. Aproximación lineal para determinar la rigidez.....	66
Figura 38. Determinación límite de fluencia	67
Figura 39. Gráfico Fuerza-Desplazamiento Peroné S220961 en Rotura.....	70



Figura 40. Gráficos Fuerza-Desplazamiento Cabezal y LVDT Peroné L220146 en Cíclico y Rotura	72
Figura 41. Gráfico Fuerza-Desplazamiento Peroné L220146 en Rotura	73
Figura 42. Gráfico Fuerza-Desplazamiento Peroné L220971 en Rotura (Intento 4).....	74
Figura 43. Gráfico Fuerza-Desplazamiento Peroné L220971 en Rotura (Intento 1).....	75
Figura 44. Gráfico Fuerza-Desplazamiento Peroné L220062 en Rotura	76
Figura 45. Gráfico Fuerza-Desplazamiento Peroné C221209	77
Figura 46. Peroné C221209 postpreacondicionamiento	78
Figura 47. Peroné C221209 postrotura	78
Figura 48. Desprendimiento de túnel espécimen L220006	79
Figura 49. Gráfico de correlación Edad-Unidades Hounsfield	82
Figura 50. Gráfico de correlación Peso-Unidades Hounsfield	83
Figura 51. Gráficos de correlación Sexo-Unidades Hounsfield	84
Figura 52. Gráficos de correlación Tibia-Peroné	86
Figura 53. Gráfico de correlación Rigidez-Unidades Hounsfield	87
Figura 54. Gráfico de correlación Esfuerzo Último-Unidades Hounsfield	89
Figura 55. Gráfico de correlación Esfuerzo de fluencia-Unidades Hounsfield.....	90
Figura 56. Gráfico de correlación Esfuerzo a 0 mm-Unidades Hounsfield	91
Figura 57. Gráfico de correlación Esfuerzo a 3 mm-Unidades Hounsfield	92
Figura 58. Gráfico de correlación Esfuerzo a 6 mm-Unidades Hounsfield	93
Figura 59. Sistema de vídeo.....	109
Figura 60. Cámara de alta resolución VCXU-124C (Baumer).....	109
Figura 61. Lente de cámara FL-CC7528-2M (RICOH)	110
Figura 62. Trípode 475B (Manfrotto).....	111
Figura 63. Móvil Pixel 8 (Google)	111
Figura 64. LVDT LVP-100-ZA-2.5-SR7 (Micro-Epsilon)	112
Figura 65. Taladro EasyImpact (Bosch).....	114
Figura 66. Broca Canulada 5 mm (Stryker).....	114
Figura 67. Broca 2 mm (Stryker).....	115



Figura 68. Guía Tibial (Stryker)	115
Figura 69. Tornillo de interferencia.....	116
Figura 70. Conjunto de sutura	116
Figura 71. Peroné en extensión de archivo STL (3D Viewer de Windows)	124
Figura 72. Impresión Peroné 3D con PLA	125
Figura 73. Entrada y Salida del peroné impreso.....	125
Figura 74. Taladrado fallido en peroné impreso.....	126
Figura 75. Taladrado ascendente con guía tibial de peroné impreso.....	126
Figura 76. Guía para sutura Krackow.....	127
Figura 77. Croquis medidas tendón.....	127
Figura 78. Impresora 3D usando bovina de PLA	128
Figura 79. Inserto de Latón M5x6x7	128
Figura 80. Soporte LVDT V.1	129
Figura 81. Soporte LVDT V.2.....	129
Figura 82. Marcas de referencia	138
Figura 83. Situación del sistema de videogrametría.....	139



ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Clasificación de esguinces de ligamentos.....	31
Tabla 2. Equivalencias Unidades Hounsfield	50
Tabla 3. Resumen de los especímenes ensayados	54
Tabla 4. Resumen de los especímenes estudiados	68
Tabla 5. Unidades Hounsfield de todos los especímenes, Media y Desviación.	69
Tabla 6. Resultados Peroné S220961.....	71
Tabla 7. Resultados Peroné L220146	73
Tabla 8. Resultados Peroné L220971 (Intento 4)	74
Tabla 9. Resultados Peroné L220062	76
Tabla 10. Parámetros de los ensayos	79
Tabla 11. Resumen de ensayos	80
Tabla 12. Especificaciones canal usado de IPS-4303.....	113



1. INTRODUCCIÓN

1.1 ANTECEDENTES

El ligamento colateral lateral, también conocido como LCL, es un ligamento perteneciente a la rodilla humana que se inserta en su zona proximal al cóndilo femoral externo y la distal a la cabeza del peroné. Su función principal consiste en resistir la angulación en varo de la rodilla en todos los ángulos de flexión. Otra de sus funciones es proporcionar estabilidad frente a la rotación de la rodilla, pero no en todo el rango de flexión de ésta.

Las lesiones de este ligamento se producen por una combinación de cargas actuando en diferentes direcciones, como los que se producen en hiperextensiones de la rodilla, cambios bruscos de dirección o golpes directos en la parte externa de la rodilla. El hecho de que en la articulación de la rodilla intervengan tantas estructuras hace que la lesión aislada de LCL suponga menos de un 2% de las lesiones, siendo superior la cantidad de lesiones del LCL cuando van acompañadas del complejo posterolateral o algún otro ligamento de la rodilla.

Existen numerosos tipos de intervenciones quirúrgicas para la recuperación funcional del ligamento colateral lateral, por un lado, existen las reparaciones donde la finalidad es lograr una restauración de la función del ligamento lo más parecida a la natural, para lo que se trata de reinsertar el ligamento o su sustituto, la plastia, en las inserciones anatómicas originales. Y, por otro lado, las reconstrucciones donde el objetivo se centra más en recuperar la funcionalidad y no tanto la anatomía original.

El procedimiento habitual realiza la inserción labrando un túnel óseo donde se introduce el ligamento y se fija mediante un tornillo interferencial, en esta reparación, la zona más crítica es la fijación al peroné por las reducidas dimensiones del hueso en la zona de inserción y su baja resistencia. El sistema de fijación utilizado debe resistir las cargas involucradas en el preoperatorio temprano, impidiendo que el ligamento o su sustituto deslice y genere una holgura que le impida realizar su función, o que se produzca un fallo por resistencia del hueso, del tornillo o de la plastia.



Para lograr esto, lo más habitual es que el túnel labrado, la plastia y el tornillo de interferencia tengan el mismo diámetro, y que este sea de dimensiones apropiadas a las de la cabeza del peroné, zona del hueso donde se encuentra la inserción original del LCL. Sin embargo, no se han encontrado estudios que arrojen datos directos de la resistencia de la fijación de la plastia al peroné humano mediante esta técnica.

Debido a la debilidad de esta zona de inserción ósea del LCL y aunque este tipo de fijación es el más habitual, se han descrito otras propuestas de mejora entre las que están el uso de tornillos de mayor diámetro o la sutura del extremo libre sobre el ramal tenso de la plastia. Estas alternativas surgen como posibles formas de aumentar la resistencia al deslizamiento de la plastia, pero antes de aplicarlas es necesario constatar su necesidad comprobando si la técnica básica es suficientemente adecuada.

Un aspecto fundamental en este sentido es el estudio de la densidad ósea de la zona de inserción, ya que en estudios de la resistencia de la fijación de otras plastias ligamentosas (como en el ligamento cruzado anterior) se ha demostrado que existe una correlación entre este parámetro y la capacidad de sujeción del tornillo interferencial. Sin embargo, un análisis de este tipo no se ha llevado a cabo en la cabeza del peroné, en relación con la fijación del LCL.

1.2 OBJETO

El objetivo del proyecto en el que se enmarca este trabajo es analizar la resistencia de la fijación transósea del LCL al peroné tras una reparación del ligamento colateral lateral cuando se utiliza un tornillo interferencial insertado en la cabeza del peroné y la posible influencia que sobre esta resistencia ejerza la calidad ósea de la zona de aplicación del tornillo.

Para lograr ese objetivo global, este trabajo tiene como objetivo particular el diseño de un estudio experimental con especímenes cadavéricos en los que se ha llevado a cabo la fijación de la reparación a analizar. De los 18 especímenes disponibles, recibidos por parte del pro-



veedor autorizado (Bevione®), se han ensayado 6 para el diseño de un futuro estudio experimental, este diseño servirá de precedente para dar el paso a un estudio más completo en el que se incluyan todos los especímenes ensayados contando de esta manera con resultados más consistentes.

Se contará con una máquina de ensayo de tracción para simular una carga sobre la fijación, los 2 indicadores que se obtendrán son, el desplazamiento de la plastia, obtenido de manera gráfica con el seguimiento de una cámara de vídeo y el fallo por rotura evidenciado por un transductor de desplazamiento lineal variable y los cálculos arrojados por la máquina. Paralelamente se estudia con ayuda de Tomografías Axiales Computarizadas (TAC) la calidad ósea de la zona de interés de los especímenes para establecer la existencia de posibles correlaciones entre la resistencia de la fijación y la calidad ósea de la cabeza del peroné. Las TAC se procesarán con la ayuda del software 3D Slicer, con el que se visualizará, procesará y segmentará la volumetría de los especímenes a partir de estas imágenes.

El estudio radiológico de la cabeza del peroné es en sí mismo un objetivo secundario del trabajo, pues este, en el caso de encontrar correlación con los primeros 6 ensayos, dará una información de relevancia potencial para predecir el éxito de la técnica quirúrgica en el proyecto global, haciendo posible la comparación de la calidad ósea de la zona de inserción del ligamento con la de otras zonas de reparaciones similares en las que ya se ha establecido el éxito de la fijación mediante tornillos interferenciales similares al utilizado mediante la técnica propuesta. Este procedimiento si se llevará a cabo en los 18 especímenes disponibles.

Las hipótesis de trabajo son:

1. Un ensayo experimental en el que se pone a prueba la fijación del LCL con tornillo de interferencia de 6 mm de diámetro no es adecuado para comprobar la resistencia de la fijación.

2. No se puede conocer la resistencia de la fijación a través de la calidad ósea.



1.3 JUSTIFICACIÓN

Este estudio surge de la necesidad planteada por el equipo de cirujanos ortopédicos que colabora con el Laboratorio de Biomecánica Clínica de Andalucía (BIOCLINA), adscrito al Área de Ingeniería Mecánica de la Escuela de Ingenierías Industriales, ante el desconocimiento de la resistencia de la fijación al peroné de la plastia utilizada para la reparación quirúrgica del LCL. Este es un dato de gran importancia para la planificación de la rehabilitación en el periodo postoperatorio temprano, antes de que se inicie el proceso de cicatrización.

Además, el estudio propuesto es relevante para actualizar el estado del arte actual en cuanto a la dependencia de la resistencia de una fijación de este tipo con la calidad ósea del paciente. Padecer enfermedades esqueléticas como la osteoporosis (pérdida de densidad del hueso), puede ser determinante para el éxito de la intervención. Para establecer la existencia de una posible dependencia resistencia-calidad ósea es necesario conocer la densidad del hueso del paciente. En caso de confirmarse esta relación, una evaluación de la calidad ósea preoperatoria permitirá predecir la capacidad de la reparación quirúrgica para resistir los esfuerzos que la estructura involucrada soporta.

2. ESTADO DEL ARTE

La literatura reciente que explora la anatomía y la biomecánica del ligamento colateral lateral ha mejorado la comprensión y ha mejorado el diagnóstico y el tratamiento de estas lesiones. Pese a que este ligamento no suele verse afectado de manera aislada, soliendo ir acompañado de desgarros de los ligamentos anterior y/o posterior, su estabilidad y correcta recuperación es importante en caso de lesión aislada ya que puede afectar a otras estructuras de la rodilla y derivar en otro tipo de lesiones. (LaPrade et al., 2004)

El examen físico y los estudios de imágenes también son importantes en el diagnóstico y pueden facilitar el abordaje en volver a llevar al ligamento a su función principal. Las técnicas

no quirúrgicas, reparadoras y reconstructivas se pueden utilizar para tratar la lesión del ligamento colateral lateral alrededor de la rodilla; El tratamiento óptimo se selecciona en función de la gravedad de la lesión.(Grawe et al., 2018)

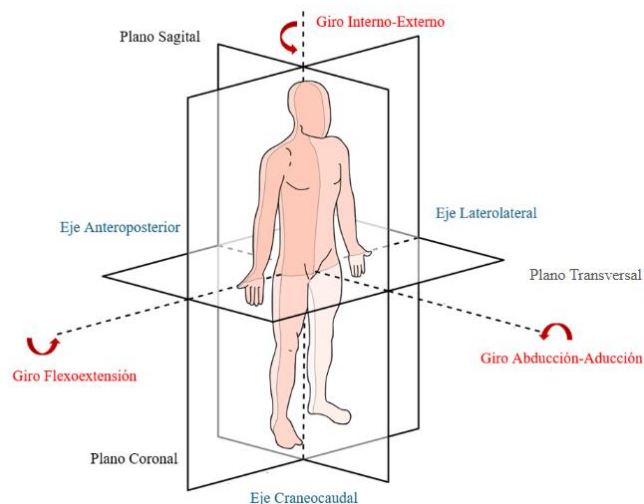
2.1 FUNDAMENTOS BIOMECÁNICOS Y ANATÓMICOS

La rama multidisciplinar de la biomecánica reúne ideas de campos de la ingeniería y de la salud. Es por esto mismo que se necesita poner en contexto previamente al lector técnicamente más ingenieril con ciertos conceptos anatómicos.

2.1.1 PLANOS ANATÓMICOS

En el campo de la anatomía el cuerpo se divide en 3 planos, sagital, frontal o coronal y transversal u horizontal. Éstos se conocen como planos anatómicos (véase Figura 1). Y cada uno de ellos cuenta con un eje perpendicular a estos mismos que pasan por el centro de gravedad del cuerpo.

Figura 1. Planos Anatómicos



Nota. Adaptado de *Planos anatómicos en un ser humano*, Adam W. M, 2005, Anatomía para estudiantes, Modificado por Miguel Samuel Padilla Sandoval. CC BY 2.0



El conjunto de los planos crea un sistema tridimensional que facilita la identificación de partes del cuerpo desde una vista en concreto en la anatomía humana.

- **Plano Coronal.** Divide el cuerpo en la mitad trasera y delantera, su eje perpendicular es el anteroposterior y su rotación define el giro abducción-aducción.
- **Plano Sagital.** Divide el cuerpo en la mitad izquierda y derecha, su eje perpendicular es el lateromedial y su rotación define el giro de flexoextensión.
- **Plano Transversal.** Divide el cuerpo en la mitad superior e inferior, su eje perpendicular es el craneocaudal y su rotación define el giro interno-externo

Más términos relacionados con la anatomía:

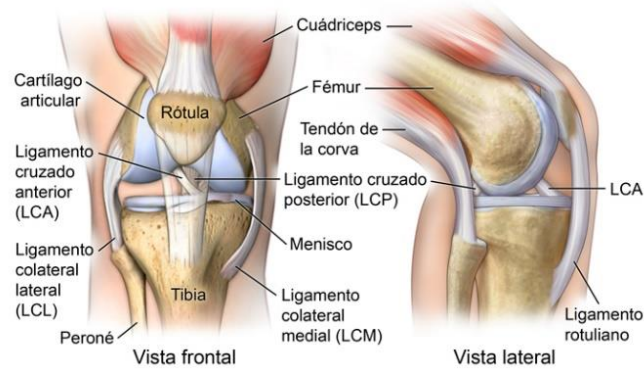
- **Medial.** Más próximo al plano sagital
- **Lateral.** Más alejado del plano sagital
- **Proximal.** Más próximo que otra parte del cuerpo respecto a su origen
- **Distal.** Más alejado que otra parte del cuerpo respecto a su origen
- **Posterior.** Lado trasero del plano frontal
- **Anterior.** Lado delantero del plano frontal

2.1.2 LA ARTICULACIÓN DE LA RODILLA

La rodilla es una trocleoartrosis, una articulación en “bisagra” formada por una superficie en forma de tróclea encajada en una superficie cóncava, formada por 2 compartimentos articulares, como son la articulación fémoro-tibial (tanto interna como externa) y la articulación fémoro-patelar. (Emilio J., 2007)

Para ubicar al ligamento colateral lateral hay que enfocarse en la zona lateral externa de la articulación fémoro-tibial, este ligamento se inserta en el fémur y en el peroné como se evidencia en la Figura 2

Figura 2. Anatomía de la rodilla



Nota. Adaptado de *Anatomía de la rodilla*, Stanford Children's Health, <https://www.stanfordchildrens.org/es/topic/default?id=ligament-injuries-to-the-knee-85-P04023>. CC BY 2.0

2.1.2.1 Partes óseas

En cuanto a partes óseas en la rodilla se ubica el fémur, la rótula y la tibia y el peroné. Éstas son las estructuras que dan el soporte más rígido a la articulación.

- **Fémur.** Eslabón que une la cadera y la rodilla (posición proximal a la rodilla).
- **Rótula.** Hueso triangular que sirve de palanca para los músculos que se insertan en ella y evita el rozamiento de éstos en el fémur.
- **Tibia.** Eslabón que une la rodilla y el tobillo (posición distal a la rodilla).
- **Peroné.** Sirve de soporte a la tibia, en especial para la estabilidad del tobillo.

El hueso es un tejido conjuntivo mineralizado muy vascularizado e innervado, que está estructurado en laminillas de matriz osteoide calcificada. La disposición de estas laminillas es la que determina que el hueso sea cortical o esponjoso y lo que determina que sea más o menos resistente, en la Figura 3 se observa una sección de un hueso.

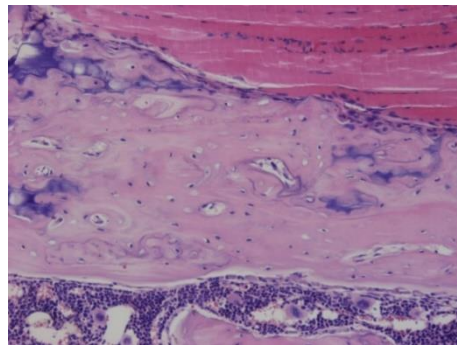
Figura 3. Partes del hueso



Nota. Adaptado de Hueso, por Miranda Fisioterapia, 2018, mirandafisioterapia (<https://www.mirandafisioterapia.com/post/estructuras-y-clasificacion-del-hueso>). CC BY 2.0

El hueso cortical o compacto es la zona más densa del hueso y forma el 80% del esqueleto formando la capa exterior de este (el espesor varía entre 1-5 mm). Se estructura en conductos recubiertos de laminillas en disposición concéntrica donde se sitúan los osteocitos, las células encargadas del mantenimiento del hueso. Pese a llamarse compacto contiene pequeñas cavidades, como se observa en la Figura 4 que permiten el paso de vasos sanguíneos y células que nutren su interior, las cavidades son llamadas osteonas. (Zanchetta M., 2012)

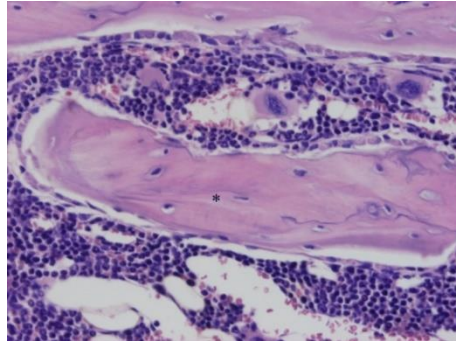
Figura 4. Hueso cortical



Nota. Adaptado de *Hueso cortical*, Jiménez Martínez, M. A., & García Palenica, P., 2015, Universidad Complutense de Madrid (<https://www.ucm.es/gradovet/hueso-cortical-y-hueso-trabecular>). CC BY 2.0

El hueso trabecular o esponjoso lo constituyen laminillas óseas en forma de red que delimitan cavidades areolares en cuyo interior se encuentra médula ósea (véase Figura 5). (Zanchetta M., 2012]

Figura 5. *Hueso Trabecular*



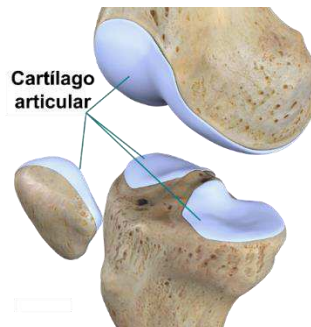
Nota. Adaptado de *Hueso trabecular*, Jiménez Martínez, M. A., & García Palenica, P., 2015, Universidad Complutense de Madrid (<https://www.ucm.es/gradovet/hueso-cortical-y-hueso-trabecular>). CC BY 2.0

Tanto el hueso cortical como el esponjoso contienen células especializadas, matriz orgánica y fase mineral (Zanchetta M., 2012]. De esto depende la dureza, flexibilidad y resistencia del hueso entre otras características.

2.1.2.2 Cartílagos

El cartílago es un tejido firme, elástico y lubricado que cubre los extremos de los huesos en las articulaciones. En la rodilla, actúa como un amortiguador, reduciendo la fricción entre los huesos y permitiendo un movimiento suave. Su composición es principalmente de agua (60-80% del total), el resto son proteínas y células que mantienen su matriz extracelular (Sophia Fox et al., 2009). Los cartílagos que se encuentran en la rodilla son los que ven en la Figura 6.

Figura 6. *Cartílagos*



Nota. Adaptado de *Cartilago articular*, Buenadicha M., (2022, agosto 31), Lesiones de Cartilago (<https://dreulogiobuenadicha.com/lesiones-de-la-rodilla/cartilagoy/>) CC BY 2.0



2.1.2.3 Meniscos

Estas estructuras actúan como amortiguadores distribuyendo el peso corporal y mejorando la estabilidad de la rodilla. Además, juegan un papel crucial en la lubricación y nutrición del cartílago articular.

2.1.2.4 Ligamentos de rodilla

Los ligamentos son bandas elásticas de tejido que conectan los huesos entre sí y proporcionan estabilidad y fuerza a la articulación. Están compuestos de fibras de colágeno principalmente, lo que los hace fuertes y resistentes a la tensión en tracción. A su vez las fibras elásticas permiten cierta elasticidad, lo que permite una sinergia para estabilizar articulaciones. Las células nutren el cartílago y el líquido sinovial los mantiene lubricados para cumplir correctamente su función de flexibilidad y amortiguación, en caso contrario estas propiedades se ven perjudicadas. (Benjamin & Ralphs, 1997)

Los ligamentos de la rodilla y otros estabilizadores secundarios (como el tendón poplíteo y el bíceps femoral) son fundamentales para mantener la estabilidad articular y permitir un rango controlado de movimiento.

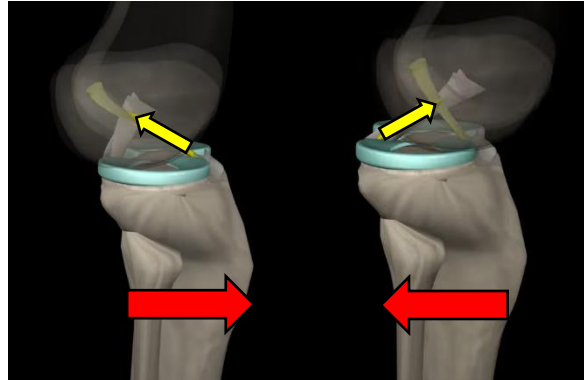
La rodilla cuenta con dos grupos principales de ligamentos:

Intraarticulares:

- **Ligamento cruzado anterior (LCA).** Se encuentra en el centro de la rodilla, controlando el movimiento y la estabilización anterior de la tibia respecto al fémur.
- **Ligamento cruzado posterior (LCP).** Ubicado en la parte posterior de la rodilla, controla el movimiento y la estabilización posterior de la tibia respecto al fémur.

En la Figura 7 se observa los esfuerzos de estabilización a los que están sometidos.

Figura 7. Ligamento cruzado anterior y posterior (LCA y LCP) ejerciendo esfuerzo de estabilización



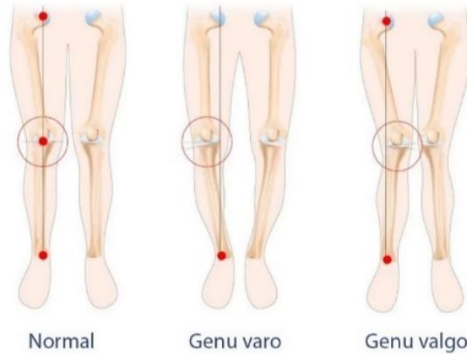
Nota. Adaptado de *Understanding the anatomy of your knee, Muscle and Motion*, (2023, February 5). YouTube. https://www.youtube.com/watch?v=mOtvA-dvD_w. CC BY 2.0

Nota. Flecha Roja: Movimiento Tibia respecto a Fémur, Flecha Amarilla: Esfuerzo Ligamento

Extraarticulares:

- **Ligamento colateral medial (LCM).** Se ubica en la parte interna de la rodilla, conectando el fémur con la tibia. Proporciona estabilidad medial frente al valgo y limita la rotación externa. En la Figura 8 se evidencia que laxitud en este ligamento lleva a la rodilla a abducción
- **Ligamento colateral lateral (LCL).** Situado en la parte externa de la rodilla, une el fémur con el peroné. Ofrece estabilidad lateral frente al varo y restringe la rotación tibial interna y externa. En la Figura 8 se evidencia que la laxitud en este ligamento lleva a la rodilla a aducción
- **Ligamento patelar.** Conecta la rótula con la tibia, siendo una extensión del tendón del cuádriceps.

Figura 8. Varo y valgo de rodilla



Nota. Adaptado de *Varo y valgo*, Clínica Poyatos, (2024, 26 de agosto), <https://clinicapoyatos.com/tratamiento-rodillas-x-malaga/> CC BY 2.0

Según qué movimientos esté realizando la rodilla unos ligamentos estarán sometidos a más esfuerzo que otros:

- **Flexión.** El LCA está tenso, mientras que los ligamentos colaterales se relajan.
- **Extensión.** Los ligamentos colaterales y el LCA se tensan.
- **Rotación.** Los ligamentos cruzados controlan la rotación medial de la tibia, permitiendo aproximadamente un máximo de 30° de rotación interna y 40° grados de rotación externa.

2.1.2.4.1 Ligamento Colateral Lateral

Tras tratar de forma general los ligamentos y sus funciones, ahora se profundizará en el ligamento de interés de este estudio.

El LCL es el ligamento más lateral de la rodilla y forma parte de la zona posterolateral de la rodilla uno de los mayores estabilizadores de esta (Cicccone et al., 2006). Ubicado en la capa más profunda de las estructuras laterales de la rodilla, funciona de soporte del brazo capsular del bíceps femoral aumentando su grosor, sale distalmente hacia el lateral de la cabeza del peroné. (Song et al., 2014).

El LCL va desde el área entre el epicóndilo lateral y la apófisis supracondílea del fémur hasta la cabeza del peroné. Algunos investigadores han demostrado que el LCL no está unido directamente al epicóndilo lateral, sino que es proximal y posterior a este (Song et al., 2014).



Se ha medido que el área media de la sección transversal de la inserción del peroné es de $0,35 \text{ cm}^2$ (Brinkman et al., 2005) y de $0,43 \text{ cm}^2$ (LaPrade et al., 2003). Ambos en (Song et al., 2014). Y su zona de inserción crea además un refuerzo entre el LCL y los músculos circundantes.

Función, características y cargas

El ligamento colateral lateral es la estructura primaria que resiste la angulación en varo de la rodilla en todos los ángulos de flexión.

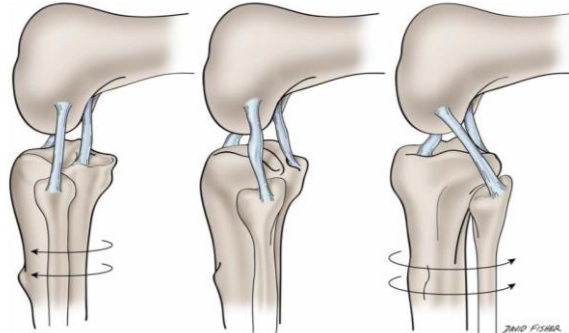
Se ha demostrado que la inestabilidad en varo, principalmente debido a un LCL deficiente causado por una lesión posterolateral de rodilla no tratada, provoca un aumento significativo de la fuerza en los injertos de reconstrucción de ligamento cruzado anterior (LCA) y ligamento cruzado posterior (LCP), esto se debe a que el esfuerzo que soporta el LCL en varo es mayormente soportado por estas 2 estructuras que no tienen esa función (Coobs et al., 2007). Todo esto se evidencia cuando existen numerosas lesiones posterolaterales que no suelen encontrarse aisladas sino en el contexto de las lesiones del LCP y LCA (LaPrade et al., 2004).

La otra función del ligamento colateral lateral es su estabilidad frente a la rotación de la rodilla, pero no en todo el rango de flexión de ésta. El LCL resiste la rotación externa a 0° de la flexión de la rodilla pero este papel estabilizador se ve muy comprometido cuando la rodilla está flexionada ya que el LCL pierde tensión en esta situación (Song et al., 2014).

A los 90° de flexión de la rodilla, se requieren casi 40° de rotación tibial externa antes de que se tense; por lo tanto, está mal orientado para resistir la rotación externa como se observa en la Figura 9 (Song et al., 2014).

Junto con las otras estructuras de la esquina posterolateral (tendón poplíteo y ligamento poplíteo peroneo), el LCL contribuye a resistir la rotación externa de la rodilla, aunque se evidenció tras un estudio en el que se desinhibía su función con un corte que el aumento de rotación externa de la rodilla no aumentaba sustancialmente (Ciccione et al., 2006; Song et al., 2014).

Figura 9. Ilustración sobre la tensión en LCL a rotación



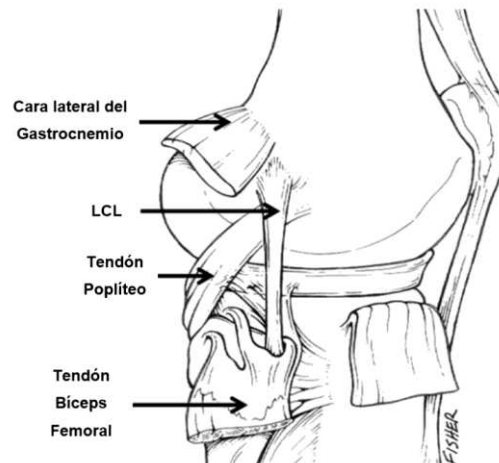
Nota. Adaptado de *LCL*, David Fisher, 2014, The fibular Collateral Ligament of the Knee: a detailed review (<https://doi.org/10.1002/ca.22301>). CC BY 2.0

Nota. El LCL (primera imagen) se relaja en flexión (imagen del medio) permitiendo la rotación de la pierna en cualquier dirección (primera y última imagen) controlando así el movimiento. CC BY 2.0

La longitud media del ligamento colateral del peroné es de $57,8 \pm 5,5$ mm. El área media de la sección transversal del ligamento colateral del peroné es de $11,9 \pm 2,9$ mm² (LaPrade et al., 2005). Con estas características el LCL es capaz de soportar de manera asilada 460 ± 163 N si está intacto (Cicccone et al., 2006).

En la Figura 10 se observa esquemáticamente la ubicación del LCL.

Figura 10. Dibujo esquemático LCL



Nota. Adaptado de *Dibujo esquemático del LCL*, David Fisher, 2014, The fibular Collateral Ligament of the Knee: a detailed review (<https://doi.org/10.1002/ca.22301>). CC BY 2.0



2.2 LESIONES DE LIGAMENTOS DE RODILLA

Las lesiones de rodilla son comunes por la exposición de la rodilla a altos niveles de carga mecánica, esto hace que los ligamentos que la componen sufran todo tipo de desgastes.

2.2.1 TIPOS DE LESIONES

En cuanto a las lesiones en las que se involucran los ligamentos, se pueden clasificar en los tipos que se describen a continuación.

2.2.1.1 Esguinces

Los esguinces son lesiones en los ligamentos. Cuando un ligamento se estira más allá de su límite o se rompe parcial o completamente, se denomina esguince.

Según su gravedad se consideran 3 tipos de esguinces (véase Figura 11 y Tabla 1):

Tabla 1. Clasificación de esguinces de ligamentos

Gravedad	Rotura de fibras	Dolor	Inflamación	Estabilidad
Grado 1	Nula	Leve	Leve	Considerable
Grado 2	40-50% total	Moderado	Moderada	Pérdida
Grado 3	Total	Intenso	Significativa	Nula

Nota. Bernstein J (ed): Musculoskeletal Medicine, Rosemont, IL; American Academy of Orthopaedic Surgeons, 2003, p.242.

Figura 11. Representación gráfica de gravedad de esguinces



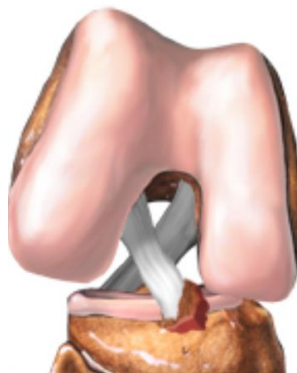
Nota. Adaptado de *Gravedad esguinces*. FisióNervión. <https://fisionervion.com/> CC BY 2.0

La gravedad de la lesión se ve con claridad si se tiene en cuenta el estado del ligamento (dañado, rasgado o roto) y el estado del líquido sinovial a su alrededor, edema, sensibilidad, inflamación.

2.2.1.2 Avulsión

Las fracturas por avulsión son un tipo poco común de fractura ósea que ocurre cuando un ligamento o tendón se desprende del hueso arrastrando consigo un fragmento óseo como se ve en la Figura 12. (Anónimo, 2023)

Figura 12. Avulsión de ligamento



Nota. Adaptado de *Lesión del ligamento cruzado anterior (LCA)*. (s. f.). <https://ssl.adam.com/content.aspx?productid=618&pid=5&gid=001074&site=eep-aadse3.adam.com&login=EBIX2269> CC BY 2.0

2.2.1.3 Luxaciones

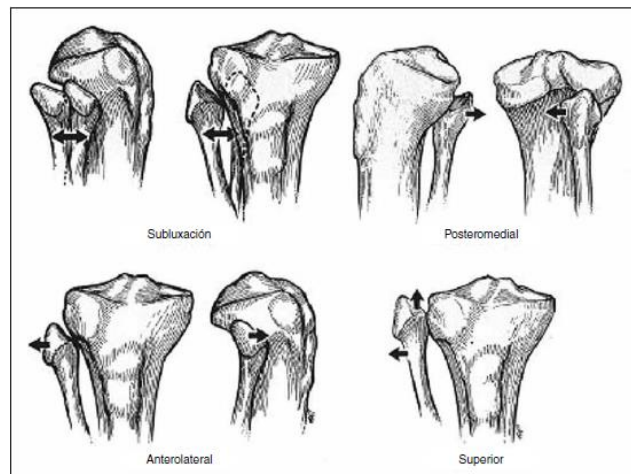
(Suárez Zarrate et al., 2018) Otras lesiones relacionadas con los ligamentos y la rodilla son las luxaciones, de la articulación tibioperonea proximal, representan el 1% de las lesiones

traumáticas de la rodilla y no se deben confundir con una lesión del ligamento colateral lateral (LCL) como tal pese a que este pueda quedar inutilizado, existen 4 tipos:

- **Subluxación.** Debida a laxitud ligamentaria y en su mayoría sin antecedente de trauma
- **Anterolateral.** Ocurre en el 85% se debe principalmente a una caída sobre la rodilla flexionada, con la inversión del tobillo y el pie en flexión plantar.
- **Posteromedial.** Asociada a lesión del nervio peroneo, resultado de traumatismo directo.
- **Superior.** Se asocia con lesiones de tobillo de alta energía, poco común.

Estas lesiones pueden desplazar el LCL dejándolo inutilizado de su función habitual (véase Figura 13)

Figura 13. Clasificación de la luxación tibioperonea proximal



Nota. Adaptado de *Clasificación de la luxación tibioperonea proximal descrita por Ogden y cols*, (2018, 19 de agosto), Luxación traumática aguda de la articulación tibioperonea proximal, <https://doi.org/10.15417/issn.1852-7434.2018.83.3.758> CC BY 2.0



2.2.2 LESIÓN DEL LCL

Las lesiones de este ligamento se producen por una combinación de cargas actuando en diferentes direcciones, pudiendo estar asociadas a movimientos de rotación axial, varo, extensión o traslacionales, como los que se producen en hiperextensiones de la rodilla, cambios bruscos de dirección o golpes directos en la parte externa de la rodilla.

LaPrade y Terry (1997) observaron que los mecanismos más comunes de lesión del complejo posterolateral en el que se encuentra este ligamento eran la torsión (30%) y la hiperextensión sin contacto y con contacto (21 y 15% respectivamente) (Song et al., 2014).

El hecho de que en la articulación de la rodilla intervengan tantas estructuras musculares, ligamentosas y tendinosas complica el diagnóstico. Las lesiones del LCL son relativamente poco frecuentes. En un estudio de casi 20000 lesiones de rodilla (Majewski et al., 2006) se evidenció que menos del 2% de las lesiones del LCL fueron aisladas y ocurrieron con esfuerzos de baja magnitud. Cuando se producen lesiones del LCL, es común la lesión simultánea de uno de los ligamentos cruzados (LCA o LCP) lo que compromete aún más la estabilidad de la rodilla (Ciccone et al., 2006).

En consecuencia, el correcto diagnóstico de una lesión de LCL precisa de un historial médico completo del paciente, siendo uno de los principales signos a tener en cuenta la existencia de una excesiva laxitud en varo. De hecho, se ha propuesto el nivel de apertura de la rodilla en varo como parámetro para cuantificar el grado de la lesión (Hughston et al., 1976), considerándolo bajo para aperturas <5 mm, moderado de 6 a 10 mm y alto para valores >10 mm con alta probabilidad de lesión multiligamentosa.

Cuando se da el caso de un esguince de LCL su intervención quirúrgica se recomienda con más frecuencia debido a que su recuperación por sí solo es menos efectiva que la del LCM, y tal y como se ha demostrado, no suele depender solo de sí mismo que ocurra la lesión de este, sus estructuras más próximas también sufren. Pese a esto, con una lesión de Grado 1 o 2 la recuperación no suele necesitar intervención, no como la de Grado 3 debido a sus pobres resultados en la recuperación por sí sola.



Es importante diagnosticar las lesiones posterolaterales de Grado 3 porque, si no se tratan, pueden provocar un deterioro significativo, como dolor, desgarros de meniscos, osteoartritis e inestabilidad (LaPrade et al., 2004).

En cuanto a las lesiones de Grado 1 y 2 la recuperación del ligamento se lleva a cabo mediante un plan controlado de ejercicios que promuevan la curación progresiva de estos. En contraposición a lo defendido antiguamente como el método R.I.C.E. siglas en inglés de lo que en español sería (Reposo, Hielo, Compresión y Elevación).

La inmovilización hace que la fisiología del ligamento cambie progresivamente de un estado anabólico a uno más catabólico, es decir lleva al ligamento a que en lugar de recuperarse se degenera. De acuerdo con las revisiones sistemáticas más recientes sobre la investigación de las lesiones de tejidos blandos en humanos, no hay estudios que favorezcan la inmovilización para el tratamiento de las lesiones de ligamentos.

Según una revisión sistemática de Kerkhoff et al., la evaluación de las lesiones de los ligamentos del tobillo en 2.184 adultos concluyó que el tratamiento funcional que implica movimiento de la articulación afectada fue una estrategia estadísticamente significativa para curar el ligamento lesionado, en comparación con una que inmoviliza la articulación (Hauser, 2013).

2.3 TRATAMIENTO QUIRÚRGICO DE LA LESIÓN DEL LCL

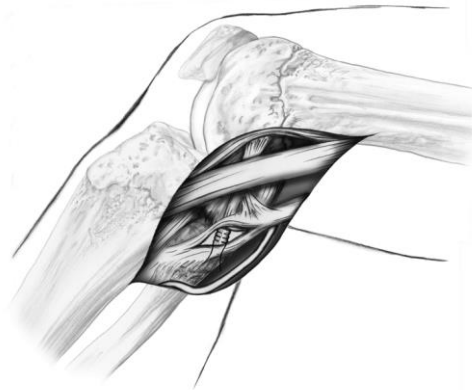
Al intervenir en este ligamento se puede proceder de distintas maneras según el tipo y grado de la lesión. Los casos en los que la lesión del ligamento sea un esguince de grado 3 o exista una avulsión del ligamento se abordará el tratamiento quirúrgico.

Existen 4 tipos de tratamientos quirúrgicos para la lesión del LCL. Estos se dividen en reparación y reconstrucciones.

2.3.1 REPARACIÓN

En caso de que exista una avulsión del ligamento (ligamento desprendido de una de sus inserciones) y una reducción anatómica (unión de dos estructuras devolviéndolas a su posición anatómica original) sea lo disponible, se realiza una reparación. Para el caso del LCL existe la avulsión desde el fémur y desde el peroné, ambas se abordan de la misma manera. El proceso se lleva a cabo con la ayuda de fijaciones no bioabsorbibles (véase Figura 14).

Figura 14. Reparación avulsión lateral del LCL



Nota. Adaptado de Reparación de una avulsión lateral del LCL con ayuda de una sutura de tracción Grawe, B. et al. (2018). Lateral Collateral Ligament Injury About the Knee: Anatomy, Evaluation, and Management. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 26(6), e120-e127. CC BY 2.0

2.3.2 RECONSTRUCCIÓN

En caso de una rotura del LCL por su zona central, casos en los que recurrir a la reducción anatómica se imposibilita o en los que exista una lesión crónica de la estructura lateral de la rodilla, la reconstrucción pasa a ser la siguiente opción.

Las reconstrucciones se clasifican en anatómicas o no anatómicas.

- **Anatómica.** Se busca restaurar la forma y función original de la estructura dañada, colocando los injertos en las posiciones de inserción nativas.

- **No anatómicas.** Se busca replicar la función original de la estructura, pero sin usar la forma original.

También existe el término de reconstrucción isométrica, en estas se busca mantener una tensión constante del injerto durante todo el rango de movimiento de la articulación.

Una de las 3 reconstrucciones que existen es la tenodesis isométrica, en esta se usa el bíceps femoral para que con la ayuda de un tornillo colocado en la zona más próxima anterior a la fijación femoral del LCL se lleve el bíceps anteromedialmente por delante del tornillo y hacer palanca con este. En la Figura 15 se observa la Tenodesis de Clancy W.G.

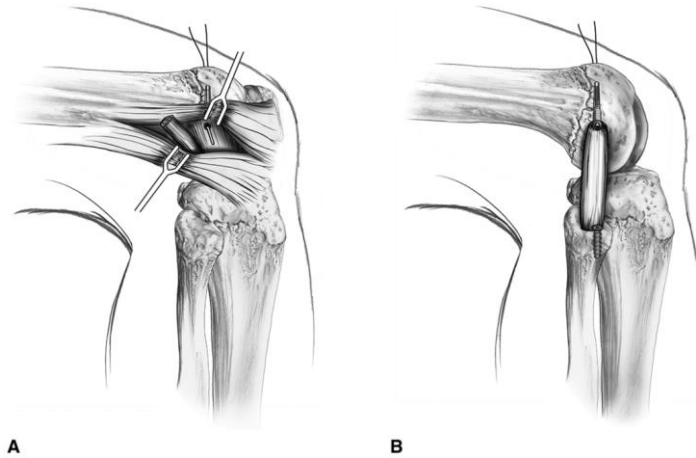
Figura 15. *Tenodesis de LCL*



Nota. Adaptado de *Tenodesis de LCL* Grawe, B. et al. (2018). Lateral Collateral Ligament Injury About the Knee: Anatomy, Evaluation, and Management. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 26(6), e120-e127. CC BY 2.0

Otra reconstrucción del LCL se realiza con un aloinjerto (injerto que no es del mismo paciente) del tendón rotuliano. Se tunela la cabeza superior del peroné y del fémur, el injerto se asegura con la ayuda de un tornillo en cada túnel y con una sutura para asegurar isometría (véase Figura 16). Son también usados en esta técnica injertos del talón de Aquiles.

Figura 16. Injerto para reconstrucción LCL



Nota. Adaptado de *Injerto para reconstrucción LCL*. Grawe, B. et al. (2018). Lateral Collateral Ligament Injury About the Knee: Anatomy, Evaluation, and Management. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 26(6), e120-e127. CC BY 2.0

Nota. A. En proceso, B. Finalizado

Coobs creía y defendió que una reconstrucción aislada del LCL con un injerto semitendinoso, restauraría la biomecánica de la rodilla con mejor precisión que una reconstrucción no anatómica.

LaPrade describió una intervención en la que un sustituto de LCL, en este caso un injerto de tejido semitendinoso, se fijaba a la cabeza del peroné con 2 túneles, uno al peroné y otro al fémur, tras usar un tornillo para fijar el injerto en cada túnel y suturar el sobrante que queda tras la salida del túnel a sí mismo (véase Figura 17).

Figura 17. Reparación lateral del LCL con tejido semitendinoso



Nota. Adaptado de *Reparación LCL LaPrade*. Grawe, B. et al. (2018). Lateral Collateral Ligament Injury About the Knee: Anatomy, Evaluation, and Management. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 26(6), e120-e127. CC BY 2.0

2.3.3 REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA

(Bushnell et al., 2010) en los resultados de las lesiones aisladas del LCL de Grado 3 en jugadores profesionales de rugby, encontraron 9 sujetos que cumplían con el criterio para el estudio y llegaron a la conclusión que el tratamiento no quirúrgico se traducían en una vuelta más rápida a los terrenos de juego sin riesgo de intervención.

De las varias técnicas de reconstrucción descritas la anatómica usando injerto semitendinoso demostró mejoras respecto a las demás. LaPrade et al., autores de la técnica, en un estudio de 20 pacientes demostraron que la técnica alcanzaba mayores índices de puntuación en marcadores internacionales como el de Cincinnati y el del *International Knee Documentation Committee (IKDC)* al igual que Moulton et al. en resultados de otros 36 pacientes bajo las puntuaciones de *Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis* en el que se incluía dolor, rigidez y funcionalidad de la reconstrucción.

La evidencia mostraba que la reconstrucción lograba restaurar las fuerzas sobre el injerto durante la actividad física de manera más temprana permitiendo agilizar la rehabilitación.



(Stannard et al., 2005) notó mayor proporción de fallo en reparaciones que en reconstrucciones, 37% contra 9% respectivamente, evidenciando también diferencias en marcadores de estabilidad que favorecía a las reconstrucciones.

(Levy et al., 2010) realizó un estudio en 28 rodillas con lesión multiligamentosa, en la que comprobaba la tasa de éxito entre reparación y reconstrucción. Los resultados terminaron siendo positivos para las reconstrucciones, las reparaciones que fallaban tras volver a intervenirlas a base de reconstrucciones no volvían a dar problemas.

2.4 ENSAYOS BIOMECÁNICOS SOBRE EL LCL

Existen escasos tipos de estudios que involucran al LCL para comprobar sus propiedades mecánicas.

En todos estos estudios se ensayan 1 o 2 especímenes cadavéricos de forma piloto para asegurar una estandarización del protocolo a seguir. Los especímenes se mantienen a -20°C hasta el día anterior a las pruebas y se descongelan a temperatura ambiente. Todos los especímenes son previamente limpiados de tejidos blandos que puedan entorpecer los ensayos. Se asegura mantener la humedad de los tejidos semitendinosos con la ayuda de una disolución salina.

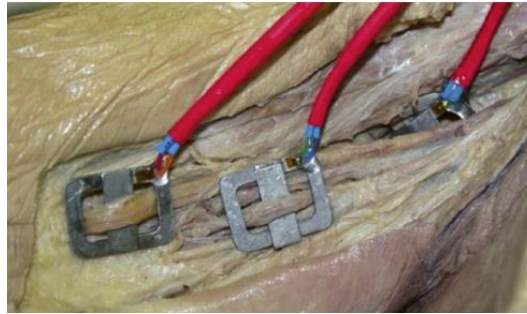
2.4.1 LAPRADE ET AL. 2004

En este ensayo el espécimen es una rodilla completa, pero se diseccionan las 3 estructuras de interés del complejo posterolateral de la rodilla (Ligamento colateral lateral, tendón poplíteo y ligamento poplíteo peroneo).

Al colocar el espécimen en la estructura de la máquina de ensayo se coloca un transductor de hebilla con el que se realizarán las mediciones de fuerza en cada uno de los ligamentos, (véase Figura 18) este utensilio consiste en un bastidor de acero inoxidable con galgas extensométricas semiconductoras montadas con un travesaño extraíble. La barra transversal del

transductor se inserta debajo del ligamento de manera que la deflexión de la barra transversal es causada por cambios en la carga del ligamento.

Figura 18. *Transductor de hebilla colocado en ligamentos*



Nota. Adaptado de *Anterior (a) and lateral (b) views of the Composite position*. 2015, Manvell J. et al., Improving the radial nerve neurodynamic test: An observation of tension of the radial, median and ulnar nerves during upper limb positioning, <http://dx.doi.org/10.1016/j.math.2015.03.007> CC BY 2.0

En este ensayo la rodilla se somete a esfuerzos de rotación interna y externa a 6 Nm, varo y valgo a 12 Nm y fuerzas posterior y anterior a 67 N a 0°, 30°, 60° y 90° de flexión

Ante las fuerzas posterior, anterior y a valgo el LCL no presenta tensión ejercida sobre él. Mientras que para varo la media alcanza aproximadamente los 10 N/J para los 3 primeros ángulos, bajando a 8.1 N/J en la flexión a 90°.

Ante la rotación externa, la carga a 0° de flexión alcanza los 17 N/J, llegando a su máximo en 30° de flexión con 20 N/J para ir decreciendo hasta los 1,7 N/J a los 90° de flexión.

Para la rotación interna, la media representa 5.1 N/J sin grandes variaciones entre los 4 ángulos.

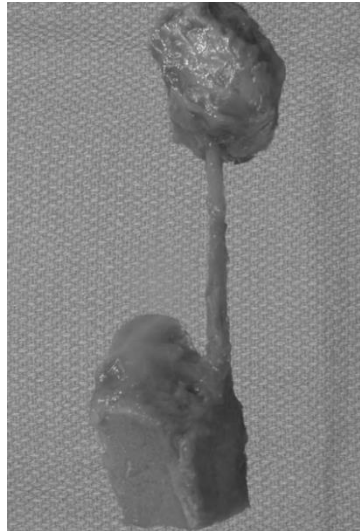
2.4.2 LAPRADE ET AL., 2005

En el caso de este estudio en el que el objetivo es medir el esfuerzo de las estructuras de la zona posterolateral, la cabeza del peroné se cortó con una sierra longitudinalmente entre los 2 puntos de inserción del LCL y del LPF (Ligamento popliteofibular), como se muestra en la Figura 19.

El protocolo de ensayo consistía en un preconditionamiento en el que se llevaba al tejido a un esfuerzo justo inferior de su límite elástico, y acto seguido se llevaba a rotura a una velocidad de 100%/s (100% de la longitud del material ensayado por segundo, Ejemplo: Si el tendón mide 55 mm el ensayo a rotura sería a una velocidad de 55 mm/s).

En el ensayo la fuerza última soportada por el LCL alcanzó los 295 ± 96 N

Figura 19. LCL preparado para ensayar estudio LaPrade et al. 2005

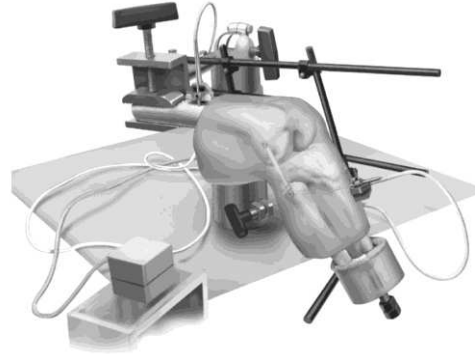


Nota. Adaptado de *An isolated fibular collateral ligament with bone blocks (left knee)*. LaPrade et al., 2005, Mechanical Properties of the Posterolateral Structures of the Knee, (<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16002488/>) CC BY 2.0

2.4.3 COOBS ET AL. 2007

En el caso de Coobs et al. en 2007 los ensayos consistían en un ensayo de la articulación de la rodilla con foco en el LCL y el cambio en su movimiento respecto a LCL intacto, cortado y reconstruido (método Figura 20) medido en grados. La rodilla se ensayaba a 0°, 30°, 60° y 90° a esfuerzos de 60 N anterior y posterior, 5 Nm de torque interno y externo y a varo y valgo a 10 Nm.

Figura 20. Aparato para la sujeción de la articulación de la rodilla para su ensayo

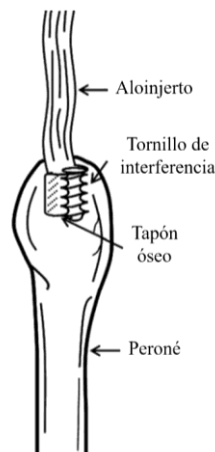


Nota. Adaptado de *The biomechanical testing apparatus for the fibular collateral ligament reconstruction with an autogenous semitendinosus graft (anterolateral view, right knee)*, Coobs et al., 2007, *Biomechanical Analysis of an Isolated Fibular (Lateral) Collateral Ligament Reconstruction Using an Autogenous Semitendinosus Graft*. (<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17495013/>) CC BY 2.0

2.4.4 CICCONE ET AL. 2006

Ciccone ensayó el LCL de 3 maneras: intacto, reconstrucción sin tapón óseo y reconstrucción con tapón óseo (utensilio que sirve para evitar deslizamientos e infecciones postquirúrgicas y una correcta osteogénesis (Ciccone et al., 2006) como en el esquema de la Figura 21.

Figura 21. Esquema de reconstrucción de LCL con aloinjerto y tapón óseo



Nota. Adaptado de *Diagram of an allograft with a bone plug secured within the fibular head with an interference screw. Allografts with and without a bone plug were tested for the study.* Ciccone et al. 2006, Structural Properties of Lateral Collateral Ligament Reconstruction at the Fibular Head, (<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16170039>). CC BY 2.0

Para la realización del estudio el tejido semitendinoso se atornilló a un bloque de poliuretano y el peroné a la mordaza de la máquina de ensayo. El tornillo usado en este ensayo fue de 9 x 23 mm y la longitud expuesta de aloinjerto 55 mm.

El ensayo consistió en un preacondicionamiento aplicando 5 ciclos a una máxima carga de 35 a 50 N a 0.5 Hz, tras esto se sometía a una carga hasta rotura a 100%/s.

En la Figura 22 se presenta el ensayo de Ciccone et al.

Figura 22. Disposición del espécimen para el ensayo



Nota. Adaptado de *The experimental test setup for a lateral collateral ligament reconstructed with an Achilles tendon graft with a bone plug. The fibula was inverted and fixed to the actuator of the materials testing machine. The free end of the graft was whipstitched and fixed to a polyurethane foam block with tandem screws and spiked washers,* Ciccone et al. 2006, Structural Properties of Lateral Collateral Ligament Reconstruction at the Fibular Head, (<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16170039>). CC BY 2.0

3. ESTUDIO RADIOLÓGICO DE LA CALIDAD ÓSEA

Uno de los objetivos del presente estudio es establecer una comparación entre los resultados de la resistencia de la fijación del LCL en los distintos especímenes y su calidad ósea.



Uno de los parámetros definitorios de esta calidad es la densidad ósea. Dado que el hueso está compuesto por una componente cortical y otra trabecular de distintas porosidades, existen diferentes formas de cuantificar su densidad tales como densidad radiológica, densidad aparente, densidad de ceniza, etc. En este trabajo se opta por medir la calidad ósea en términos de densidad radiológica.

Para ello, es necesario realizar una exploración radiológica de cada elemento óseo en la zona de interés predefinida. Hoy en día existen varias técnicas radiológicas para determinar la calidad ósea. Entre las técnicas más comunes están:

- **Radiografías (RX).** Usadas comúnmente para detectar fracturas, deformidades y cambios estructurales. Menos precisas para DMO (densidad mineral ósea)
- **Densitometría ósea (DEXA).** Mide la cantidad de minerales que componen el hueso a través de una dosis baja de radiación. Es la más común.
- **Resonancia magnética (RM).** Aunque no utiliza radiación, puede proporcionar información sobre la estructura ósea y los tejidos blandos circundantes, siendo útil para detectar cambios en la médula ósea.
- **Tomografía Axial Computarizada (TAC).** Ofrece imágenes detalladas de la estructura ósea y puede ser útil para evaluar la calidad del hueso en áreas específicas.

En el caso de este estudio se optó por la realización de TAC debido a que es la técnica más idónea para diferenciar las componentes del tejido óseo en 3D, facilitando la selección de una ROI (Región de Interés) centrada en el entorno de la reparación. A este proceso de diferenciación entre diferentes tejidos creando geometrías tridimensionales se le conoce cómo segmentación.

Mediante esta técnica, la densidad radiológica se determina a partir del nivel de gris de la imagen radiológica dado en unidades Hounsfield (HU). La cuantificación de la relación entre densidad y nivel de gris se basa en una calibración previa, específica para cada máquina de TAC, que debe incluir como mínimo la relación entre estos parámetros en el agua, al que se asigna valor $HU = 0$ y el aire, al que corresponde un valor $HU = -1000$ (a menor atenuación de la luz incidente, menor número HU y viceversa, pudiendo llegar en el hueso a un $HU = +3000$).



Esto permite diferenciar y caracterizar distintos tipos de tejidos y estructuras anatómicas en las imágenes TAC, en las que se distinguen los distintos elementos como una escala de grises en la que los valores HU más bajos, con menos densidad, se visualizan más oscuros y los más altos, correspondiendo con los elementos más densos, se visualizan más claros.

Los datos obtenidos en las TAC se procesan con la ayuda de un programa de tratamiento de imágenes médicas. El software empleado en este trabajo ha sido 3D Slicer (Software para análisis de pruebas radiológicas, Código Abierto, v.5.6.2, 2024). Este es un programa gratuito de código abierto para la visualización, el procesamiento, la segmentación, el registro y el análisis de imágenes y mallas médicas, biomédicas y de otros tipos en 3D, así como para la planificación y navegación de procedimientos guiados por imágenes. Su uso en este proyecto se describe en el punto 3.2.

3.1. EXPLORACIÓN RADIOLÓGICA PREQUIRÚRGICA

En el presente estudio se analiza la densidad radiológica de la zona de inserción del LCL en el peroné de 18 piernas cadavéricas de entre 20 y 70 años, incluidas en un estudio anterior realizado en el Departamento de Anatomía Humana de la UMA con la colaboración de BIOCLINA. Los especímenes cadavéricos utilizados procedieron de un proveedor autorizado (Bevione®) que cumple toda la normativa específica para el transporte, manipulación y posterior eliminación de piezas cadavéricas y que aportó certificado de que todas las piezas habían sido previamente testeadas serológicamente para asegurar su manejo libre de enfermedades infecciosas. El mencionado estudio contó con la aprobación del Comité de Ética de Investigación pertinente.

En dicho estudio, una vez recibidas las piernas fueron agrupadas en grupos de 4 o 5 especímenes, siendo sometidas a una exploración radiológica mediante TAC en las instalaciones de la Unidad de Radiología del Hospital Universitario Virgen de la Victoria (Málaga). Los grupos y especificaciones de cada una de las TAC se pueden consultar en el ANEXO V



3.2 SEGMENTACIÓN

Una vez adquiridas las imágenes médicas, para obtener parámetros que cuantifiquen la calidad ósea, es necesario seleccionar la zona de interés. Para el presente estudio se segmentaron las siguientes zonas de interés:

- Cabeza del peroné (60 mm máximo desde su zona más proximal), diferenciando: capa cortical, hueso trabecular y región donde posteriormente se realizará la fijación del LCL.
- Cabeza de la tibia (60 mm máximo desde su zona más proximal), diferenciando hueso trabecular y cortical.

La segmentación se llevó a cabo con 3D Slicer (versión 5.6.2.). El proceso de segmentación comenzó con la definición de la ROI. Mediante la definición de esta región se elimina de las imágenes médicas aquella información que se salga de la región definida, aligerando así el proceso y optimizando el uso de los recursos. Tras definir una región de interés en la que se incluyesen los extremos proximales, tanto del peroné como de la tibia, se procedió propiamente al proceso de segmentación.

Para segmentar el peroné y la tibia, se siguió la siguiente estrategia:

- 1) Como ya se ha comentado en el punto 2.1.2.1 el hueso cortical es denso, por lo que se visualiza en las imágenes médicas de color blanco. Por ello, en primer lugar, se seleccionó un umbral de gris cercano al blanco. De esta forma, el software reconoce parte del hueso cortical, reconstruyendo un sólido tridimensional automáticamente en el que no solo se encuentra la tibia y el peroné sino las demás estructuras del mismo umbral de gris que existen en la TAC, desde el fémur y huesos del pie hasta la camilla de la máquina de la TAC, volúmenes que hay que borrar de la zona de interés.
- 2) La geometría resultante del paso 1) cuenta con defectos originados por la falta de homogeneidad en el nivel de gris, dado que la TAC asigna un nivel de gris a cada vóxel en función de la densidad que encuentra en una unidad de volumen, que

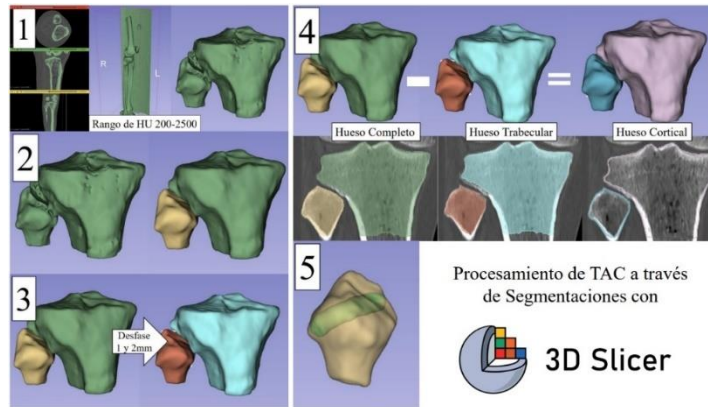


puede no estar formada por hueso cortical en su totalidad en función de la zona que se analice. Al reconstruir tridimensionalmente unos sólidos a partir de esas imágenes bidimensionales, se originan esos artefactos que deben ser depurados. Por ello, cada segmento se depuró para que la superficie exterior del hueso cortical estuviese totalmente cerrada y sin artefactos. Finalmente, la geometría resultante de este paso es un sólido con las geometrías de interés, pero sin diferenciación de las distintas capas de hueso.

- 3) Dado que la capa de hueso cortical en los extremos de la tibia y del peroné cuenta con poco espesor, definir la superficie interior de dicha capa no es sencillo, por lo que se optó por desfasar hacia el interior del sólido la capa externa de cortical 1 y 2 mm para el peroné y la tibia respectivamente. De esta forma, se tenían dos sólidos para el peroné y dos para la tibia, correspondiendo el sólido interior con el hueso trabecular.
- 4) Para obtener el hueso cortical, se realizó una resta booleana de los dos volúmenes para cada una de las estructuras.
- 5) Por último, se segmentó la zona de la cabeza del peroné en la que se realizaría el túnel para la inserción del tornillo de fijación del sistema de reparación. Cabe destacar que este segmento incluye parte del segmento cortical y parte del segmento trabecular del peroné.

En la Figura 23 se pueden visualizar los distintos pasos del procedimiento descrito para un espécimen representativo.

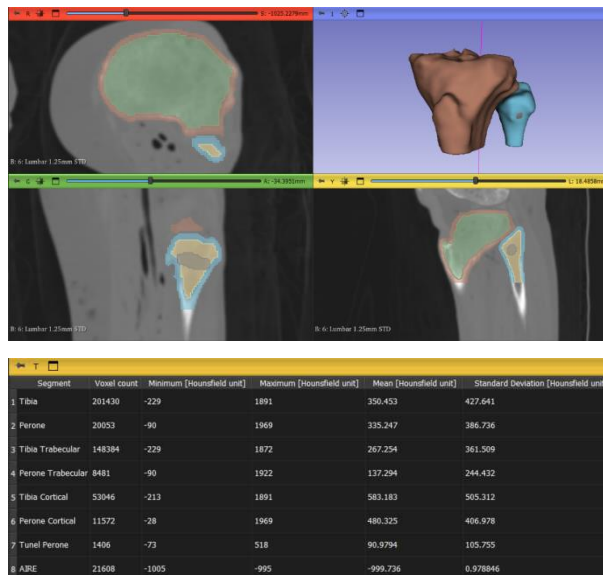
Figura 23. Proceso de segmentación



3.3 ANÁLISIS DE LA DENSIDAD ÓSEA

Dado que no se puede determinar la densidad ósea de los segmentos analizados debido a que la TAC de partida no estaba calibrada, se tomará como indicador de la calidad ósea el nivel de gris medio, el mínimo, el máximo y la desviación típica, en unidades Hounsfield, de cada uno de los segmentos. Para ello, se utilizó el módulo *Quantifications > Segments Statistics* de 3DSlicer 5.6.2, tal y como se aprecia en la Figura 24.

Figura 24. Tabla de 3D Slicer 5.6.2 con las unidades Hounsfield de cada segmentación





En la fila N.º 8 de la tabla de la Figura 24 se puede observar una segmentación del aire, segmentando una esfera en un volumen de control en el que no exista tejido humano, esto se hace para asegurar la calibración de la máquina de la TAC, en este caso la media se aproxima al valor -1000 , el correspondiente a la equivalencia de unidades Hounsfield para el aire.

En la Tabla 2 se exponen las equivalencias de distintos tejidos con las unidades Hounsfield.

Tabla 2. *Equivalencias Unidades Hounsfield*

Material	Unidad Hounsfield
Aire	-1000
Pulmón	-500
Grasa	-100 a -50
Agua	0
Músculo	+10 a +40
Materia gris	+37 a +45
Materia blanca	+20 a +30
Hígado	+40 a +60
Tejidos blandos	+100 a +300
Hueso trabecular	+700
Hueso cortical	+1000 a +3000

Nota. Adaptada de *Hounsfield Units for Human Body* de (DenOtter & Schubert, 2025), Hounsfield Unit, (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK547721/>)

Nota. Estas equivalencias son aproximaciones que pueden variar según el espécimen



4. DISEÑO DEL ESTUDIO EXPERIMENTAL DE LA RESISTENCIA DE LA FIJACIÓN LCL-PERONÉ

De acuerdo con el objetivo principal del trabajo, es necesario diseñar un ensayo experimental para determinar la resistencia de la fijación mediante tornillo interferencial de la plastia utilizada para la reconstrucción del LCL al peroné.

Tras la revisión bibliográfica del punto 2.4, el presente trabajo se inspira en el estudio de Ciccone et al. (2006) para definir las cargas a las que se va a someter la fijación.

A continuación, se describe el diseño experimental realizado, incluyendo la descripción de los equipos utilizados y el protocolo de preparación y ejecución. A este diseño experimental final se ha llegado tras un diseño inicial, modificado y comprobado mediante la realización de un ensayo piloto que permitió modificar diversos aspectos de la preparación del espécimen, del montaje en la máquina de ensayos y de la adquisición de datos durante el ensayo. Los detalles de este ensayo piloto pueden consultarse en el ANEXO III.

4.1 DESCRIPCIÓN DEL ENSAYO PROPUESTO

La reconstrucción del LCL en estudio se modela utilizando una plastia elaborada a partir de tejido semitendinoso de origen porcino; más concretamente el tendón del músculo *digitorum longus*. La plastia se inserta en un túnel óseo, labrado previamente en la cabeza del peroné, donde se fija con un tornillo interferencial. Los detalles de los especímenes y de la técnica empleada para su preparación se describen en el apartado 4.2.

A la hora de someter cargas sobre la fijación a través del ligamento colateral lateral, se ha decidido seguir la línea de estudios similares en el campo (Ciccone et al., 2006), estableciendo un preacondicionamiento de la fijación y un posterior ensayo de rotura. Esto no solo permite definir el ensayo que se quiere diseñar, sino también ayuda a poder comparar *a posteriori* los resultados obtenidos con la bibliografía.



Los ensayos se llevan a cabo con una máquina electromecánica disponible en el laboratorio de BIOCLINA (ver ANEXO I) con la que se aplica al tendón una carga uniaxial controlada en fuerza. El protocolo de carga consistirá, en primer lugar, en un preacondicionamiento cíclico a baja frecuencia para disipar los efectos viscoelásticos, y, posteriormente, en un ensayo a rotura controlado en desplazamiento.

Para determinar la resistencia que ofrece la fijación transósea frente a las cargas a las que se le somete, se utilizan 2 indicadores: deslizamiento de la plastia a través del túnel y fallo por rotura del conjunto plastia-tornillo-hueso.

4.1.1 EQUIPOS DEL ENSAYO

Los parámetros necesarios para cuantificar estos indicadores se obtienen a partir de las mediciones tomadas durante el ensayo utilizando 4 equipos de, cuyas características técnicas pueden consultarse en el ANEXO I:

- Una máquina de ensayo a tracción, (MINITEST-10-250 Ibertest, Madrid, España) que permite el control y conocimiento de parámetros de interés como desplazamientos, velocidad y tiempo del ensayo y fuerzas.
- Un transductor de desplazamiento lineal variable (LVDT-LVP-100-ZA-2.5-SR7, (Microepsilon, Otemburg, Alemania) situado entre el cabezal de la máquina y la salida lateral del túnel óseo del peroné.
- Una videocámara (Pixel 8, Google, California, Estados Unidos) para monitorizar el desplazamiento del tendón bajo carga a la entrada medial del túnel óseo, indicativo del deslizamiento del tendón entre el tornillo de fijación y el hueso.
- Una cámara de vídeo de alta resolución (VCXU-124C, Baumer, Frauenfeld, Suiza) para monitorizar la evolución de la deformación de la plastia y detectar posibles deslizamientos de esta en la mordaza superior de la máquina. Sus características se encuentran en el ANEXO I. Todos sus datos no han sido procesados en este estudio, el objetivo es implementarlo en ensayos posteriores, consultar ANEXO VI.



El ensayo se considera finalizado cuando se detecta un deslizamiento del tendón en el túnel mayor a 15 mm o un descenso del 50% de la carga máxima aplicada por la máquina.

4.1.2 MECANISMOS DE FALLO

A la conclusión del ensayo, se inspecciona el espécimen para identificar la causa del fallo. Como posibles mecanismos de fallo de la fijación se distinguen los siguientes:

- **Deslizamiento.** El tejido semitendinoso se desliza por el interior del túnel entre el tornillo y la pared ósea, haciendo que quede laxo e inutilizado tras recorrer un valor de 6 mm. Este valor corresponde a una laxitud ligeramente superior a la que se considera lesión del ligamento con pérdida funcional de Grado II (Yaras et al., 2025).
- **Fractura proximal de la cabeza del peroné.** La cortical proximal del túnel se desprende por arrancamiento dejando una fractura en el hueso.
- **Corte del hueso por el tendón.** El deslizamiento del tejido semitendinoso con la tracción vertical provoca el corte del hueso en la pared superior del túnel.
- **Rotura de la plastia.** El tejido semitendinoso tras alcanzar su esfuerzo de rotura se rompe por cualquier zona.
- **Arranque del tornillo.** El tornillo sufre desplazamiento y sale del túnel de manera que la plastia pierde la fijación.

4.2 PREPARACIÓN DE LOS ESPECÍMENES

Para los trabajos experimentales de este estudio se han utilizado 6 peronés provenientes de especímenes de piernas cadavéricas humanas congeladas elegidos al azar de entre los utilizados en el estudio radiológico del punto 5.1. Los peronés fueron extraídos en el quirófano forense del Departamento de Anatomía de la Universidad de Málaga por el equipo de cirujanos ortopédicos que colabora con BIOCLINA, llevando a cabo su esqueletización. Una vez



preparados, los peronés se etiquetaron y empaquetaron en doble bolsa cerrada para su congelación y conservación en las instalaciones del Departamento de Anatomía, hasta su traslado al Laboratorio de Biomecánica Clínica de la Universidad de Málaga por la empresa proveedora autorizada.

Se han ensayado 6 especímenes sanos sin patologías previas, cuyos datos básicos se representan en la Tabla 3, de los cuales 2 eran de hombre y 4 de mujer, con una edad media de 63 años.

Tabla 3. *Resumen de los especímenes ensayados*

N.º de espécimen	Especímen (Ref.)	Edad	Sexo	Peroné
1	L220006	67	Femenino	Izquierdo
3	L220146	67	Femenino	Izquierdo
4	L220062	58	Masculino	Derecho
12	L220971	64	Femenino	Derecho
14	C221209	65	Femenino	Izquierdo
15	S220961	57	Masculino	Derecho

Una vez identificados los especímenes seleccionados, como paso previo a la simulación quirúrgica, se analizaron los correspondientes TAC preoperatorios (punto 5.1) para comprobar la viabilidad de la realización del túnel requerido para la intervención, descartando problemas geométricos y defectos óseos.

Para simular las reconstrucciones de LCL a ensayar, se seleccionó el uso de plastias de tejido semitendinoso de origen porcino. Concretamente, se utilizaron tendones de los flexores profundos de los dedos proporcionados por un matadero local, provenientes de animales de 6 meses de edad. El uso de este tejido es común en estudios de reconstrucciones de ligamento (Miyata et al., 2000; Prado et al., 2013) y, aunque sus propiedades mecánicas difieren



de las del tejido humano utilizado en las reconstrucciones, es una opción ampliamente aceptada cuando el interés de la investigación es el comportamiento de la fijación y no el de la plastia en sí.

A la recepción de los tendones, estos fueron envueltos en gasa húmeda para evitar su pérdida de humedad, y empaquetados individualmente en bolsas de plástico cerradas para su congelación hasta el día de programación de un ensayo.

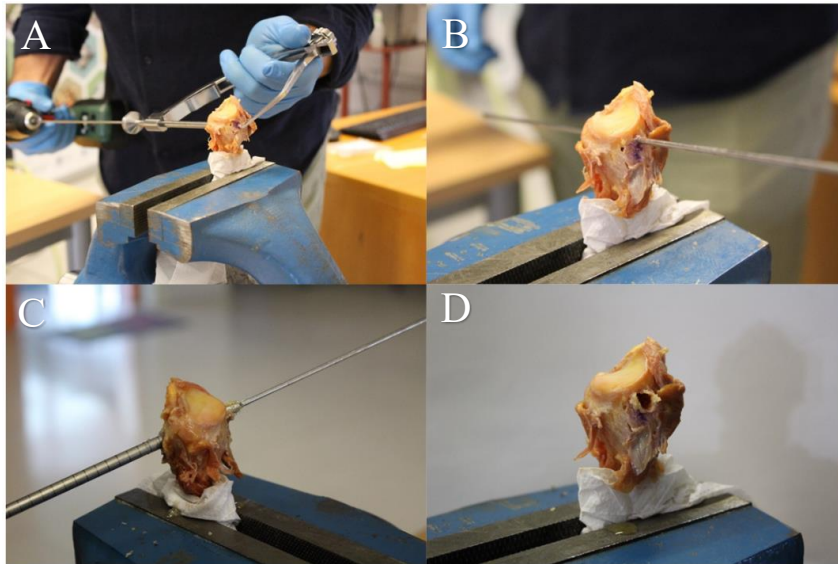
4.2.1 PROCEDIMIENTO QUIRÚRGICO

Siguiendo la técnica habitual del equipo de cirujanos ortopédicos que colabora en este proyecto, para la reconstrucción se selecciona el uso de una plastia de calibre estandarizado de 6mm, introducida en un túnel óseo del mismo diámetro. Para la fijación de la plastia se utiliza un tornillo de interferencia bioabsorbible Biosteon Wedge (Stryker® Ibérica S.L., España) del mismo diámetro que el túnel, 6 mm, y 23 mm de longitud.

El día anterior al ensayo de un espécimen, se descongelan a temperatura ambiente durante 12 horas un peroné y un tendón porcino. Una vez descongelados, un cirujano experto procede a realizar todas las preparaciones quirúrgicas necesarias.

Por un lado, se labra en la cabeza del peroné el túnel óseo por el que pasará la plastia. Este atraviesa de manera ascendente la cabeza del peroné desde su entrada en la zona anterolateral, hasta su salida en la zona posteromedial, recorriendo de 25 a 30 mm dependiendo del espécimen. Previo a la perforación del túnel, se marca con rotulador la entrada y salida con la finalidad de abarcar la mayor longitud de túnel posible, esto variará dependiendo de cada geometría anatómica peroneal. Para asegurar la correcta dirección de la apertura se utiliza una guía en C que, apoyada en los puntos de entrada y salida del túnel, permite dirigir una broca quirúrgica de 2 mm de diámetro que posteriormente guiará una broca canulada del calibre seleccionado para el túnel. En la Figura 25 se observa el proceso completo.

Figura 25. *Proceso de taladrado del túnel*



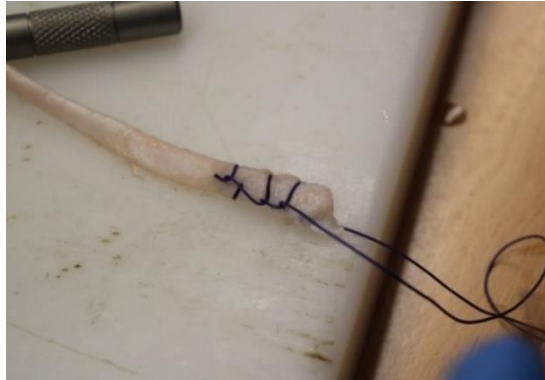
Nota. A. Ubicación de guía tibial en entrada y salida. B. Introducción de broca de 2 mm. C. Uso de broca canulada 5 mm. D. Túnel finalizado.

Concluida la perforación, se corta la parte distal del peroné a 40 mm de la salida del túnel más lateral esto permite que el espécimen se pueda colocar en la garra de manera que la flexión de la diáfisis del peroné sea la mínima posible, reduciendo posibles deformaciones de esta zona.

Por otro lado, la plastia se prepara a partir del tendón de cerdo. En primer lugar, se inspecciona el tejido para comprobar que está libre de defectos y deformidades que impidan la correcta formación de la plastia. Tras la inspección, se limpia y se reduce su sección con la ayuda de un bisturí para conseguir un calibre aproximado de 6 mm. Teniendo en cuenta las comprobaciones del ensayo piloto para el montaje experimental (ver ANEXO III), la longitud mínima seleccionada para la plastia preparada de 160 mm.

A continuación, se aplica en un extremo del tendón una sutura VICRYL 2-0 (Ethycon, Johnson & Johnson) con 3 puntadas tipo Krackow (Figura 26).

Figura 26. *Tendón suturado con técnica Krackow*



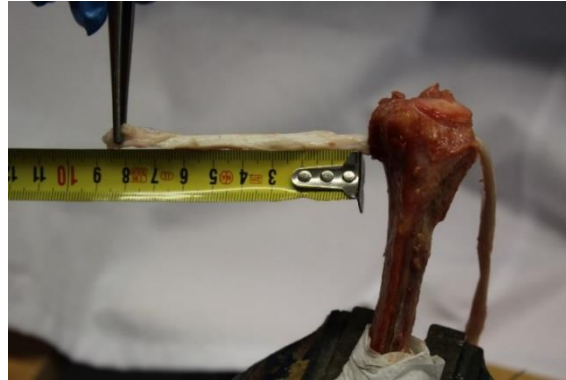
Una vez suturado, se hace pasar el tendón por el túnel desde lateral a medial, con la ayuda del hilo (véase Figura 27).

Figura 27. *Tracción del tendón con ayuda de sutura Krackow*



A continuación, se ajusta su posición para dejar 85,5 mm de tendón desde la entrada lateral hasta el extremo. Esta longitud es la apropiada para obtener un agarre firme del extremo en la mordaza superior introduciendo en ella una longitud de 30,5 mm, dejando una longitud de trabajo de la plastia de 55 mm entre la salida del túnel y la mordaza. Esta distancia se seleccionó de acuerdo con el estudio de referencia (Ciccone et al., 2006). En la Figura 28 se observa la medición del tendón.

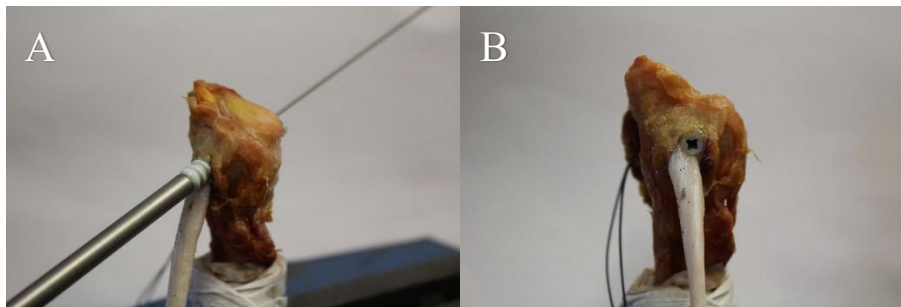
Figura 28. Medición 85,5 mm de tendón



Del resto de la plastia, aproximadamente 30 mm ocupan el interior del túnel y el sobrante sale por el orificio medial.

Para fijar la plastia al peroné, se introduce el tornillo de interferencia por la entrada del túnel mientras se sujeta el tendón de manera que se pueda introducir el tornillo por encima de este, que queda posicionado más cercano a la parte distal del túnel tal y como se observa en la Figura 29.

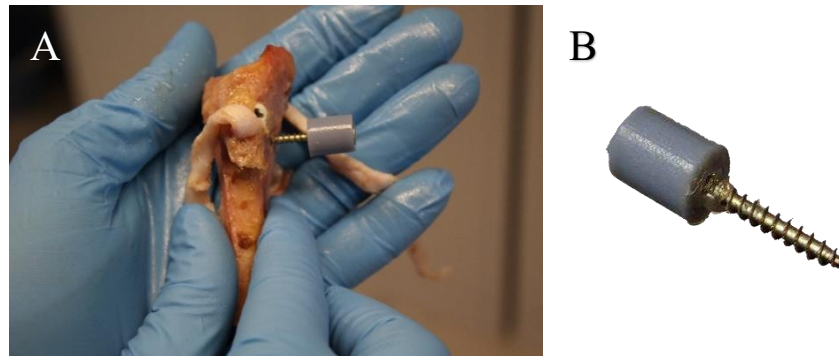
Figura 29. Colocación Tornillo



Nota. (A) Inserción de tornillo con destornillador, (B) Fijación finalizada

Por último, en previsión de la posterior conexión del LVDT, se atornilla a la entrada del túnel lateral un conjunto tornillo-casquillo como el de la Figura 30. El tornillo cuenta con un amplio paso de rosca para permitir el roscado en hueso y el casquillo se fabricó mediante impresión 3D. Para facilitar el correcto posicionamiento, se realiza un taladro piloto con una broca de 2 mm cuidando que no atraviese el túnel óseo. El taladro se sitúa a la derecha de la entrada del túnel si el peroné es derecho y a la izquierda si el peroné es izquierdo.

Figura 30. Conjunto Tornillo-Casquillo



Nota. (A) Ubicación del Tornillo-Casquillo en el peroné, (B) Conjunto Tornillo-Casquillo

4.2.2 PROTOCOLO DE MONTAJE DEL ENSAYO

A continuación, se detalla la preparación del ensayo. Para facilitar la ejecución y control del ensayo se ha elaborado una lista de comprobación de todos los pasos a dar (*checklist*), que se incluye en el (ANEXO II).

4.2.2.1 Alineación del peroné y sujeción del tendón

Para asegurar una buena sujeción del peroné, similar en todos los especímenes, se coloca el peroné en la garra inferior de la máquina de ensayo de manera que su plano de corte distal esté en contacto con la superficie inferior de la garra, y su cara posterior se apoye en la placa plana trasera de la garra. En esta posición se cierra la garra hasta fijar conseguir una fijación firme del hueso. La garra utilizada permite la orientación en 3 ejes de giro y está montada sobre una mesa ranurada que permite el ajuste de posición lineal en 2 direcciones.

Una vez conectado el espécimen a la máquina, el siguiente paso es fijar la plastia al cabezal, para lo que se interpone una mordaza escalonada que se sujeta a la garra de la máquina. La posición del espécimen se ajusta de manera que la cara plana externa del tendón quede paralela al plano de la mordaza superior y el tendón quede paralelo al eje de carga de la máquina. Con la mordaza situada a 55mm del centro del orificio de entrada del túnel óseo, se introduce el tendón y se cierra la mordaza mediante apriete secuencial de los pernos disponibles.

Finalizado el montaje, se marcan con rotulador quirúrgico de 5 a 10 puntos, comenzando por la salida medial del túnel óseo y equidistanciados 3 mm, como se puede observar en la Figura 34.

Las referencias de la salida sirven para establecer el posible fallo por deslizamiento sincronizando las imágenes adquiridas por una vídeo cámara con las señales de la máquina de ensayo.

Durante la preparación y ensayo del espécimen, el tendón utilizado en la reconstrucción se humedece frecuentemente con un spray de solución salina al 0,9%. Una vez completo el montaje, se rodea con una gasa humedecida para mantener la hidratación (Figura 31), siendo importante mantenerlo húmedo en todo momento, debido a que sus propiedades mecánicas pueden variar dependiendo del grado de humedad que este tenga, lo que contribuir a añadir variabilidad no controlada a los resultados del ensayo.

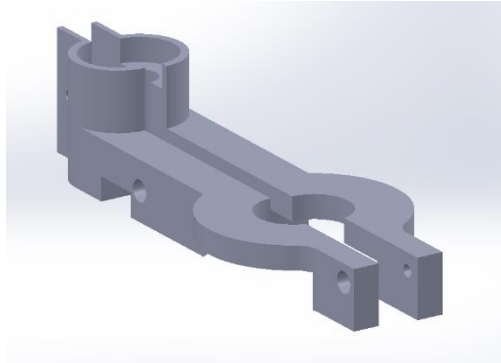
Figura 31. *Tendón envuelto con gasa humedecida*



4.2.2.2 Ajuste y sujeción del LVDT

El siguiente paso en el montaje del ensayo es la conexión del LVDT entre el cabezal y el peroné. Para ello se diseña un soporte que acopla el cuerpo del LVDT al cabezal de la máquina (ver Figura 32).

Figura 32. Soporte LVDT V.2



. El soporte se coloca sobre la mordaza superior, orientándolo de manera que el cuerpo del LVDT quede alineado con el conjunto tornillo-casquillo previamente atornillado horizontalmente como se observa en la Figura 33, y se ajustan los tornillos del soporte para asegurar su fijación al eje de carga del cabezal durante el ensayo.

Figura 33. Soporte LVDT posicionado en mordaza



Para la conexión final del vástago del LVDT a la cabeza del peroné, se conecta una varilla plástica al conjunto tornillo-casquillo previamente atornillado a la salida del túnel óseo. Como se observa en la Figura 33, el acople del extremo opuesto de la varilla al final del vástago se realiza introduciéndola mediante la pieza de acoplamiento provista. Antes de realizar el acople hay que comprobar el paralelismo entre el vástago y el eje de la máquina.

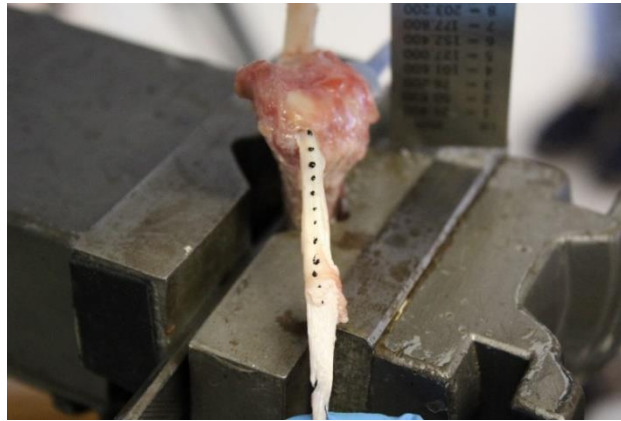
Antes del anclaje de la varilla al conjunto tornillo-casquillo se asegurará que la varilla no interfiera con la regla de calibración.

El LVDT se conecta a una fuente de alimentación a 24 V para proporcionarle energía y poder recoger los datos arrojados en el ordenador.

4.2.2.3 Colocación y preparación de la cámara

Seguidamente, se posiciona la cámara que se utiliza para llevar a cabo el seguimiento del extremo de tendón suspendido a la salida medial del túnel (la velocidad de grabación se realiza a 60 FPS), se coloca en un soporte acoplado a la estructura de la máquina y se enfoca para visualizar las marcas como se muestra en la Figura 34.

Figura 34. Plano del deslizamiento del tendón



La sincronización de las imágenes con las señales de los sensores de la máquina se realiza mediante una señal acústica que marca el inicio del ensayo.

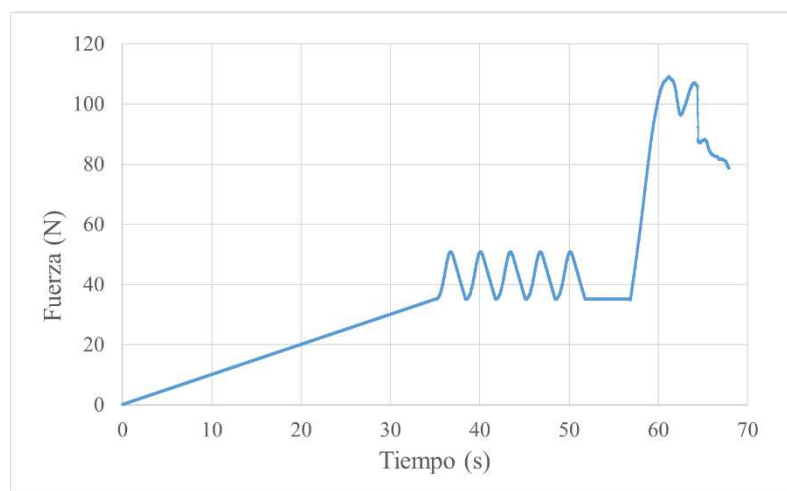
4.2.3 PROTOCOLO DE CARGA

Para determinar la resistencia de la fijación del LCL al peroné, se somete al espécimen a un ensayo de rotura. El protocolo de carga aplicado es el descrito en el estudio de (Ciccione et al., 2006) y consiste en realizar un ensayo de rotura tras haber sometido al conjunto ligamento-tornillo-hueso a un preacondicionamiento cíclico.

El precondicionamiento consiste en la aplicación de 5 ciclos de carga de tracción variable entre 35 N y 50 N a 0.5 Hz, con el fin de asentar los elementos del conjunto a ensayar eliminando holguras y estabilizar el comportamiento del material minimizando efectos viscoelásticos, procurando condiciones iniciales uniformes.

Concluido el precondicionamiento, se mantiene la fuerza a 35 N durante 5 segundos y se lleva a cabo la fase de ensayo propiamente dicho, que consiste en la aplicación de tracción progresiva a una tasa de deformación de 1 mm/s) hasta la rotura. La Figura 35 muestra un esquema del protocolo de carga aplicado, en el que se observa la subida inicial hasta la fuerza mínima del precondicionamiento cíclico.

Figura 35. Esquema del protocolo de carga aplicado.



El protocolo completo se programa con el software WinTest32, disponible en la máquina de ensayos, que permite además la recogida de datos de los distintos sensores dispuestos al efecto.

4.3 PARÁMETROS DE INTERÉS

Para la consecución de los objetivos marcados en este trabajo, se definen un número de parámetros de interés. Estos parámetros describen a continuación clasificados en dos categorías: parámetros medidos, o aquellos que se han obtenido directamente del ensayo mediante

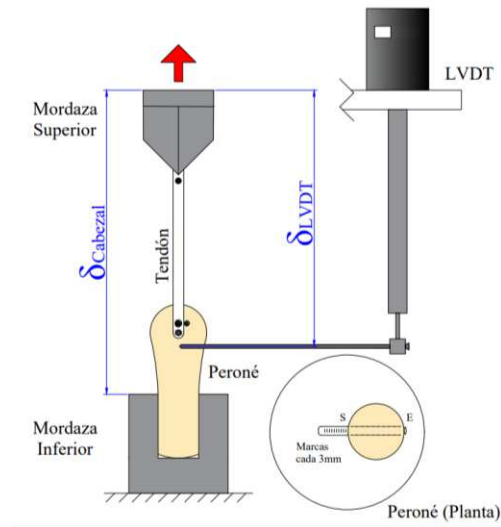
los sensores instalados en el set experimental y parámetros calculados a partir de los parámetros medidos.

4.3.1 PARÁMETROS MEDIDOS

Durante el ensayo se recogieron a una frecuencia de 100 Hz (datos por segundo) las señales de los sensores de medida que permiten determinar los siguientes parámetros (Figura 36):

- Fuerza aplicada por el cabezal, F .
- Desplazamiento del cabezal de la máquina ($\delta_{Cabezal}$).
- Desplazamiento fijación-tendón (δ_{LVDT}).
- Posiciones de las marcas sobre el tendón en el extremo suspendido.

Figura 36. Esquema de parámetros de medición



4.3.2 PARÁMETROS CALCULADOS

A partir de los parámetros medidos en cada instante, se representan las curvas de evolución de la fuerza con $\delta_{Cabezal}$ y con δ_{LVDT} . Estas curvas se utilizan para calcular los siguientes parámetros:



- Fuerza de fluencia del espécimen (F_y)
- Fuerza de rotura del espécimen (F_u): Máxima fuerza alcanzada durante el ensayo de rotura
- Desplazamiento del cabezal a F_y (δ_y)
- Desplazamiento del cabezal en el instante de F_u (δ_u)
- Rigidez del conjunto (K)

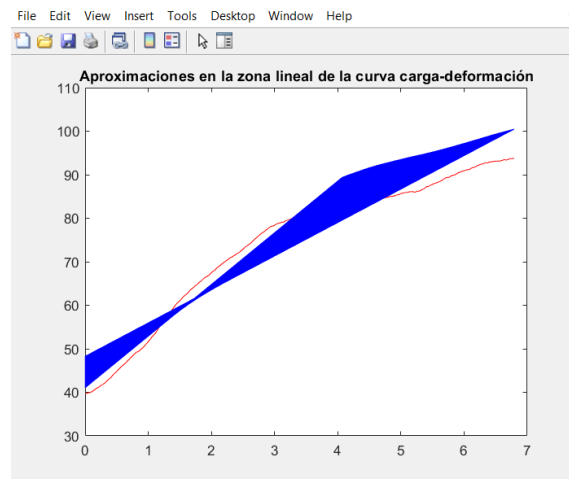
Además, las imágenes registradas por la cámara permiten determinar:

- El instante de inicio del deslizamiento del tendón en el túnel (t_{0mm})
- Los instantes de deslizamiento igual a 3mm y 6mm (t_{3mm} y t_{6mm})
- La fuerza necesaria para iniciar el deslizamiento (F_{0mm})
- La fuerza aplicada para un deslizamiento de 3mm y 6mm (F_{3mm} y F_{6mm})

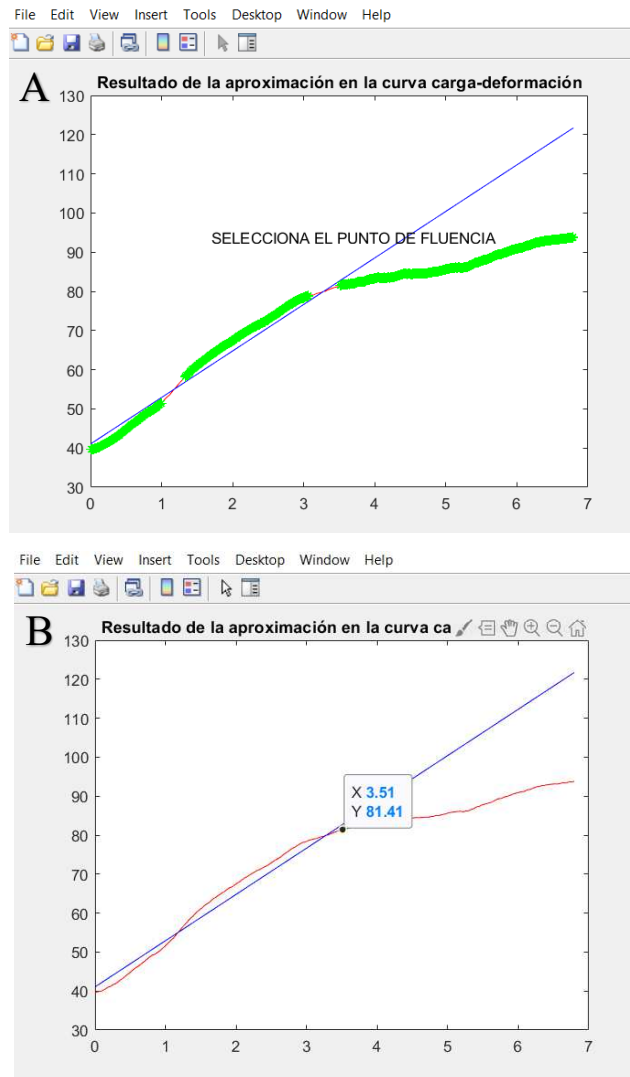
4.4 PROCESADO DE DATOS

La rigidez (K) de las curvas de evolución Fuerza-desplazamiento se determina como la máxima pendiente de rectas ajustadas a un 30% de puntos en el tramo de curva comprendido entre el inicio del ensayo y la fuerza máxima alcanzada en el punto de inflexión donde concluye el tramo lineal donde se calculará la rigidez. En la Figura 37 se observan las aproximaciones lineales que se han llevado a cabo por el programa para llegar a la solución final.

Figura 37. Aproximación lineal para determinar la rigidez



Para determinar el límite de fluencia, se calcula como el punto en el que la deformación se aleja de la zona determinada por la aproximación lineal más del 0.02% de la longitud del tendón expuesta, 55 mm. En la Figura 38 se observa en la imagen 1 cómo el programa traza una curva en verde que determina los puntos que se alejan de la recta comentada, y tras elegir el punto más cercano a la recta y con el valor más alto en el eje que representa la fuerza, el programa arroja el valor del límite de fluencia (“Y”, en la imagen 2).

Figura 38. Determinación límite de fluencia

Nota. (A) Se selecciona el punto F_y descrito anteriormente, (B) el programa arroja el resultado de $X-\delta_y$ junto al $Y-F_y$

5. RESULTADOS

En este apartado se muestran y explican los resultados obtenidos durante el desarrollo del proyecto aplicando los cálculos expuestos en el punto 4.3.2 “Parámetros calculados”.



5.1 RESULTADOS DEL ANÁLISIS DE LA CALIDAD ÓSEA

Como se ha indicado en el punto 3, para este análisis se tuvieron en cuenta 18 especímenes, de los cuales se ensayaron posteriormente 5. De los 18 especímenes, 10 eran de hombre y 8 de mujer, con una edad media de 55 años y una desviación típica de 13,5 años.

Los datos básicos se recogen en la Tabla 4.

Tabla 4. *Resumen de los especímenes estudiados*

N.º	Especímen	Edad	Sexo	Peroné
1	L220006	67	Femenino	Izquierdo
2	L220006	67	Femenino	Derecho
3	L220146	67	Femenino	Izquierdo
4	L220062	58	Masculino	Derecho
5	S220276	37	Masculino	Izquierdo
6	C220518	41	Masculino	Izquierdo
7	S220918	67	Masculino	Izquierdo
8	C220518	41	Masculino	Derecho
9	S220951	69	Masculino	Derecho
10	2002807F	56	Masculino	Derecho
11	L220971	64	Femenino	Izquierdo
12	L220971	64	Femenino	Derecho
13	C221205	33	Masculino	Derecho
14	C221209	65	Femenino	Izquierdo
15	S220961	57	Masculino	Derecho
16	F220842	47	Femenino	Izquierdo
17	S221981	28	Femenino	Izquierdo
18	P220517	60	Masculino	Izquierdo

Los resultados de densidad radiológica ósea de todos los especímenes obtenidos tras el procesamiento de las TAC con el programa 3D Slicer 5.6.2 (ver puntos 3.2 y 3.3), se incluyen en el ANEXO III. En la Tabla 5 se muestran los datos de Unidades Hounsfield de todos los especímenes, media y desviación.

Tabla 5. Unidades Hounsfield de todos los especímenes, Media y Desviación.

Nº	ESPÉCIMEN	MEDIA (HU)						
		Peroné				Tibia		
		Total	Trabecular	Cortical	Túnel	Total	Trabecular	Cortical
1	L220006	252.975	100.709	386.08	105.663	242.99	178.472	431.434
2	L220006	220.617	87.337	339.117	90.979	269.357	207.333	451.654
3	L220146	270.777	182.569	355.513	173.865	286.918	243.724	424.578
4	L220062	207.883	33.213	363.398	16.295	212.462	158.825	372.627
5	S220276	243.915	80.268	485.29	92.773	247.112	173.679	525.523
6	C220518	398.63	263.591	555.239	265.631	341.329	270.682	573.025
7	S220918	322.032	230.045	477.858	249.011	329.865	260.896	543.119
8	C220518	421.003	272.99	578.472	198.208	422.075	280.348	587.34
9	S220951	344.959	126.238	651.45	126.426	309.365	209.186	747.19
10	2002807F	327.775	193.816	509.311	186.916	329.748	261.592	581.807
11	L220971	369.015	94.826	740.717	108.132	310.937	173.775	752.238
12	L220971	373.32	150.511	701.965	146.222	302.668	203.196	705.033
13	C221205	319.543	130.622	610.327	86.03	247.188	179.72	569.582
14	C221209	172.5	29.9	368.06	41.838	157.869	81.309	465.744
15	S220961	345.564	133.407	573.714	172.828	249.972	145.963	593.408
16	F220842	502.361	238.501	732.722	260.224	408.23	313.276	701.627
17	S221981	373.065	180.965	603.604	163.445	367.486	260.926	731.825
18	P220517	435.909	171.875	698.694	180.303	326.158	236.84	596.663

Nº	ESPÉCIMEN	DESVIACIÓN (HU)						
		Peroné				Tibia		
		Total	Trabecular	Cortical	Túnel	Total	Trabecular	Cortical
1	L220006	295.118	291.524	217.048	121.387	395.243	329.268	96.921
2	L220006	287.511	248.064	211.317	134.667	387.085	265.126	105.755
3	L220146	263.747	268.608	197.621	187.464	376.697	305.046	123.853
4	L220062	309.086	338.665	232.088	137.233	430.954	385.612	118.688
5	S220276	354.507	399	269.798	241.777	477.73	465.821	108.565
6	C220518	320.641	346.377	243.659	179.682	418.606	419.534	130.229
7	S220918	241.751	228.303	147.395	139.063	334.354	262.767	176.615
8	C220518	433.598	387.887	246.932	231.424	437.936	453.268	83.341
9	S220951	387.868	423.335	263.407	196.585	518.618	463.89	200.312
10	2002807F	290.615	299.872	194.942	122.942	418.97	366.104	82.807
11	L220971	445.786	487.727	279.922	221.162	575.083	503.959	220.238
12	L220971	417.58	479.883	314.982	277.765	525.808	524.348	206.326
13	C221205	334.877	457.398	232.919	252.36	512.926	541.972	109.41
14	C221209	279.734	275.327	179.919	147.513	379.998	289.473	130.225
15	S220961	334.187	425.71	170.881	124.144	479.962	509.017	143.608
16	F220842	381.088	487.224	270.149	239.72	504.511	529.745	206.6
17	S221981	435.959	456.547	310.617	234.41	581.762	543.333	122.827
18	P220517	358.32	470.456	258.74	185.817	466.003	518.471	195.234

5.2 RESULTADOS DEL ENSAYO EXPERIMENTAL

5.2.1 RESULTADOS POR ESPÉCIMEN

A continuación, se resumen los resultados para cada uno de los seis especímenes ensayados.

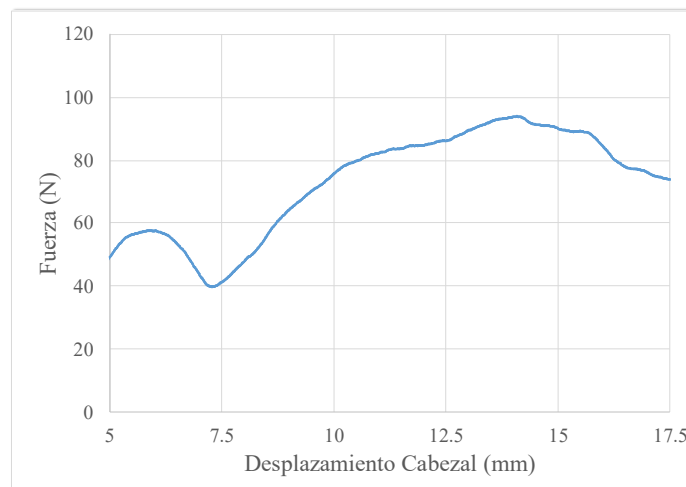
5.2.1.1 Ensayo 1 S220961

En este primer espécimen, por problemas técnicos no pudo recogerse la señal del LVDT. Se presenta el gráfico de evolución de la fuerza con el desplazamiento del cabezal (Figura 39) y los parámetros calculados (Tabla 6).

En la curva Fuerza-Desplazamiento, se evidencia un primer tramo lineal que representa un 11,88 N/mm de rigidez, que termina en un pico de fuerza de valor inferior a 60 N al que sigue un descenso brusco, alcanzando un mínimo local a $F = 40$ N, a partir del cual vuelve a aumentar de la carga.

Del seguimiento de las marcas en el extremo libre del tendón se pudo determinar que el deslizamiento del tendón por el túnel en el mínimo local de fuerza descrito ($F = 40$ N) había sido ya de 9 mm, es decir, antes de ese instante ya se produjo el fallo clínico, por lo que el nivel máximo de fuerza alcanzado, $F_u = 95$ N no es relevante.

Figura 39. Gráfico Fuerza-Desplazamiento Peroné S220961 en Rotura



**Tabla 6.** Resultados Peroné S220961

N.º	F _u	F _y	F ₀ mm	F ₃ mm	F ₆ mm	K
	93,81	81,41	-	-	-	11,88
S220961	δ _u	δ _y				
	9,47	3,51				

Nota. Fuerza (F) en N, desplazamiento (δ) en mm y rigidez (K) en N/mm

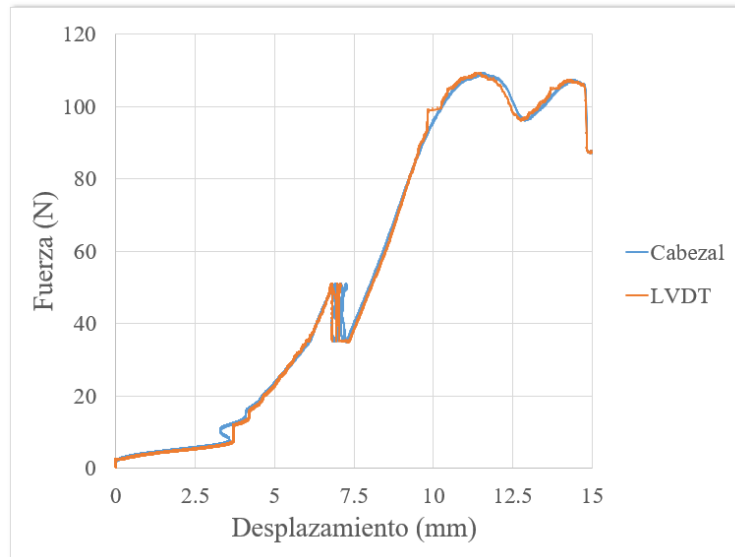
5.2.1.2 Ensayo 2 L220146

El ensayo de este espécimen fue el primero en el que se pudo recoger la señal del LVDT. Esto permitió comparar las gráficas de evolución Fuerza- $\delta_{Cabezal}$ y Fuerza- δ_{LVDT} para evaluar posibles diferencias entre los desplazamientos.

La Figura 40 muestra la gran similitud observada en estas gráficas, poniendo de manifiesto la ausencia de deslizamientos apreciables de hueso y plastia en las garras, así como el inapreciable el efecto de la flexión. Solo se observa una pequeña diferencia achacable a ruido en la señal del LVDT.

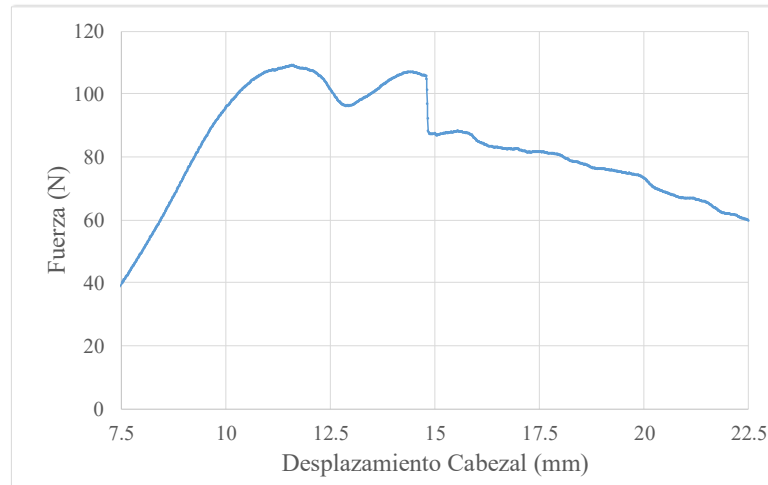
En consecuencia, para simplificar el postprocesado de los datos, se opta por utilizar en el resto de especímenes los datos de desplazamiento del cabezal para el cálculo de los parámetros que caracterizan la fijación. No obstante, se mantiene el LVDT para controlar la firmeza de las fijaciones mediante la observación de la curva de evolución correspondiente.

Figura 40. Gráficos Fuerza-Desplazamiento Cabezal y LVDT Peroné L220146 en Cíclico y Rotura



La curva $F-\delta_{Cabezal}$ del ensayo de rotura del espécimen L220146 se representa en la Figura 41. Al inicio del ensayo según la curva que se puede observar existe un primer tramo lineal que supone una rigidez del espécimen de 23,14 N/mm. Al alcanzar un máximo local tras este tramo que supone un $F_u=109,1$ comienza el deslizamiento del tendón por el interior del túnel. Acontecimiento que hace que baje la fuerza hasta un mínimo local de 97,62 N para llegar a los 3 mm de deslizamiento del tendón, esta bajada probablemente se deba a que el mayor esfuerzo se lleva a cabo al inicio del deslizamiento del tendón y tras esto no se necesita tanta fuerza para mover la plastia. Pese a esto la fuerza presenta un tramo creciente que supera los 105 N, las posibles causas son múltiples, desde un ensanchamiento de la plastia que dificulte su paso por el túnel hasta un freno del tendón en el hueso trabecular. A partir de este instante, la plastia sufre un deslizamiento continuo en el túnel sin aumento de la fuerza, que de hecho descende, siendo su magnitud 82,72 N a los 6 mm de deslizamiento

La Figura 41 representa el ensayo de rotura y en la Tabla 7 se listan los resultados.

Figura 41. Gráfico Fuerza-Desplazamiento Peroné L220146 en Rotura

Tabla 7. Resultados Peroné L220146

N.º	F _u	F _y	F _{0 mm}	F _{3 mm}	F _{6 mm}	K
	109,1	98,17	109,1	97,62	82,72	23,14
L220146	δ _u	δ _y				
	4,38	2,898				

Nota. Fuerza (F) en N, desplazamiento (δ) en mm y rigidez (K) en N/mm

5.2.1.3 Ensayo 3 L220971

La curva F- δ_{Cabezal} del ensayo del espécimen L220971 se representa en la Figura 42. En esta curva puede observarse un primer tramo lineal con rigidez de 16,49 N/mm. Tras una discontinuidad debida a un reajuste de posición de la plastia bajo carga, se alcanza un máximo local a F=102,32 N coincidiendo con el inicio del deslizamiento del tendón en el túnel. A partir de ese punto, se observa una fase de desplazamiento creciente sin aumento importante

de la fuerza, aunque con ciertas oscilaciones probablemente debidas a las variaciones de sección de la plastia a su paso entre el tornillo y el hueso o al enganche del hilo en la rosca del tornillo. En esta fase, se alcanza un deslizamiento de 3mm a una fuerza de 90,09 N y un deslizamiento de 6 mm a 104,86 N. La resistencia última $F_u = 105,12$ N, se produjo muy cercana al instante en el que el deslizamiento alcanzó los 6 mm considerados fallo clínico. Tabla 8 para consultar los datos del ensayo.

Los valores obtenidos para los parámetros calculados más relevantes se recogen en la Tabla 8

Figura 42. Gráfico Fuerza-Desplazamiento Peroné L220971 en Rotura (Intento 4)

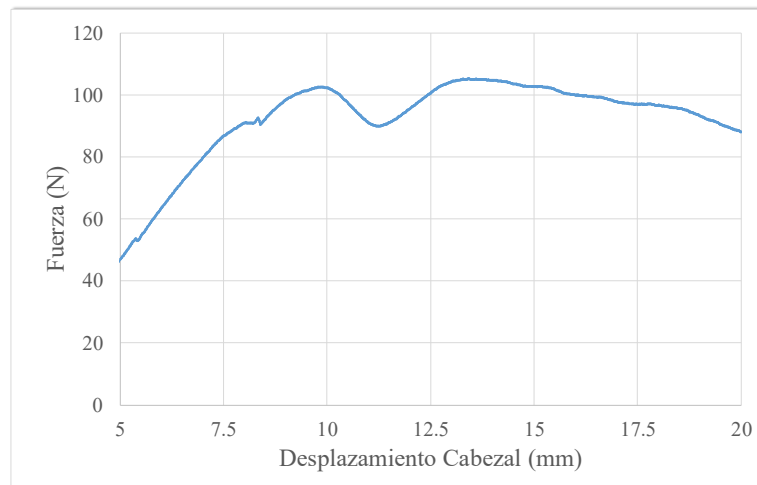


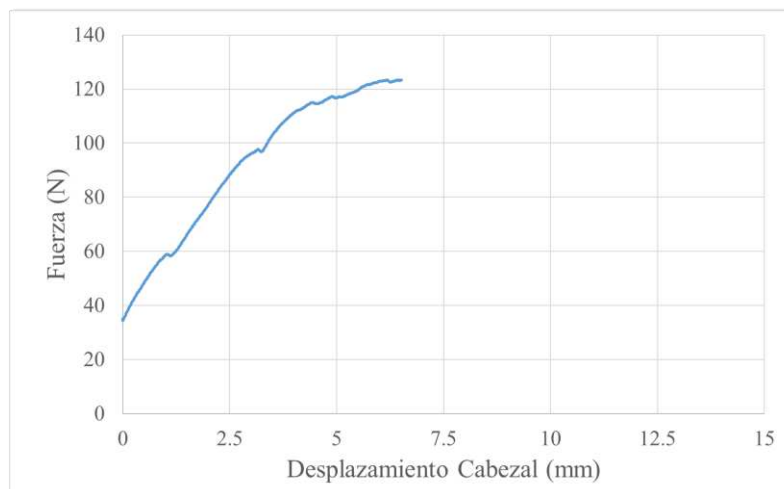
Tabla 8. Resultados Peroné L220971 (Intento 4)

N.º	F_u	F_y	$F_{0\text{ mm}}$	$F_{3\text{ mm}}$	$F_{6\text{ mm}}$	K
	105,12	87,58	102,32	90,09	104,86	16,49
L220971	δ_u	δ_y				
	9,03	3,196				

Nota. Fuerza (F) en N, desplazamiento (δ) en mm y rigidez (K) en N/mm

Cabe comentar que, antes del ensayo definitivo, un fallo en el control de la máquina de tracción obligó a reiniciar la fase de tracción progresiva del protocolo de carga. En la Figura 43 se muestran los datos recogidos hasta ese instante, en los que puede observarse un comportamiento similar al del ensayo definitivo, con un primer tramo lineal de rigidez algo superior $K = 18,986 \text{ N/mm}$, seguido de un cambio de rigidez brusco, pero aún sin deslizamiento del tendón, con un valor máximo de fuerza alcanzado de $123,329 \text{ N}$. La disminución de rigidez y resistencia al deslizamiento observado entre los datos definitivos y los del intento incompleto pudo deberse a una debilitación de la fijación de la plastia en el túnel óseo.

Figura 43. Gráfico Fuerza-Desplazamiento Peroné L220971 en Rotura (Intento 1)



5.2.1.4 Ensayo 4 L220062

En el ensayo del espécimen L220062, se observa que tanto la rigidez ($K = 8,07 \text{ N/mm}$) cómo el esfuerzo último ($F_u = 69,29 \text{ N}$) han disminuido con respecto a los anteriores especímenes.

Lo que se sigue apreciando como en otros ensayos es cómo aproximadamente tras perder la pendiente constante inicial, el tendón comienza a deslizarse por el túnel ($62,18 \text{ N}$; $3,2 \text{ mm}$). En este momento se observa en las imágenes de alta resolución un intento del tendón de abrir el orificio de salida que cesa a medida que va saliendo del túnel ($68,39 \text{ N}$) lo que explica una

baja rigidez y una pendiente más horizontal tras el tramo lineal inicial, seguidamente experimenta una bajada de fuerza para llegar a un mínimo local y sube hasta un máximo local ($F = 56,18$) para terminar llegando a los 6 mm de deslizamiento del tendón.

Resultados visibles en Figura 44 y Tabla 9.

Figura 44. Gráfico Fuerza-Desplazamiento Peroné L220062 en Rotura

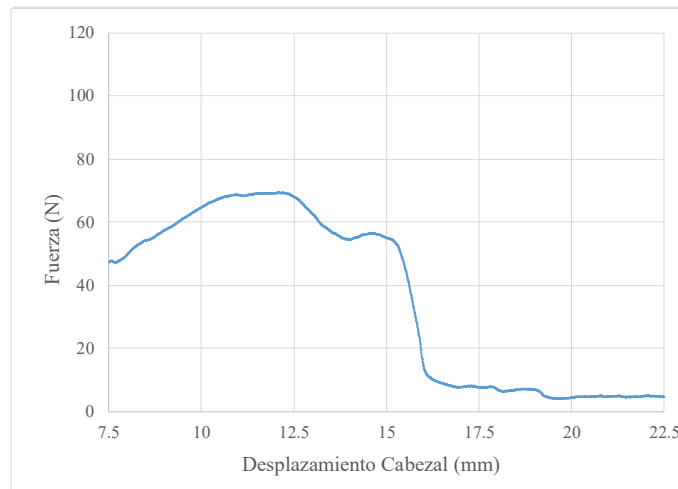


Tabla 9. Resultados Peroné L220062

N.º	F_u	F_y	F_0 mm	F_3 mm	F_6 mm	K
	69,29	58,31	62,18	68,39	56,18	8,07
L220062	δ_u	δ_y				
	5,52	2,62				

Nota. Fuerza (F) en N, desplazamiento (δ) en mm y rigidez (K) en N/mm

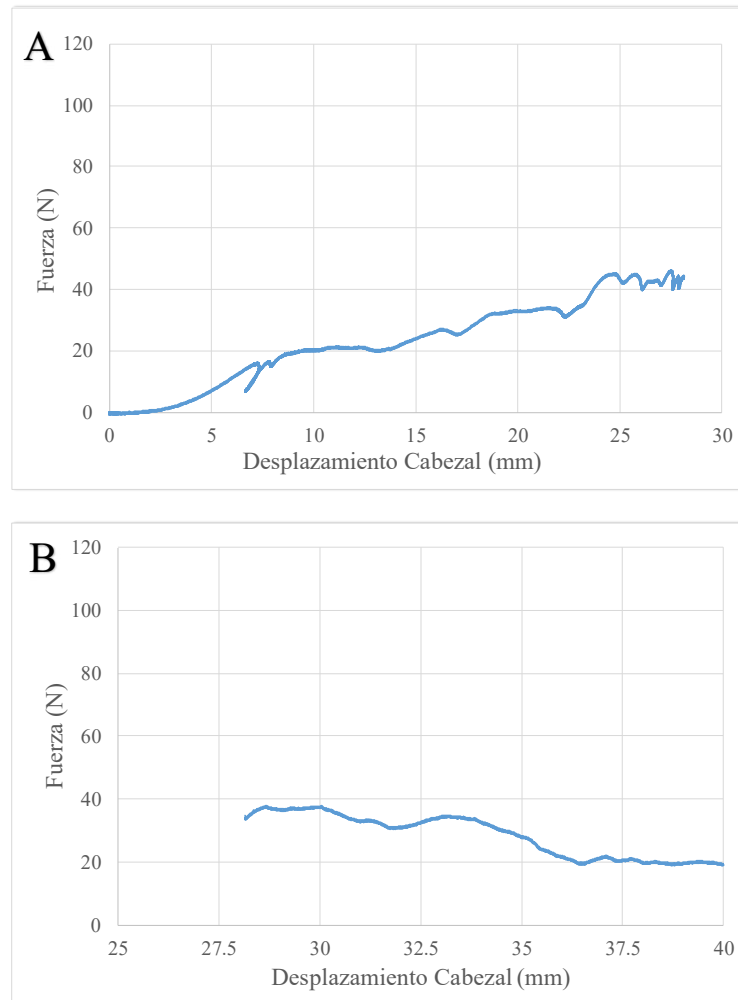
5.2.1.5 Ensayo 5 C221209

En el ensayo del espécimen C221209 se experimenta algo distinto a los demás, este espécimen no resistió la parte cíclica del ensayo (Figura 45a), falló por corte del tendón a la zona

proximal del túnel. Por esto la tendencia en el ensayo de rotura es que la fuerza vaya disminuyendo a medida que se desplaza el cabezal tal y como se observa en la Figura 45b.

Antes de comenzar el ensayo de rotura, tras el precondicionamiento el peroné ya tenía el aspecto que se observa en la Figura 46, una leve incisión realizada por el mismo tendón, que pasó a ser evidente tras el ensayo de rotura, Figura 47.

Figura 45. Gráfico Fuerza-Desplazamiento Peroné C221209



Nota. (A) Cíclico, (B) Rotura.

Figura 46. *Peroné C221209 postpreacondicionamiento*

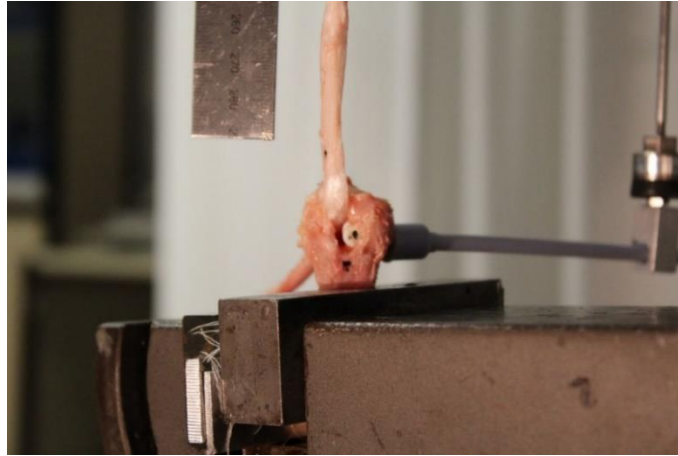


Figura 47. *Peroné C221209 postrotura*



5.2.1.6 Ensayo 6 L220006

Este espécimen no se llegó a ensayar, al realizar el taladrado del túnel el hueso cedió, desprendiéndose la cortical superior del túnel, tal y como se observa en la Figura 48.

Figura 48. Desprendimiento de túnel espécimen L220006



Una posible causa pudo ser que el tamaño de la cabeza del peroné del espécimen era menor al resto, en concordancia con una estatura del sujeto de procedencia inferior a la media. Esto pudo originar que al hacer un túnel con la misma medida que para los demás peronés, de mayor tamaño, la pared superior del túnel resultase más fina y cualquier desviación durante el taladrado diese lugar a su fractura.

5.2.1.7 Resumen datos ensayos

En este apartado se recogen los parámetros y resultados en forma de resumen en las Tablas 10 y 11

Tabla 10. Parámetros de los ensayos

Parámetros	S220961	L220146	L220971	L220062	C221209	L220006
F_u	93.81	109.1	105.12	69.29	-	-
δ_u	9.47	4.31	9.03	5.52	-	-
F_y	81.41	98.17	87.58	58.31	-	-
δ_y	3.51	2.9	3.196	2.62	-	-
F_{0mm}	-	109.1	102.32	62.18	-	-



F_{3mm}	-	97.62	90.09	68.39	-	-
F_{6mm}	-	82.72	104.86	56.18	-	-
Fallo	1 y 3	1	1 y 3	1	1 y 2	2

Nota. Fuerza (F) en N y desplazamiento (δ) en mm

Nota. Equivalencias en Fallo: (1) Deslizamiento, (2) Fractura proximal de la cabeza del peroné, (3) Corte del hueso por tendón, (4) Rotura de la plastia, (5) Arranque tornillo

Nota. C221209 falló en el preacondicionamiento cíclico del protocolo, L220006 falló en el procedimiento quirúrgico de taladrado

Tabla 11. Resumen de ensayos

Parámetros	Media	Máximo	Mínimo
F_u	94.33	109.1	69.29
δ_u	7.0825	9.47	4.31
F_y	81.3675	98.17	58.31
δ_y	3.056	3.51	2.62
F_{0mm}	91.2	109.1	62.18
F_{3mm}	85.37	97.62	68.39
F_{6mm}	81.25	104.86	56.18

Nota. Fuerza (F) en N y desplazamiento (δ) en mm

5.3 RESULTADOS DEL ANÁLISIS DE CORRELACIÓN

El análisis de correlación de los resultados obtenidos se ha realizado en base a 2 grupos:

Uno de los 18 especímenes con los datos disponibles de; edad, peso y sexo en correlación con su densidad radiológica.



El segundo con los resultados de los datos experimentales; fuerza última, fuerza de fluencia, y fuerzas cuando el tendón se haya deslizado 0 mm, 3 mm y 6 mm; en correlación con su densidad radiológica.

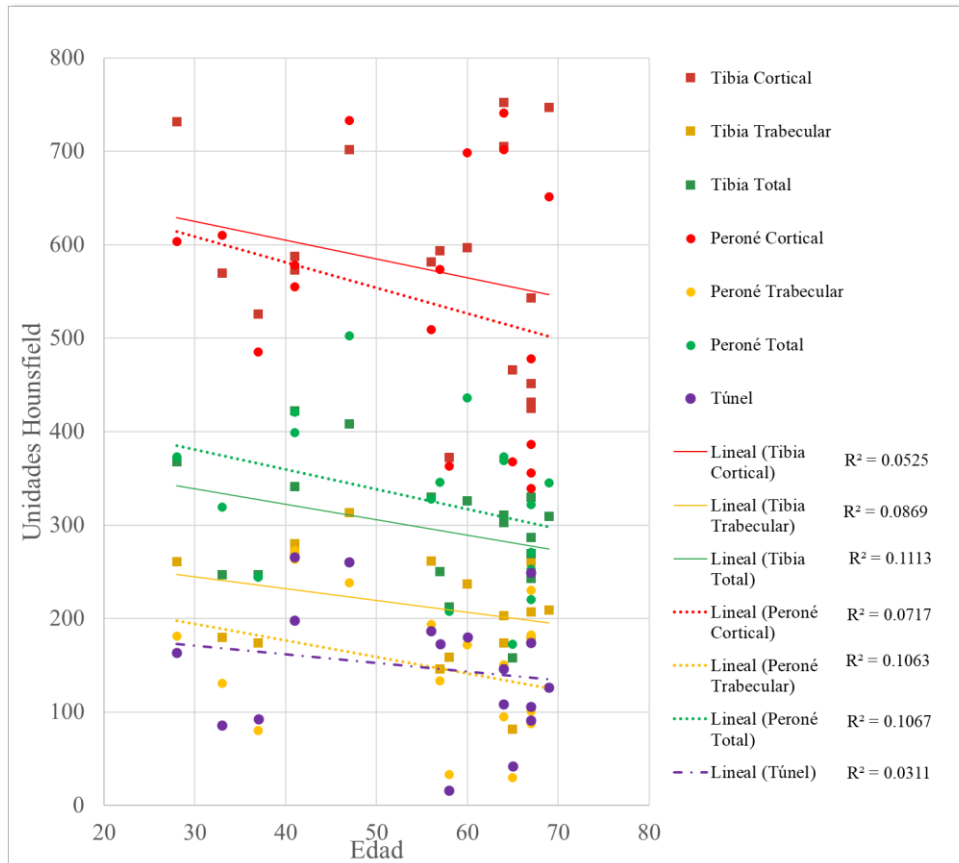
La densidad radiológica (en HU, valor medio) es la obtenida en el punto 5.1 para cada uno de los segmentos óseos diferenciados.

Se ha determinado que las variables guardan una correlación fuerte cuando el valor del coeficiente de correlación $R^2 \geq 0,75$ y débil cuando $R^2 < 0,50$.

5.3.1 EDAD

Tal y como se puede observar en la Figura 49, no existe correlación entre la edad y la calidad ósea. Las correlaciones de la edad de los sujetos con la densidad radiológica de las distintas segmentaciones alcanzan apenas $R^2=0,1$.

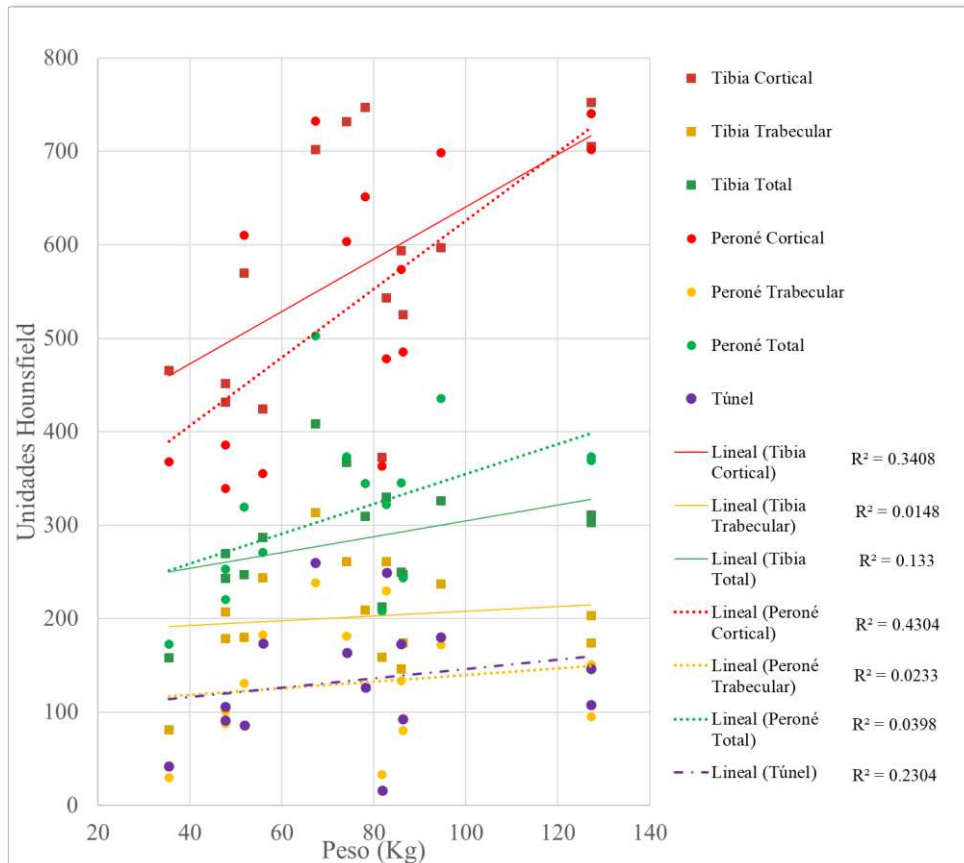
Figura 49. Gráfico de correlación Edad-Unidades Hounsfield



5.3.2 PESO

Tal y como se puede observar en la Figura 50, no existe correlación ninguna entre el peso y la calidad ósea. Ninguna de las correlaciones del peso de los sujetos con la densidad radiológica de las distintas segmentaciones alcanza $R^2=0,5$, lo mínimo para considerar cierta relación.

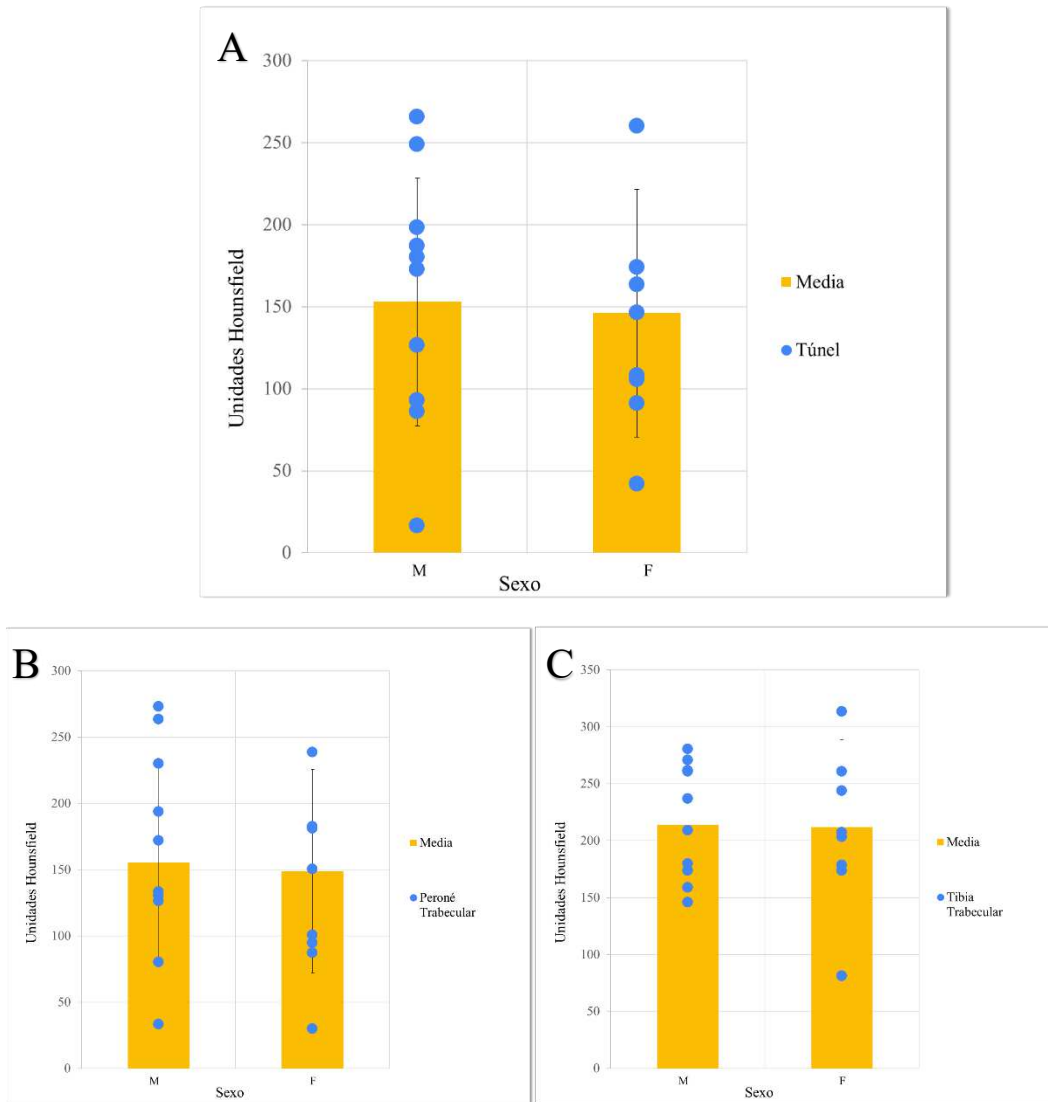
Figura 50. Gráfico de correlación Peso-Unidades Hounsfield

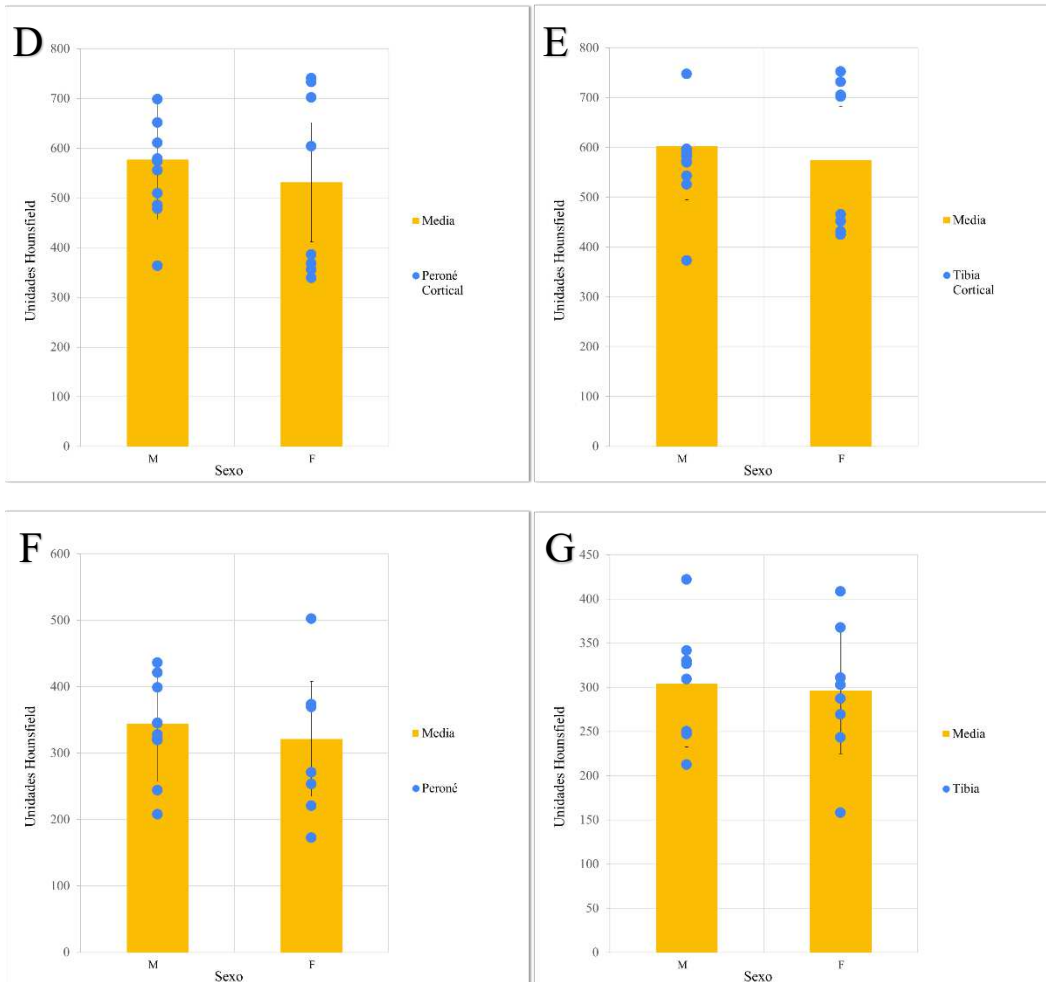


5.3.3 SEXO

Pese a que la diferencia es mínima se observa que en todas las segmentaciones la media de calidad ósea en el sexo masculino es mayor que en el femenino, al existir una dispersión tan grande en los resultados no se puede llegar a determinar a través de este estudio que ninguno de los 2 sexos tenga mayor densidad ósea. En la Figura 51 se observa lo descrito.

Figura 51. Gráficos de correlación Sexo-Unidades Hounsfield





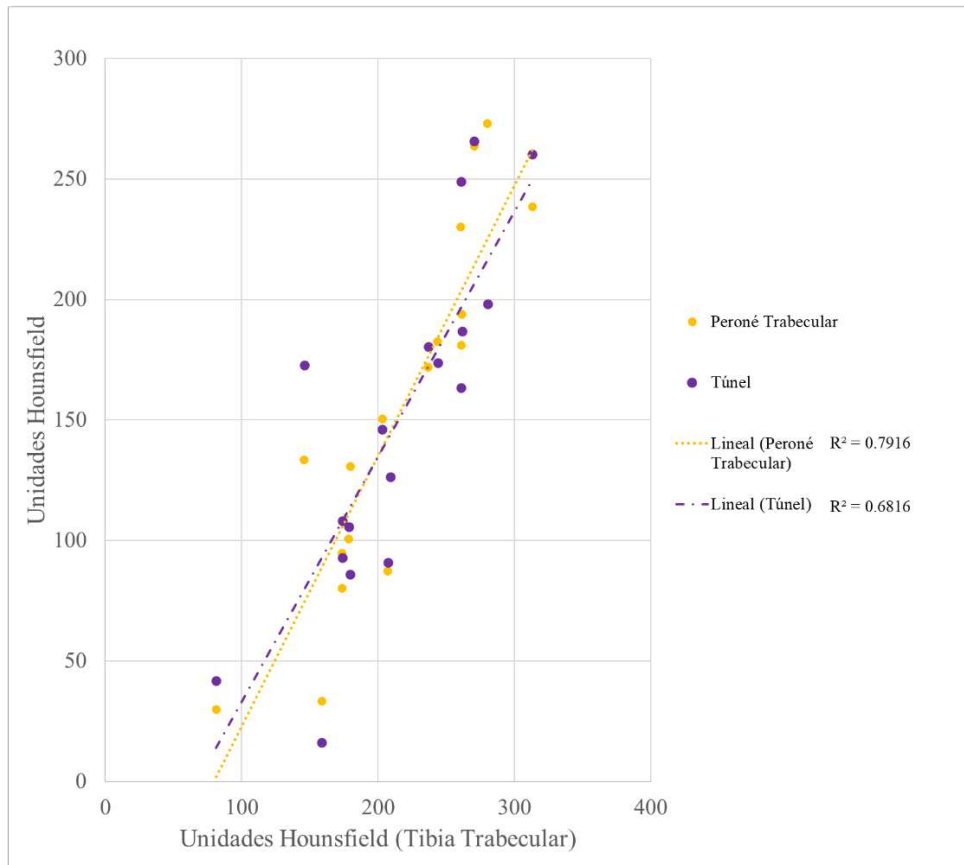
Nota. (A) Túnel Peroné, (B) Peroné Trabecular, (C) Tibia Trabecular, (D) Peroné Cortical, (E) Tibia Cortical, (F) Peroné, (G) Tibia

5.3.4 PERONÉ Y TIBIA

Dado que el éxito de la fijación tibial del LCA mediante tornillo interferencial ha sido probada en trabajos anteriores (Prado et al., 2013) y que se comprobado la relación entre resistencia de la fijación y la calidad ósea de la tibia proximal (Prado et al., 2013), la existencia de similitudes entre las densidades radiológicas de peroné y tibia permitiría establecer de forma indirecta la capacidad del peroné para resistir las cargas a las que se ve sometido. En

esta línea, el análisis de correlaciones entre las densidades de ambas zonas resulta de interés. En concreto se han estudiado posibles correlaciones entre el hueso trabecular de la tibia proximal, incluyendo toda la metáfisis, y las segmentaciones descritas en el punto 3.2 para el trabecular y el entorno del túnel en el peroné. Los resultados se representan en la Figura 52.

Figura 52. Gráficos de correlación Tibia-Peroné



Se observa que existe una fuerte correlación entre los parámetros de ambos huesos para la segmentación trabecular ($R^2 = 0,7916$). Sin embargo, esta correlación es más débil ($R^2 = 0,6816$) con la segmentación del túnel óseo, ya que al incluir la parte cortical de sus extremos se produce un aumento de la dispersión.

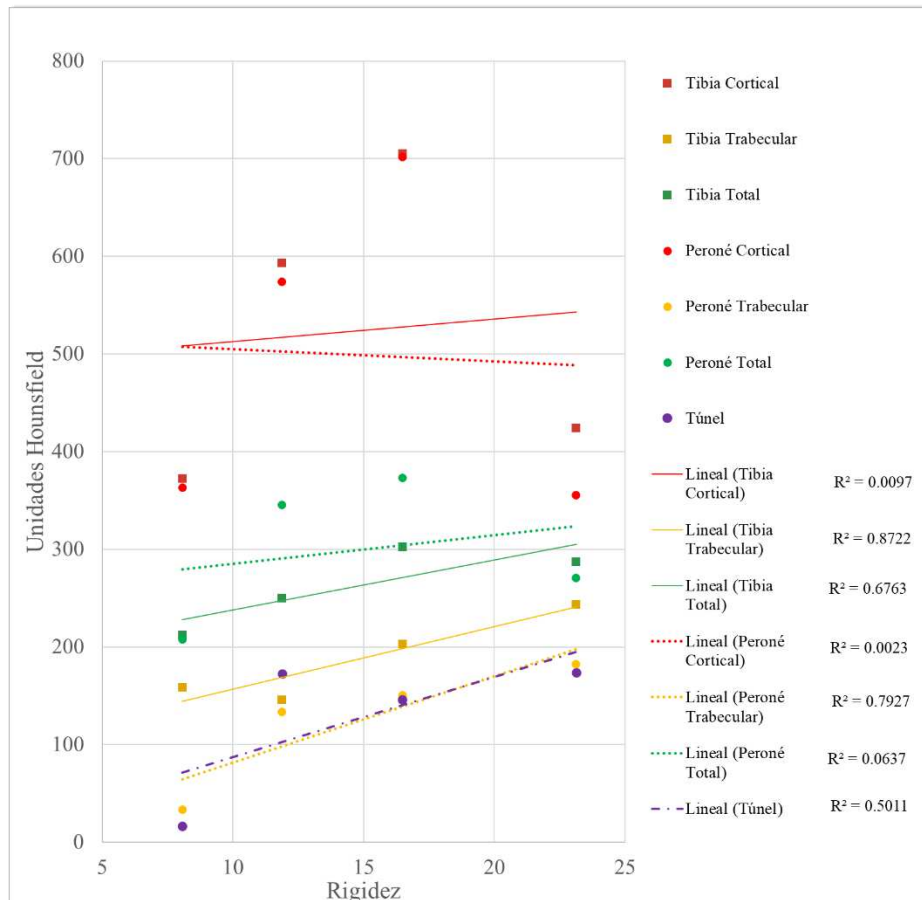
5.3.5 PARÁMETROS EXPERIMENTALES

5.3.5.1 Rigidez de la fijación

En esta categoría en la que se correlaciona la rigidez de la fijación con la calidad ósea se ha encontrado que existe proporcionalidad entre ambas variables, suponiendo que a mayor densidad en el hueso trabecular mayor rigidez del conjunto plastia-tornillo-hueso.

Se observa en la Figura 53 en el peroné trabecular ($R^2 = 0,7927$) el coeficiente de correlación supera los 0,75 puntos lo cual confirma la existencia de esta relación.

Figura 53. Gráfico de correlación Rigidez-Unidades Hounsfield





5.3.5.2 Fuerza Última

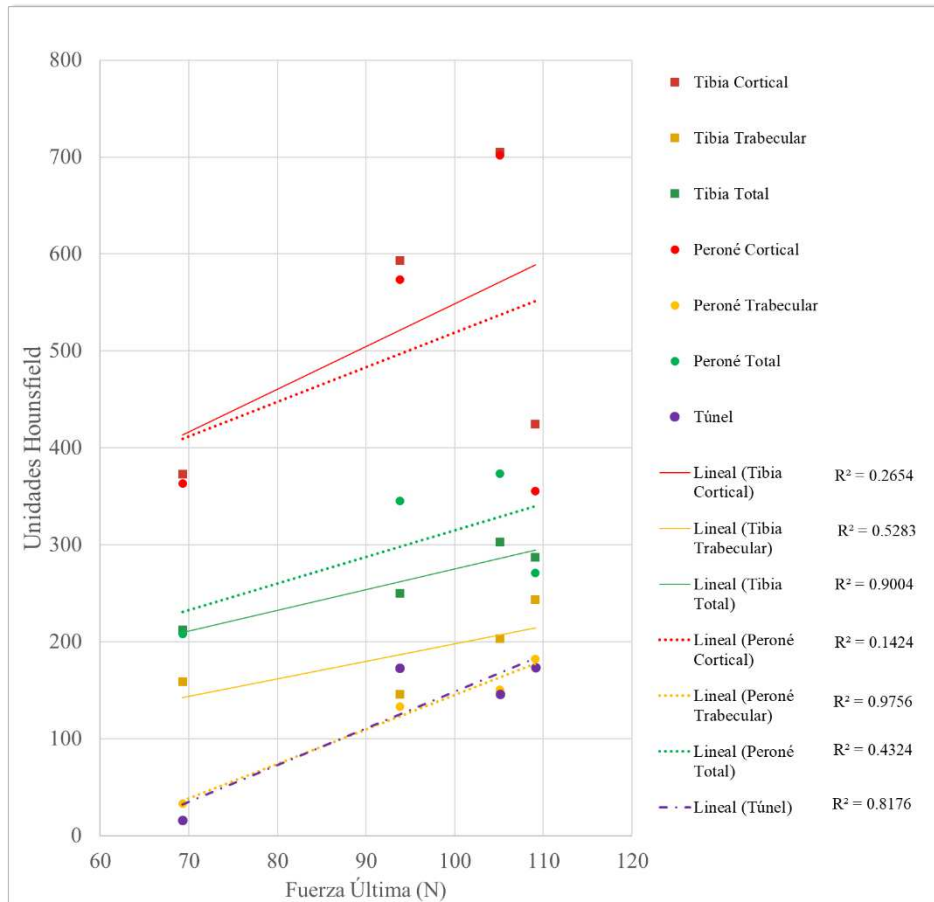
La fuerza última (F_u) también se relaciona con la densidad radiológica de la segmentación trabecular del peroné, con un coeficiente de 0,9756, se evidencia que a más calidad trabecular en el peroné mayor es el esfuerzo último capaz de soportar el espécimen.

Puesto que el túnel está formado en su mayoría por peroné trabecular también se ha obtenido una correlación fuerte con este parámetro ($R^2 = 0,8176$), aunque más débil.

Se encuentra también una correlación fuerte de la F_u de la fijación del LCL al peroné con la densidad global de la tibia ($R^2 = 0,9004$). Este resultado, de confirmarse, implicaría la posibilidad de predecir este parámetro a partir de la calidad de la tibia, lo que concuerda con la correlación encontrada en el punto 5.3.4 entre las calidades óseas de las zonas proximales de ambos huesos.

Todo lo anterior se observa en la Figura 54.

Figura 54. Gráfico de correlación Esfuerzo Último-Unidades Hounsfield

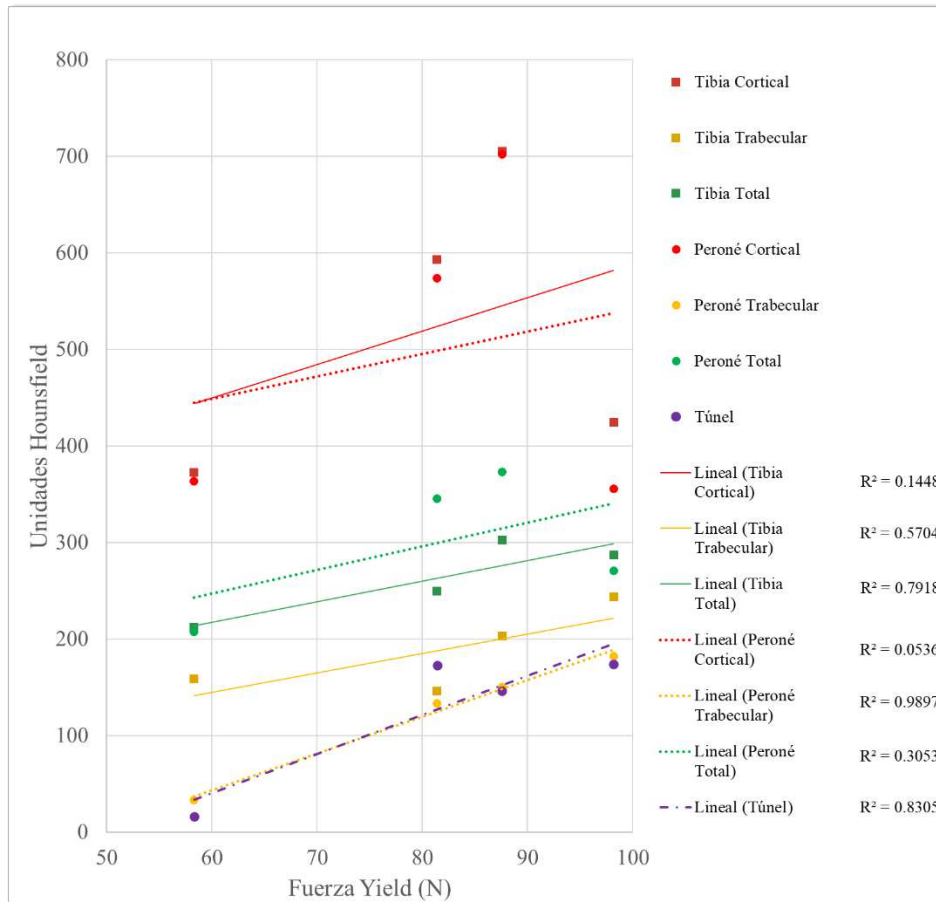


5.3.5.3 Fuerza de Fluencia

La Figura 55 muestra una estrecha relación entre la fuerza de fluencia y la densidad de la segmentación trabecular del peroné ($R^2 = 0,9897$), lo que indica que a mayor densidad trabecular mayor esfuerzo aguantará el conjunto plastia-tornillo-hueso, y por tanto la fijación en sí, sin sufrir desplazamientos irreversibles.

Al igual que ocurre con el esfuerzo último, la correlación también se extiende, aunque algo más débil a la segmentación del túnel con un ($R^2 = 0,8305$).

Figura 55. Gráfico de correlación Esfuerzo de fluencia-Unidades Hounsfield



5.3.5.4 Esfuerzo por deslizamiento del tendón

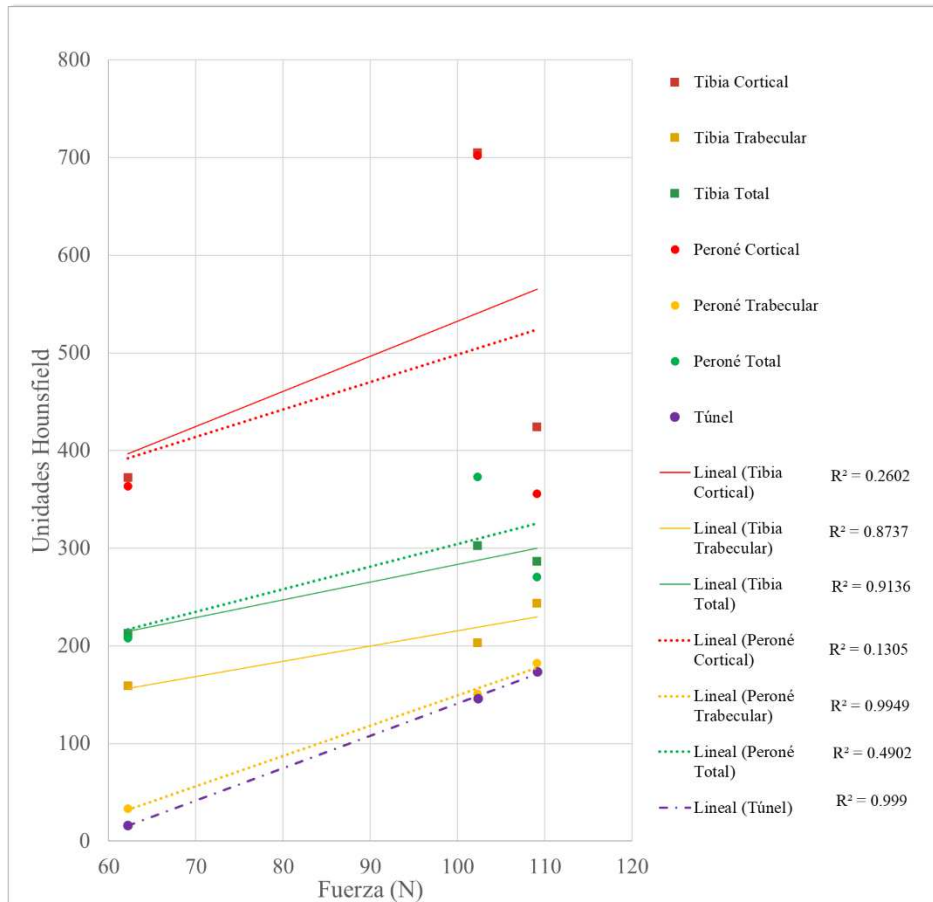
En este apartado se exponen los resultados y las correlaciones entre la calidad ósea y la fuerza necesaria para que se produzca deslizamiento del tendón por el túnel.

La fuerza necesaria para que se inicie el deslizamiento guarda una correlación prácticamente total ($R^2 = 0,999$) con la calidad ósea del entorno del túnel.

Entre las densidades de las segmentaciones trabeculares también existe una relación fuerte, la densidad del trabecular del peroné cuenta con un ($R^2 = 0,9979$).

Estos datos se observan en la Figura 56.

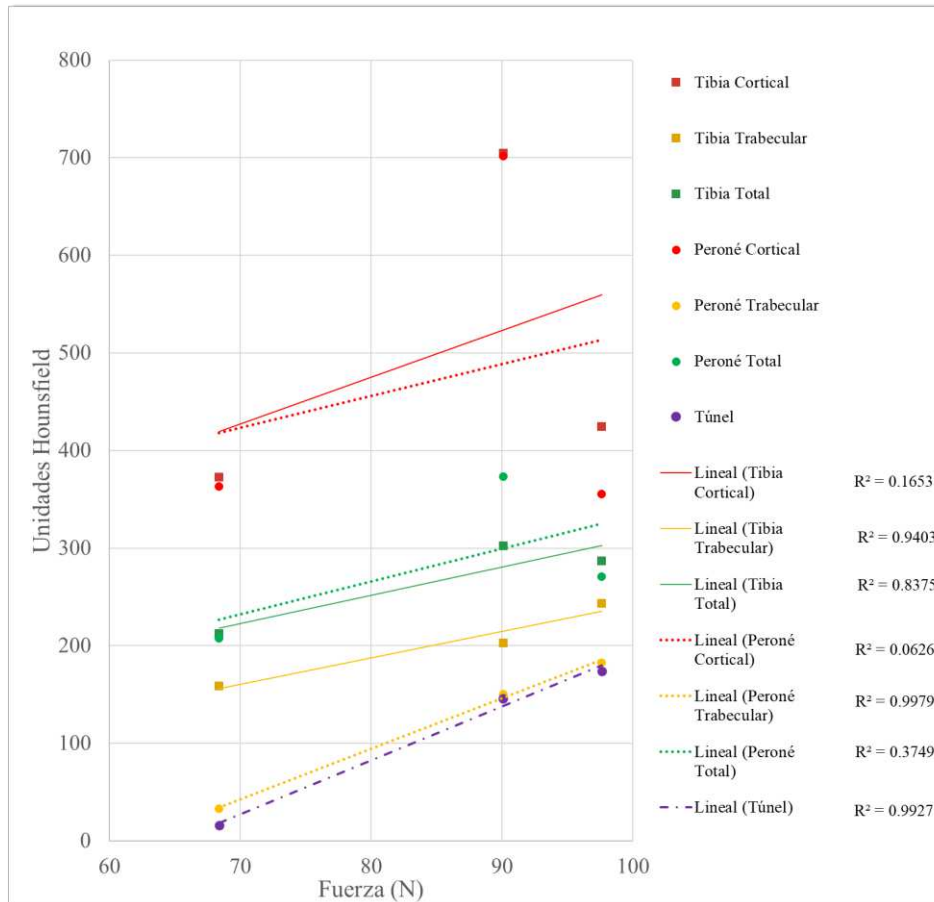
Figura 56. Gráfico de correlación Esfuerzo a 0 mm-Unidades Hounsfield



En cuanto a las fuerzas necesarias para producir deslizamientos de 3 mm y 6mm, muestran correlaciones semejantes a las del inicio del deslizamiento (véase Figura 57).

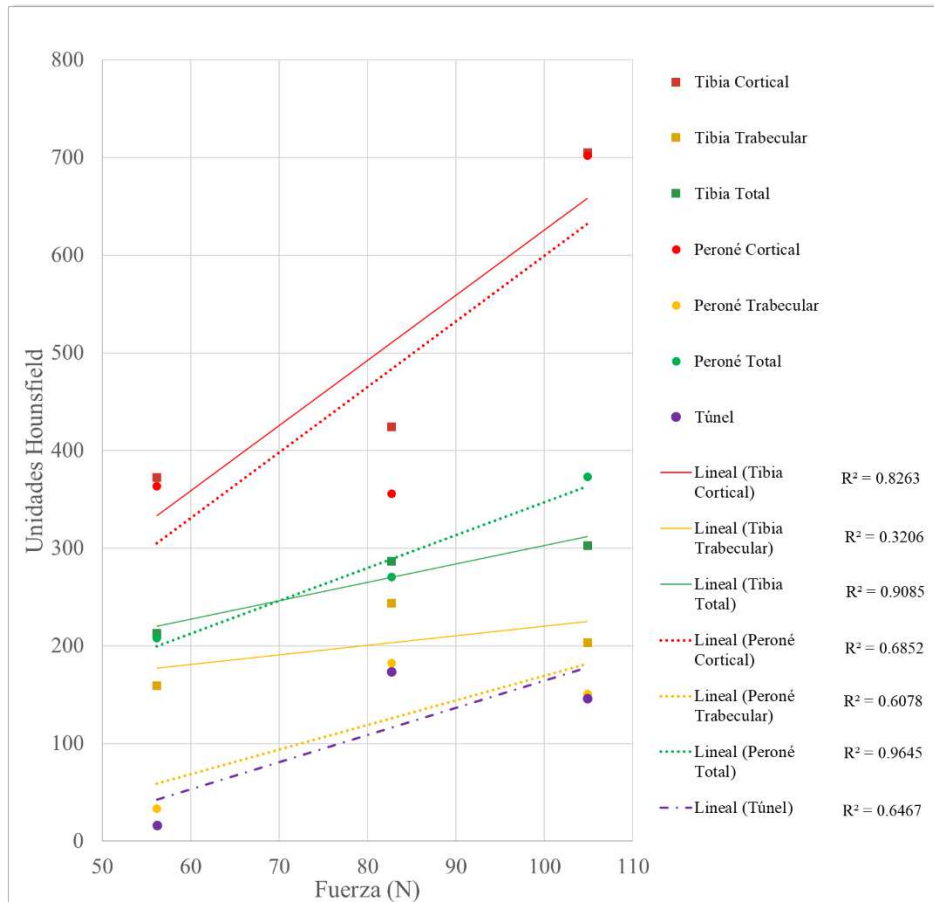
La fuerza a la que el tendón se ha deslizado 3 mm y las calidades óseas de las segmentaciones peroneales tienen una relación fuerte, contando la del peroné trabecular con un coeficiente de ($R^2 = 0,9979$) y el túnel del peroné ($R^2 = 0,9927$).

Figura 57. Gráfico de correlación Esfuerzo a 3 mm-Unidades Hounsfield



La fuerza a la que el tendón se desliza 6 mm alcanza una correlación de ($R^2 = 0,9645$) con la calidad ósea de la segmentación del peroné en su totalidad. (Véase Figura 58).

Figura 58. Gráfico de correlación Esfuerzo a 6 mm-Unidades Hounsfield



6. DISCUSIÓN

El objetivo de este proyecto era el de analizar la resistencia de la fijación transósea del LCL al peroné tras una reparación del ligamento colateral lateral, cuando se utiliza en la reparación un tornillo interferencial insertado en la cabeza del peroné y la posible influencia que sobre esta resistencia ejerza la calidad ósea de la zona de aplicación del tornillo.

Para encarar el estudio se ha realizado un estudio experimental con especímenes cadavéricos en los que se ha llevado a cabo la fijación de la reparación a analizar. Con la ayuda de una máquina de ensayo de tracción para simular una carga sobre la fijación, se han buscado



2 indicadores que indican el éxito de la sujeción, el desplazamiento de la plastia, obtenido de manera gráfica con el seguimiento de una cámara de vídeo y el fallo por rotura evidenciado por un transductor de desplazamiento lineal variable y los cálculos arrojados por la máquina.

De manera paralela se ha estudiado con ayuda de Tomografías Axiales Computarizadas (TAC) la calidad ósea de la zona de interés de los especímenes para establecer la existencia de posibles correlaciones entre la resistencia de la fijación y la calidad ósea de la cabeza del peroné.

Tras el estudio se pueden discutir múltiples resultados obtenidos:

En base al estudio actual, la correlación edad-calidad ósea es muy débil ($R^2 = 0,1$). No se puede confirmar que a medida que una persona va envejeciendo esta irá perdiendo calidad ósea, tal y como se evidenció en el estudio de (Demontiero et al., 2012), la calidad ósea se relaciona más con otros factores, biomecánicos, hormonales, genéticos..., que aunque en estos puede influir la edad, esta no es determinante.

En el estudio de (Shapses & Riedt, 2006) se recoge información de varias fuentes donde indican que un peso corporal bajo se asocia con una calidad ósea baja y un mayor riesgo de fracturas, mientras que la obesidad se asocia con un aumento de la calidad ósea y una reducción de la pérdida de densidad ósea. En base al actual estudio no podemos confirmar con coeficientes que no llegan al $R^2 = 0,5$ que esto sea concluyente.

Pese a que la diferencia es mínima se observa que en todas las segmentaciones la media de calidad ósea en el sexo masculino es mayor que en el femenino, al existir una dispersión tan grande en los resultados no se puede llegar a determinar a través de este estudio que ninguno de los 2 sexos tenga mayor densidad ósea.

Se conoce por el estudio realizado por (Nieves et al., 2005) que los hombres tienen mayor densidad mineral ósea que las mujeres. En el estudio citado también se comenta que 1/3 de las mujeres por encima de los 50 años tienen osteoporosis, frente al 1/5 de los hombres de esta misma edad, un motivo más a añadir de por qué la calidad ósea es inferior en mujeres pese a que en el estudio actual no se evidencie de forma tan fehaciente.



Según el estudio actual existe una fuerte correlación entre los parámetros de ambos huesos para la segmentación trabecular proximal ($R^2 = 0,7916$). En el estudio de (Alho & Høiseth, 1991), la relación entre el cóndilo de la tibia y la zona proximal del peroné era de un ($R^2 = 0,31$) la diferencia puede hallarse en que en este estudio se incluye la parte cortical del hueso y esto puede hacer que la correlación sea más débil.

Tratando cada ensayo por separado se encuentra que los especímenes S220961, L220146, L220971 no se alejan mucho de la media en cuanto a la densidad radiológica trabecular del peroné lo que lleva a que los valores que arrojan sus ensayos no sean muy destacables como se puede observar en el punto 5.2.1.

Si que cambia cuando se observa el espécimen L220062, aquí la fuerza disminuye considerablemente con respecto a los ensayos anteriores. La diferencia entre este espécimen y los anteriores está en la calidad ósea del mismo, el análisis de la TAC devolvió un valor de 33,21 Unidades Hounsfield en el trabecular peroneal, dato que como se verá posteriormente influye en la resistencia de la fijación. Cuando la media de la F_u es de 94,33 N este ensayo no llega a los 70 N, lo mismo se puede observar en la rigidez de la fijación, una disminución importante con respecto a los demás especímenes, $K = 14,895$ N/mm en la media respecto a los $K = 8,07$ N/mm de este espécimen.

En el ensayo del espécimen C221209 la fijación no resistió la parte cíclica del ensayo, falló por fractura proximal de la cabeza del peroné por arrancamiento del túnel, factores como la baja calidad ósea del peroné ($HU = 29,9$) y la disminuida geometría de la cabeza del peroné debido a una reducida estatura del espécimen (altura del espécimen 147,32 cm) pudieron ser las causas principales de este fallo.

El espécimen L220006 no se llegó a ensayar, al realizar el taladrado del túnel el hueso cedió, desprendiéndose la cortical superior del túnel.

Una posible causa pudo ser que el tamaño de la cabeza del peroné del espécimen era menor al resto, en concordancia con una estatura del sujeto de procedencia inferior a la media. Esto pudo originar que al hacer un túnel con la misma medida que para los demás peronés, de



mayor tamaño, la pared superior del túnel resultase más fina y cualquier desviación durante el taladrado diese lugar a su fractura.

La tabla del resumen de los resultados se expone en el punto 5.2.1.7

Según los resultados obtenidos, la correlación entre la rigidez de la fijación realizada y la calidad ósea de la zona trabecular del peroné mantiene una relación fuerte ($R^2 = 0,7927$) alcanzando la rigidez media un valor de ($K = 14,895 \pm 6,48$ N/mm). Contrastando con el estudio de (Ciccione et al., 2006) la rigidez de una fijación similar alcanzó una rigidez de 34 ± 14 N/mm la diferencia de rigidez puede deberse a que en el estudio mencionado el túnel se encuentra paralelo al eje de tracción de la máquina, el tornillo de interferencia es de 9 x 23 mm que conlleva a un mayor dimensionamiento del túnel y/o que el tejido usado es un tendón de Aquiles.

Por los resultados obtenidos la fuerza última (F_u) tiene una correlación fuerte con la densidad radiológica de la segmentación trabecular del peroné, con un coeficiente de ($R^2 = 0,9756$), se evidencia que a más calidad trabecular en el peroné mayor es el esfuerzo último capaz de soportar el espécimen.

Puesto que el túnel está formado en su mayoría por peroné trabecular también se ha obtenido una correlación fuerte con este parámetro ($R^2 = 0,8176$), aunque más débil que el anterior.

Se encuentra también una correlación fuerte de la F_u de la fijación del LCL al peroné con la densidad radiológica global de la tibia ($R^2 = 0,9004$). Este resultado, de confirmarse, implicaría la posibilidad de predecir este parámetro a partir de la calidad de la tibia, lo que concuerda con la correlación encontrada en el punto 5.3.4 entre las calidades óseas de las zonas proximales de ambos huesos.

(Ciccione et al., 2006) en su ensayo indica que la fijación con tornillo interferencial soporta una fuerza última de 135 ± 81 N dato que se asemeja al arrojado por este estudio, pero se aleja de la media. Probablemente la diferencia se denote en la diferencia de la fijación (tornillo y plastia diferentes) como se comenta anteriormente.



En la revisión bibliográfica de (Fleps et al., 2020) no se termina de encontrar una correlación clara entre la densidad mineral ósea y la fuerza última, también comenta que la morfología del hueso influye en los ensayos llevados a cabo en la revisión bibliográfica se proponen trabajos futuros en los que se amplíen los datos disponibles al respecto.

Se ha encontrado una estrecha relación entre la fuerza de fluencia (F_y) y la densidad de la segmentación trabecular del peroné ($R^2 = 0,9897$), lo que indica que a mayor densidad trabecular mayor esfuerzo aguantará el conjunto plastia-tornillo-hueso, y por tanto la fijación en sí, sin sufrir desplazamientos irrecuperables.

Al igual que ocurre con el esfuerzo último (F_u), la correlación también se extiende, aunque algo más débil, a la segmentación del túnel con un ($R^2 = 0,8305$).

Según el estudio de (Wachter et al., 2002) la correlación entre la densidad mineral ósea (de la diáfisis lateral femoral) y el esfuerzo de fluencia a compresión ascendía a ($R^2 = 0,77$), dato que se acerca al del estudio actual, la cuestión es que en el estudio que se ha llevado a cabo el esfuerzo de fluencia calculado es a tracción y no existe bibliografía relacionada con este parámetro.

En cuanto a la fuerza necesaria para que se inicie el deslizamiento del tendón por el túnel, la calidad ósea de este último, guarda una correlación prácticamente total con esta fuerza ($R^2 = 0,999$).

Entre la densidad radiológica de la segmentación trabecular también existe una relación fuerte, la densidad del trabecular del peroné cuenta con un ($R^2 = 0,9979$). Todo indica que a mayor calidad ósea mayor esfuerzo es necesario para iniciar el deslizamiento de la plastia.

En cuanto a las fuerzas necesarias para producir deslizamientos de 3 mm y 6 mm del tejido semitendinoso, muestran correlaciones semejantes a las del inicio del deslizamiento.

La fuerza a la que el tendón se ha deslizado 3 mm y las calidades óseas de las segmentaciones peroneales tienen una relación fuerte, contando la zona trabecular del peroné con un coeficiente de ($R^2 = 0,9979$) y el túnel del peroné ($R^2 = 0,9927$). Y, por último, la fuerza a la que el tendón se desliza 6 mm a lo largo del túnel alcanza una correlación de ($R^2 = 0,9645$) con la calidad ósea de la segmentación del peroné en su totalidad.



Existen una serie de limitaciones en el estudio que pueden restar validez a los resultados obtenidos:

Una de ellas es el escaso volumen de especímenes ensayados, el hecho de poder haber ensayado una mayor cantidad de peronés hubiera permitido aportar mayor solidez a los resultados ampliando el estudio de distintas maneras. Comparando varias técnicas quirúrgicas, distintas dimensiones de tornillos o aumentar la extensión del protocolo llevado a cabo con más peronés.

El no llevar un seguimiento exacto del deslizamiento de la plastia habiendo tenido que obtener los resultados a través del vídeo hace que los datos no terminen de ser precisos.

7. CONCLUSIÓN

Se ha llevado a cabo el diseño de un protocolo de ensayo cuyo objetivo es analizar la resistencia de la fijación transósea del LCL al peroné tras una reparación del ligamento colateral lateral, cuando se utiliza en la reparación un tornillo interferencial insertado en la cabeza del peroné y la posible influencia que sobre esta resistencia ejerza la calidad ósea de la zona de aplicación del tornillo. Para ello ha sido necesario el diseño y fabricación de utillaje a través de impresión 3D como apoyo para el estudio.

El protocolo orientado para este estudio experimental con especímenes cadavéricos en los que se ha llevado a cabo la fijación de la reparación a analizar ha contado con una máquina de ensayo de tracción para simular una carga sobre la fijación, y con subrutinas elaboradas en MATLAB para posprocesar los datos medidos en la fase experimental.

Paralelamente se ha estudiado con ayuda de Tomografías Axiales Computarizadas (TAC) la calidad ósea de la zona de interés de los especímenes para establecer correlaciones entre la resistencia de la fijación y la calidad ósea de la cabeza del peroné. Esto ha aportado datos de relevancia para predecir el éxito de la técnica quirúrgica usada. Del estudio actual se han podido obtener las siguientes conclusiones:



- La fijación del tornillo interferencial de 6 mm de diámetro es una técnica válida para ensayar la resistencia de la fijación.
- Se ha demostrado que estudiar la calidad ósea de un espécimen permitiría conocerla resistencia de la fijación ósea formada por el peroné, la plastia y el tornillo interferencial.
- El tipo de fallo predominante es el deslizamiento de la plastia por el túnel.
- Según el protocolo diseñado el hueso no presenta deformaciones por lo que no resulta de utilidad el uso de un LVDT para medir los desplazamientos del conjunto, pudiéndose emplear el desplazamiento del cabezal durante el ensayo de rotura.

8. TRABAJOS FUTUROS

Para trabajos futuros se proponen las siguientes líneas a seguir:

- Realizar los ensayos con los 12 especímenes restantes para poder llevar a cabo el análisis de un estudio más completo.
- Procesar la elongación del tendón con la ayuda de la videogrametría comentada en los anexos.
- Llevar a cabo otras intervenciones de las mencionadas en el punto 2.3
- Trazar el taladrado del túnel con distintas orientaciones.
- Utilizar tornillos interferenciales con dimensiones adaptadas a cada espécimen.

9. BIBLIOGRAFÍA

Benjamin, M., & Ralphs, J. R. (1997). Tendons and ligaments—An overview. *Histology and Histopathology*, 12(1), 1135-1144. <https://doi.org/10.14670/HH-12.1135>



- Cicccone, W. J., Bratton, D. R., Weinstein, D. M., Walden, D. L., & Elias, J. J. (2006). Structural Properties of Lateral Collateral Ligament Reconstruction at the Fibular Head. *The American Journal of Sports Medicine*, 34(1), 24-28. <https://doi.org/10.1177/0363546505278704>
- Coobs, B. R., LaPrade, R. F., Griffith, C. J., & Nelson, B. J. (2007). Biomechanical Analysis of an Isolated Fibular (Lateral) Collateral Ligament Reconstruction Using an Autogenous Semitendinosus Graft. *The American Journal of Sports Medicine*, 35(9), 1521-1527. <https://doi.org/10.1177/0363546507302217>
- Grawe, B., Schroeder, A. J., Kakazu, R., & Messer, M. S. (2018). Lateral Collateral Ligament Injury About the Knee: Anatomy, Evaluation, and Management. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 26(6), e120-e127. <https://doi.org/10.5435/JAAOS-D-16-00028>
- LaPrade, R. F., Bollom, T. S., Wentorf, F. A., Wills, N. J., & Meister, K. (2005). Mechanical Properties of the Posterolateral Structures of the Knee. *The American Journal of Sports Medicine*, 33(9), 1386-1391. <https://doi.org/10.1177/0363546504274143>
- LaPrade, R. F., Johansen, S., Wentorf, F. A., Engebretsen, L., Esterberg, J. L., & Tso, A. (2004). An Analysis of an Anatomical Posterolateral Knee Reconstruction: An in Vitro Biomechanical Study and Development of a Surgical Technique. *The American Journal of Sports Medicine*, 32(6), 1405-1414. <https://doi.org/10.1177/0363546503262687>
- Song, Y., Watanabe, K., Hogan, E., D'Antoni, A. V., Dilandro, A. C., Apaydin, N., Loukas, M., Shoja, M. M., & Tubbs, R. S. (2014). The fibular collateral ligament of the knee:



- A detailed review. *Clinical Anatomy*, 27(5), 789-797.
<https://doi.org/10.1002/ca.22301>
- Sophia Fox, A. J., Bedi, A., & Rodeo, S. A. (2009). The Basic Science of Articular Cartilage: Structure, Composition, and Function. *Sports Health: A Multidisciplinary Approach*, 1(6), 461-468. <https://doi.org/10.1177/1941738109350438>
- Emilio, J. (2007). *Anatomía de la rodilla. elhombro*. <http://elhombro.es/Rodilla.html>
- Zanchetta, M. (2012). Evaluación de la microarquitectura ósea mediante tomografía computada periférica de alta resolución (hr-pqct). aplicaciones clínicas. Actualizaciones en osteología, 8 (1), 29-38. <https://ojs.osteologia.org.ar/ojs33010/index.php/osteologia>
- Jiménez Martínez, M. A., & García Palenica, P. (2014). Hueso compacto cortical y hueso trabecular. Universidad Complutense de Madrid. <https://www.ucm.es/grado-vet/hueso-cortical-y-hueso-trabecular>
- Muscle and Motion. (2023, 5 febrero). *Understanding the anatomy of your knee* [Video]. YouTube. https://www.youtube.com/watch?v=mOtvA-dvD_w
- Poyatos J.. (2024, 26 agosto). *Tratamiento Rodillas en X en Málaga | Clínica Poyatos*. Clínica Poyatos Podólogo Málaga. <https://clinicapoyatos.com/tratamiento-rodillas-x-malaga/>
- Dr. Martín Buenadicha. (2022, August 31). *Lesiones de cartilago*. Dr. Eulogio Martin Buenadicha. <https://dreulogiobuenadicha.com/lesiones-de-la-rodilla/cartilagos/>
- Cómo tratar las fracturas por avulsión - Camde* (2023, May 26). Camde. <https://camde.es/como-tratar-las-fracturas-por-avulsion/>



- Alho, A., & Høiseith, A. (1991). Bone mass distribution in the lower leg: A quantitative computed tomographic study of 36 individuals. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 62(5), 468-470. <https://doi.org/10.3109/17453679108996647>
- Benjamin, M., & Ralphs, J. R. (1997). Tendons and ligaments—An overview. *Histology and Histopathology*, 12(1), 1135-1144. <https://doi.org/10.14670/HH-12.1135>
- Brinkman, J.-M., Schwering, P. J. A., Blankevoort, L., Kooloos, J. G., Luites, J., & Wymenga, A. B. (2005). The insertion geometry of the posterolateral corner of the knee. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 87(10), 1364-1368. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.87B10.16536>
- Bushnell, B. D., Bitting, S. S., Crain, J. M., Boublik, M., & Schlegel, T. F. (2010). Treatment of Magnetic Resonance Imaging-Documented Isolated Grade III Lateral Collateral Ligament Injuries in National Football League Athletes. *The American Journal of Sports Medicine*, 38(1), 86-91. <https://doi.org/10.1177/0363546509344075>
- Cicccone, W. J., Bratton, D. R., Weinstein, D. M., Walden, D. L., & Elias, J. J. (2006). Structural Properties of Lateral Collateral Ligament Reconstruction at the Fibular Head. *The American Journal of Sports Medicine*, 34(1), 24-28. <https://doi.org/10.1177/0363546505278704>
- Coobs, B. R., LaPrade, R. F., Griffith, C. J., & Nelson, B. J. (2007). Biomechanical Analysis of an Isolated Fibular (Lateral) Collateral Ligament Reconstruction Using an Autogenous Semitendinosus Graft. *The American Journal of Sports Medicine*, 35(9), 1521-1527. <https://doi.org/10.1177/0363546507302217>



- Demontiero, O., Vidal, C., & Duque, G. (2012). Aging and bone loss: New insights for the clinician. *Therapeutic Advances in Musculoskeletal Disease*, 4(2), 61-76. <https://doi.org/10.1177/1759720X11430858>
- DenOtter, T. D., & Schubert, J. (2025). Hounsfield Unit. En *StatPearls*. StatPearls Publishing. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK547721/>
- Fleps, I., Bahaloo, H., Zysset, P. K., Ferguson, S. J., Pálsson, H., & Helgason, B. (2020). Empirical relationships between bone density and ultimate strength: A literature review. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 110, 103866. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2020.103866>
- Grawe, B., Schroeder, A. J., Kakazu, R., & Messer, M. S. (2018). Lateral Collateral Ligament Injury About the Knee: Anatomy, Evaluation, and Management. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 26(6), e120-e127. <https://doi.org/10.5435/JAAOS-D-16-00028>
- Hauser, R. A. (2013). Ligament Injury and Healing: A Review of Current Clinical Diagnostics and Therapeutics. *The Open Rehabilitation Journal*, 6(1), 1-20. <https://doi.org/10.2174/1874943701306010001>
- Hughston, J. C., Andrews, J. R., Cross, M. J., & Moschi, A. (1976). Classification of knee ligament instabilities. Part I. The medial compartment and cruciate ligaments. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 58(2), 159-172.
- LaPrade, R. F., Bollom, T. S., Wentorf, F. A., Wills, N. J., & Meister, K. (2005). Mechanical Properties of the Posterolateral Structures of the Knee. *The American Journal of Sports Medicine*, 33(9), 1386-1391. <https://doi.org/10.1177/0363546504274143>



- LaPrade, R. F., Johansen, S., Wentorf, F. A., Engebretsen, L., Esterberg, J. L., & Tso, A. (2004). An Analysis of an Anatomical Posterolateral Knee Reconstruction: An in Vitro Biomechanical Study and Development of a Surgical Technique. *The American Journal of Sports Medicine*, 32(6), 1405-1414. <https://doi.org/10.1177/0363546503262687>
- LaPrade, R. F., Ly, T. V., Wentorf, F. A., & Engebretsen, L. (2003). The posterolateral attachments of the knee: A qualitative and quantitative morphologic analysis of the fibular collateral ligament, popliteus tendon, popliteofibular ligament, and lateral gastrocnemius tendon. *The American Journal of Sports Medicine*, 31(6), 854-860. <https://doi.org/10.1177/03635465030310062101>
- Levy, B. A., Dajani, K. A., Morgan, J. A., Shah, J. P., Dahm, D. L., & Stuart, M. J. (2010). Repair versus Reconstruction of the Fibular Collateral Ligament and Posterolateral Corner in the Multiligament-Injured Knee. *The American Journal of Sports Medicine*, 38(4), 804-809. <https://doi.org/10.1177/0363546509352459>
- Majewski, M., Susanne, H., & Klaus, S. (2006). Epidemiology of athletic knee injuries: A 10-year study. *The Knee*, 13(3), 184-188. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2006.01.005>
- Miyata, K., Yasuda, K., Kondo, E., Nakano, H., Kimura, S., & Hara, N. (2000). Biomechanical comparisons of anterior cruciate ligament: Reconstruction procedures with flexor tendon graft. *Journal of Orthopaedic Science*, 5(6), 585-592. <https://doi.org/10.1007/s007760070010>
- Nieves, J. W., Formica, C., Ruffing, J., Zion, M., Garrett, P., Lindsay, R., & Cosman, F. (2005). Males Have Larger Skeletal Size and Bone Mass Than Females, Despite



Comparable Body Size. *Journal of Bone and Mineral Research*, 20(3), 529-535.

<https://doi.org/10.1359/JBMR.041005>

Prado, M., Martín-Castilla, B., Espejo-Reina, A., Serrano-Fernández, J. M., Pérez-Blanca,

A., & Ezquerro, F. (2013). Close-looped graft suturing improves mechanical proper-

ties of interference screw fixation in ACL reconstruction. *Knee Surgery, Sports Trau-*

matology, Arthroscopy, 21(2), 476-484. <https://doi.org/10.1007/s00167-012-1975-9>

Shapses, S. A., & Riedt, C. S. (2006). Bone, body weight, and weight reduction: What are

the concerns? *The Journal of Nutrition*, 136(6), 1453-1456.

<https://doi.org/10.1093/jn/136.6.1453>

Song, Y., Watanabe, K., Hogan, E., D'Antoni, A. V., Dilandro, A. C., Apaydin, N., Loukas,

M., Shoja, M. M., & Tubbs, R. S. (2014). The fibular collateral ligament of the knee:

A detailed review. *Clinical Anatomy*, 27(5), 789-797.

<https://doi.org/10.1002/ca.22301>

Sophia Fox, A. J., Bedi, A., & Rodeo, S. A. (2009). The Basic Science of Articular Cartilage:

Structure, Composition, and Function. *Sports Health: A Multidisciplinary Approach*,

1(6), 461-468. <https://doi.org/10.1177/1941738109350438>

Stannard, J. P., Brown, S. L., Farris, R. C., McGwin, G., & Volgas, D. A. (2005). The Pos-

terolateral Corner of the Knee: Repair Versus Reconstruction. *The American Journal*

of Sports Medicine, 33(6), 881-888. <https://doi.org/10.1177/0363546504271208>

Suárez Zarrate, J. A., Rodríguez Serna, S., Reyes, R. A., Gallo Díaz, J., & Rocha Libreros,

C. (2018). Luxación traumática aguda de la articulación tibioperonea proximal. Re-

porte de un caso y revisión bibliográfica. [Acute traumatic dislocation of the proximal



tibiofibular joint: Case report and review of the literature]. *Revista de la Asociación Argentina de Ortopedia y Traumatología*, 83(3), 192-196.
<https://doi.org/10.15417/issn.1852-7434.2018.83.3.758>

Wachter, N. J., Krischak, G. D., Mentzel, M., Sarkar, M. R., Ebinger, T., Kinzl, L., Claes, L., & Augat, P. (2002). Correlation of bone mineral density with strength and microstructural parameters of cortical bone in vitro. *Bone*, 31(1), 90-95.
[https://doi.org/10.1016/S8756-3282\(02\)00779-2](https://doi.org/10.1016/S8756-3282(02)00779-2)

Yaras, R. J., O'Neill, N., Mabrouk, A., & Yaish, A. M. (2025). Lateral Collateral Ligament Knee Injury. En *StatPearls*. StatPearls Publishing.
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK560847/>

Lesión del tendón cruzado anterior (LCA). (s. f.). <https://ssl.adam.com/content.aspx?productid=618&pid=5&gid=001074&site=eep-aadse3.adam.com&login=EBIX2269>



ANEXO I: EQUIPOS DEL ENSAYO



A I.1 MÁQUINA DE ENSAYO

La máquina de ensayo es la MINITEST-10-250 (Ibertest, Madrid, España) está compuesta por un eje electromecánico capaz de ejercer una fuerza máxima de tracción de 250 kN. Se han colocado 2 accesorios adicionales de sujeción, una mordaza hidráulica que funciona con la ayuda de un compresor y una garra que permite la sujeción de los materiales a ensayar mediante una manivela.

La máquina para realizar cuenta con una célula de carga que convierte la fuerza aplicada sobre ella en una señal eléctrica medible y un servocontrol que controla los desplazamientos y la velocidad del ensayo. De esta manera los parámetros de interés, desplazamiento del cabezal y límite de rotura se ven reflejados en el ordenador conectado a la máquina.

A I.2 SISTEMA DE MEDICIÓN AUXILIARES

Para la obtención de los parámetros de interés del estudio son necesarios los siguientes elementos de medición auxiliares.

A I.2.1 SISTEMA DE VÍDEO

Se utilizó un sistema de videogrametría para la captación de la deformación del tejido semitendinoso utilizado en el ensayo para un futuro estudio más completo. Este sistema está formado por una cámara con lente y un trípode (Figura 59). En adición a este sistema se dispuso de un móvil para hacer el seguimiento del deslizamiento del tendón a través del túnel, los datos de este si fueron procesados en este diseño de estudio.



Figura 59. Sistema de vídeo



A I.2.1.1 Cámara

La cámara usada en el ensayo es una cámara de alta resolución de modelo Baumer, VCXU-124C (Baumer, Frauenfeld, Suiza) (Figura 60). Dotada con sensor Sony IMX304, 12,3 Megapíxeles, fabricada con tecnología CMOS con 1.1 pulgadas de lente, resolución de 4096 x 3000 px y con capacidad de grabar a 28 fotogramas por segundo.

Figura 60. Cámara de alta resolución VCXU-124C (Baumer)



Nota. Adaptado de VCXU-124, Baumer, (<https://www.baumer.com/ve/es/vista-general-de-productos/camaras-industriales-tratamiento-de-imagenes/camaras-industriales/serie-cx/camaras-vcxg-vcxu/camaras-con-obturador-global/vcxu/vcxu-124c/p/36656>) CC BY 2.0



A I.2.1.2 Objetivo

El objetivo que se acopla a la cámara es de la marca RICOH, modelo FL-CC7528-2M (RICOH, Tokio, Japón) (Figura 61), cuenta con una distancia focal de 75 mm, círculo de imagen máximo de 2/3”, rango de apertura de 2.8-32 y una distancia al objeto mínima de 0,7 m.

Figura 61. Lente de cámara FL-CC7528-2M (RICOH)



Nota. Adaptado de RICOH FL-CC7528-2M 2.0 Mega Pixel Lens, 2022, Machine Vision Shop, (https://www.machine-vision-shop.com/all-products/lenses/ricoh-fl-cc7528-2m?srsltid=AfmBOoo3eFWQ5GS9ujn2_5vizM-gwHJIX1_s8c5FMpgVExvZfRLIR23xz) CC BY 2.0

A I.2.1.3 Trípode

El trípode que da estabilidad al conjunto cámara-objetivo es el Manfrotto Pro 475 (Manfrotto, Cassola, Italia) (Figura 62), cuenta con 3 patas de 3 secciones que permiten una altura mínima de 43cm y una máxima de 188cm, pesa 4,3 kg, cuenta con un tornillo de acople de 3/8” y una carga máxima de 20 kg.



Figura 62. *Tripode 475B (Manfrotto)*



Nota. Adaptado de *Manfrotto 475B*, Manfrotto, (<https://www.manfrotto.com/es-es/tripode-de-estudio-pro-geared-475b/>) CC BY 2.0

Esta cuenta con regulación de distancia focal, para enfocar correctamente dependiendo de la distancia a la que se encuentra el espécimen y apertura de lente, para regularla dependiendo de lo iluminada que se encuentre la zona del ensayo.

A I.2.1.4 Móvil

Se utilizó el Pixel 8 de Google (Google, California ,Estados Unidos) (Figura 63) que cuenta con grabación en 4K y 1080p a 60 FPS y estabilización de vídeo y audio. Esto sirvió para sincronizar el deslizamiento del tendón con los datos arrojados por el ensayo.

Figura 63. *Móvil Pixel 8 (Google)*





Nota. Adaptado de *Google Pixel 8*, Google, 2024, *MovilTen* ,(https://movilten.es/producto/google-pixel-8-pro-128gb-azul/) CC BY 2.0

AI.2.2 LVDT

Este dispositivo electromecánico mide desplazamientos lineales con alta precisión. Sus siglas significan (*Linear Variable Differential Transformer*) su funcionamiento consiste en convertir movimientos rectilíneos en una señal eléctrica que recibe el programa e indica el desplazamiento, en el caso de este estudio se usará para obtener un posible desplazamiento o deformación del peroné por flexión o tracción.

Se usará el modelo de la Figura 64 de la marca Micro-Epsilon (Micro-Epsilon, Ortenburg, Alemania).

Figura 64. *LVDT LVP-100-ZA-2.5-SR7 (Micro-Epsilon)*



El LVDT se acompaña de una fuente de alimentación ISO-TECH IPS-4303 (RS Components, Madrid, España). Es una fuente de alimentación DC lineal de salida múltiple de 200



W, sus dimensiones son 255 (ancho) × 145 (alto) × 265 (profundidad) mm con aproximadamente 7 kg de peso, cuenta con 4 salidas con 4 pantallas LED de 3 dígitos, el canal usado para el ensayo es capaz de proporcionar los valores indicados en la Tabla 12.

Tabla 12. Especificaciones canal usado de IPS-4303

	Tensión	Corriente
Nominal	0 – 30 V	0 – 6 A
Regulación de línea	$\leq 0,01\% + 3 \text{ mV}$	$\leq 0,2\% + 3 \text{ mA}$
Regulación de carga	$\leq 0,01\% + 3 \text{ mV}$ (a < 3 A) $\leq 0,02\% + 5 \text{ mV}$ (a > 3 A)	$\leq 0,2\% + 3 \text{ mA}$

A I.3 MATERIAL QUIRÚRGICO

Para la intervención quirúrgica de reconstrucción se ha necesitado material específico destinado para ello:

A I.3.1 TALADRO

Se ha utilizado el taladro Bosch EasyImpact 18-40 V (Bosch, Stuttgart, Alemania) como el de la Figura 65. Cuenta con un tamaño máximo del portabrocas de 13 mm, capaz de transmitir 40 Nm de par de giro y con velocidad máxima de rotación de 1630 rpm, su potencia máxima alcanza los 800 W.



Figura 65. Taladro EasyImpact (Bosch)



Nota. Adaptado de *Bosch Home and Garden EasyImpact*, 2024, Amazon, (<https://www.amazon.es/Bosch-percutor-EasyImpact-bater%C3%ADas-transporte/dp/B09PLKVRT6?th=1>). CC BY 2.0

A I.3.2 BROCA QUIRÚRGICAS

Se ha usado una configuración de brocas quirúrgicas anidadas para túneles óseos de la marca Stryker (Stryker, Michigan, Estados Unidos) 2 mm para la guía y de 5 mm para la broca canulada como las que se observan en la Figura 66 y 67.

Figura 66. Broca Canulada 5 mm (Stryker)



Figura 67. Broca 2 mm (Stryker)



A I.3.3 GUÍA TIBIAL

La guía tibial que determina la dirección del túnel es de la marca Stryker (Stryker, Michigan, Estados Unidos), cuenta con una variación angular de 40 a 90° que permite realizar túneles garantizando sujeción al tejido óseo. (Véase Figura 68).

Figura 68. Guía Tibial (Stryker)



A I.3.4 TORNILLO DE INTERFERENCIA

El tornillo de interferencia usado para la intervención es de 6 mm de diámetro por 28 mm de longitud, de la marca Stryker (Stryker, Michigan, Estados Unidos). El material con el que se hace es Biosteon, un material absorbible compuesto por ácido poli-L-láctido (PLLA) no cristalino e hidroxiapatita (HA). Está indicado para su uso en procedimientos de reconstrucción de ligamentos. (Véase Figura 69).

Figura 69. Tornillo de interferencia



Nota. Adaptado de Tornillos interferenciales de HA/PLLA, 2021, Stryker, (<https://www.stryker.com/es/es/sports-medicine/products/biosteon-ha-plla-interference-screws/index-eu.html>) CC BY 2.0

A I.3.5 HILO Y AGUJA

El hilo usado para la sutura es el VICRYL de ETHICON (ETHICON, Nueva Jersey, Estados Unidos). Este hilo destaca por su resistencia a la tracción, su absorción y su capacidad de esterilización, se ha usado el 2-0 para cada sutura. Con la ayuda de una aguja de sutura quirúrgica se realizó la intervención. (Véase Figura 70)

Figura 70. Conjunto de sutura



Nota. Adaptado de *Aguja de sutura semicircular 6 cm, p/12*, Schippers, (<https://www.schippersweb.com/aguja-de-sutura-semicircular-6-cm-p-12-0205828.html>) CC BY 2.0

Nota. Adaptado de *VICRYL 2-0*, Nafarrate, (<https://www.nafarrate.com/producto/sutura-vicryl-2-0>)



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

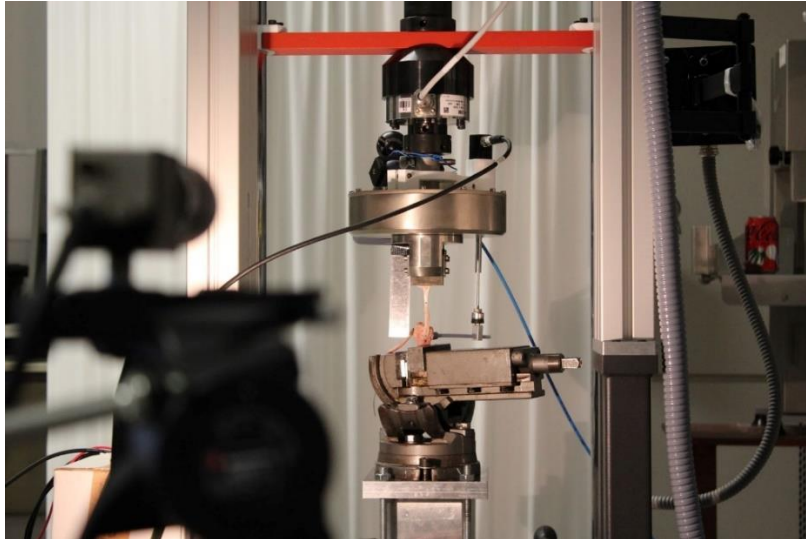
| uma.es



ANEXO II: PROTOCOLO DE ENSAYO



PROTOCOLO DE ENSAYO FIJACIÓN TRANSÓSEA PARA EL LIGAMENTO COLATERAL LATERAL



I. Preparación del Espécimen	
	1. Descongelar el espécimen 24h antes del ensayo (peroné + tendón) el tendón se mantendrá humedecido durante todo el proceso pasándole una toalla con agua.
	2. Limpiar peroné y tendón de posibles imperfecciones para poder realizar las marcas de medición sin problemas y cortarlo a 40 mm de longitud del orificio más lateral.
	3. Tunelar la cabeza del peroné con taladro y broca quirúrgica de 1mm con la ayuda de la guía en C (Anterolateral a Posteromedial, en sentido ascendente).
	4. Tunelar con la broca de 5 mm de diámetro con ayuda del túnel guía del paso N.º 3.



	5. Medir la longitud del túnel.
	6. Cortar el tendón de cerdo a una longitud de 160 mm y con un ancho de 5 mm de los cuales 85.5 mm saldrán de la entrada: 55 mm quedarán expuestos y 30.5 mm quedarán dentro de la mordaza superior.
	7. Comprobar que el tendón es uniforme en sección para evitar puntos débiles en el ensayo
	8. Realizar al tendón 3 puntadas tipo Krackow (3 hacia delante y 3 hacia atrás) (tipo de hilo VICRYL 2)
	9. Pasar el tendón por el túnel introduciendo el hilo y tirando de él.
	10. Sujetar el tendón pegado a la parte distal del peroné mientras se introduce el tornillo de 6 x 28 mm desde la entrada externa del túnel dejando al tendón por debajo del tornillo (más cercano a la parte distal del túnel). Recordatorio de humedecer
	11. Realizar un taladro piloto con la broca de 2 mm para el conjunto tornillo-casquillo de la varilla de sujeción para el LVDT a la derecha de la entrada del túnel (mirando desde la cámara) si es peroné derecho y en la izquierda si es izquierdo intentando que no atravesase el túnel



II. Colocación del espécimen en la máquina	
	<p>1. Introducir el peroné en la mordaza central hasta que tope con la base, orientándolo con la cara posterior del peroné apoyada en la placa plana de la mordaza.</p> <p>Orientar el espécimen, ajustando la posición y orientación de la mordaza inferior, de forma que la cara plana externa del tendón quede paralela al plano de la mordaza superior y la dirección del tendón coincida con el eje de carga.</p>
	<p>2. Encender el compresor.</p>
	<p>3. Comprobar que la carrera de la mordaza superior se encuentra a 70.82 mm.</p>
	<p>4. Colocar la regla de calibración en dirección vertical y paralela al plano de la garra para sujetarla con cinta americana</p>
	<p>5. Cerrar la mordaza superior asegurando que el tendón llega hasta el tope superior (introducir los últimos 30,5 mm del extremo libre) y que se sujeta también la regla (CUIDADO LOS DEDOS) ⚠</p>
	<p>6. Comprobar verticalidad de la regla y del tendón</p>
	<p>7. Pintar con Rotulador Negro 3 puntos de referencia (Junto a la entrada en el hueso, en el tendón junto a la entrada y a 40 mm del de la entrada (cerca de la mordaza) y en la zona de ligamento sobrante realizar 6 marcas cada 3 mm cada una</p>
	<p>8. Colocar el soporte del LVDT sobre la mordaza superior y orientarlo según la posición del conjunto tornillo-casquillo</p>
	<p>9. Atornillar el conjunto tornillo-casquillo de la varilla de sujeción mediante el taladro piloto hecho antes asegurándose su orientación horizontal</p>



	10. Introducir la varilla de sujeción en la varilla de medir del LVDT sin que interfiera con la regla de calibración
	11. Introducir la varilla de medir en el LVDT y orientar la varilla de sujeción para introducirla en el casquillo.
	12. Atornillar el soporte del LVDT asegurando que no se mueva.
	13. Asegurar la conexión del LVDT al PC con la fuentes de alimentación a 24V

III. Preparación de la cámara	
	1. Usar el trípode para poner la cámara a la altura del tendón y un plano paralelo a la dirección del tendón
	2. Colocar la cámara a 1.25 m del tendón
	3. Ajustar la distancia focal y la apertura de la lente según condiciones de iluminación del ensayo
	4. Asegurar la visibilidad de la regla de calibración
	5. Preparar LabView (Carpetas, imagen previa, N.º fotos= 800, fotos/s) Nº fotos= 800 Tiempo entre fotos = 250ms No más de 4 fotos/s (limitación del programa) Tiempo de grabación = 200s Tiempo de exposición = 200ms
	6. Preparar el biombo blanco para la cámara tras el tendón



IV. Ensayo	
	1. Establecer configuración del ensayo “cíclico” o “rotura” en el programa Win Test32 módulo dinámico
	2. Cargar la configuración del LabView
	3. Encender la cámara
	4. Prepararse para el Trigger Manual (Folio en blanco tras el tendón que aparezca en el plano de la cámara)
	5. Activar LabView
	6. Activar Máquina
	7. Guardar los dos archivos de datos del ensayo en tipo ASCII: Cíclico y rotura



ANEXO III: ENSAYO PILOTO



A III. ENSAYO PILOTO

El ensayo piloto sirve para realizar una experimentación preliminar usando, en este caso, un elemento similar al del espécimen. Esto ayudará a evaluar la viabilidad, validez y eficacia de los métodos utilizados para después extrapolar las conclusiones obtenidas.

Se ha llevado a cabo ya que pueden existir fallos en el ensayo, áreas de mejora en el diseño, problemas con el utillaje, posible optimización del tiempo, nuevos aspectos a considerar, que mejorará el ensayo final de cara al estudio.

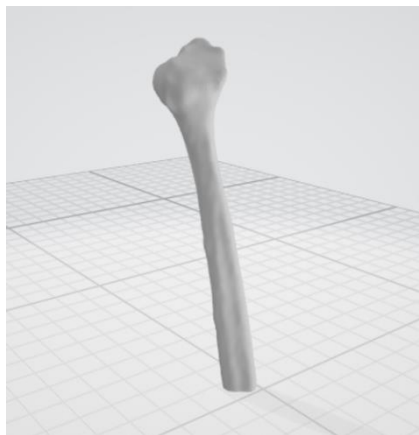
El ensayo piloto se realizó 2 veces para asegurar la validez del ensayo final.

A III.1 PERONÉ Y TENDÓN

Para no usar uno de los especímenes cadavéricos para el ensayo previo al piloto se decidió imprimir el peroné en una impresora 3D con PLA haciendo uso de las instalaciones del Laboratorio de Impresión 3D y Prototipado de Soporte a la Investigación (LIPSI).

Con la ayuda del programa de procesamiento de TACs 3D Slicer se obtuvo la segmentación de uno de los peronés para posteriormente obtener la información geométrica de este a través del archivo STL que se visualiza en la Figura 71 y así poder llevarlo a la impresora.

Figura 71. *Peroné en extensión de archivo STL (3D Viewer de Windows)*



La impresión se realizó con un relleno del 20%, en la Figura 72 se aprecia, lo cual hace que se asemeje bastante a la calidad ósea, una zona más rígida al exterior del hueso, simulando el cortical y otra más porosa en su interior, como el trabecular.

Figura 72. *Impresión Peroné 3D con PLA*



Para seguir el protocolo también con la impresión 3D se dibujó con rotulador la entrada (E) y la salida (S) como en la Figura 73.

Figura 73. *Entrada y Salida del peroné impreso*



En el primer ensayo a la hora de realizar el túnel se cometió el fallo de realizarlo casi tangente a la cara posterior del peroné (véase Figura 74). Cosa que en el segundo fue corregida, la clave está en buscar la salida ascendente que permite recorrer más hueso y aumentar así la resistencia de la fijación tal y como se hace en la Figura 75.

Figura 74. *Taladrado fallido en peroné impreso*

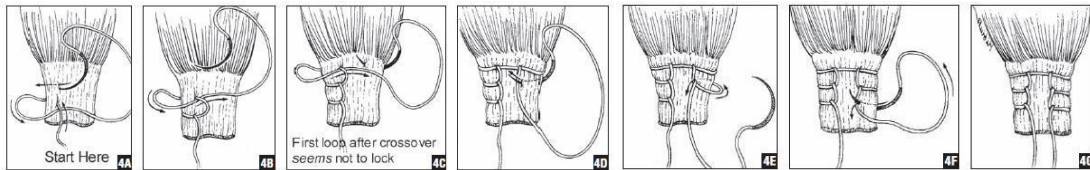


Figura 75. *Taladrado ascendente con guía tibial de peroné impreso*



La preparación del tendón conlleva una sutura que resista el paso de este tejido a través del túnel, por esto se decidió elegir la sutura tipo Krackow (Figura 76), que ofrece una tracción firme del tendón.

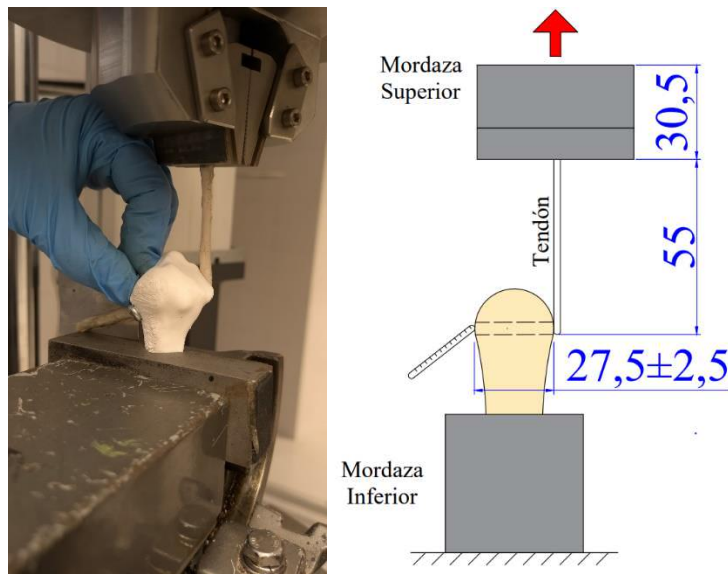
Figura 76. Guía para sutura Krackow



Nota. Adaptado de Krackow KA. The Krackow suture: how, when, and why. Orthopedics. (2008);31(9):931-3. (doi: 10.3928/01477447-20080901-19). CC BY 2.0

La longitud total del tendón se determinó a través de 3 parámetros: altura mordaza superior, longitud de tendón expuesta y longitud del túnel (véase Figura 77).

Figura 77. Croquis medidas tendón



Nota. Altura de Mordaza Superior. 30,5 mm; Longitud expuesta de tendón. 55 mm; Longitud del túnel. 27,5±2,5 mm.

Es importante limpiar el tendón de cuerpos blandos que no son de interés y así facilitar pintar con el rotulador las referencias, así como reducir la anchura de la plastia para permitir el paso por el túnel.



A III.2 SOPORTE LVDT

Para medir la flexión de la diáfisis del peroné se usará un LVDT, posicionado de manera paralela al esfuerzo axial ejercido en la fijación transósea. Para facilitar el montaje, se ha modelado un soporte que se fija el cuerpo del transductor al eje principal de la máquina.

Las pruebas de impresión y el soporte final se realizaron en el Laboratorio de Impresión 3D y Prototipado de la UMA usando PLA como material de impresión (Figura 78) e insertos de latón de M5x6x7 (Figura 79) para asegurar el agarre de los tornillos que aseguraban el correcto agarre al eje.

Figura 78. Impresora 3D usando boquilla de PLA

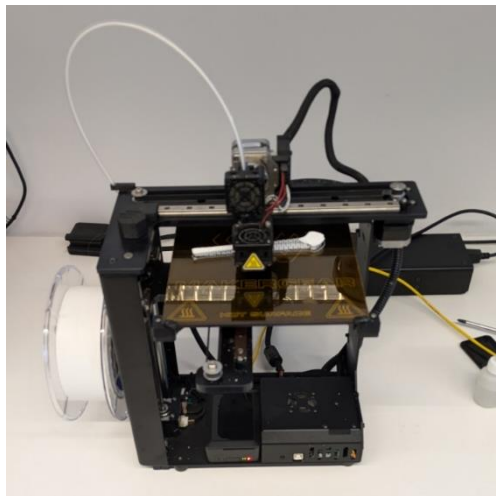


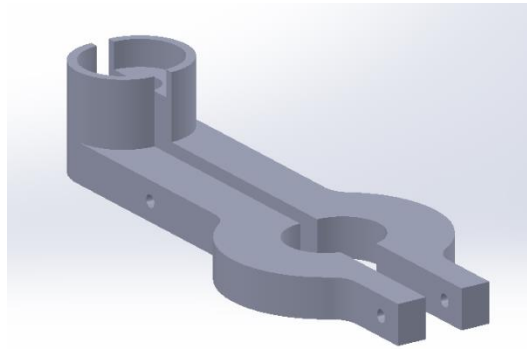
Figura 79. Inserto de Latón M5x6x7





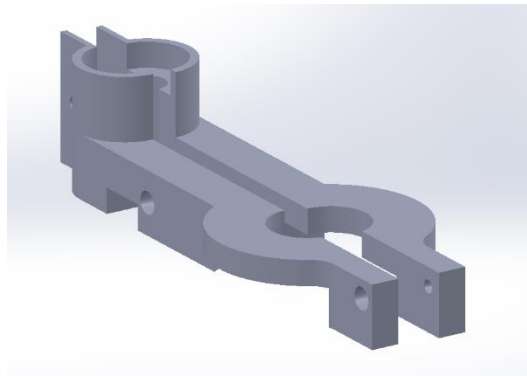
Se elaboró una primera versión del soporte (véase Figura 80) que resultó dar problemas ya que no se tuvo en cuenta que el bloque cilíndrico de la mordaza superior ascendía cuando esta se cerraba, interfiriendo con la posición del cable de aire comprimido de la máquina.

Figura 80. Soporte LVDT V.1



Para evitar el problema, se decidió modificar la zona del agarre al eje para permitir el paso del cable, pero surgió otro problema debido a que los tornillos de la máquina no permitían el desplazamiento circular del soporte, impidiendo su correcta colocación. Teniendo en cuenta estas limitaciones de diseño se remodeló el soporte original hasta llegar al soporte final de la Figura 81.

Figura 81. Soporte LVDT V.2





UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

| uma.es



ANEXO IV: CÓDIGO MATLAB



```
function [k, C_fluencia,def_fluencia]=PendienteFeutchB(carga,LVDT,  
CC_max,L)  
  
% Calcula la rigidez del ensayo de tracción segun la definicion de  
% Fleutch  
% 2001: máxima pendiente de la curva en ventanas que contengan el 30% de  
% los datos entre el inicio y rotura  
  
%  
%Argumentos de entrada:  
% carga:valores de la celula de carga en tracción  
% LVDT: valores de desplazamiento en LVDT  
% CC_max: valor de carga que marca el limite superior de la zona  
% lineal en la que se busca pendiente  
% L:longitud que determina el calculo del límite de fluencia, si no  
% se introduce L o es 0 no se busca el punto de fluencia  
% ANA: Si L=50 el punto de fluencia se aleja un 1% en alargamiento  
% de la recta que aprox. el tramo lineal  
%  
%Argumentos de salida:  
% k: rigidez según Feutch  
% C_fluencia: Límite de fluencia, calculado como el punto en el que  
% la deformación se aleja de la zona determinada  
% por la aproximación lineal mas del 0.02% de la longitud L indi-  
% cada  
% def_fluencia: deformación a la carga de fluencia  
  
IndiceCC_max=find(carga>=CC_max,1,'first');  
CC=carga(1:IndiceCC_max);  
def=LVDT(1:IndiceCC_max)-LVDT(1);  
  
tamano=round(0.3*length(CC)); %tamaño de la ventana para contener el  
30% de los datos  
clear aux  
figure(2)  
plot(def,CC,'r'),hold on  
for i=tamano:length(CC)-tamano  
y=CC(1:i+tamano); %valores de carga en la ventana que contiene  
30% datos  
x=def(1:i+tamano);%valores deformacion en la ventana que contiene  
30% datos  
p = polyfit(x,y,1);  
plot(x,p(1)*x+p(2),'b')  
kaux(i)=p(1); %valores de la pendiente en cada ventana  
cofaux(i)=p(2); %valores del coeficiente independiente de la  
aproximación  
% Calcular el coeficiente de correlación para cada ventana  
corrMatrix = corrcoef(x, y);  
raux(i) = corrMatrix(1, 2); % Coeficiente de correlación (r)  
end  
  
k=max(kaux); %maxima pendiente entre las ventanas calculadas
```



```
title('Aproximaciones en la zona lineal de la curva carga-deforma-
ción')
hold off

clear aux;
aux=find(kaux==max(kaux));
cof=cofaux(aux);
CCaprox=def*k+cof;%aproximación lineal de la curva carga en función
de la deformacion
defaprox=(CC-cof)/k;%aproximación lineal de la curva carga en función
de la carga
% Mostrar el coeficiente de correlación máximo
disp(['Coeficiente de correlación máximo: ', num2str(max(raux))])

%% Búsqueda de punto de fluencia
clear aux; aux=exist('L');
if aux==1 && L~=0
    error=abs(def-defaprox); %error de la aproximación lineal
    clear aux; aux=find(error>=0.2/100*L); %índices de CC donde el error
es mayor del 0.2% de L
    def_posiblesFluencia=def(aux);
    C_posiblesFluencia=CC(aux);

    figure(3)
    plot(def,CC,'r',def,CCaprox,'b',def_posiblesFluencia,C_posiblesFluen-
cia,'*g')
    title('Resultado de la aproximación en la curva carga-deformación')

    text(mean(def)/2,max(CC),'SELECCIONA EL PUNTO DE FLUENCIA')
    [xintro,yintro] = ginput(1);
    ErrorSeleccion=abs(def_posiblesFluencia-xintro);
    indiceFluencia=find(ErrorSeleccion==min(ErrorSeleccion));
    indiceFluencia=round(mean(indiceFluencia));

    C_fluencia=CC(aux(indiceFluencia));
    def_fluencia=def(aux(indiceFluencia));

    figure(3)
    plot(def,CC,'r',def,CCaprox,'b',def_fluencia,C_fluencia,'*g');
    title('Resultado de la aproximación en la curva carga-deformación');
else
    C_fluencia=[];
    def_fluencia=[];
    figure(3)
    plot(def,CC,'r',def,CCaprox,'b')
    title('Resultado de la aproximación en la curva carga-deformación')
end
```



ANEXO V: DATOS ESPECÍMENES Y TAC



RESUMEN DATOS ESPECÍMENES

N.º	ESPÉCIMEN	EDAD	SEXO	PESO (kg)	ALT. (cm)	HOUNSFIELD UNITS						
						Peroné				Tibia		
						Total	Trabecular	Cortical	Túnel	Total	Trabecular	Cortical
1	L220006	67	F	47,73	154,94	252,975	100,709	386,08	105,663	242,99	178,472	431,434
2	L220006	67	F	47,73	154,94	220,617	87,337	339,117	90,979	269,357	207,333	451,654
3	L220146	67	F	55,91	165,10	270,777	182,569	355,513	173,865	286,918	243,724	424,578
4	L220062	58	M	81,82	182,88	207,883	33,213	363,398	16,295	212,462	158,825	372,627
5	S220276	37	M	86,36	177,80	243,915	80,268	485,29	92,773	247,112	173,679	525,523
6	C220518	41	M	-	-	398,63	263,591	555,239	265,631	341,329	270,682	573,025
7	S220918	67	M	82,73	193,04	322,032	230,045	477,858	249,011	329,865	260,896	543,119
8	C220518	41	M	-	-	421,003	272,99	578,472	198,208	422,075	280,348	587,34
9	S220951	69	M	78,18	167,64	344,959	126,238	651,45	126,426	309,365	209,186	747,19
10	2002807F	56	M	-	-	327,775	193,816	509,311	186,916	329,748	261,592	581,807
11	L220971	64	F	127,27	165,10	369,015	94,826	740,717	108,132	310,937	173,775	752,238
12	L220971	64	F	127,27	165,10	373,32	150,511	701,965	146,222	302,668	203,196	705,033
13	C221205	33	M	51,82	185,42	319,543	130,622	610,327	86,03	247,188	179,72	569,582
14	C221209	65	F	35,45	147,32	172,5	29,9	368,06	41,838	157,869	81,309	465,744
15	S220961	57	M	85,91	167,64	345,564	133,407	573,714	172,828	249,972	145,963	593,408
16	F220842	47	F	67,27	162,56	502,361	238,501	732,722	260,224	408,23	313,276	701,627
17	S221981	28	F	74,09	175,26	373,065	180,965	603,604	163,445	367,486	260,926	731,825
18	P220517	60	M	94,55	175,26	435,909	171,875	698,694	180,303	326,158	236,84	596,663

Media	327,880166	150,07683	540,64061	148,04383	297,87383	213,319	575,24538
Desviación	86,8627199	72,853125	137,14067	71,061686	66,7683	57,741566	117,43508

Media	Masculino	343,8316	155,384533	576,7214	152,952133	304,164267	214,0142	603,11673
	Femenino	321,52552	148,79458	531,3433	146,14623	296,21005	211,9354	573,98552
Desviación	Masculino	86,219644	76,707719	119,94888	75,481947	71,337768	62,391416	108,27794
	Femenino	85,114090	74,885626	135,38793	72,777102	68,437493	59,210283	120,92385



RESUMEN DATOS TAC

CÓDIGO	Parámetro	Descripción	Valor				
[0018,0050]	SliceThickness (mm)	Grosor de rebanada	200,818174	1500,8182	1,25	1,25	1,25
[0018,0060]	KVP (kV)	Pico de voltaje usado por el generador de Raxos-X	120	120	120	120	120
[0018,0088]	SpacingBetweenSlices (mm)	Espaciado entre rebanadas adyacentes (medida de centro a centro de la rebanada)	10	10	0,625	0,625	0,625
[0018,0090]	DataCollectionDiameter (mm)	Diámetro de la región donde la información ha sido recolectada	500	500	500	500	500
[0018,1130]	TableHeight (mm)	Distancia desde la parte superior de la cama del paciente hasta el centro de rotación (signo positivo si es bajo el centro)	122	90,5	96,5	96,5	96,5
[0018,1150]	ExposureTime (ms)	Tiempo de exposición de Rayos-X	2078	15078	800	800	800
[0018,1151]	XRayTubeCurrent (mA)	Intensidad del tubo de Rayos-X	10	10	120	120	120
[0018,1152]	Exposure (mAs)	Exposición calculada con el tiempo y la intensidad del tubo de Rayos-X	20	150	6	6	6
[0018,1170]	GeneratorPower (kW)	Potencia del generador de Rayos-X	1200	1200	48000	48000	48000
[0018,9306]	SingleCollimationWidth (mm)	Ancho de una sola fila de recolección de datos	0,625	0,625	0,625	0,625	0,625
[0018,9307]	TotalCollimationWidth (mm)	Ancho total de la colimación detectada por los Rayos-X	5	5	20	20	20
[0018,9309]	TableSpeed (mm/s)	Velocidad de la cama del paciente cuando se toman los datos	100	100	24,21875	24,21875	24,21875
[0019,1026]	DegreesOfAzimuth (°)	Ángulo de toma de datos por parte de la máquina	180	180	175	175	175
[0019,102c]	NumberOfTriggers	Número de disparadores a lo largo de la recolección de datos	2295	16595	35244	35244	35244
			R1	R2	R2.1	R3	R4



ANEXO VI: PREPARACIONES ADICIONALES



A VI.I VIDEOGRAMETRÍA SOBRE LA FIJACIÓN

Adicionalmente con el objetivo de implementarlo en ensayos posteriores, se utilizó una cámara de video más para monitorizar la evolución de la deformación de la plastia y detectar posibles deslizamientos de esta en la mordaza superior de la máquina, como se explica en el punto XX. La cámara usada en el ensayo es una cámara de alta resolución de modelo Baumer, VCXU-124C (Baumer, Frauenfeld, Suiza). Sus características se encuentran en el ANEXO I.

Con la videogrametría se es capaz de realizar una captura de movimiento y medición bidimensional o tridimensional, tras la recopilación de datos, estos tras procesarse a través de un algoritmo en MATLAB reflejarán el desplazamiento a lo largo del tiempo y con los datos recogidos por la célula de carga de la máquina de ensayo se podrá generar una gráfica Tensión-Deformación.

Para que el algoritmo detecte el punto de interés y reciba la información en el espacio de este necesita una referencia, esta referencia suele ser un punto que haga contraste con el elemento a analizar, por eso es importante que el lugar del ensayo se encuentre iluminado, en el caso de este estudio, el tendón es blanco, se realizarán marcas en negro sobre el mismo para que el contraste sea evidente. En otros casos se pueden usar bolas u otros elementos que realicen la misma función de referencia.

El algoritmo de la cámara trabaja obteniendo las distancias en planos paralelos al cuadro, en cada plano que se quiera medir una distancia se pondrá una referencia medible como puede ser una regla calibrada.

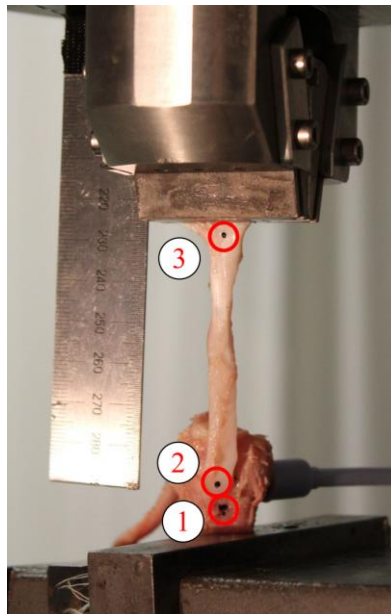
A VI.I.1 REFERENCIAS PARA LA VIDEOGRAMETRÍA

Para llevar a cabo el seguimiento de la plastia con la cámara y la videogrametría se marcaron 3 puntos, tras finalizar el montaje del peroné, con rotulador quirúrgico (ver Figura 82):

Uno (1) en el hueso en la entrada del túnel, otro (2) junto a este sobre la plastia y el último (3) junto a la mordaza para evitar un posible retorcimiento.

Las referencias se utilizan para determinar la deformación del tendón a partir del distanciamiento de los puntos mediante la técnica de vídeo comentada y monitorizar su posible deslizamiento en la garra.

Figura 82. *Marcas de referencia*



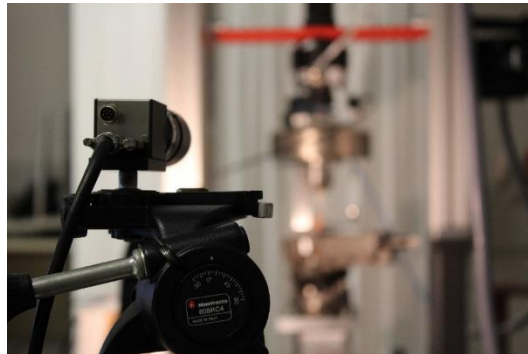
A VI.1.2 COLOCACIÓN Y PREPARACIÓN DE LA CÁMARA

En primer lugar, se monta la cámara que monitorizará las marcas de la zona de trabajo de la plastia sobre un trípode (ANEXO I) para facilitar su colocación en un plano paralelo a la dirección de tracción del peroné, a la misma altura que el tendón y a una distancia aproximada de 1,25 m.

Una vez posicionada, se enfoca ajustando la distancia focal en función de la distancia a la que se encuentre el tendón, y la apertura de la lente de acuerdo a las condiciones lumínicas en el laboratorio. Como ayuda se dispone de un foco junto a la cámara y un biombo blanco

de fondo que facilita el contraste de los puntos con el entorno. En la Figura 83 se observa la colocación del sistema frente a la máquina de ensayo. Para la calibración de las imágenes, que permite transformar píxeles en mm, se interpone en la imagen una regla milimetrada.

Figura 83. *Situación del sistema de videogrametría*



El control y recogida de datos de la cámara se realiza mediante el programa LabView y estableciéndose una velocidad de grabación de 4 fotos/s, lo que supone la realización de 4 fotos por mm de cabezal recorrido a la velocidad de 1mm/s seleccionada para el ensayo.

A VI.1.2 PARÁMETROS OBTENIDOS

Los parámetros que se ven a continuación no han sido calculados, pero si medidos a través de las fotos realizadas por la cámara de alta resolución, toda la información quedaría disponible para continuar con el estudio diseñando un análisis de resultados más completo.

A VI.1.2.1 Parámetros Medidos

Los únicos parámetros que se miden son las posiciones de las marcas 1,2 y 3 sobre el conjunto plastia-hueso en la zona de trabajo. A partir de esto los demás parámetros se calculan.

A VI.1.2.2 Parámetros calculados

Además, para caracterizar cada uno de los componentes del conjunto, se calculan los siguientes desplazamientos relativos:

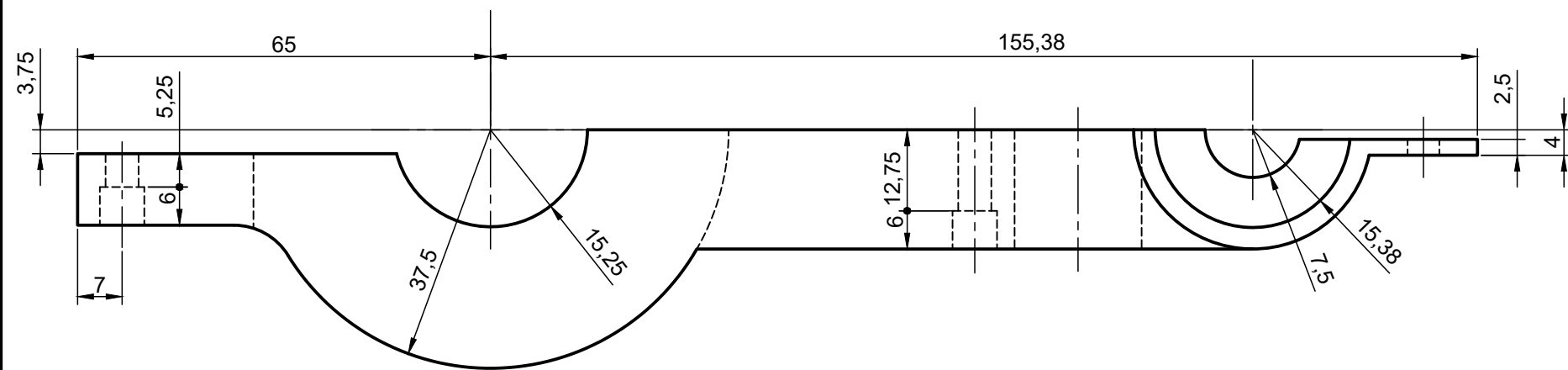
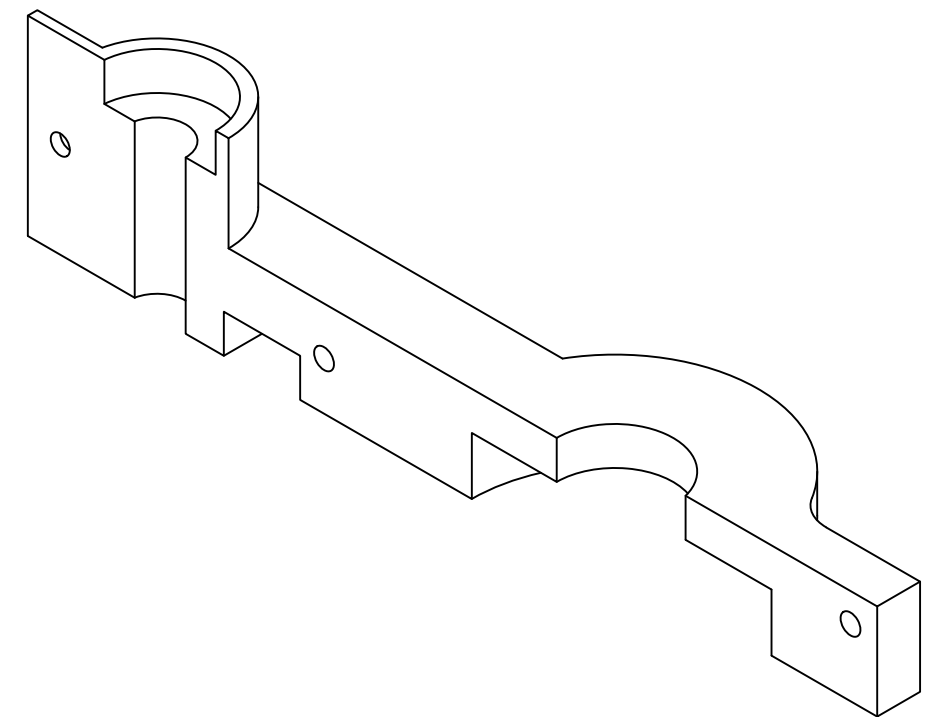
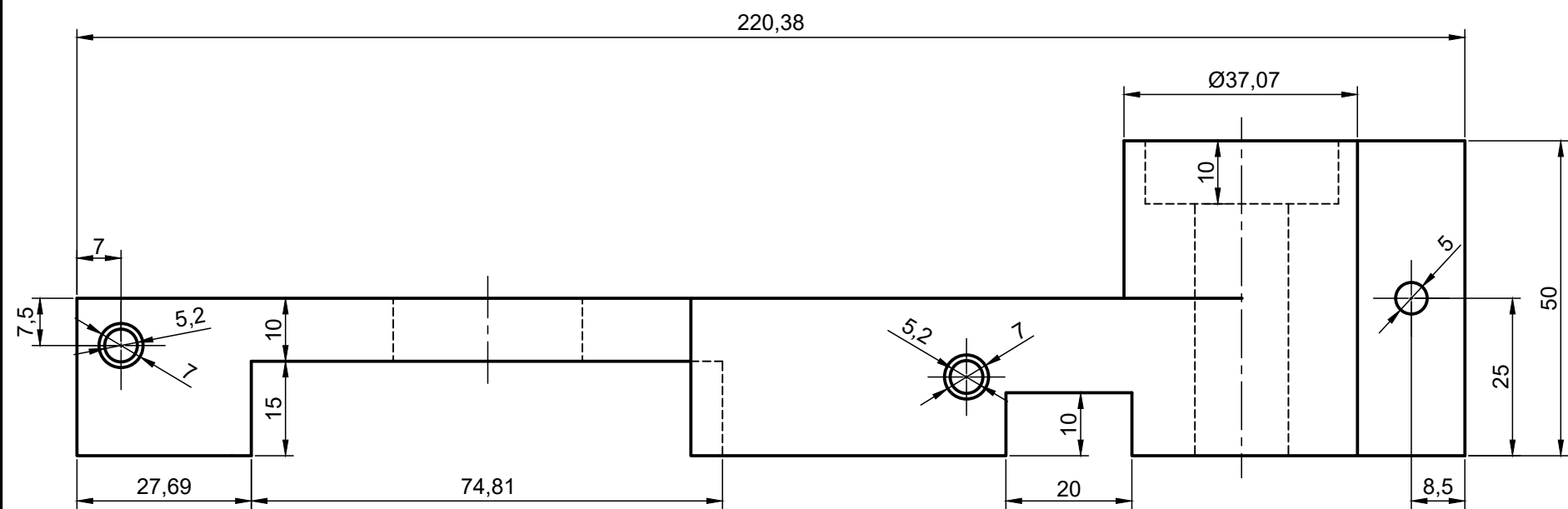


- Elongación del tendón ($\epsilon_{tendón}$): Diferencia entre las posiciones de las marcas 2 y 3 de la zona de trabajo del tendón.
- Desplazamiento de la fijación ($\delta_{fijación}$): Diferencia entre las marcas a la entrada del túnel, marca 1 sobre el hueso y marca 2 sobre el tendón. Este parámetro mide el desplazamiento debido a la suma de tres efectos: desplazamiento del tornillo en el túnel, deslizamiento tendón tornillo y deformación del tendón por aplastamiento en el interior del túnel.
- Desplazamiento del peroné ($\delta_{peroné}$): $\delta_{peroné} = \delta_{Cabezal} - \delta_{LVDT}$.

El objetivo de este parámetro es cuantificar los desplazamientos del peroné por deslizamiento respecto a la garra inferior de la máquina, o por deformación debido al momento flector generado por la desalineación de la carga a tracción en el tendón respecto al centro del apoyo del hueso.



ANEXO VII: PLANOS



Escala 1:1



UNIVERSIDAD DE MÁLAGA
GRADO EN INGENIERÍA MECÁNICA



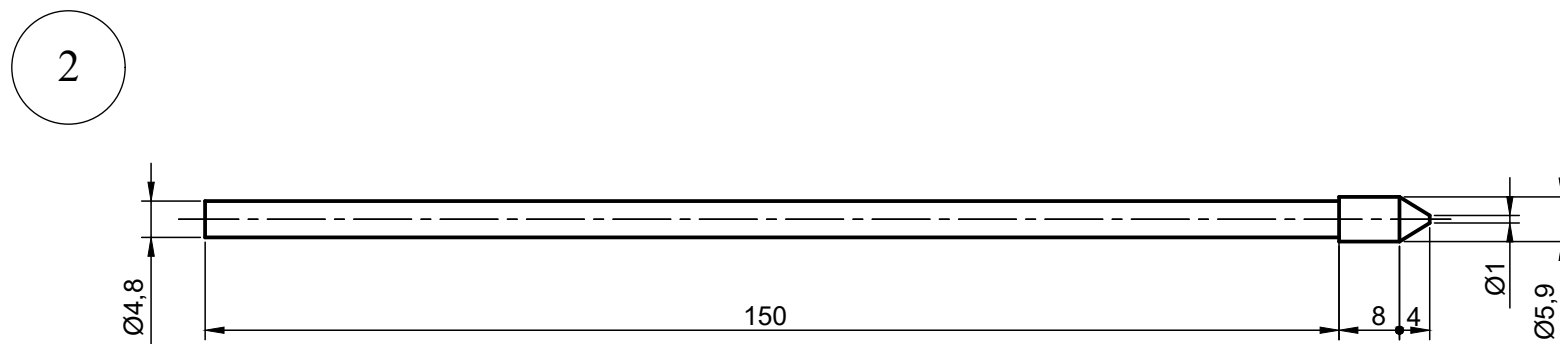
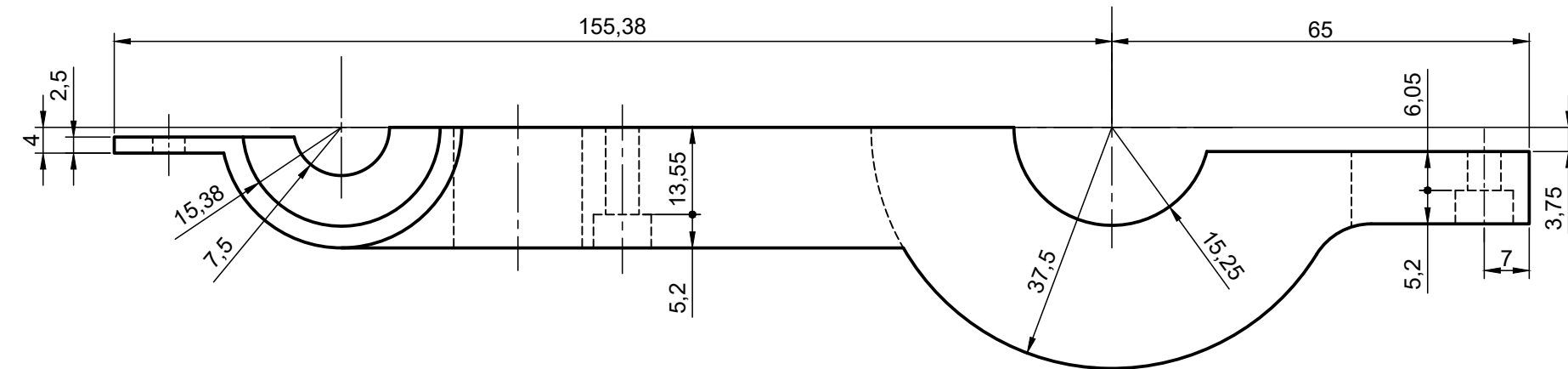
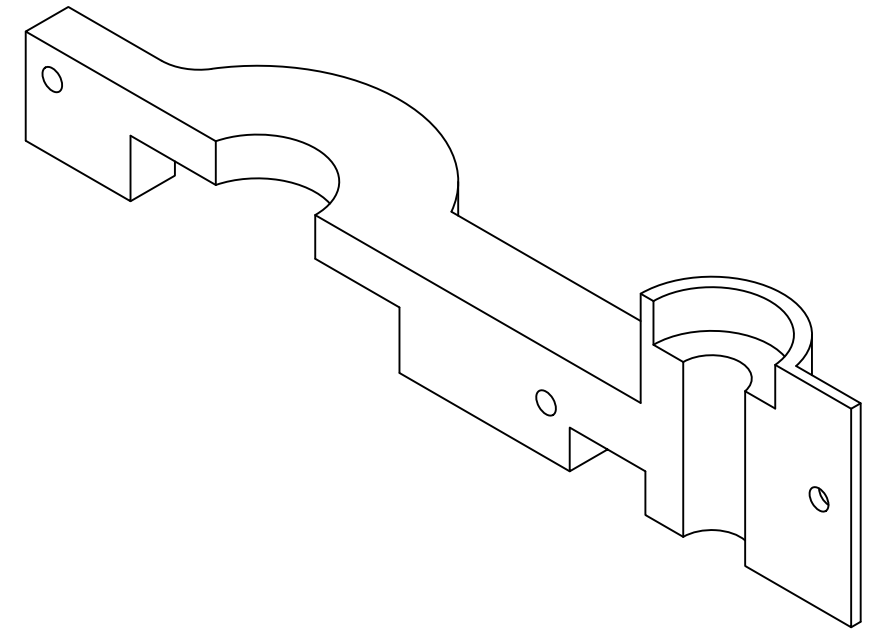
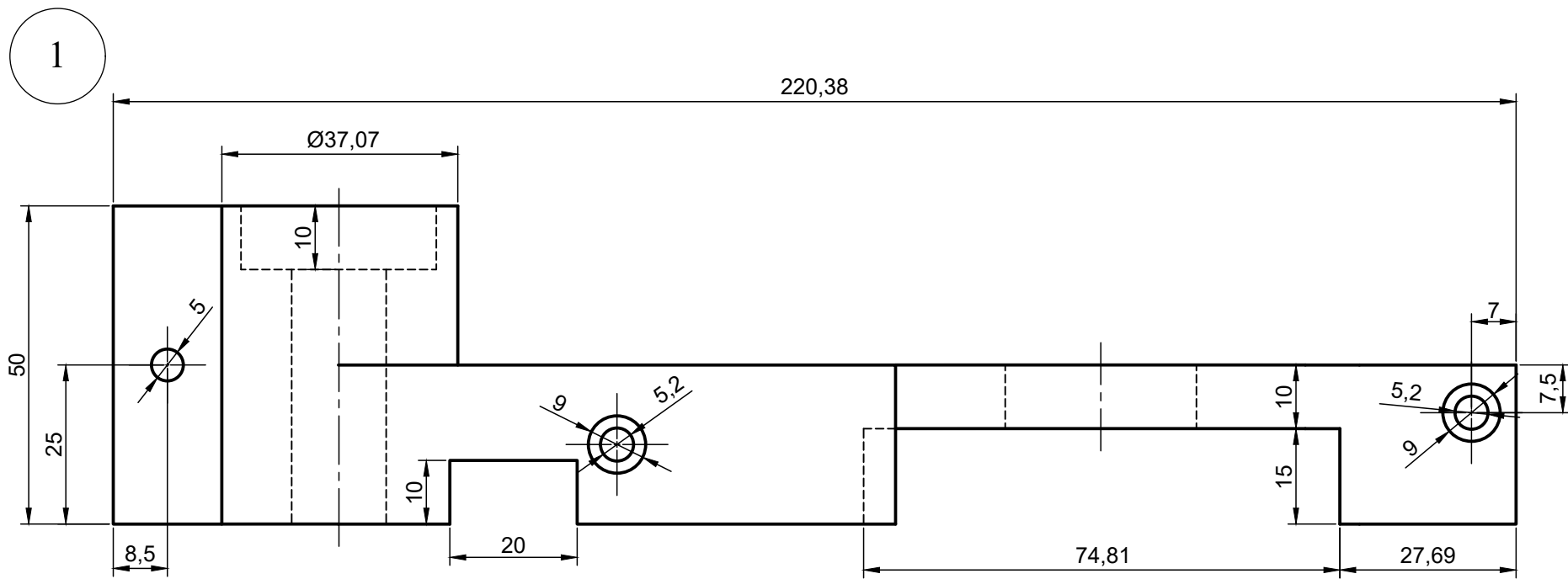
Curso 2024/2025
TFG MECÁNICA

Soporte LVDT (Derecho)

Fecha:
17/3/2025

Nombre: MIGUEL SAMUEL PADILLA SANDOVAL

Plano:
N.º1



Nº	Descripción	Material
1	Soporte LVDT (Izquierdo)	PLA
2	Varilla LVDT	Resina
3	Tapón LVDT	Resina



UNIVERSIDAD DE MÁLAGA
GRADO EN INGENIERÍA MECÁNICA



Curso 2024/2025
TFG MECÁNICA

Piezas LVDT

Fecha:
17/3/2025

Nombre: MIGUEL SAMUEL PADILLA SANDOVAL

Plano:
N.º2

Escala 1:1