



UNIVERSIDAD
DE PIURA

FACULTAD DE INGENIERÍA

**Innovación en el diseño personalizado de vástagos
femorales cortos**

Tesis para optar el Título de
Ingeniero Mecánico - Eléctrico

William Gabriel Solórzano Requejo

Asesores:

Dr. Ing. Carlos Jahel Ojeda Díaz; Dr. Ing. Andrés Díaz Lantada

Piura, setiembre de 2021



Lo que nada
cuesta nada vale,
y así lo que
mucho vale,
mucho es lo que
nos ha de costar

- LUIS DE GRANADA -

En memoria de William Solórzano Sipión,
Rogelia Rivadeneyra Sipión, Francisco
Requejo La Torre, Jorge Luna Quispe y José
Lévano Crisóstomo



Agradecimientos

Agradezco a Dios y a la Virgen María en sus advocaciones de la Medalla Milagrosa y la Virgen de Fátima por su infinita misericordia, por haber sido mi sustento a lo largo de esta etapa y haber proveído las ideas plasmadas en este trabajo.

A mi madre, mi más grande inspiración y modelo, por creer en mí, enseñarme a volar y compartir conmigo su visión de la vida. Por tener tantos recuerdos hermosos en mi niñez y ser un apoyo constante en mi vida personal y académica. A mi padre por compartir conmigo su pasión por la ingeniería, enorgullecerse de mí en todo momento y haberme dado tantas lecciones que forjaron mi carácter.

Al Dr. Carlos Ojeda por haberme permitido conocer el apasionante mundo de la bioingeniería, por su ayuda en cada una de las metas que me propuse, por ser un mentor para mí e inspirarme a ir por más. Al Dr. Andrés Díaz por su confianza, por haberme permitido descubrir más sobre el diseño de biodispositivos y por hacer tan acogedora mi estancia en Madrid. A ambos les agradezco por motivarme a seguir estudios de posgrado y haber sido unos excelentes tutores en el desarrollo de esta investigación.

A Carol por guiarme hasta la Universidad de Piura, porque me ha permitido desarrollarme personal y profesionalmente. A los ingenieros Maritza, Gastón, Kiara, Fiorella, Roxana, Isabel del Rosario, Isabel, Ismael, Mario, William, José, Rosalba, Javier, César, Miguel, Juan y Jorge por haber sido unos excelentes educadores y por haber tenido el placer de ser su alumno y ayudante, este logro también es suyo. A Daysi, Ana, Mirella y Janet por su apoyo con los papeles que permitieron mi estancia en Madrid y el comienzo de la maestría.

A mis tíos Manuel, Jesús, Francisco, Gabriel, Doris, Flor, Clotilde, Miguel, Germán y Cecilia por su apoyo incondicional. En especial a mis tíos Silvia, Eliezer, Lilia, Teresa, Jorge, Rogelia, Letty, Margarita, Jenny y mi padrino Christian por acompañarme de cerca en mi etapa universitaria y orientarme en todo momento.

A Evelyn por estar presente en todo proyecto en el que me aventuro, por su respaldo y consejo constante, por creer siempre en mí. A María y Lennin porque sin ellos la vida universitaria hubiese sido diferente, por demostrarme cual es el verdadero sentido de la palabra amistad.

A Javier por su apoyo en este trabajo y compartir mi ideal en el desarrollo de la tecnología médica en el Perú. A Gustavo por su paciencia y dedicación en la impresión de los prototipos que permitieron la elaboración de esta tesis. A Isabel por proporcionarme el modelo virtual del paciente P2 que permitió evaluar la implantabilidad. A Deisy por enseñarme sobre la herramienta Streamlit® que facilitó el despliegue de la aplicación de ajuste elíptico.

A la Sra. Vilma y María por haberme cuidado durante 4 años de la carrera, sin su apoyo no hubiese llegado hasta este momento. A Estephany, Kasandra, Bassita y a sus padres Amelia y Javier por ser como una segunda familia para mí. A Aldair, Alejandro, Alexandra, Alonso, Andrea, Andy, Angel, Angela, Ashly, Anais, Ana, Betty, Bormer, Bruno, Carolina, Cecilia, Cesar, Dana, Daniela, Dannia, Dario, Diego, Eduardo, Grecia, Henry, Ignacio, Javier, Jorge, Karen, Karla, Keyla, Lino, Lourdes, Melannie, Miguel, Omar, Oscar, Senador y William por haber compartido tantas experiencias juntos y hacer mi etapa universitaria más amena.

A Marilucy, Aroldo, Rodolfo, Diego, Nelly, Eric y Yazmin por su apoyo antes, durante y después de la pasantía, sin ustedes Madrid hubiese sido diferente. A Mar, Juvenal, Francisco, Gonzalo, Álvaro, Guillermo, Sergio, Silvia, Soqui y a los doctores Javier y Juan Manuel por haber sido excelentes compañeros en la dim y haberme enseñado tanto, les estaré eternamente agradecido.

A Enrique por su soporte en el desarrollo de esta investigación y por recibirme en su casa; a sus padres Norma y Darío y a sus hermanos Darío y Daniel por su hospitalidad. A Maritza y Luis por su apoyo desinteresado.

Gracias al Fondo Nacional de Desarrollo Científico, Tecnológico y de Innovación Tecnológica (Fondecyt) porque a través del programa Movilización en Ciencia, Tecnología e Innovación Tecnológica-Pasantías financió, bajo el contrato N°316-2019-FONDECYT, la propuesta “Diseño y fabricación de implantes activos personalizados usando herramientas de optimización topológica y tecnologías de fabricación aditiva” que permitió la pasantía de 90 días en el Laboratorio de Productos de la Universidad Politécnica de Madrid. Asimismo, agradecer a la Facultad de Ingeniería de la Universidad de Piura, mi alma mater, y a la Escuela de Ingenieros Industriales de la Universidad Politécnica de Madrid por su respaldo en la elaboración de esta investigación.



Resumen

Este trabajo de investigación tuvo por objetivo desarrollar una técnica innovadora para diseñar y evaluar la respuesta mecánica del fémur proximal a la inserción de un vástago femoral corto personalizado. Para ello, se obtuvieron los modelos virtuales del fémur de dos pacientes masculinos P1 y P2 que permitieron extraer sus parámetros geométricos y estudiar, utilizando una aplicación de ajuste elíptico, su cavidad ósea. Integrando esa información con factores relacionados a la cirugía, como la osteotomía y la inserción, se definió el concepto de implantabilidad que permitió obtener tres geometrías candidatas para ser el vástago femoral adecuado para cada paciente. A través del método de elementos finitos se ha simulado la biomecánica femoral antes y después de la inserción de los vástagos para escoger la geometría adecuada y seleccionar al Ti6Al4V o Ti21S como material idóneo para la fabricación del implante.

Para analizar los resultados se propuso una metodología basada en gráficas de regresión, dispersión y mapas de deformación que abarca el estudio del apantallamiento, la remodelación ósea y la biomecánica femoral. Con base en ello, se seleccionó el vástago V3 y el material Ti21S cuyo apantallamiento, originado por su inserción, es de 0.285 y 0.073 para el paciente P1 y P2 respectivamente. De acuerdo con la bibliografía, implantes comerciales convencionales y cortos causan un apantallamiento entre 0.61 y 0.93, demostrándose de esa manera que la personalización resulta beneficiosa en la respuesta mecánica y la remodelación del fémur proximal. Esto se debe a la restauración de los parámetros propios de la anatomía del paciente y a la selección del material que tiene un módulo de elasticidad cercano al del hueso.

Abstract

This research aimed to develop an innovative technique to design and evaluate the mechanical response of the proximal femur to the insertion of a personalized short stem. For this purpose, virtual models of the femur of two male patients P1 and P2 were obtained to extract their geometric parameters and to study, using an elliptical fitting application, their bone cavity. Integrating this information with factors related to surgery, such as osteotomy and insertion, the concept of implantability was defined, which made it possible to obtain three candidate geometries to be the appropriate femoral stem for each patient. Using the finite element method, the femoral biomechanics before and after surgery was simulated to choose the appropriate geometry and select Ti6Al4V or Ti21S as the optimal material for the stem production.

To analyze the results, a methodology based on regression plots, scatter plots and deformation maps covering the study of shielding, bone remodeling and femoral biomechanics was proposed. Based on this, the V3 stem and Ti21S material whose shielding, originated by its insertion, is 0.285 and 0.073 for patient P1 and P2 respectively, were selected. According to previous work, conventional and short commercial implants cause a shielding between 0.61 and 0.93, thus demonstrating that customization is beneficial in the mechanical response and remodeling of the proximal femur. This is due to the restoration of parameters specific to the patient's anatomy and the selection of material with a low modulus of elasticity.

Tabla de contenido

Introducción	21
Capítulo 1 Situación de la artroplastia de cadera y el diseño de vástago femorales	23
1.1 Problemática de la fractura de cadera en el Perú	23
1.2 Estado del arte	25
1.3 Biomecánica en UDEP	29
1.4 Motivación	33
1.5 Objetivos	35
1.5.1 <i>Objetivo general</i>	35
1.5.2 <i>Objetivos específicos</i>	35
Capítulo 2 Marco teórico	37
2.1 Planos y locaciones anatómicas	37
2.2 Biología ósea	39
2.2.1 <i>Tejido óseo</i>	39
2.2.2 <i>Hueso cortical y trabecular</i>	40
2.2.3 <i>Matriz y células óseas</i>	42
2.2.3.2 <i>Células óseas. Las células que conforman al tejido óseo son:</i>	42
2.2.4 <i>Remodelación y adaptación ósea</i>	44
2.2.5 <i>Anatomía ósea</i>	46
2.3 Estructura, biomecánica y artroplastia femoral	48
2.3.1 <i>Fémur</i>	48
2.3.2 <i>Músculos del fémur</i>	49
2.3.3 <i>Biomecánica femoral</i>	51
2.3.4 <i>Fracturas del fémur proximal</i>	54
2.3.5 <i>Artroplastia o reemplazo de cadera</i>	61
2.4 Prótesis femorales	64
2.4.1 <i>Imágenes médicas</i>	65
2.4.2 <i>Fijación</i>	67

2.4.3 Riesgos	69
2.4.4 Aspectos mecanobiológicos	70
2.4.5 Vástago corto.....	74
Capítulo 3 Estudio morfológico y diseño personalizado.....	79
3.1 Modelo virtual	79
3.2 Aplicación de ajuste elíptico	80
3.3 Estudio morfológico.....	85
3.3.1 Ángulo de inclinación y mecánico	86
3.3.2 Anteversión	88
3.3.3 Offset.....	89
3.3.4 Cavidad femoral.....	90
3.4 Diseño personalizado	94
3.4.1 Osteotomía.....	95
3.4.2 Inserción.....	95
3.4.3 Implantabilidad.....	96
3.4.4 Varilla.....	100
3.4.5 Cuello y cono de recepción.....	101
Capítulo 4 Análisis por elementos finitos.....	107
4.1 Método de elementos finitos	107
4.2 Malla	110
4.3 Materiales.....	112
4.3.1 Hueso cortical y trabecular	112
4.3.2 Vástago	115
4.4 Condiciones de contorno.....	119
4.5 Simulación	121
4.6 Posprocesamiento	122
Capítulo 5 Resultados y discusión	127
5.1 Curva de remodelación y gráfica de regresión.....	127
5.2 Análisis.....	132
Conclusiones.....	151
Líneas futuras de investigación	153
Glosario	157
Lista de abreviaturas	159
Referencias bibliográficas	161

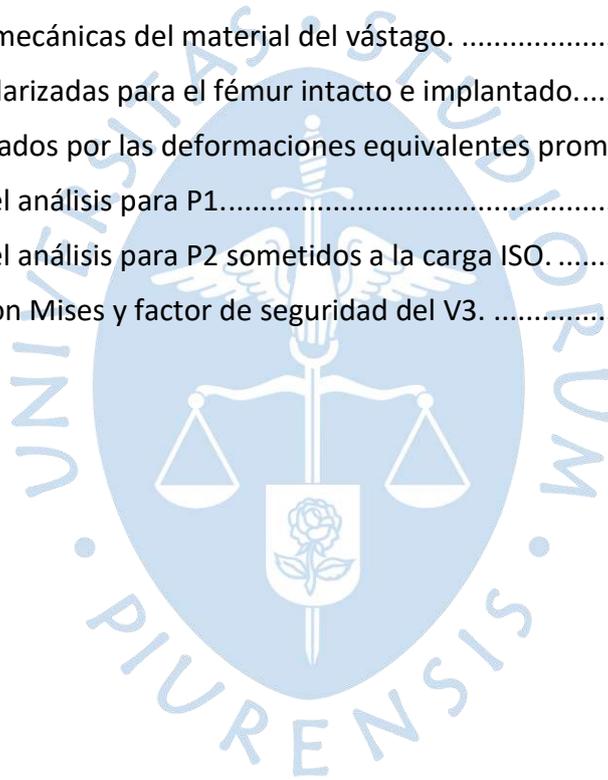
Apéndices	177
Apéndice A. Artículo “Biomechanical Study of Proximal Femur for Designing Stems for Total Hip Replacement”	179
Apéndice B. Código de la Aplicación de ajuste elíptico.....	196
Apéndice C: Resultados de las simulaciones	201





Lista de tablas

Tabla 1. Cantidad de artroplastias de cadera en hospitales limeños en el año 2018.	24
Tabla 2. Funciones de los músculos del fémur.	50
Tabla 3. Propiedades físicas y mecánicas del hueso cortical y trabecular de cada paciente.	115
Tabla 4. Propiedades mecánicas del material del vástago.	119
Tabla 5. Cargas estandarizadas para el fémur intacto e implantado.....	120
Tabla 6. Errores originados por las deformaciones equivalentes promedio.	129
Tabla 7. Resultados del análisis para P1.....	132
Tabla 8. Resultados del análisis para P2 sometidos a la carga ISO.	139
Tabla 9. Tensión de Von Mises y factor de seguridad del V3.	147





Lista de figuras

Figura 1. Artroplastia de baja fricción.....	25
Figura 2. Vástagos femorales no cementados.	26
Figura 3. Vástago corto implantado.....	27
Figura 4. Vástago fabricado utilizando tecnología aditiva.	28
Figura 5. Estación de trabajo de planificación preoperatoria y el asistente quirúrgico ROBODOC.....	29
Figura 6. Modelado y simulación de un fémur cadavérico.....	30
Figura 7. Estudio, diseño y fabricación virtual de prótesis para fracturas proximales de fémur humano.	30
Figura 8. Estudio de la influencia de estabilidad primaria en el diseño de vástagos de prótesis femorales personalizadas.....	31
Figura 9. Fotografía del tesista con el Dr. Andrés Díaz Lantada y el equipo del Laboratorio de Desarrollo de Productos.....	32
Figura 10. Fotografía del tesista con el Técnico Pedro Ortego y la fabricación de prototipos en el Laboratorio de Desarrollo de Productos.....	32
Figura 11. Grupo de Biomecánica de la Universidad de Piura.....	33
Figura 12. Fabricación de un vástago femoral personalizado en la Universidad de Piura.	35
Figura 13. Planos anatómicos.....	37
Figura 14. Movimientos anatómicos.....	38
Figura 15. Locaciones anatómicas del fémur.....	38
Figura 16. Grados de mineralización.....	39
Figura 17. Hueso cortical y trabecular.	41
Figura 18. Curva esfuerzo-deformación del hueso cortical y trabecular.....	42
Figura 19. Células óseas.	44
Figura 20. Ciclo de remodelación ósea.	45
Figura 21. Curva de remodelación ósea.....	46
Figura 22. Anatomía ósea.....	47
Figura 23. Fémur.	49

Figura 24. Músculos del fémur.....	51
Figura 25. Biomecánica femoral según Culmann y Von Meyer	52
Figura 26. Modelo biomecánico de Koch.....	53
Figura 27. Comparación entre: (A) el modelo de Koch que tiene en cuenta sólo el efecto del peso corporal y (B) considerando las fuerzas que son generadas por la banda iliotibial y el complejo vasto lateral-glúteo medio.	54
Figura 28. Zonas de fractura del fémur proximal.....	55
Figura 29. Dinámica de la fuerza de una fractura por estrés del cuello femoral.....	56
Figura 30. Fractura subcapital, transcervical o basicervical del cuello femoral.	57
Figura 31. Mecanismo de alta energía de la fractura del cuello del fémur.	58
Figura 32. Clasificación de Garden para las fracturas del cuello femoral.....	58
Figura 33. Fijación interna.....	59
Figura 34. Clasificación de Pipkin para las fracturas de la cabeza del fémur.....	61
Figura 35. Artrosis.	62
Figura 36. Osteonecrosis.....	62
Figura 37. Reemplazo de cadera parcial y total.....	63
Figura 38. Prótesis de cadera. (A) Prótesis y (B) vástago femoral.	64
Figura 39. Radiografía de fémur.....	65
Figura 40. Tomografía computarizada.....	66
Figura 41. Proceso de segmentación.	67
Figura 42. Zonas de transmisión de esfuerzos.....	68
Figura 43. Crecimiento óseo interno y externo.	71
Figura 44. Apantallamiento de tensiones.	72
Figura 45. Apantallamiento de tensiones radiológico.	73
Figura 46. Tipos de vástagos cortos.	76
Figura 47. DePuy Proxima™ hip.	76
Figura 48. Modelo virtual del fémur proximal de P1. (A) Segmentación del fémur derecho utilizando 3D Slicer®. (B) Proceso para obtener el hueso trabecular.....	80
Figura 49. Sistema de coordenadas femoral.....	80
Figura 50. Interfaz de la Aplicación de ajuste elíptico.	81
Figura 51. Muestreo de la sección ósea y archivo DAT.....	81
Figura 52. Representación de la curva ajustada y el ajuste elíptico de su proyección ortogonal.	82
Figura 53. Parámetros de la elipse y distancia algebraica.	82
Figura 54. Exportación de la curva ajustada importando el archivo DAT.....	85

Figura 55. Exportación de la curva ajustada introduciendo los parámetros de la curva W en NX° y proyectándola sobre el plano de la sección.	85
Figura 56. Vista tridimensional de las curvas ajustadas.....	85
Figura 57. Pasos para medir el ángulo de inclinación y mecánico.....	87
Figura 58. Alteraciones de los parámetros geométricos del fémur. Incremento del (A) ángulo de inclinación, (B) offset y disminución de la (C) anteversión.	88
Figura 59. Anteversión femoral.....	89
Figura 60. Offset.....	90
Figura 61. Metodologías para estudiar el canal femoral.	91
Figura 62. Estudio de la cavidad femoral de P1.	92
Figura 63. Estudio de la cavidad femoral de P2.	93
Figura 64. Diseño personalizado convencional.....	94
Figura 65. Diseño personalizado convencional aplicado a los vástagos cortos.....	94
Figura 66. Técnica <i>round the corner</i>	96
Figura 67. Evaluación de la implantabilidad.....	97
Figura 68. Evaluación de la implantabilidad usando el hueso trabecular.	98
Figura 69. Fabricación de prototipos.	99
Figura 70. Suavizado de la región de implantación. Vista (A) isométrica y (B) de perfil.	100
Figura 71. Respuesta mecánica de los vástagos a la carga fisiológica.....	101
Figura 72. Cono de recepción 12/14.....	102
Figura 73. Obtención de los croquis del cuello y cono de recepción.....	102
Figura 74. Interpolación y unión de los croquis del cuello y cono de recepción al vástago personalizado.	103
Figura 75. Vástagos personalizados (A) V1, (B) V2 y (C) V3 para los pacientes P1 y P2.	104
Figura 76. Respuesta mecánica del cono de recepción y la esfera de articulación a la carga fisiológica.....	105
Figura 77. Comparación entre los parámetros del fémur implantado e intacto para el paciente (A) P1 y (B) P2.....	106
Figura 78. Discretización del fémur proximal.	108
Figura 79. Barra de armadura y resorte.....	108
Figura 80. Sólidos que conforman al fémur intacto e implantado.	110
Figura 81. Método p y h.	111
Figura 82. CTETRA 4 y 10.....	112
Figura 83. Escala de Hounsfield.....	113
Figura 84. Densidad real y aparente.	113

Figura 85. <i>Segment statistics</i> del hueso cortical de P1.	114
Figura 86. Modelo simplificado de la interacción hueso-implante.	116
Figura 87. Relación inversa entre $P1$ y $E2$	117
Figura 88. Condiciones de contorno para el fémur intacto e implantado.	121
Figura 89. Diagrama resumen de las simulaciones realizadas.	121
Figura 90. Posiciones de las rosetas de galgas extensométricas en el fémur.	122
Figura 91. Tensor de deformaciones en diferentes sistemas de coordenadas.	123
Figura 92. Ajuste elíptico de la sección de implantación.	124
Figura 93. Zona medial y lateral del fémur proximal.	125
Figura 94. Curva de remodelación ósea y gráfico de regresión.	129
Figura 95. Relación entre AP y ϵ_{int}	131
Figura 96. Gráficas del AP y el R^2 ajustado para el paciente P1.	133
Figura 97. Gráfico de regresión del paciente P1 sometido a la carga ISO.	134
Figura 98. Gráfico de regresión del paciente P1 sometido a la carga trotar.	135
Figura 99. Influencia del módulo de elasticidad del material.	136
Figura 100. Gráficos de dispersión de la deformación equivalente en las zonas (A) medial y (B) lateral del fémur P1 sometido a la carga ISO.	137
Figura 101. Gráficos de dispersión de la deformación equivalente en las zonas (A) medial y (B) lateral del fémur P1 sometido a la carga trotar.	138
Figura 102. Gráficas del AP y el R^2 ajustado para el paciente P2.	139
Figura 103. Gráfico de regresión del paciente P2 sometido a la carga ISO.	140
Figura 104. Gráficos de dispersión de la deformación equivalente en las zonas (A) medial y (B) lateral del fémur P2 sometido a la carga ISO.	142
Figura 105. Mapa de deformación del fémur intacto e implantado del paciente P1 sometido a la carga ISO.	143
Figura 106. Mapa de deformación del fémur intacto e implantado del paciente P2 sometido a la carga ISO.	144
Figura 107. Gráfico de regresión entre el esfuerzo de Von Mises y la deformación equivalente.	145
Figura 108. Modelos comerciales de vástago convencional y de carga calcar.	146
Figura 109. Mapa del fémur intacto e implantado con los modelos comerciales de vástago de carga calcar y convencional.	146
Figura 110. Mapa de esfuerzo de Von Mises del vástago V3.	148
Figura 111. Prototipos de PLA del vástago V3.	148
Figura 112. Vistas del fémur implantado de P1 e imitación de la técnica <i>round the corner</i>	149
Figura 113. Vistas del fémur implantado de P2 e imitación de la técnica <i>round the corner</i>	149

Figura 114. Imagen de la cavidad ósea.	153
Figura 115. Malla anisotrópica obtenida con Bonemat®.	154
Figura 116. Optimización topológica de un vástago convencional.....	155
Figura 117. Diseño de una prótesis de cadera con la posibilidad de incorporar medicación.	156





Introducción

La Organización Mundial de la Salud ha estimado que para el año 2050 un total de 6 millones de fracturas de cadera ocurrirán en todo el mundo por año, como resultado se incrementará la demanda de recursos hospitalarios y vástagos femorales. En el Perú, aproximadamente el 39% de los pacientes que se fracturan la cadera son menores de 60 años. Esta disminución en la edad media de los pacientes, que son más activos, ha aumentado las expectativas sobre la durabilidad del implante demandando un rediseño del vástago que es utilizado en el reemplazo de cadera.

Este trabajo de investigación desarrolla una metodología innovadora para diseñar un vástago femoral corto no cementado, a partir del modelo virtual del fémur proximal de un paciente específico; y evaluar los cambios en la biomecánica femoral, la remodelación ósea y el apantallamiento de tensiones/deformaciones originados por la inserción del implante. Para facilitar la comprensión del lector el trabajo se estructuró en 5 capítulos.

En el primer capítulo se describe la problemática de la fractura de cadera en el Perú, un breve estado del arte, la motivación y los objetivos de la investigación; también un corto repaso de los trabajos sobre biomecánica realizados en la Universidad de Piura, para situar el trabajo dentro de la línea de investigación de vástagos femorales.

En el segundo capítulo se definen todos los conceptos de planos y locaciones óseas; biología ósea; estructura, biomecánica, artroplastia e implantes femorales que son necesarios para comprender los demás capítulos.

En el tercer capítulo se estudia la morfología del paciente cuantificando los parámetros geométricos del fémur y evaluando su cavidad. Se define el concepto de implantabilidad, relacionado con la geometría femoral y el procedimiento quirúrgico, que permite la obtención de 3 vástagos candidatos para reemplazar la cadera del paciente.

En el cuarto capítulo se explica todo lo referente al análisis de elementos finitos en cada una de sus etapas: preprocesamiento, solución y posprocesamiento. Se detallan las propiedades mecánicas de los huesos, los materiales candidatos para fabricar el implante, las condiciones de contorno y el estímulo mecánico que permitió evaluar el comportamiento mecánico del fémur anterior y posterior a la cirugía.

Finalmente, en el quinto capítulo se analizan los resultados obtenidos de las simulaciones realizadas. Se explica la nueva metodología, basada en los fundamentos del cálculo y la estadística, que permite evaluar de forma íntegra la remodelación ósea, la biomecánica femoral y el apantallamiento originado por cada vástago. A partir de ese análisis, se determinó cuál de los vástagos elaborados en el capítulo 3 es el óptimo y de que material debe ser fabricado.

Considerando la relevancia social e industrial de las temáticas tratadas, la tesis se vincula con los Objetivos de Desarrollo Sostenible, en concreto con el de “salud y bienestar”, porque pretende mejorar la calidad de vida del paciente, debido a que el correcto diseño del implante aumenta su vida útil y son necesarias menos cirugías de revisión salvaguardando su vida debido a lo complejo del procedimiento.



Capítulo 1

Situación de la artroplastia de cadera y el diseño de vástago femorales

1.1 Problemática de la fractura de cadera en el Perú

En Perú, la primera artroplastia total de cadera se realizó en el Hospital Nacional Guillermo Almenara Irigoyen (HNGAI) en noviembre de 1970 y desde entonces es una de las cirugías más frecuentes, representando en el periodo 1995-1997 un 37% de todas las patologías atendidas en el HNGAI. Bermúdez [1] observó que pese a la cirugía ser recomendada principalmente a pacientes mayores de 60 años, aproximadamente un 39% de ellos eran menores de esta edad. El 21.1% de los pacientes intervenidos tuvieron complicaciones posteriores, siendo las causas más comunes la infección y el aflojamiento de la prótesis a largo plazo. Consecuencia de ello, el 4.3% de los casos requieren reintervenciones quirúrgicas.

Bermúdez [1] comenta que la larga estancia hospitalaria es uno de los problemas más complejos de los servicios de salud. En un estudio sobre el costo del tratamiento de la fractura de cadera [2], se concluye que es de aproximadamente 5000 a 7000 USD por paciente, dependiendo del tiempo de hospitalización y del tipo de prótesis usada. Ello lleva a reducir costos a través de la disminución de la estancia hospitalaria, sin alterar la calidad de la prótesis a utilizar.

En el 2013, del total de pacientes que padecían de fractura de cadera en el Hospital Nacional Cayetano Heredia solo 70% recibió tratamiento quirúrgico con una mediana del tiempo preoperatorio de 18 días [3]. Según lo recomendado por las Guías de Práctica Clínica [4], para que la cirugía sea exitosa el paciente debe ser intervenido lo más pronto posible, idealmente dentro de las 36 a 48 horas posteriores a la fractura debido a que la demora y postergación del tratamiento perjudica gravemente su calidad de vida.

Por ello, la resolución N°270-HNAL/DG-2019¹ del Hospital Nacional Arzobispo Loayza (HNAL) aprueba el plan de intervenciones “Mas Salud”, cuya finalidad es brindar servicios médicos adecuados a los pacientes que requieren de implantes ortopédicos. La infraestructura actual del HNAL permite realizar más de 959 cirugías al año, de las cuales el

¹ http://hospitalloayza.gob.pe/files/TRAS_f5228e80de21b3e_.pdf

23% (221 cirugías) corresponden a artroplastias de cadera y rodilla. A pesar de contar con la infraestructura adecuada para el reemplazo de cadera, no se realiza este procedimiento con mayor frecuencia por lo complicada que es la adquisición de las prótesis, por ello, el plan menciona que una prioridad es mejorar los procesos logísticos y administrativos para cumplir con la alta demanda de prótesis y realizar las cirugías correspondientes.

Según la ley de aseguramiento universal, el Seguro Integral de Salud (SIS) cubre en su totalidad el tratamiento de las fracturas. La mayoría de los pacientes están afiliados a dicho seguro, por lo que los materiales quirúrgicos, incluida la prótesis, son solicitados por ese medio. Sin embargo, el tiempo de demora en la compra es prolongado, por ello es indispensable contar con un stock de insumos para las cirugías de cadera y no iniciar el proceso de adquisición cuando ocurre la fractura. Esta demora incrementa el tiempo de espera preoperatorio, que a su vez perjudica la recuperación del paciente [3]. Cabe precisar que el 90% de los pacientes que se atienden en el HNAL están afiliados al SIS, de los cuales aproximadamente 65% provienen de otras regiones del país.

El HNAL hasta el mes de setiembre de 2019 tenía en espera 169 pacientes con indicación para realizar una cirugía de colocación de prótesis, de los cuales 99 tienen el diagnóstico de artrosis de cadera. De los 169 pacientes, 76 se encuentran en trámite para la adquisición de sus prótesis, siendo 46 prótesis totales de cadera no cementadas.

Entre los hospitales del Estado en la región Lima (Tabla 1), el HNAL es el que realiza la mayor cantidad de reemplazos de cadera, esto gracias a su capacidad instalada y al interés de sus médicos por capacitarse en dicho procedimiento.

Tabla 1. Cantidad de artroplastias de cadera en hospitales limeños en el año 2018.

Hospitales	Artroplastia de cadera
Dos de mayo	48
Cayetano Heredia	96
Arzobispo Loayza	156
Maria Auxiliadora	6

Fuente: Resolución N°270-HNAL/DG-2019.

El Dr. Nau Rojas, jefe del área de Traumatología del Hospital Cayetano Heredia de la ciudad de Piura, comenta que en 2019 aproximadamente 40 pacientes se sometieron a la cirugía de reemplazo de cadera, predominando la fijación cementada.

En conclusión, pese a que los hospitales cuentan con la infraestructura necesaria para realizar la artroplastia de cadera, el cuello de botella es la adquisición de las prótesis, debido a que el hospital solicita al SIS la compra e importación del implante. Otro de los problemas

es el fracaso de la cirugía, cuya causa es el aflojamiento de la prótesis; esto se debe a que los implantes importados no están diseñados a partir de la morfología femoral de los ciudadanos peruanos, por lo tanto, se genera un riesgo adicional que puede afectar la calidad de vida del paciente posterior al procedimiento. Asimismo, la fractura de fémur proximal ha demostrado ser una de las cirugías más frecuentes en los hospitales peruanos y es una patología que afecta frecuentemente a la población adulta y joven; lastimosamente, debido al centralismo, el paciente muchas veces tiene que viajar a la capital para ser operado.

1.2 Estado del arte

La primera artroplastia total de cadera fue desarrollada por Wiles [5] en 1938, pero no fue hasta 1960 cuando ganó una inmensa popularidad cuando Sir John Charnley introdujo la "artroplastia de baja fricción", revolucionando el tratamiento de la articulación de cadera [6]. Desde esta primera generación de artroplastias que utilizaban cemento acrílico para la fijación de la prótesis, los avances en este campo han llevado a la comunidad científica a calificar la artroplastia total de cadera (ATC) como "la operación del siglo" [6]. Este tipo de fijación continúa siendo utilizada, especialmente en pacientes mayores de 65 años.



Figura 1. Artroplastia de baja fricción.

Fuente: "The adult hip: hip arthroplasty surgery" [7].

No obstante, la propuesta de Charnley no tuvo éxito en pacientes jóvenes y activos, debido a la elevada demanda mecánica que degrada al cemento y a la toxicidad de sus partículas, que perjudica la salud del paciente. En consecuencia, a finales de los 80 aparecieron los primeros diseños de vástagos femorales con recubrimiento poroso cuyo objetivo es la fijación por fricción y crecimiento óseo en la superficie [8]–[10]. Sus resultados favorables incrementaron rápidamente su uso, por ello, aparecieron empresas especializadas en implantes ortopédicos que comenzaron a fabricar prótesis no cementadas en base a la anatomía estándar de su público objetivo.



Figura 2. Vástagos femorales no cementados.

Fuente: *"The adult hip: hip arthroplasty surgery"* [7].

A pesar de los buenos resultados, la variabilidad del canal femoral de los pacientes era un problema, ya que perjudicaba la inserción del implante y no proporcionaba la estabilidad adecuada para lograr la fijación a largo plazo. Entre 1988 y 1996, debido a los avances en la ingeniería mecánica asistida por computador y el desarrollo de las imágenes médicas, se comenzó a realizar diseños personalizados utilizando la tomografía computarizada (TC) del fémur del paciente, para que el implante se adapte al canal femoral y se fije al hueso naturalmente [11].

La comunidad científica comparó los modelos de prótesis estándar con las personalizadas. Götze et al. [12] determinó que la magnitud de los movimientos del vástago en la cavidad femoral, que causan dolor al paciente, dependían de su geometría y de las propiedades mecánicas del material del que está hecho. Otros estudios [13]–[15] concluyeron que la precisión del diseño en el ajuste y llenado del fémur del paciente influye positivamente en los aspectos mecanobiológicos, reduciendo el desplazamiento del vástago y favoreciendo la osteointegración.

A pesar de ello, lo invasivo del procedimiento, consecuencia de la longitud de los implantes, que extrae para su inserción parte del hueso trabecular y la médula ósea, favorece el fallo del vástago debido a que el fémur no recibe los nutrientes necesarios para su mantenimiento, perdiendo masa y resistencia. En esos casos, suele ser necesaria una segunda cirugía más invasiva que la primera, arriesgando la vida del paciente. En 1993, un estudio acerca del comportamiento de los implantes femorales [16] demostró que la zona inferior del vástago quedaba inutilizada cuando el hueso crecía en la zona proximal. En ese mismo año, a partir de ese nuevo paradigma en el funcionamiento de las prótesis, se comenzó con el diseño de un nuevo implante femoral con ausencia de la porción diafisaria, que preserve la reserva ósea del paciente e imite la distribución de carga del fémur anterior a la cirugía [17].



Figura 3. Vástago corto implantado.
Fuente: *“Proximal load transfer with a stemless uncemented femoral implant”* [18].

Este nuevo implante es conocido como vástago corto y a las prótesis largas se les denomina vástagos convencionales. Drosos et al. [19] concluyen que hay resultados prometedores en relación con los estudios biomecánicos de los vástagos cortos. Por su parte, Giardina et al. [20] demuestran a través de estudios clínicos que son implantes fiables a largo plazo, comparados con los vástagos convencionales no mostraron ningún riesgo adicional de aflojamiento ni de fracturas intraoperatorias o periprotésicas. Santori et al. [17], [18] comprueban a partir de la experiencia clínica y la densitometría ósea que los implantes cortos personalizados reproducen la distribución fisiológica del fémur y favorecen la remodelación ósea.

Respecto a la personalización de este nuevo tipo de implante, Rawal et al. [21] describen una metodología para diseñar y fabricar vástagos cortos, basada en el procedimiento de diseño personalizado de los vástagos convencionales, utilizando imágenes médicas. Resaltaron que la fabricación de este vástago es más económica en comparación con el diseño convencional, por lo que es accesible a todo público, promoviendo la mejora en la calidad de vida de los jóvenes que son los más beneficiados con este tipo de prótesis.

Los implantes de cadera pueden realizarse con diferentes combinaciones de materiales como metales, cerámicos y polímeros; sin embargo, las características específicas requeridas para los biomateriales utilizados en la artroplastia de la articulación de la cadera, es decir que: sean biocompatibles, resistan grandes tensiones, opongan bajas fuerzas de fricción al deslizamiento y tengan un bajo índice de desgaste, aún no son las óptimas. Por ello, es de gran interés de la comunidad científica profundizar en la síntesis, procesamiento y caracterización de nuevos materiales que cumplan con dichos requerimientos [22].

Los avances de la ingeniería informática, estadística y matemática que impulsaron el desarrollo del *machine learning*, que tiene muchas aplicaciones en el campo de la bioingeniería para diagnosticar enfermedades como el cáncer [23] o incluso automatizar y optimizar el diseño de implantes ortopédicos, permitieron a Chanda et al. [24] usar redes neuronales para relacionar los parámetros geométricos del vástago no cementado con los microdesplazamientos en la interfase hueso-implante y la optimización del diseño a través de algoritmos genéticos para mejorar la estabilidad. Cilla et al. [25] expanden el uso de esta herramienta empleando, además de las redes neuronales, máquinas de soporte vectorial para optimizar la geometría de un vástago femoral comercial para reducir los efectos adversos originados por la cirugía.

En los últimos años, la tecnología de impresión 3D ha visto un número creciente de aplicaciones en la artroplastia. La instrumentación específica para el paciente utiliza esta tecnología para crear guías específicas que permiten al cirujano colocar con precisión los implantes según el plan preoperatorio [26]. Además, las prótesis fabricadas utilizando tecnología aditiva pueden replicar el tamaño de los poros y la elasticidad del hueso trabecular, abriendo numerosas vías en relación a la fabricación de los implantes sin cemento [27].



Figura 4. Vástago fabricado utilizando tecnología aditiva.

Fuente: <https://img.interempresas.net/fotos/986043.jpeg>

Asimismo, lograr un posicionamiento preciso del implante y restaurar la biomecánica nativa de la cadera son objetivos técnicos importantes en la ATC. Para ello, la evolución de la tecnología quirúrgica ha llevado al desarrollo de la navegación por ordenador y la robótica [28], diseñadas para minimizar el error humano y mejorar la precisión de la colocación del implante. Esta tecnología de vanguardia suele utilizar escáneres de TC preoperatorios para delinear la anatomía de cada paciente y ofrece al cirujano la oportunidad de planificar y ejecutar el dimensionamiento y la colocación óptimas del implante para lograr el centro de rotación, la inclinación, la anteversión, el desplazamiento femoral y la corrección de la longitud de la pierna deseados preservando al mismo tiempo la estabilidad de la cadera [29].



Figura 5. Estación de trabajo de planificación preoperatoria y el asistente quirúrgico ROBODOC.

Fuente: *“Computer-Assisted Orthopaedic Surgery and Robotic Surgery in Total Hip Arthroplasty”* [28].

A partir de este corto estado del arte es notorio el interés actual del estudio de la artroplastia de cadera para mejorar el diseño, fabricación y uso del material de los implantes femorales. Asimismo, es de gran importancia la integración de disciplinas como la inteligencia artificial y la robótica para automatizar el diseño, fabricación e incluso la cirugía con el objetivo de conseguir el ajuste necesario de la prótesis en el fémur del paciente minimizando el error humano.

1.3 Biomecánica en UDEP

El Dr. Carlos Ojeda, profesor principal del Departamento de Ingeniería Mecánico-Eléctrica de la Universidad de Piura (UDEP), ha fomentado la investigación en el campo de la biomecánica en temas relacionados a: las imágenes médicas, osteosíntesis, diseño ergonómico, prototipos de exoesqueletos de rehabilitación, implantes dentales, micro válvulas para el tratamiento del glaucoma, entre otros. Sin embargo, ha sido de gran interés el estudio de las prótesis femorales personalizadas.

En 1998, se desarrolló una investigación sobre el comportamiento mecánico del fémur humano utilizando el método de elementos finitos (MEF), debido a que es una estructura ósea muy compleja y de gran importancia en el sistema musculoesquelético. Para el modelado y simulación se utilizó un fémur cadavérico donado por la Universidad Nacional de Piura, que se embutió en resina epoxi para cortarlo en secciones de espesor constante que serían digitalizadas con el fin de obtener el modelo tridimensional del hueso en SolidWorks®. Luego, el modelo fue introducido en el software Algor® para realizar la simulación numérica.

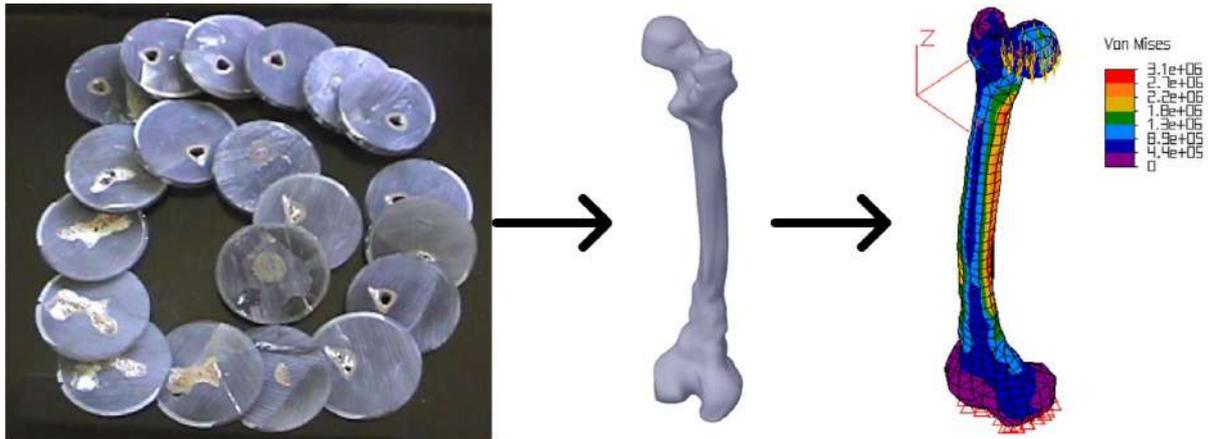


Figura 6. Modelado y simulación de un fémur cadavérico.

Fuente: Adaptado de “Estudio, diseño y fabricación virtual de prótesis para fracturas proximales de fémur humano” [9].

En 2007, a partir del modelo tridimensional del fémur cadavérico, el Ing. Oscar Saavedra en su tesis “*Estudio, diseño y fabricación virtual de prótesis para fracturas proximales de fémur humano*” [30] diseñó un vástago femoral personalizado y analizó su comportamiento mecánico utilizando el MEF. Además, demostró que era posible la fabricación del implante en el Laboratorio de Tecnología Mecánica de UDEP a un costo menor comparado con las prótesis comerciales no personalizadas.

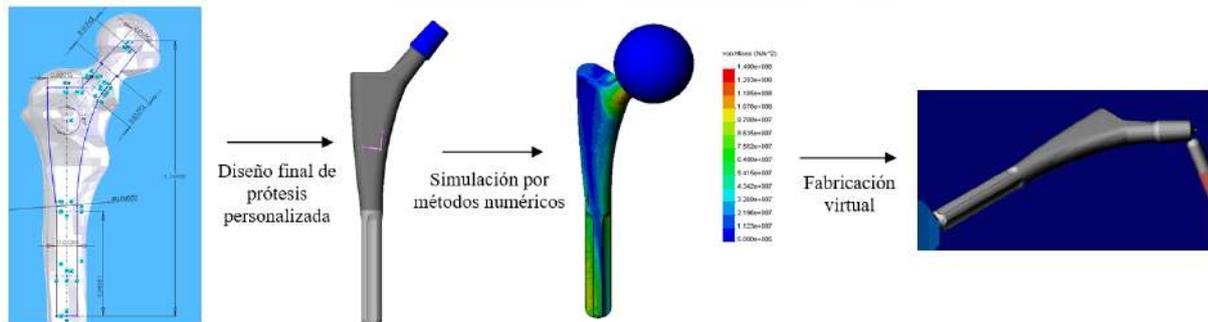


Figura 7. Estudio, diseño y fabricación virtual de prótesis para fracturas proximales de fémur humano.

Fuente: “Estudio, diseño y fabricación virtual de prótesis para fracturas proximales de fémur humano” [9].

En 2009, el Dr. Carlos Ojeda en su tesis doctoral “*Estudio de la influencia de estabilidad primaria en el diseño de vástagos de prótesis femorales personalizadas: aplicación a paciente específico*” [11] demostró la superioridad de las prótesis personalizadas estudiando su estabilidad primaria. A partir de la tomografía computarizada de una paciente de 40 años de la Clínica San Miguel de la ciudad de Piura-Perú, que se había fracturado la cadera, obtuvo el modelo virtual del fémur utilizando el software Mimics®. Con ese modelo geométrico adaptó las secciones del implante a la cavidad del paciente, y finalmente en el programa NX® evaluó los desplazamientos relativos entre hueso e implante comprobando que el vástago que se adapta a la anatomía del paciente favorece la osteointegración.

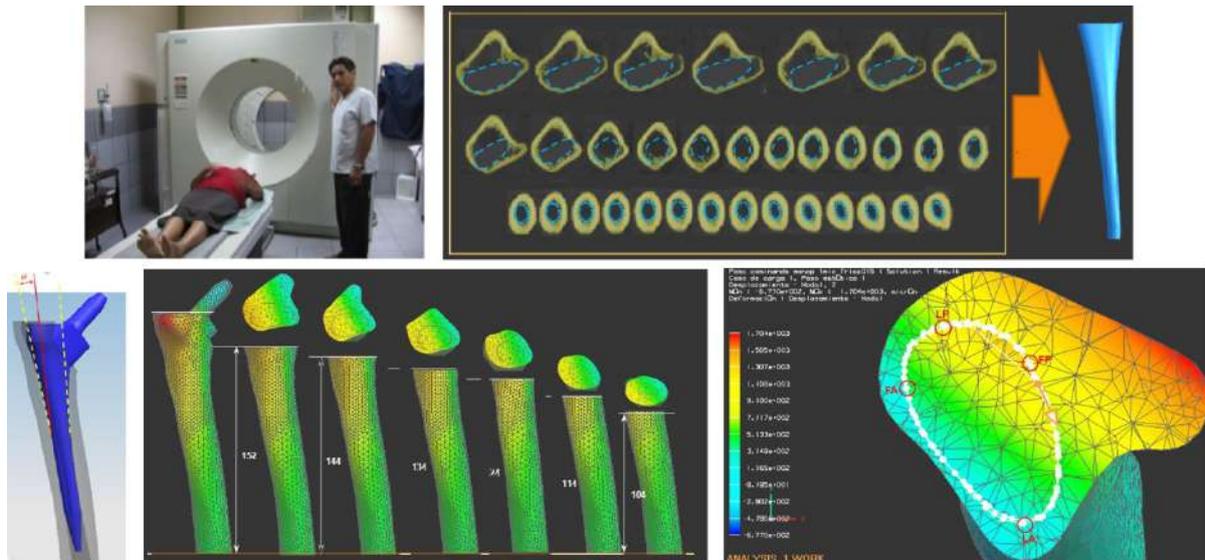


Figura 8. Estudio de la influencia de estabilidad primaria en el diseño de vástagos de prótesis femorales personalizadas.

Fuente: “Estudio de la influencia de estabilidad primaria en el diseño de vástagos de prótesis femorales personalizadas: aplicación a paciente específico” [11].

Estos trabajos de investigación permitieron el desarrollo de esta tesis, pues ya se tenía un *background* acerca del comportamiento mecánico del fémur y el diseño de vástagos personalizados. Como se comenta en el **Estado del arte**, la tendencia ha sido reducir la longitud del vástago, debido a que la fractura de la cadera cada vez es más común en paciente jóvenes y activos, y se ha demostrado que los implantes cortos restablecen la mecánica femoral.

Gracias a la tesis doctoral elaborada por el Dr. Carlos Ojeda en la Universidad Politécnica de Madrid (UPM), se establecieron relaciones con el Dr. Andrés Díaz Lantada. Consecuencia de ello, en 2019 el programa de Movilización en Ciencia, Tecnología e Innovación Tecnológica-Pasantías financiado por el Fondecyt financió la propuesta “*Diseño y fabricación de implantes activos personalizados usando herramientas de optimización topológica y tecnologías de fabricación aditiva*” bajo el contrato N°316-2019-FONDECYT.

Esta pasantía permitió al autor realizar una estancia de 90 días en el Laboratorio de Desarrollo de Productos de la UPM a cargo del Dr. Andrés Díaz Lantada, que complementó la investigación previa realizada en UDEP. Durante la pasantía se familiarizó con nuevos programas de segmentación médica que permiten obtener el modelo virtual del fémur, modelamiento y simulación numérica utilizando el software NX®, nuevas metodologías de diseño personalizado y la fabricación de prototipos utilizando tecnología aditiva.



Figura 9. Fotografía del tesista con el Dr. Andrés Díaz Lantada y el equipo del Laboratorio de Desarrollo de Productos.



Figura 10. Fotografía del tesista con el Técnico Pedro Ortego y la fabricación de prototipos en el Laboratorio de Desarrollo de Productos.

La estancia tuvo como resultados dos publicaciones indexadas a Scopus tuteladas por los doctores Carlos y Andrés: *“Biomechanical Study of Proximal Femur for Designing Stems for Total Hip Replacement”* [31] (Apéndice A) en la revista *Applied Sciences* de cuartil 1 según el ranking de Scimago 2019 y la colaboración en el capítulo *“Methods and technologies for the personalized design of open source medical devices”* que será publicado a finales del 2021; además, la presente tesis de grado.

Actualmente, el Grupo de Biomecánica de UDEP está conformado por el Dr. Carlos Ojeda, el Ing. Nils Checa, el tesista William Solórzano y los estudiantes Isabel Moscol, Javier Tuesta, Leandro Velásquez y Nicolás Kuroki (Figura 11) cuyos temas de tesis son:

- *“Aprendizaje automático y algoritmos evolutivos para el diseño optimizado de vástago femoral corto personalizado”* a cargo de Isabel Moscol.

- *“Diseño y fabricación de férulas 3D personalizadas utilizando herramientas open-source de ingeniería inversa, optimización topológica y tecnologías de fabricación aditiva”* a cargo de Javier Tuesta.
- *“Fundamentos mecánico-dinámicos de un aneurisma aórtico abdominal”* a cargo Leandro Velásquez.
- *“Diseño y análisis por el método de elementos finitos de andamios personalizados de Ti6Al4V y Ti21S para la regeneración de tejido óseo en fémur humano”* a cargo Nicolás Kuroki.



Figura 11. Grupo de Biomecánica de la Universidad de Piura. De izquierda a derecha y de arriba a abajo: el Dr. Carlos Ojeda, Ing. Nils Checa, Bach. William Solórzano, Est. Isabel Moscol, Est. Javier Tuesta, Est. Leandro Velásquez y Est. Nicolás Kuroki.

Se han establecido relaciones con la Sociedad Científica de Estudiantes de Medicina de la Universidad Nacional de Piura y con traumatólogos como el Dr. Nau Rojas y el Dr. Julio Ortiz para investigar más a fondo la incidencia de la fractura de cadera en Piura y poder brindar soluciones más adecuadas a la realidad regional.

1.4 Motivación

La artroplastia de cadera representa aproximadamente el 20% de las cirugías que se realizan en los hospitales peruanos, sin embargo, el SIS no dispone del stock necesario para satisfacer la demanda de prótesis, por ese motivo los hospitales pese a contar con la infraestructura para realizar el procedimiento tienen que retrasarlo. Palomino et al. [3] mencionan que la fractura de cadera es la epidemia ignorada del Perú.

Alrededor del 21.1% de los procedimientos fracasan debido al aflojamiento del implante, esto ocurre porque no está diseñado para la morfología del poblador peruano, ya que las prótesis generalmente provienen de empresas pakistaníes, estadounidenses o

europeas que las diseñan de acuerdo a la morfología estándar de su población. Desde el punto de vista económico, el costo del implante resulta ser elevado pero no puede ser reemplazado por un bien sustituto, por ello para disminuir los costos se reduce la estancia hospitalaria del paciente. No obstante, hay una solución que resuelve todos estos problemas alrededor de la artroplastia de cadera en el Perú: la personalización.

Normalmente, los cirujanos seleccionan la prótesis de una lista de tamaños disponibles de los fabricantes de dispositivos médicos que se ajuste adecuadamente al paciente. Clyburn [32] describe la selección del implante como ir a una zapatería: *“Si tienes los pies grandes, o anchos, o cortos y anchos, o el pie derecho es diferente al izquierdo; nunca vas a encontrar un par de zapatos que se ajuste perfectamente a ti”*. Por ello, la personalización consiste en diseñar y fabricar implantes e instrumentos de sustitución de articulaciones a medida para adaptarse a la anatomía única de cada paciente, ya que cuanto más se ajuste la prótesis al individuo hay más posibilidades que el hueso crezca en ella y la estabilice.

En Estados Unidos, la empresa Conformis [33] está vinculada con varios hospitales y les ofrece una amplia gama de implantes de cadera personalizados; recibe del centro de salud la TC del paciente, obtiene el modelo virtual del fémur, y diseña y fabrica la prótesis personalizada. Esta vinculación empresa-hospital puede ocurrir en el Perú. Saavedra Niño [30] demostró que es posible elaborar una prótesis femoral convencional personalizada en el Laboratorio de Tecnología Mecánica de la Universidad de Piura (Figura 12) a un costo bajo en comparación con los implantes que adquiere el SIS. Por lo tanto, debido a que la artroplastia de cadera es una patología de gran importancia nacional programas como Innóvate Perú, que cofinancian proyectos de innovación empresarial, pueden proporcionar los recursos suficientes para impulsar la industria de implantes personalizados que reduce los costos de fabricación y proporciona un diseño adecuado, reduciendo los costos operatorios y postoperatorios debido al correcto ajuste que favorece la fijación del implante y disminuye la probabilidad de una cirugía posterior.



Figura 12. Fabricación de un vástago femoral personalizado en la Universidad de Piura.

Fuente: Adaptado de “*Computer-Aided Manufacturing (CAM) of Biodevices*” [34].

Para presentar esta propuesta a las entidades estatales es necesario realizar investigaciones que la respalden, por ello, la tesis se enfoca en un problema poco explorado: el diseño de vástagos cortos personalizados, cuyo público objetivo son pacientes jóvenes y activos que han sufrido una fractura del cuello femoral y que necesitan un implante menos invasivo; ya que es probable que requieran de una cirugía posterior para reemplazar la prótesis, debido al aflojamiento natural que ocurre con el tiempo.

1.5 Objetivos

1.5.1 Objetivo general

Desarrollar una metodología innovadora para diseñar un vástago femoral corto no cementado a partir de un modelo virtual del fémur proximal de un paciente específico.

1.5.2 Objetivos específicos

- Obtener el modelo virtual del fémur proximal a partir de imágenes médicas.
- Diseñar un vástago personalizado a partir de la morfología femoral del paciente.
- Verificar la implantabilidad de la prótesis a partir de prototipos elaborados utilizando fabricación aditiva.
- Analizar el comportamiento mecánico del vástago personalizado no cementado evaluando el apantallamiento, la biomecánica femoral y la remodelación ósea.



Capítulo 2

Marco teórico

2.1 Planos y locaciones anatómicas

Los planos anatómicos son planos de referencia utilizados para dividir el cuerpo humano y facilitar su estudio. Existen 3: sagital, coronal y axial; que en ingeniería son nombrados como los planos de proyección: frontal, perfil y horizontal.

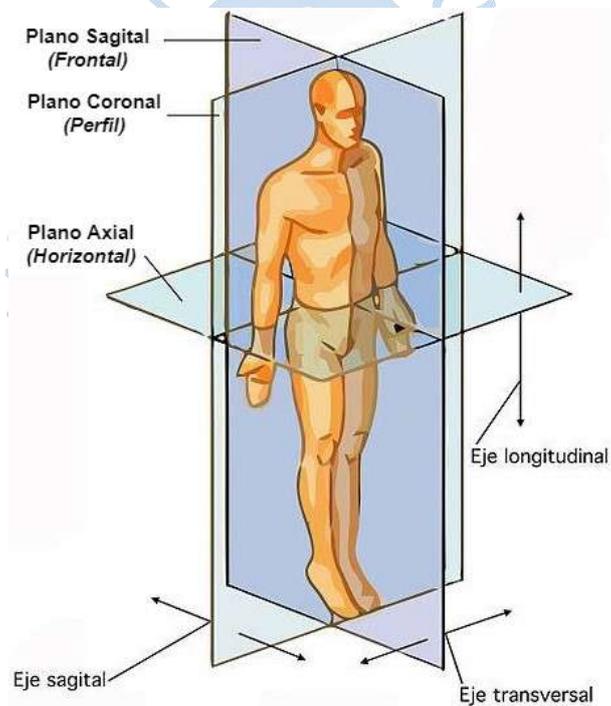


Figura 13. Planos anatómicos.

Fuente: Adaptado de <https://www.lifeder.com/planos-anatomicos-ejes/>

Estos planos permiten definir los movimientos realizados por las articulaciones. Paralelo al plano sagital se produce la flexión y extensión, al coronal los movimientos de aducción y abducción, y al axial el movimiento de rotación (Figura 14).

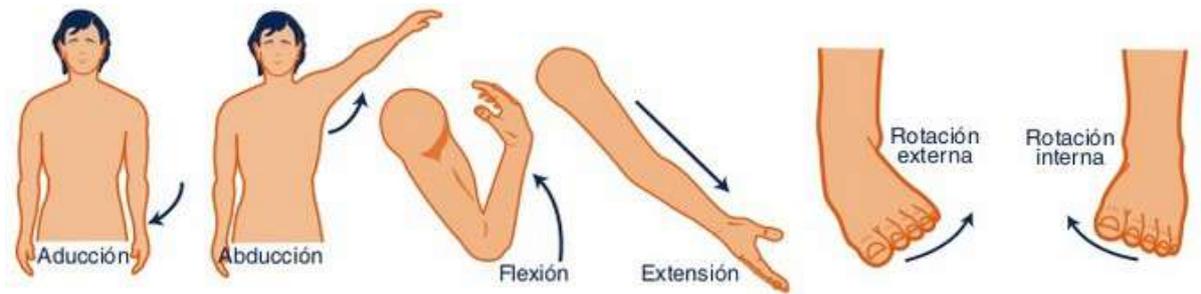


Figura 14. Movimientos anatómicos.

Fuente: Adaptado de <https://i.pinimg.com/originals/b5/41/61/b54161e7e62b5d3d853a6a347c6d09c4.png>

Existen varios términos universales que ayudan al médico e ingeniero a ubicarse espacialmente en una estructura anatómica:

- **Anterior.** Se dice que una estructura es anterior cuando está delante de otra.
- **Posterior.** Se dice que una estructura es posterior cuando está detrás de otra.
- **Proximal.** Se dice que una estructura es proximal cuando está cerca al centro del cuerpo.
- **Distal.** Se dice que una estructura es distal cuando está alejada del centro del cuerpo.
- **Medial.** Se refiere a algo que está más cerca de la línea media del cuerpo.
- **Lateral.** Se refiere a algo que está más allá de la línea media del cuerpo.

Básicamente, estas definiciones son similares a los puntos cardinales, con la diferencia que es un sistema que permite al usuario ubicarse tridimensional en el cuerpo humano. La Figura 15 ejemplifica su uso a lo largo del fémur.

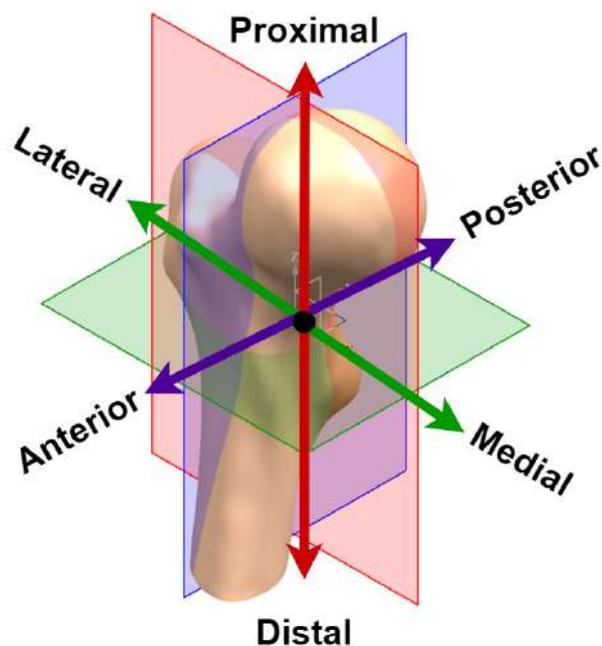


Figura 15. Locaciones anatómicas del fémur.

2.2 Biología ósea

2.2.1 Tejido óseo

El hueso es un tejido dinámico con componentes orgánicos e inorgánicos: hidroxapatita² (HA), colágeno, pequeñas cantidades de proteoglicanos, proteínas no colágenas y agua. Su composición influye considerablemente en su comportamiento mecánico y resistencia a las fracturas. En concreto, el grado de mineralización y la porosidad determinan la calidad del material óseo y, por lo tanto, su respuesta a la carga; influye en su capacidad para resistir la deformación (rigidez), absorber la tensión (elasticidad) y la energía (tenacidad) antes del fallo [36].

El grado de mineralización o densidad de masa ósea es una propiedad que influye en la resistencia ósea a las fracturas. Los cristales de HA y de fosfato amorfo, componentes inorgánicos, proporcionan al hueso la rigidez y la resistencia a la compresión; y los componentes orgánicos le proporcionan sus propiedades a la tracción. Los excesos de mineralización no implican mayor fortaleza ósea sino, por el contrario, producen un aumento de la rigidez, disminución de la ductilidad y, por tanto, mayor riesgo de fractura como en la osteopetrosis. En cambio, una mineralización deficiente también disminuye la resistencia mecánica, como ocurre en la osteoporosis (Figura 16). Por lo tanto, el grado de mineralización es directamente proporcional a la rigidez del tejido óseo, que se cuantifica a través del módulo de Young, e inversamente proporcional a su ductilidad [36].

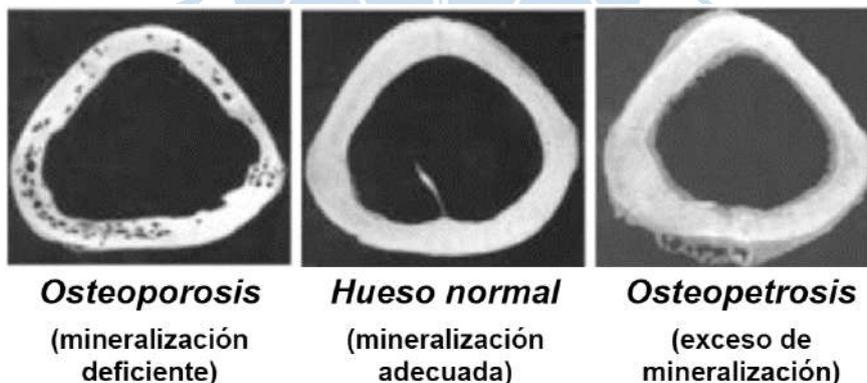


Figura 16. Grados de mineralización.

Fuente: Adaptado de “*Mechanical basis of bone strength: Influence of bone material, bone structure and muscle action*” [36].

Dichas propiedades dan lugar a características relevantes relacionadas con el cumplimiento de las siguientes funciones [37]–[39]: permitir la locomoción, proporcionar un soporte rígido y lugares para la acción muscular, proporcionar un escudo protector para los órganos internos y la médula ósea, actuar como respaldo iónico para el mantenimiento de los

² Es un biocristal, formado por átomos de calcio, fósforo, e hidrógeno, que está presente en dientes y huesos confiriéndoles su dureza característica. En los huesos está siempre acompañada de estructuras orgánicas como la colágena [35].

minerales de la homeostasis³, actuar como un órgano endocrino que regula el metabolismo y mantiene un equilibrio ácido-base, y proporciona un entorno de hematopoyesis⁴ dentro de los espacios medulares.

Además, sus propiedades mecánicas son el resultado de un compromiso entre la necesidad de rigidez, para reducir la tensión y lograr una cinemática más eficiente; y la necesidad de una ductilidad suficiente, para absorber los impactos, reducir el riesgo de fractura y minimizar el peso del esqueleto. Se diferencia de los materiales de ingeniería porque no es inerte, sufre cambios sustanciales en su estructura, forma y composición en función del entorno mecánico y fisiológico, a partir de un proceso conocido como remodelación ósea [42].

La adaptabilidad del hueso permite una reparación eficaz que previene las fracturas. Sin embargo, éstas siguen siendo bastante frecuentes y suelen estar causadas por la aparición repentina de una carga que supera la resistencia del hueso o por la actividad cíclica de cargas que van acumulando daños a un ritmo que no puede repararse, la rigidez y la resistencia del hueso se reducen hasta que se produce un fallo del primer tipo con una carga mucho menor [42]. La predicción y prevención de las fracturas óseas es un tema importante en ortopedia debido a su alta frecuencia, complicaciones quirúrgicas e impacto socioeconómico. Por ejemplo, se calcula que el número de fracturas de cadera en todo el mundo fue de 1.66 millones en 1990 y se espera que aumente a 6 millones en 2050 [43].

Desde el punto de vista macroscópico, el tejido óseo es heterogéneo, poroso y anisótropo. Aunque la porosidad puede variar continuamente del 5 al 95%, la mayoría de los tejidos óseos tienen una porosidad muy baja o alta. En consecuencia, se suele distinguir entre dos tipos de tejido: cortical y trabecular [44].

2.2.2 Hueso cortical y trabecular

El primer tipo es el **hueso trabecular** o esponjoso con una porosidad del 50-95%, que suele encontrarse en los huesos cuboidales, planos y en los extremos de los huesos largos. Los poros están interconectados y llenos de médula: tejido compuesto por vasos sanguíneos, nervios y varios tipos de células cuya función principal es producir las células sanguíneas básicas. Su matriz ósea tiene forma reticular variable, semejante a una composición de placas y varillas muy delgadas entrecruzadas que son llamadas trabéculas, con un grosor de unos 200 μm [44].

El hueso esponjoso obtiene su principal beneficio mecánico de su arquitectura, que proporciona soporte estructural sin aumentar el peso de todo el tejido óseo. Debido a su ubicación dentro de la cavidad medular, por sí mismo no es una estructura eficiente para

³ Equilibrio en la composición del medio interno del cuerpo, mantenido por la rápida captación de los cambios y la respuesta para compensarlos. Los dos sistemas encargados de la homeostasia son el endocrino y el nervioso [40].

⁴ Mecanismo fisiológico responsable de la formación y desarrollo normal de las células sanguíneas en la médula ósea [41].

soportar el peso. Su función mecánica importante es proporcionar un medio para que el tejido óseo canalice las tensiones que se le imponen hacia el hueso cortical, más fuerte y masivo. Al estar muy interconectado, proporciona una serie de varillas que pueden reforzar el hueso, de forma similar a como los arriostres de la Torre Eiffel la convierten en una estructura estable y resistente [45].

El **hueso cortical**, llamado también hueso compacto, se encuentra como componente principal de los ejes o diáfisis de los huesos largos y cortos de las extremidades, también rodeando el hueso esponjoso del cuerpo vertebral y en los extremos (o metáfisis) de los huesos largos, su porosidad es de aproximadamente del 3-5%, aunque aumenta con la edad y con los cambios osteoporóticos del esqueleto. Su alta densidad lo hace homogéneo y muy resistente. Su función principal es proporcionar tanto soporte como protección, lo cual evita que sean fácilmente rotos o astillados; por lo que son apropiados para resistir esfuerzos axiales, flectores y torsores de manera eficiente [45], [46].

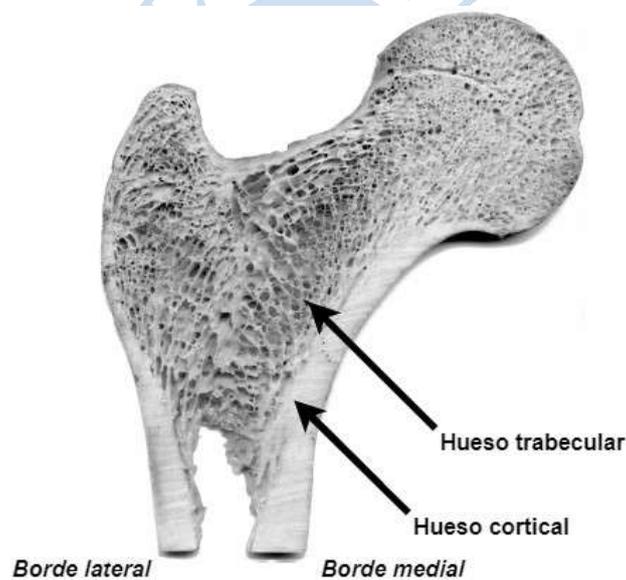


Figura 17. Hueso cortical y trabecular.

Fuente: *“Structural optimisation: biomechanics of the femur”* [47].

Las diferencias morfológicas entre hueso cortical y trabecular producen importantes implicaciones biomecánicas. El hueso cortical posee un módulo elástico mayor, por lo que su curva de esfuerzo-deformación presenta una mayor pendiente. Esto implica que es capaz de soportar un alto grado de carga por unidad de superficie con un bajo índice de deformación, lo que le confiere una gran rigidez; además, debido a su baja porosidad posee una gran resistencia a la compresión que le permite contribuir a la función mecánica del hueso, pero tiene una baja tenacidad. Sin embargo, el hueso trabecular debido a su porosidad presenta un módulo de Young menor y biomecánicamente describe una curva más aplanada, lo que reduce su resistencia a la compresión, pero con un mayor índice de deformación, que conlleva mayor flexibilidad (Figura 18) [36], [48].

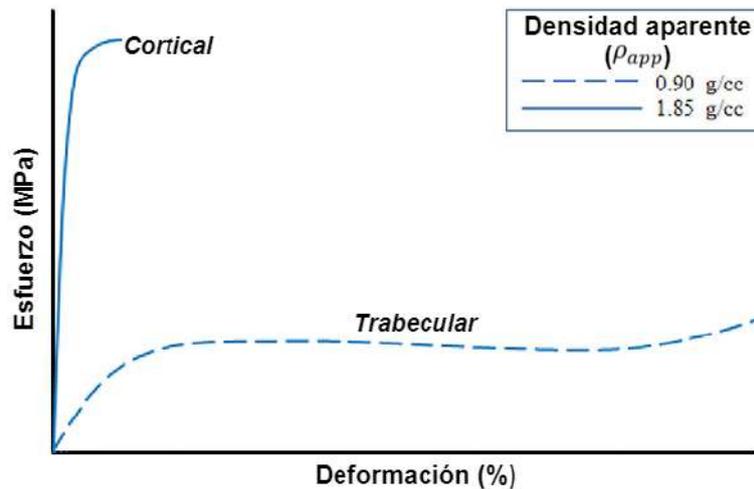


Figura 18. Curva esfuerzo-deformación del hueso cortical y trabecular.

Fuente: Adaptado de “*Mechanical basis of bone strength: Influence of bone material, bone structure and muscle action*” [36].

2.2.3 Matriz y células óseas

A nivel tisular, el hueso cortical y trabecular poseen el mismo material pero sus propiedades mecánicas varían como resultado de su arquitectura, que depende del grado de mineralización y porosidad. Por lo tanto, están compuestos de matriz y células óseas. La matriz ósea conforma al hueso y es lo que se ve a simple vista en la Figura 17, si observa más de cerca a través de un microscopio encontrará células óseas que cumplen la función del área de mantenimiento en el cuerpo, ya que intervienen en el proceso de remodelación ósea que adapta la estructura, forma y composición del hueso en función del entorno mecanobiológico.

2.2.3.1 Matriz ósea. Constituye un entramado complejo y organizado que proporciona soporte mecánico y ejerce un papel esencial en la homeostasis del hueso. Puede liberar varias moléculas que interfieren en la actividad de las células óseas y, en consecuencia, participa en la remodelación ósea [49]. La pérdida de masa ósea por sí sola no es suficiente para causar la rotura [50], se sugiere que otros factores, como los cambios en las proteínas de la matriz ósea y sus modificaciones, son de crucial importancia para la comprensión y predicción de las fracturas óseas [51]. De hecho, se sabe que el colágeno desempeña un papel fundamental en la estructura y la función de los huesos [52]. En consecuencia, se ha demostrado que existe una variación en la concentración de las proteínas de la matriz ósea con la edad, la nutrición, las enfermedades y los tratamientos antiosteoporóticos que puede contribuir a la deformación y fractura del hueso [51], [53], [54].

2.2.3.2 Células óseas. Las células que conforman al tejido óseo son:

- Los **osteoblastos** son las células cuboidales responsables de la formación del hueso que se localizan a lo largo de su superficie y comprenden entre el 4 y el 6% del total de células óseas. Desempeñan las funciones de secreción de proteínas de la matriz ósea

y de mineralización del hueso. Al finalizar la formación de la matriz ósea, algunos osteoblastos maduros permanecen atrapados en el hueso como osteocitos, otros se aplanan para cubrir las superficies óseas quiescentes⁵ como células de revestimiento óseo, y el resto muere por apoptosis⁶ [57], [58].

- Las **células de revestimiento óseo** son osteoblastos quiescentes de forma plana que cubren las superficies óseas, donde no se produce ni la resorción ni la formación de hueso [59]. La actividad secretora de las células de revestimiento óseo depende del estado fisiológico del hueso, por lo que pueden volver a adquirir su actividad secretora aumentando su tamaño y adoptando un aspecto cuboidal [60]. Las funciones de las células de revestimiento óseo no se conocen del todo, pero se ha demostrado que impiden la interacción directa entre los osteoclastos y la matriz ósea, cuando no debería producirse la resorción.
- Los **osteocitos** son antiguos osteoblastos que quedan atrapados durante el proceso de deposición ósea y se distribuyen regularmente por la matriz ósea mineralizada. Son las células más abundantes y longevas en el hueso, constituyendo más del 90% de las células dentro de la matriz o en las superficies óseas con una vida útil de hasta 25 años [61]. La función mecanosensible de los osteocitos se logra gracias a su ubicación estratégica dentro de la matriz ósea. Así, la forma y la disposición espacial de los osteocitos concuerdan con sus funciones de detección y transporte de señales, promoviendo la traducción de los estímulos mecánicos en señales bioquímicas, fenómeno que se denomina efecto piezoeléctrico [62], por lo tanto, se encargan de coordinar la función de los osteoblastos y los osteoclastos en respuesta a señales mecánicas y hormonales [57].
- Los **osteoclastos** son las principales células implicadas en la resorción ósea, adhiriéndose a la superficie ósea, acidificándola y degradando la matriz mineralizada; al finalizar la resorción ósea sufren apoptosis. Su actividad es esencial para el modelado óseo, que cambia la forma de los huesos durante el crecimiento y para la remodelación ósea, que mantiene la integridad del esqueleto adulto [57]. El aumento anormal de la formación y la actividad de los osteoclastos da lugar a algunas enfermedades óseas como la osteoporosis, en la que la resorción supera a la formación y provoca una disminución de la densidad ósea y un aumento de las fracturas [63]; por otro lado, la osteopetrosis, que es una enfermedad ósea rara, que disminuye la resorción ósea, lo que da lugar a una acumulación desproporcionada de masa ósea [64]. Estas enfermedades demuestran la importancia del proceso normal de remodelación ósea para el mantenimiento de la homeostasis.

⁵ Que está quieto pudiendo tener movimiento propio [55].

⁶ Tipo de muerte celular en la que una serie de procesos moleculares en la célula conducen a su muerte. Este es un método que el cuerpo usa para deshacerse de células innecesarias o anormales. El proceso de apoptosis puede estar bloqueado en las células cancerosas. También se llama muerte celular programada [56].

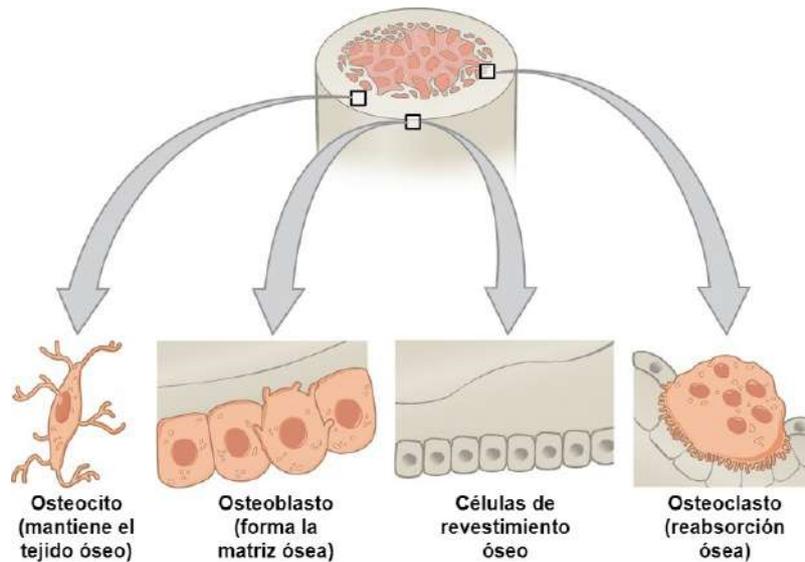


Figura 19. Células óseas.

Fuente: Adaptado de "Bone Structure" [65].

2.2.4 Remodelación y adaptación ósea

El tejido óseo es un material que experimenta constantemente un recambio para mantener su estabilidad e integridad, también se adapta al entorno mecánico particular en el que desarrolla su función de soporte, con el fin de obtener la máxima rigidez con el mínimo peso [66]. Este proceso se conoce como remodelación o adaptación ósea e implica la resorción ósea secuencial mediada por osteoclastos y la formación ósea mediada por osteoblastos en la misma ubicación, es el mecanismo que permite al esqueleto adaptarse a su entorno mecánico y produce la sustitución de la matriz ósea y la reparación de defectos localizados, por ejemplo, microdaños o regiones de osteocitos apoptóticos [11], [67].

La adaptación del hueso suele dividirse en dos tipos: la *adaptación ósea externa* (superficial), que implica cambios en el tamaño y la forma del hueso y la *adaptación ósea interna*, que provoca cambios en la densidad local (propiedades del material) del hueso y cambios en la arquitectura de la estructura ósea trabecular [68].

El remodelado óseo está regulado por factores hormonales y mecánicos, hace posible que el hueso se adapte a las necesidades metabólicas y mecánicas del organismo, y es un ciclo que se produce en 5 etapas sucesivas [69], [70]:

- **Activación.** Se inicia con el reclutamiento de los osteoclastos y finalmente con un mecanismo para su tropismo⁷ y fijación al hueso. Esta fase ocurre debido al estímulo mecánico que es percibido por los osteocitos que ponen en marcha la acción osteoclástica.
- **Resorción.** Ya en contacto con el hueso los osteoclastos inician la erosión en forma de cavidad.

⁷ Movimiento de orientación de un organismo sésil como respuesta a un estímulo.

- **Inversión.** Es el tiempo que separa el final de la resorción y el inicio de la formación para una zona determinada. Se puede identificar unas células que preparan la superficie para la formación del hueso. En este proceso intervienen los factores locales que asegurarán que los nuevos osteoblastos se agrupen en la localización correcta y alineación adecuada.
- **Formación.** Una vez en contacto con la superficie, los osteoblastos a medida que avanzan van dejando matriz ósea mineralizada mediante la formación de cristales de HA.
- **Reposo.** En esta etapa la superficie ósea está inactiva, cubierta por una capa de células de revestimiento aplanadas provenientes de los osteoblastos. En este estado inactivo se puede observar la superficie ósea hasta que se inicia la fase siguiente.

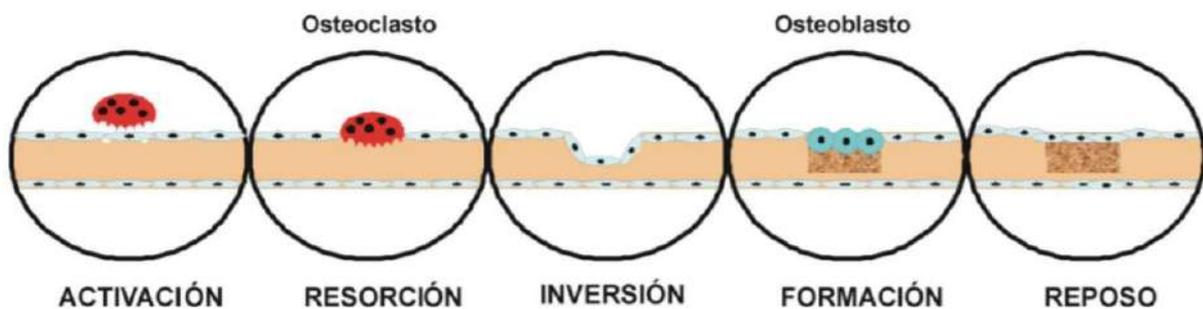


Figura 20. Ciclo de remodelación ósea.

Fuente: "Estudio del mecanismo de acción de monofluorofosfato de sodio sobre la remodelación ósea en ratas. Evaluación del efecto combinado con drogas anti-reabsortivas" [70].

La adaptación del hueso al estímulo mecánico, como una de las causas del proceso de remodelación ósea, se denomina ley de Wolff [71] o ley de la formación ósea. Esta ley sugiere que la densidad ósea cambia ($d\rho_{app}/dt$) en respuesta a las variaciones de las fuerzas funcionales del hueso. Por su parte, Frost [72] introdujo la idea del **mecanostato**. La esencia del mecanostato es la noción que el hueso se adapta hacia una deformación objetivo, de forma similar a un termostato que regula el calentamiento y el enfriamiento hacia una temperatura objetivo. Según el mecanostato, si el hueso experimenta una deformación superior a la deseada, se produce una aposición (creación continua) del hueso, que hace que la deformación vuelva a ser la deseada. Mientras que, si el hueso experimenta una deformación inferior, se produce una resorción ósea, que hace que la deformación se revierta hacia el valor deseado. Frost también propuso una zona de pereza para el mecanostato, similar a la que permite a un termostato mantener la temperatura entre dos valores, regulando únicamente el calentamiento o el enfriamiento cuando la temperatura se sale del rango.

Por lo tanto, a partir de las definiciones de Wolff [71] y Frost [72] la atrofia ósea u osteoporosis se produce cuando los huesos están sometidos a estímulos mecánicos insuficientes predominando la resorción ósea, mientras que la hipertrofia u osteopetrosis

aparece cuando están sometidos a estímulos excesivos predominando la formación ósea. Este comportamiento se muestra en la curva de remodelación ósea (Figura 21), que resume gráficamente la idea del mecanostato de Frost, donde existe un umbral de equilibrio entre la resorción y formación llamada “zona muerta o de pereza” donde se mantiene la densidad ósea y fuera de ella ocurren los fenómenos de osteoporosis y osteopetrosis.

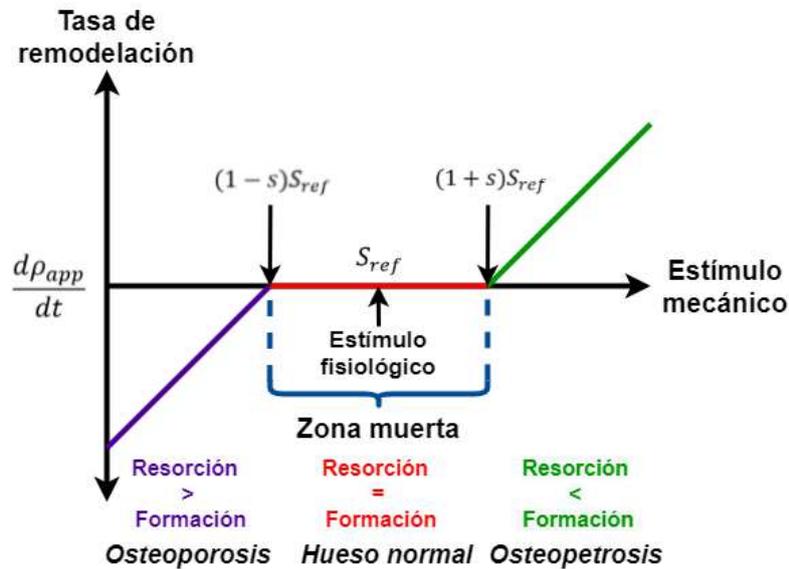


Figura 21. Curva de remodelación ósea.

2.2.5 Anatomía ósea

Un hueso largo, como el fémur, tiene dos regiones principales: la diáfisis y la epífisis. La **diáfisis** es el eje hueco y tubular que discurre entre los extremos proximal y distal del hueso, en su interior se encuentra la cavidad medular que en el adulto está llena de **médula ósea amarilla**: lugar donde se constituyen los adipocitos (células del tejido adiposo) y los glóbulos rojos, su función es ser una reserva de energía. Las paredes exteriores de la diáfisis están compuestas por hueso cortical [65], [73].

La sección más ancha de cada extremo del hueso se denomina **epífisis**, que está rellena internamente de hueso trabecular. La **médula ósea roja**, que completa los espacios del hueso trabecular en algunos huesos largos, crea a partir de una sola célula madre diversas células sanguíneas como: glóbulos blancos, encargados de defender el organismo de infecciones; glóbulos rojos, que transportan el oxígeno a todas las células del cuerpo y las plaquetas, que permiten que la sangre se coagule para evitar hemorragias. Cada epífisis se une a la diáfisis en la **metáfisis**. Durante el crecimiento, la metáfisis contiene la placa epifisaria, lugar de alargamiento del hueso largo; cuando el hueso deja de crecer en la edad adulta temprana, la placa epifisaria se convierte en la **línea epifisaria** [65], [73].

En el interior del hueso adyacente a la cavidad medular hay una capa de células óseas llamada **endostio**, en el exterior del hueso hay otra capa de células denominada **periostio**. El periostio también contiene vasos sanguíneos, nervios y vasos linfáticos que nutren el hueso

cortical y permiten que los tendones y ligamentos se unan al hueso; además, cubre toda la superficie externa excepto donde las epífisis se unen a otros huesos para formar articulaciones. En esta región, las epífisis están cubiertas de **cartílago articular**, una fina capa de cartílago que reduce la fricción y actúa como amortiguador [65].

La arteria central, también llamada **arteria nutricia**, entra en el hueso a través de un orificio y se ramifica en una serie de arterias y arteriolas (arterias diminutas) para abastecerlo. Sostiene una alta presión sanguínea para llegar a lugares distantes, generalmente terminando en capilares presentes en la metáfisis y el endostio. Hay una gran vena central que recibe la sangre de los capilares presentes en varias regiones y drena la sangre desoxigenada y los residuos de nutrientes del hueso [74].

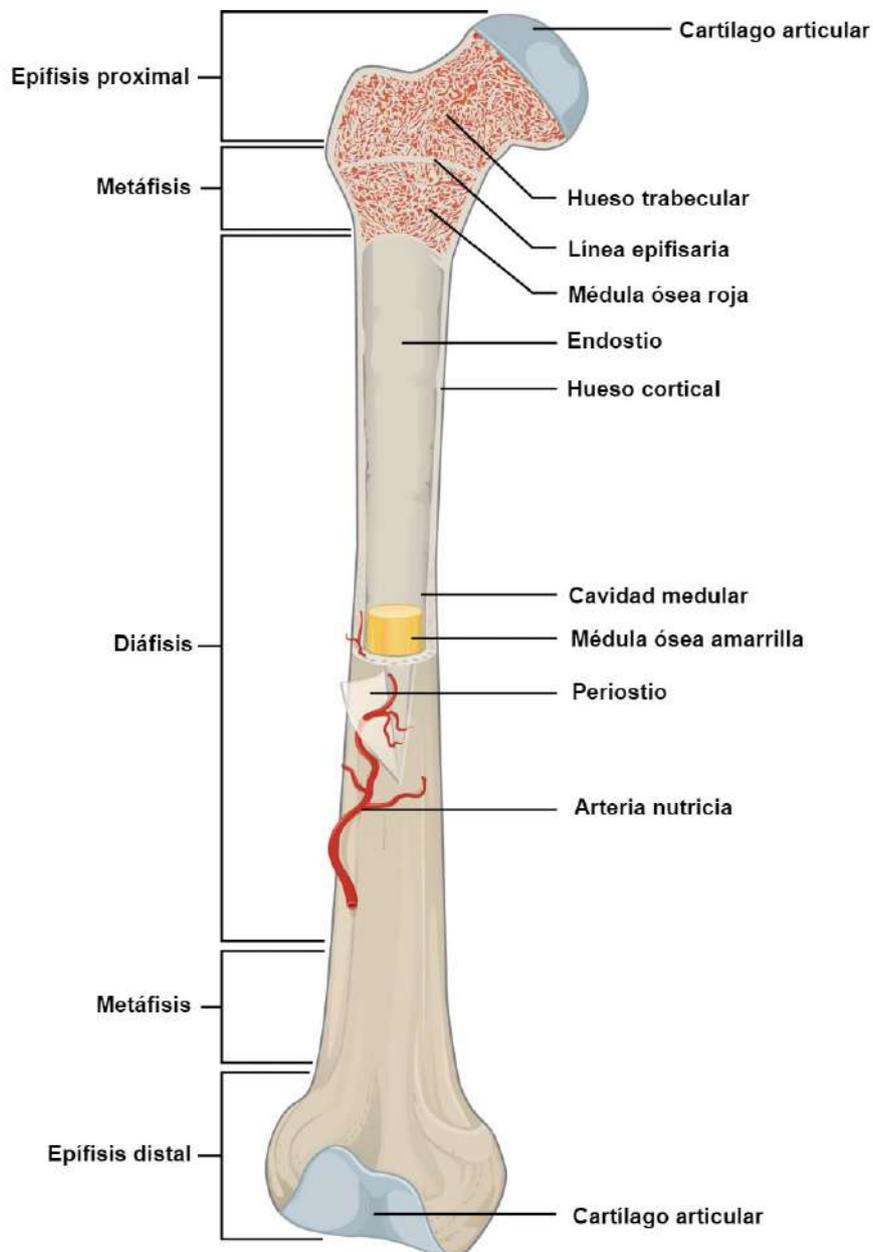


Figura 22. Anatomía ósea.

Fuente: Adaptado de "Bone Structure" [65].

2.3 Estructura, biomecánica y artroplastia femoral

2.3.1 Fémur

El fémur es el hueso más largo y fuerte del cuerpo, y representa aproximadamente una cuarta parte de la altura total de una persona. Su función principal es soportar el peso y estabilizar la marcha, por ello, es un componente esencial de la cadena cinética inferior. La forma robusta del fémur proporciona muchos puntos de sujeción resistentes para los potentes músculos de la cadera y la rodilla que contribuyen a la marcha y otros movimientos de propulsión [75]. El fémur está compuesto por los elementos descritos en **Anatomía ósea** pero se debe conocer más a detalle su estructura, objetivo de esta sección.

El extremo redondeado y proximal es la **cabeza del fémur**, que con el acetábulo del hueso de la cadera forman la articulación de la cadera. La *fovea capitis* es una pequeña hendidura en el lado medial de la cabeza femoral que sirve de lugar de unión para el ligamento de la cabeza del fémur. Este ligamento abarca al fémur y al acetábulo, pero es débil y proporciona poco apoyo a la articulación de la cadera, sin embargo, lleva una importante arteria que abastece a la cabeza femoral [76], [77].

La región estrecha por debajo de la cabeza es el **cuello del fémur**, zona habitual de fracturas. El **trocánter mayor** es la prominencia ósea grande situada por encima de la base del cuello. Varios músculos que actúan en la articulación de la cadera se adhieren al trocánter mayor, el cual, debido a su proyección desde el fémur, proporciona un apalancamiento adicional a estos músculos. El **trocánter menor** es una pequeña prominencia ósea que se encuentra en la cara medial del fémur, justo debajo del cuello. Entre los trocánteres mayor y menor, en la cara anterior del fémur, se encuentra la **línea intertrocantérea**; y en la cara posterior, la **cresta intertrocantérea** [76], [77].

El **eje** del fémur tiene una ligera inclinación. En su extremo proximal, el eje posterior tiene la **tuberosidad glútea**, una zona rugosa que se extiende hacia abajo desde el trocánter mayor. Más adelante, la tuberosidad glútea se hace continua con la **línea áspera**, que pasa distalmente a lo largo de la cara posterior del fémur medio. Múltiples músculos de la cadera y el muslo se unen al fémur a lo largo de la línea áspera [76], [77].

El extremo distal del fémur tiene expansiones óseas mediales y laterales. En el lado lateral, la porción lisa que cubre las caras distal y posterior de la expansión lateral es el **cóndilo lateral** del fémur. La zona rugosa de la parte externa y lateral del cóndilo es el **epicóndilo lateral** del fémur. Del mismo modo, la región distal y posterior del fémur medial es el **cóndilo medial**, y la parte irregular externa y medial de éste es el **epicóndilo medial**. Los cóndilos lateral y medial se articulan con la tibia para formar la articulación de la rodilla. Los epicóndilos sirven de unión para los músculos y los ligamentos de soporte de la rodilla. El **tubérculo aductor** es una pequeña protuberancia situada en el margen superior del epicóndilo medial.

Posteriormente, los cóndilos medial y lateral están separados por una depresión profunda llamada **fosa intercondílea** [76], [77].

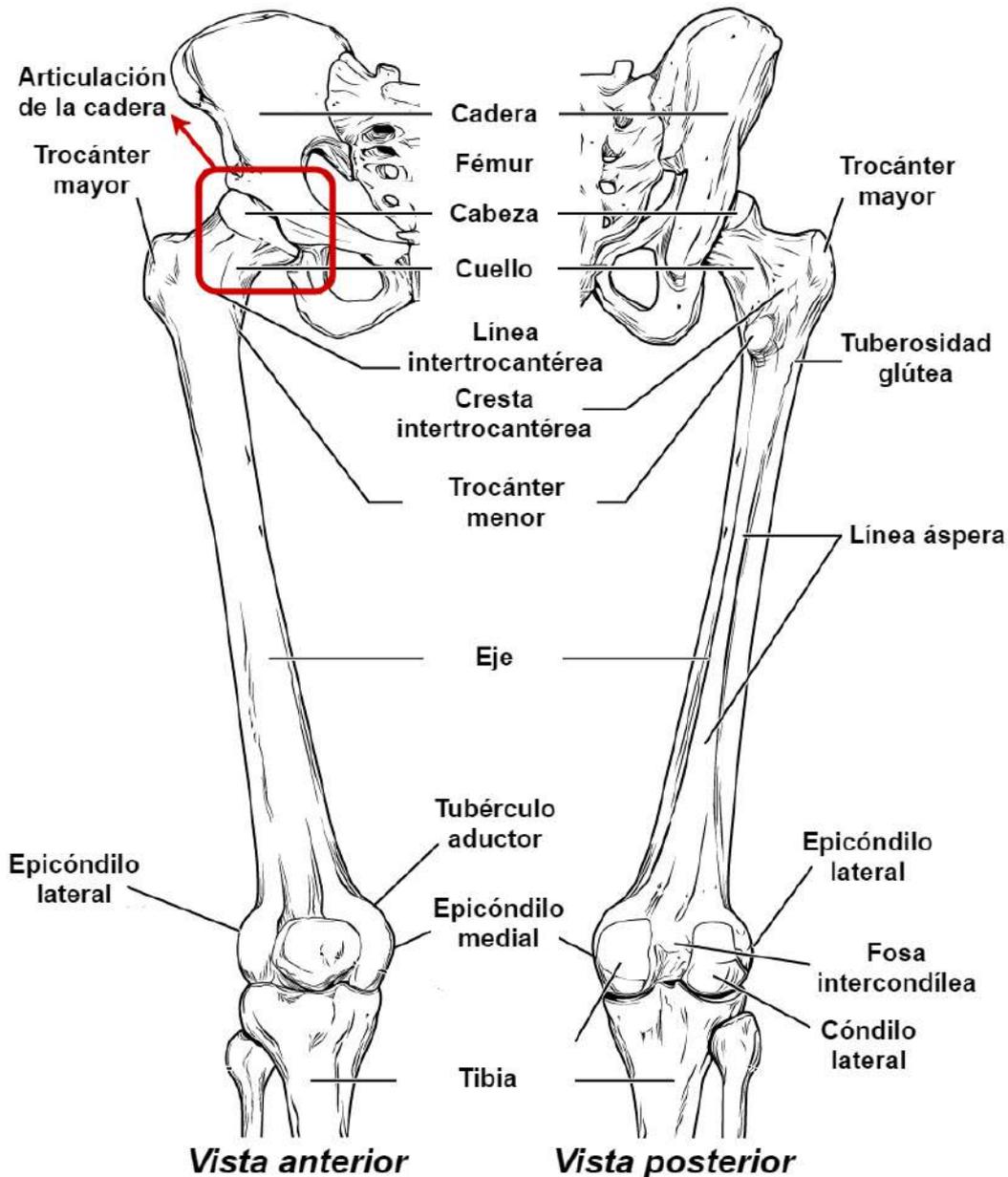


Figura 23. Fémur.

Fuente: Adaptado de "Bones of the Lower Limb" [76].

2.3.2 Músculos del fémur

El músculo esquelético está unido a los huesos y su contracción hace posible: la locomoción, las expresiones faciales, la postura y otros movimientos voluntarios del cuerpo. Generan calor como subproducto de su contracción y participan así en la homeostasis térmica [78]. Desde el punto de vista biomecánico, los músculos cumplen la función de actuadores mecánicos, unas veces hacen de cables y otras de pistones hidráulicos, transmitiendo fuerzas en diferentes direcciones según la actividad fisiológica que se desarrolle, produciendo sobre el fémur compresión, tracción, torsión o flexión [11]. Por lo tanto, para entender la

importancia de la acción muscular en la biomecánica femoral es importante comprender las funciones de los músculos más relevantes, esta información se resume en la Tabla 2 y sus ilustraciones se observan en la Figura 24.

Tabla 2. Funciones de los músculos del fémur.

Músculos	Funciones
Aductor largo	Aduce y flexiona el muslo, y ayuda a rotar lateralmente la articulación de la cadera.
Aductor mayor	Potente aductor del muslo; las fibras horizontales superiores también ayudan a flexionarlo, mientras que las fibras verticales ayudan a extenderlo.
Aductor menor	Aduce y flexiona el muslo, y ayuda a rotarlo lateralmente.
Glúteo mayor	Mayor extensor de la articulación de la cadera, ayuda a la rotación lateral del muslo; la sección superior y el tercio medio del músculo son abductores.
Glúteo medio	Mayor abductor del muslo, las fibras anteriores ayudan a rotar la cadera medialmente y las fibras posteriores ayudan a rotarla lateralmente.
Glúteo menor	Abduce y rota medialmente la articulación de la cadera.
Vasto lateral	Base y borde lateral de la rótula, también forma el retináculo rotuliano lateral y la cara lateral del tendón del cuádriceps femoral.
Vasto intermedio	Extiende la rodilla.
Vasto medial	Base y borde medial de la rótula, también forma el retináculo rotuliano medial y la cara medial del tendón del cuádriceps femoral.

Fuente: "Muscle Atlas: Musculoskeletal Radiology"⁸ [79].

⁸ <https://rad.washington.edu/muscle-atlas/>

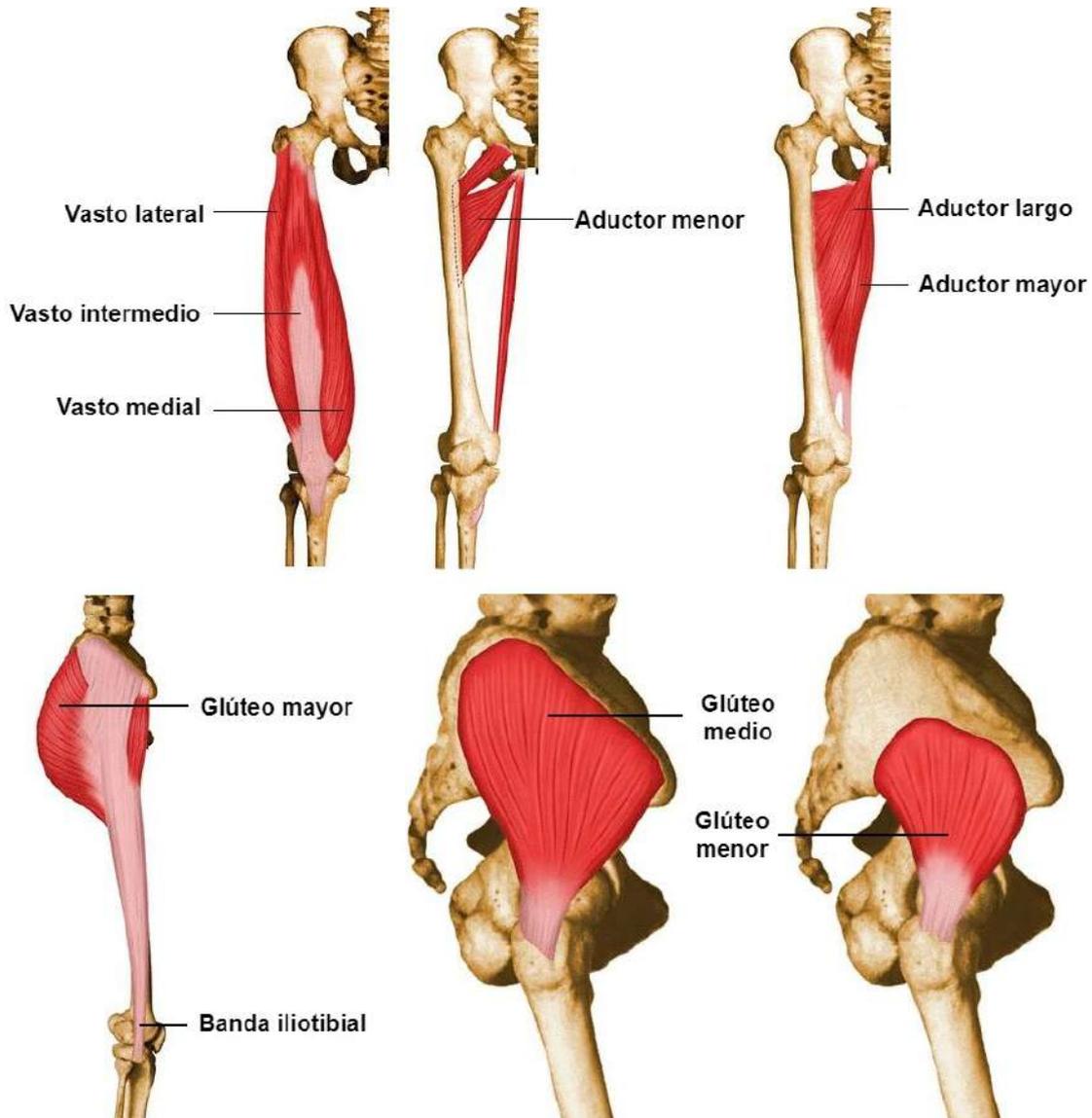


Figura 24. Músculos del fémur

Fuente: Adaptado de "Muscle Atlas: Musculoskeletal Radiology" (con autorización) [45].

2.3.3 Biomecánica femoral

La composición estructural del fémur se adapta en respuesta al entorno mecánico al que está sometido. El fémur proximal está compuesto por dos tipos distintos de hueso, como se ilustra en la Figura 17. El hueso cortical está formado por una capa de hueso de baja porosidad y alta rigidez, de grosor variable en la parte exterior del fémur. El hueso trabecular se forma a partir de una serie de varillas delgadas, dando lugar a una estructura en la que existe una variación espacial de porosidad y una rigidez dependiente de la dirección a lo largo del fémur. Se puede considerar que el hueso cortical y el trabecular son el mismo material, y que sus propiedades varían como resultado de su arquitectura. Se cree que tanto el grosor variable del hueso cortical como las propiedades estructurales del hueso trabecular son el resultado de las fuerzas ejercidas sobre el fémur, que incluyen las fuerzas de contacto de las articulaciones de la cadera y la rodilla; y las fuerzas musculares, que actúan sobre la corteza

(superficie cortical) del fémur para facilitar el equilibrio y el movimiento. En general, se acepta que la estructura resultante del fémur está optimizada para soportar las fuerzas aplicadas utilizando una cantidad mínima de material [47].

El estudio específico de la mecánica del fémur proximal ha dado lugar a interesantes modelos biomecánicos que se han utilizado durante años para diseñar prótesis de cadera. En 1867, **Culmann** (ingeniero) y **Von Meyer** (anatomista) presentaron su trabajo a la Sociedad de Ciencias Naturales sobre la arquitectura interna de la cabeza del fémur humano y las trayectorias de tensión relacionadas. Von Meyer demostró patrones trabeculares arqueados en una sección sagital del fémur y Culmann sugirió que los patrones parecían estar asociados a la tensión principal producida por la carga funcional, inspirado en una grúa que estaba diseñando con una forma similar (Figura 25) [80].

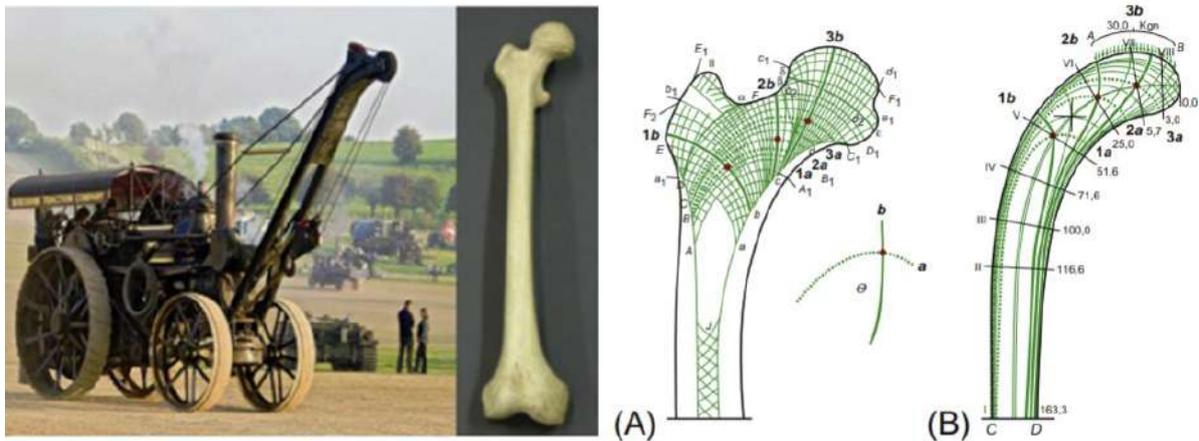


Figura 25. Biomecánica femoral según Culmann y Von Meyer. Comparación de los patrones de tensión en (A) el fémur humano y (B) una grúa de forma similar.

Fuente: “*What Biomechanics Has to do With the Female Pelvic Floor — A Historical Perspective*” [81].

En 1870, **Wolff** desarrolló su "teoría de la trayectoria" en la que proponía el camino que parecían seguir las fuerzas fisiológicas, especialmente a través del fémur proximal, tal y como mostraban los patrones trabeculares. Wolff destacó el hecho que estas columnas se cruzaban en ángulo recto [82]. En 1917, **Koch** investigó la mecánica femoral considerando el fémur como una estructura de viga aislada cuyas principales tensiones se producían como resultado del peso corporal (BW) y no consideró el efecto de los músculos circundantes. Llegó a la conclusión que el peso corporal produce dos conjuntos diferentes de líneas de tensión: esfuerzos de compresión a lo largo del lado medial y de tracción, en el lado lateral (Figura 26) [83].

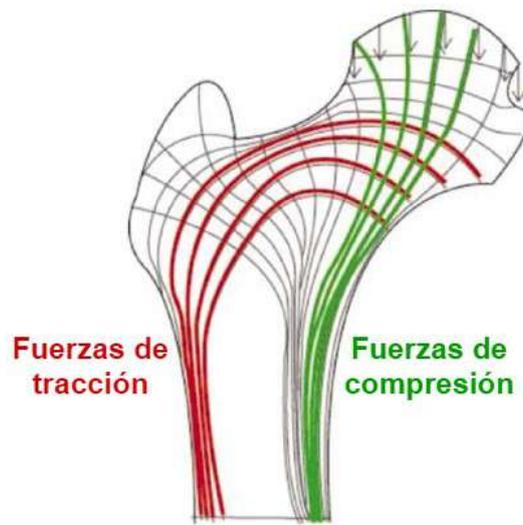


Figura 26. Modelo biomecánico de Koch.
Fuente: Adaptado de *“Proximal load transfer with a stemless uncemented femoral implant”* [18].

El modelo de Koch se ha utilizado para diseñar vástagos para el reemplazo total de cadera. En consecuencia, los vástagos convencionales utilizan el lado medial como soporte, también llamado calcar, porque ese conjunto de líneas transfiere las cargas de compresión, y debido a que el tejido óseo es más resistente a la compresión que a la tracción, al utilizar el calcar se reduce la probabilidad de fractura. Algunos investigadores han estudiado en profundidad la aplicabilidad del modelo de Koch con interesantes conclusiones. Rybichi [84] demostró utilizando el modelo de Koch que la marcha produce una fuerza igual al 70% de su resistencia a la fatiga, por lo tanto, el riesgo de fractura del trocánter mayor sería demasiado elevado. Asimismo, Fetto y Austin [85] utilizaron los parámetros del modelo de Koch para predecir la forma del fémur, pero descubrieron que el ordenador predecía una forma femoral no natural con un diámetro diafisario ampliado. De hecho, el modelo de Koch no describe con precisión la biomecánica del fémur porque ignora la acción muscular. Si se tiene en cuenta, las fuerzas generadas por la banda iliotibial⁹ y por el complejo vasto lateral-glúteo medio (Figura 24) crean un efecto de banda de tensión que convierte los esfuerzos de tracción de la columna femoral lateral en esfuerzos de compresión [18], [85]. De este modo se comprueba que el hueso cortical del fémur está sometido a tensiones de compresión en su funcionamiento normal, de acuerdo con sus características histológicas (Figura 27).

⁹ La banda iliotibial es un tendón que recorre la parte exterior de la pierna. Se conecta desde la parte superior del hueso pélvico hasta justo debajo de la rodilla. Un tendón es un tejido elástico grueso que conecta el músculo con el hueso [86].

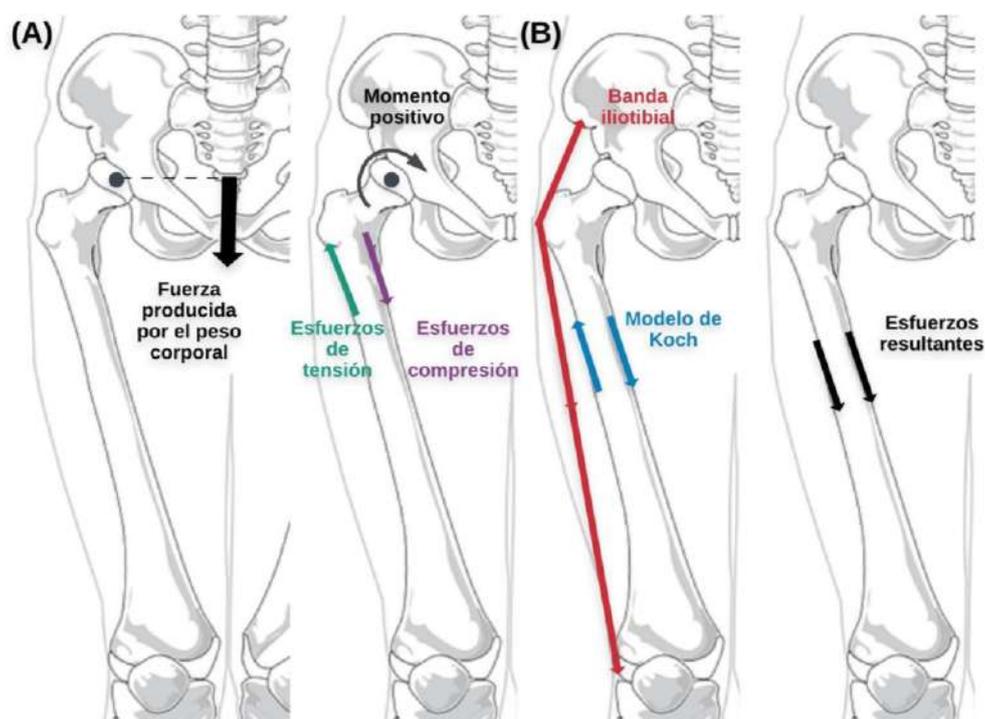


Figura 27. Comparación entre: (A) el modelo de Koch que tiene en cuenta sólo el efecto del peso corporal y (B) considerando las fuerzas que son generadas por la banda iliotibial y el complejo vasto lateral-glúteo medio.

La nueva evidencia de una fuerza de compresión que actúa sobre el fémur lateral es coherente con la evidencia anatómica de la presencia de hueso cortical en la columna lateral. Cuando se pasa de la teoría a la práctica, este replanteamiento del modo de transferencia de carga en todo el fémur proximal en lugar de sólo en la columna medial revoluciona por completo los requisitos de diseño de un implante femoral anatómico no cementado [18].

2.3.4 Fracturas del fémur proximal

Una fractura del fémur proximal o fractura de cadera es una rotura de la parte superior del fémur. La mayoría de las fracturas de cadera se producen en pacientes de edad avanzada cuyos huesos se han debilitado por la osteoporosis; en estos pacientes, incluso una simple lesión por torsión o tropiezo puede provocar una fractura o, en algunos casos, el hueso puede ser tan débil que la fractura se produce de forma espontánea mientras camina o está de pie. Cuando se produce una fractura de cadera en un paciente joven, suele ser el resultado de un acontecimiento de gran energía, como la caída de una escalera o una colisión con un vehículo [87].

Las fracturas pueden ser muy dolorosas. Por este motivo, se recomienda un tratamiento quirúrgico rápido, que suele requerir un enfoque multidisciplinar que incluya: las afecciones¹⁰ médicas subyacentes y la fijación quirúrgica adecuada, la movilización temprana y la rehabilitación para garantizar la recuperación de la movilidad funcional [88]. Los retrasos

¹⁰ Problema de salud con ciertas características o síntomas.

en el tratamiento quirúrgico se asocian a un aumento de las tasas de complicaciones y mortalidad [88], [89]. Un tratamiento subóptimo de las fracturas de cadera puede dar lugar a complicaciones debilitantes como la necrosis avascular¹¹ (NVA), la no unión o malunión de la fractura, o el fracaso de los elementos de fijación. Por lo tanto, la detección y la clasificación temprana de las fracturas de cadera son esenciales para guiar un tratamiento adecuado.

Una fractura de cadera puede causar lesiones en una de las cuatro zonas de la parte superior del fémur (Figura 28):

- Cabeza del fémur.
- Cuello del fémur. La zona del fémur por debajo de la cabeza femoral.
- Zona intertrocanterea. La zona situada por debajo del cuello femoral y por encima de la parte larga o eje del fémur. Se denomina intertrocanterea porque está marcada por el trocánter mayor y el menor.
- Zona subtrocantérea. Parte superior del fémur por debajo de los trocánteres mayor y menor.

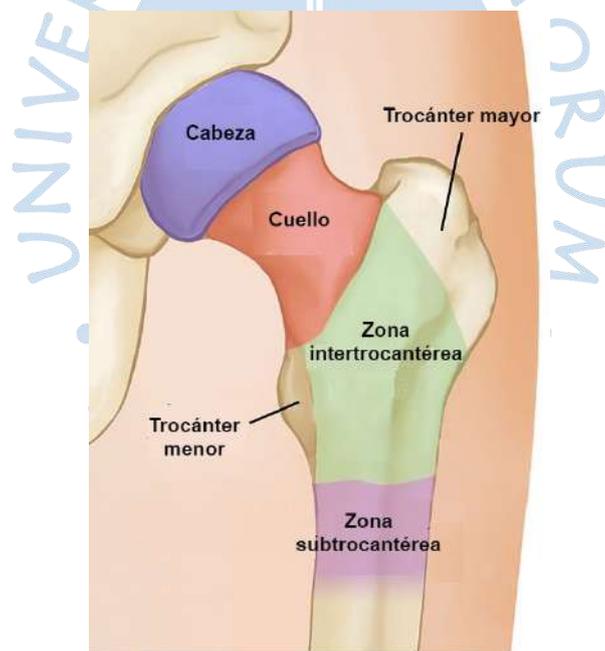


Figura 28. Zonas de fractura del fémur proximal.

Fuente: Adaptado de <https://orthoinfo.aaos.org/en/diseases--conditions/hip-fractures>

Las fracturas intertrocanterea y del cuello del fémur son los tipos más comunes de fractura de cadera. Las fracturas de la cabeza del fémur son extremadamente raras y suelen ser el resultado de un evento de alta velocidad [87]. En concreto, esta sección se enfocará en

¹¹ La necrosis avascular es la muerte de tejido óseo a causa de la falta de irrigación sanguínea. También llamada "osteonecrosis", puede producir pequeñas fracturas en el hueso y, con el tiempo, su colapso [90].

la comprensión de las fracturas del cuello y de la cabeza del fémur porque están relacionadas con el reemplazo de cadera.

2.3.4.1 Fracturas del cuello femoral. Las fracturas por estrés o por impacto repetido se originan en el cuello del fémur. Las que ocurren por una sobrecarga excesiva y repetitiva de un hueso se conocen como *fracturas por fatiga*, mientras que las fracturas que se producen por una carga normal de un hueso anormalmente debilitado se conocen como *fracturas por insuficiencia*. Las fracturas por estrés se producen cuando los microtraumatismos axiales acumulados en la cabeza se transmiten al cuello del fémur, con lo que la fatiga del músculo glúteo medio, normalmente fuerte y compensador, somete al cuello a fuerzas de flexión excesivas (Figura 29) [91], [92]. Aunque las *fracturas por fatiga* del cuello femoral son infrecuentes en la población, deben sospecharse en pacientes que se quejan de dolor de cadera traumático o atraumático, especialmente en pacientes jóvenes y físicamente activos como los atletas de élite, los corredores de fondo o los reclutas militares [93]. Las *fracturas por insuficiencia* se producen con mayor frecuencia en pacientes ancianos osteoporóticos, a menudo sin una lesión traumática única [93].

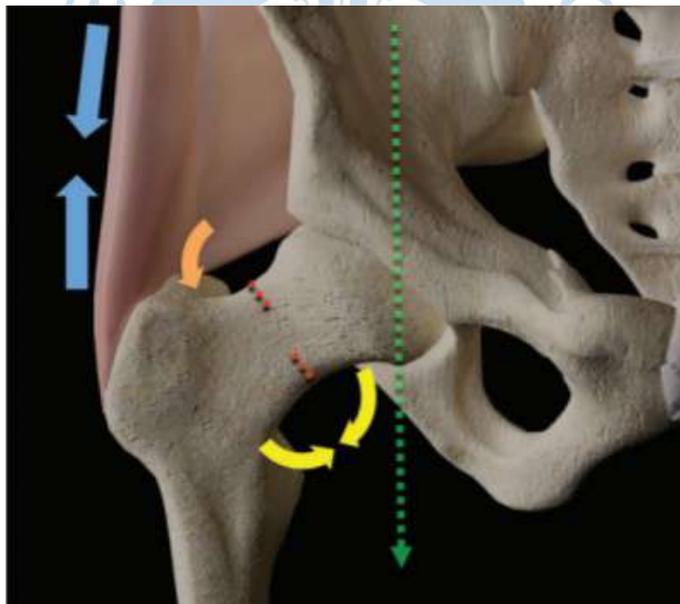


Figura 29. Dinámica de la fuerza de una fractura por estrés del cuello femoral.

Fuente: “*Proximal Femoral Fractures: What the Orthopedic Surgeon Wants to Know*” [92].

La prevalencia¹², los mecanismos de lesión más comunes, la clasificación y el tratamiento de las fracturas del cuello del fémur dependen de la edad del paciente y de su estado funcional inicial [88], [95]. Por lo general, se considera que los adultos son ancianos si tienen más de 70-75 años y como ancianos jóvenes o jóvenes si tienen menos de 65-70 años,

¹² En epidemiología, proporción de personas que sufren una enfermedad con respecto al total de la población en estudio [94].

calificados por la edad fisiológica estimada o el estado funcional [95]. Las fracturas del cuello del fémur suelen describirse como de localización subcapital, transcervical o basicervical (Figura 30); y como desplazadas o no desplazadas, si los fragmentos óseos de la fractura están o no alineados. Estas distinciones son importantes porque el suministro de sangre a la cabeza del fémur está en riesgo tras las fracturas dentro de la articulación de la cadera. Las fracturas basicervicales rara vez se asocian a NVA y se tratan de forma diferente a otras fracturas. Los adultos jóvenes suelen tener menos fracturas del cuello del fémur que los ancianos, que tienen una menor densidad ósea; en cambio, los adultos jóvenes suelen tener más fracturas basicervicales orientadas verticalmente por mecanismos de alta energía en los que se aplica una carga axial a una rodilla en abducción (Figura 31), como en un accidente de automóvil o una caída desde gran altura (Fig. 8) [96]. Por el contrario, los individuos de edad avanzada presentan con más frecuencia fracturas subcapitales por mecanismos de baja energía, como una caída lateral sobre el trocánter mayor desde una altura considerable.

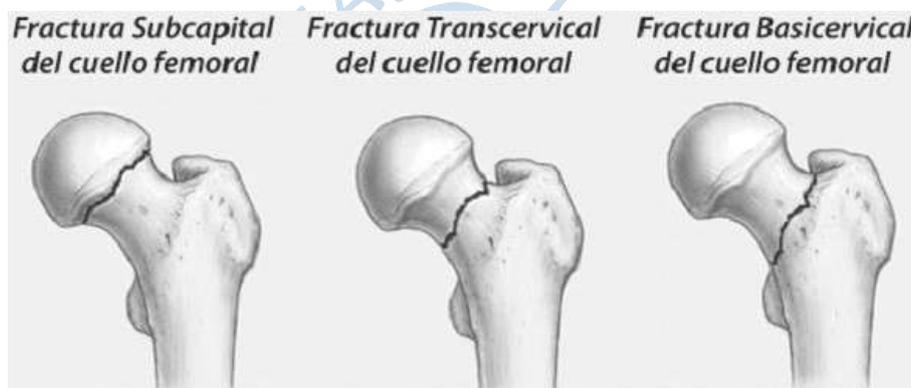


Figura 30. Fractura subcapital, transcervical o basicervical del cuello femoral.

Fuente: <https://praxys.es/especialidades-fisioterapia-a-domicilio/protesis-de-cadera/>

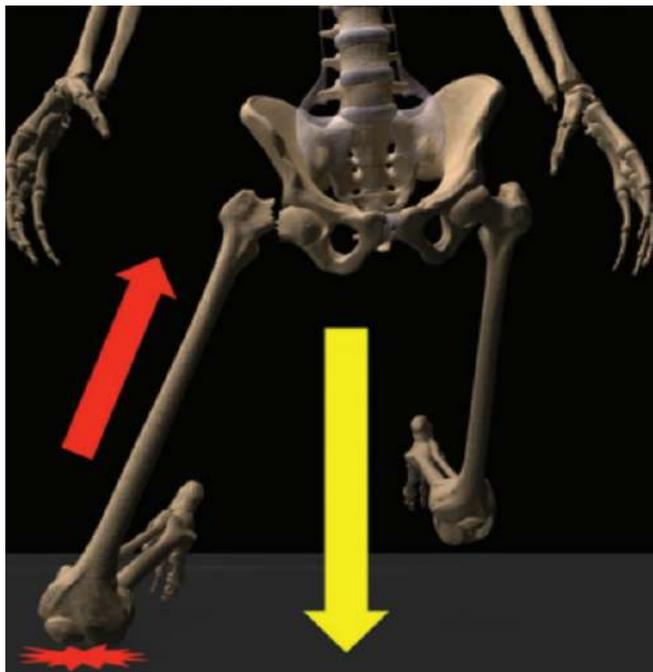


Figura 31. Mecanismo de alta energía de la fractura del cuello del fémur.

Fuente: *“Proximal Femoral Fractures: What the Orthopedic Surgeon Wants to Know”* [92].

El sistema de clasificación de Garden es el más utilizado para las fracturas del cuello del fémur. Este sistema describe cuatro categorías de fractura subcapital: incompleta (tipo I), completa pero no desplazada (tipo II), completa y parcialmente desplazada (tipo III), y completa y totalmente desplazada (tipo IV) (Figura 32) [97].



Figura 32. Clasificación de Garden para las fracturas del cuello femoral.

Fuente: Adaptado de *“Proximal Femoral Fractures: What the Orthopedic Surgeon Wants to Know”* [92].

Las fracturas de cuello femoral no desplazadas, como las fracturas de Garden II, se tratan mayormente con fijación interna (Figura 33) tanto en pacientes jóvenes como de edad avanzada [98]. En este procedimiento, se introducen clavos o tornillos quirúrgicos en el lugar de la fractura para mantener la cabeza del fémur en su sitio mientras se cura naturalmente. La colocación de clavos evita que la cabeza del fémur se desplace o se salga del cuello, una situación que requeriría la sustitución de la cadera. La fijación interna temprana es

fundamental para prevenir el desarrollo del desplazamiento de la fractura, ya que entre el 10% y el 30% de las fracturas acaban desplazándose si no se tratan [95].

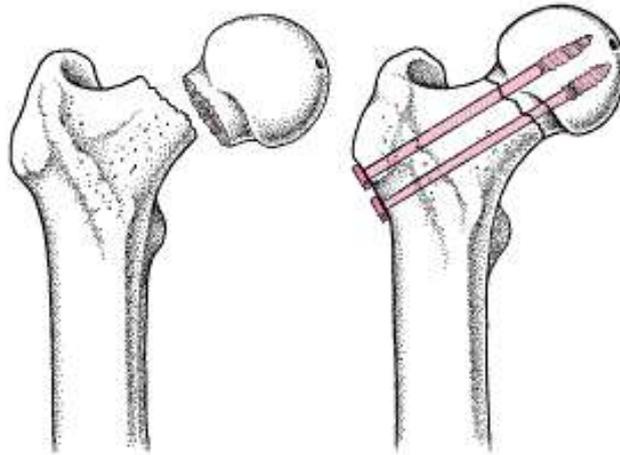


Figura 33. Fijación interna.

Fuente: https://www.msmanuals.com/es-es/professional/multimedia/figure/fx_repairing_hip_es

Un pequeño número de fracturas del cuello del fémur puede tratarse sin cirugía, éstas suelen ser fracturas no desplazadas en pacientes jóvenes y sanos. Dado que existe un riesgo de desplazamiento, es necesario vigilarlas cuidadosamente. El tratamiento no quirúrgico consiste en una carga limitada o protegida con muletas durante varias semanas. Los pacientes que no caminaban antes de la cirugía o que tienen problemas médicos graves también pueden ser considerados para el tratamiento no quirúrgico [87].

Las fracturas desplazadas presentan un problema más difícil que las no desplazadas. La anatomía vascular del fémur proximal desempeña un papel fundamental a la hora de determinar la modalidad de tratamiento óptima ya que el suministro de sangre a la cabeza del fémur llega a través de una estructura denominada cápsula posterior. La cápsula posterior suele estar lesionada con una fractura de cuello de fémur desplazada, por lo que tiene menos posibilidades de cicatrizar [87], [92].

Aunque la fractura se cure, puede desarrollarse NVA en la cabeza del fémur. Esto provoca daños en las células óseas, el colapso de parte de la cabeza del fémur y la consiguiente artritis [87].

El tratamiento óptimo de las fracturas de cuello desplazadas depende mucho más de la edad del paciente y de su estado funcional de partida. El objetivo principal del tratamiento de las fracturas femorales proximales es restablecer la movilidad funcional normal del paciente. En los pacientes más jóvenes, la preservación de la cabeza femoral nativa permite el pleno retorno a la actividad normal y un bajo riesgo de complicaciones futuras si la fractura se cura [88]. En comparación con los resultados obtenidos en pacientes de mayor edad, la ATC en pacientes jóvenes se asocia a una mayor probabilidad de complicaciones protésicas que

pueden requerir una revisión en algún momento de la vida del paciente [99]. Por estos motivos, en los pacientes jóvenes con fracturas desplazadas, el consenso favorece el intento de conservación de la cabeza femoral nativa mediante fijación interna [95]. Esto implica hacer una incisión sobre la articulación de la cadera, poner el hueso en su sitio y luego sujetar el hueso con clavos, tornillos u otro tipo de fijación metálica. El riesgo de NVA y de no unión (falta de cicatrización) en adultos jóvenes es mayor en las fracturas con desplazamiento apreciable [100].

Hay menos consenso en la literatura sobre el tratamiento óptimo de las fracturas de cuello desplazadas en pacientes de edad avanzada. Las exigencias funcionales diarias generalmente menores de estos pacientes junto con una edad relativamente avanzada en el momento de la cirugía inicial, reducen la probabilidad de complicaciones crónicas clínicamente significativas de la artroplastia de cadera y la eventual necesidad de revisión [101]. Sin embargo, los riesgos y beneficios individuales de la artroplastia de cadera también dependen del tipo de material utilizado, la experiencia del cirujano y el estado de salud general del paciente y su movilidad inicial [101]. Los pacientes ancianos de baja demanda con fracturas de cuello de fémur desplazadas suelen tratarse con hemiartroplastia, mientras que los pacientes ancianos más activos suelen tratarse con ATC.

2.3.4.2 Fracturas de la cabeza del fémur. Son lesiones poco frecuentes, representan menos del 1% de todas las fracturas de cadera; se asocian con mayor frecuencia a dislocaciones posteriores de la cadera por mecanismos de alta energía, como las colisiones de vehículos o las caídas desde grandes alturas; pero también por lesiones de deportes de contacto, lesiones de snowboard y esquí, accidentes industriales o caídas de relativamente baja energía sin dislocación [102].

El sistema de Pipkin clasifica estas fracturas en cuatro tipos (Figura 34), dependiendo de las características morfológicas de la fractura de la cabeza y de la presencia o ausencia de una fractura asociada del cuello o del acetábulo. El sistema Pipkin es el preferido por su sencillez de uso, su capacidad para ayudar a estimar el riesgo posterior de complicaciones a largo plazo y su utilidad para dirigir el tratamiento quirúrgico temprano [102], [103].

Las fracturas de la cabeza situadas en la parte caudal de la fóvea central son lesiones de Pipkin I y no afectan a la parte de la cabeza del fémur que soporta el peso. Las fracturas que se extienden cranealmente a la fóvea central son lesiones de Pipkin II; como estas fracturas afectan a la parte de la cabeza femoral que soporta el peso, aumenta el riesgo de artritis postraumática o NVA. Las lesiones Pipkin III y IV representan la combinación de una fractura de la cabeza femoral de tipo I o II con una fractura del cuello femoral (tipo III) o una fractura acetabular (tipo IV) [92].

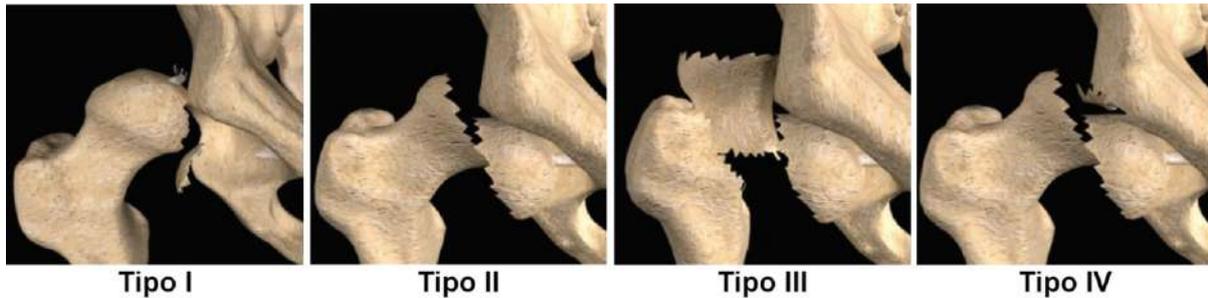


Figura 34. Clasificación de Pipkin para las fracturas de la cabeza del fémur.

Fuente: “*Proximal Femoral Fractures: What the Orthopedic Surgeon Wants to Know*” [92].

Si la fractura no está desplazada, puede tratarse de forma no quirúrgica con una carga limitada. Si se trata de un pequeño fragmento desplazado que no afecta a una gran parte de la superficie articular, el fragmento puede extraerse simplemente. Si se trata de un fragmento grande en una persona joven y activa, a menudo se realiza una reducción abierta y una fijación con tornillos. En una persona mayor, el tratamiento de elección es la sustitución de la cadera, ya sea parcial o total, para reemplazar la cabeza femoral dañada [87].

En conclusión, el tratamiento de las fracturas de la cabeza del fémur, así como de las fracturas subcapitales y transcervicales del cuello femoral, debe tener en cuenta la posibilidad que el flujo sanguíneo a la cabeza del fémur se vea comprometido y, por lo tanto, debe orientarse hacia su mantenimiento, restauración o sustitución protésica si se quieren evitar estas complicaciones. En cambio, las fracturas basicervicales presentan un riesgo mínimo de interrupción del flujo vascular a la cabeza del fémur. El tratamiento de estas lesiones se centra en la reducción del desplazamiento y la estabilización para permitir la movilización temprana y la carga de peso durante la curación de la fractura [92].

2.3.5 Artroplastia o reemplazo de cadera

La artroplastia de cadera (ATC), llamada también reemplazo de la articulación de la cadera o reemplazo de cadera, es un procedimiento quirúrgico en el que se hace un cambio total o parcial de la articulación de la cadera, utilizando un dispositivo artificial (prótesis) para restaurar el movimiento articular [11]. La articulación de cadera puede dañarse debido a la fractura del cuello o cabeza femoral y a enfermedades como [104]:

- **Osteoartritis.** Conocida comúnmente como artritis por desgaste o artrosis, la osteoartritis daña el cartílago articular que cubre los extremos de los huesos y ayuda a que las articulaciones se muevan con suavidad (Figura 35).
- **Artritis reumatoide.** Causada por un sistema inmune hiperactivo, produce un tipo de inflamación que puede erosionar el cartílago y, en ocasiones, el hueso subyacente lo que da lugar a articulaciones dañadas y deformadas.
- **Osteonecrosis o necrosis avascular (NVA).** Si no se suministra suficiente sangre a la articulación de la cadera, como puede ocurrir en caso de dislocación o fractura, el hueso puede fracturarse o colapsar (Figura 36).

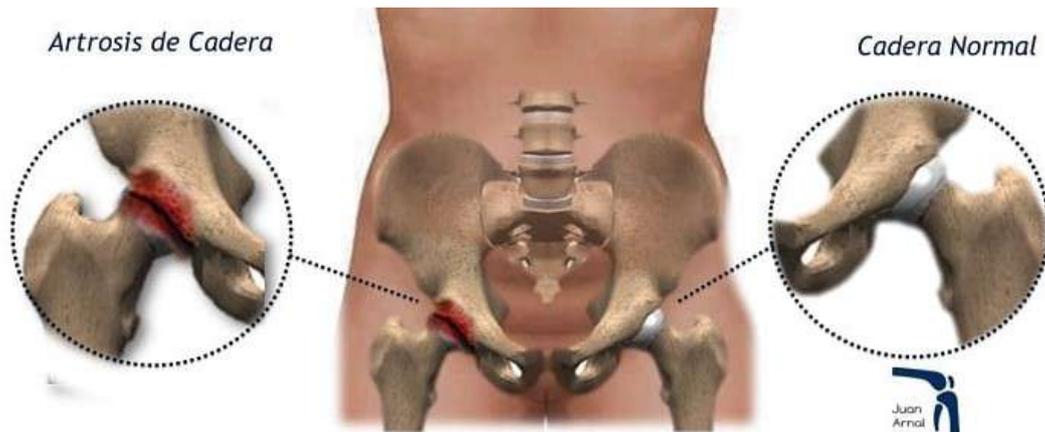


Figura 35. Artrosis.

Fuente: <https://traumatologomadrid.es/artrosis-de-cadera/>



Figura 36. Osteonecrosis.

Fuente: Adaptado de <https://www.mountsinai.org/health-library/diseases-conditions/osteonecrosis>

Las enfermedades más frecuentes que pueden requerir una prótesis femoral son la osteoartritis y la fractura de cuello femoral. Asimismo, los tumores en la articulación de la cadera, la incapacidad para trabajar, dormir o movilizarse debido al dolor pueden requerir el reemplazo de la articulación. Esta patología es propia de personas de la tercera edad, no obstante, el índice de fracturas en personas menores de 40 años se ha incrementado debido a la práctica de diversos deportes [11].

La artroplastia de cadera fue uno de los mayores adelantos de la cirugía ortopédica del siglo XX y contribuye a mejorar la calidad de vida de los pacientes disminuyendo su dolor y recobrando su movilidad. En el ámbito médico, se practican normalmente dos tipos de artroplastia de cadera [11]. Un **reemplazo parcial de cadera**, o hemiarthroplastia, es el reemplazo de sólo la cabeza femoral del paciente. Por lo tanto, la nueva cabeza protésica femoral (bola de metal) gira dentro de la cavidad ósea natural. La cavidad natural está cubierta por cartílago hialino o articular que actúa como un lubricante (disminuye la fricción), un amortiguador y ayuda a distribuir el estrés de manera más uniforme dentro del hueso. En general, este cartílago no permanece saludable cuando se mueve contra una superficie artificial en lugar del cartílago articular de la cabeza femoral, esto puede llevar a la ruptura del cartílago de la cadera y producir dolor. El **reemplazo total de cadera** implica el reemplazo de la cabeza femoral y la implantación de una cubierta protésica con un revestimiento de

plástico en la cavidad natural. Con este procedimiento, la cabeza femoral protésica se mueve dentro de una cavidad protésica [105].

Cada procedimiento tiene ventajas y desventajas, pero por regla general, los mejores resultados para la longevidad y el alivio constante del dolor se logran con un reemplazo total de cadera. Históricamente, las fracturas de cuello femoral dejaron a los pacientes lisiados o incluso le causaron la muerte debido a la falta de movilidad y todas sus complicaciones asociadas. Durante la década de 1960, se introdujo el reemplazo parcial de cadera. Por primera vez, los médicos pudieron reemplazar una cabeza femoral rota por una artificial. Este fue un avance dramático que salvó innumerables vidas y mejoró enormemente la movilidad y la calidad de vida para muchos. Aunque fue un salto grande en la cirugía de reemplazo de cadera, la mayoría de los pacientes no tuvieron un resultado perfecto, ya que experimentaron dolor debido a que la prótesis no se mantenía estable dentro del fémur o la nueva cabeza desgastaba el cartílago articular [105].

En algunos casos, debido al dolor y la falta de estabilidad, es necesario una cirugía de revisión: este término se utiliza cuando se sustituye una articulación de cadera previamente reemplazada. Casi el 10% del total de las operaciones se somete a una cirugía de revisión. El riesgo de la cirugía de revisión es extremadamente alto, especialmente para los pacientes de edad avanzada, y sus complicaciones incluyen problemas cardíacos, pulmonares e incluso la muerte [106], [107]. A su vez, a la primera artroplastia de cadera se le conoce como ATC o cirugía primaria.

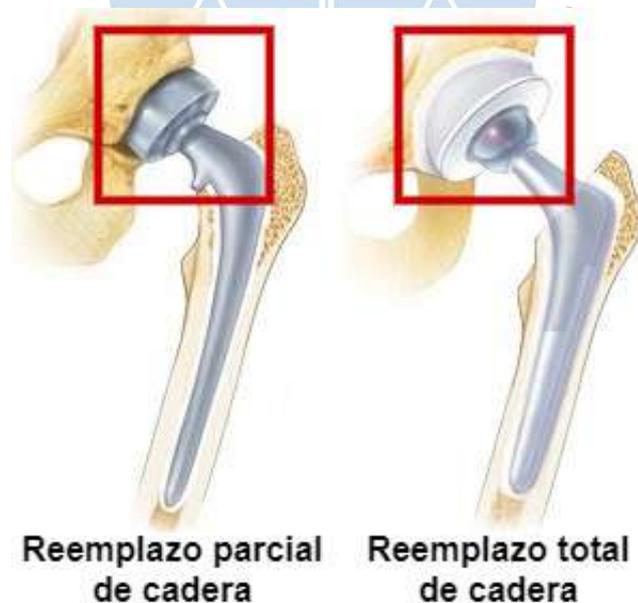


Figura 37. Reemplazo de cadera parcial y total.

Fuente: <https://drjulianguerra.com/fractura-de-cadera/fractura-de-cadera-2/>

2.4 Prótesis femorales

La prótesis femoral, llamada también prótesis de cadera, es un implante mecánico que reemplaza la articulación de la cadera fundamentalmente para dos situaciones típicas: disminuir el dolor y mejorar la movilidad de la articulación a raíz del desgaste progresivo producido por la artrosis o en casos de fractura del cuello femoral por trauma u osteoporosis [11].

La prótesis de cadera está conformada por: vástago, esfera de articulación, inserto y cotilo (Figura 38A). En la artroplastia de cadera se implanta una prótesis femoral, para ello se corta la cabeza del fémur dañada y se retira el hueso trabecular del fémur para insertar un **vástago** en la cavidad femoral. La parte superior del vástago se conecta con una **esfera de articulación** que sustituye la cabeza femoral dañada. Si es un reemplazo total, el cartílago articular de la cadera es reemplazado por una copa llamada **cotilo** que permite la unión con la esfera de articulación, sin embargo, entre ambos componentes se coloca un espaciador denominado **inserto** que evita la fricción excesiva en la articulación artificial.

El vástago femoral a su vez está compuesto por: varilla, cuello y cono de recepción (Figura 38B). La **varilla** es una cuña alargada que se fija al eje del fémur para darle estabilidad a la prótesis, el **cuello** es el elemento que reemplaza el cuello femoral y el **cono de recepción** permite la conexión del vástago con la esfera de articulación.

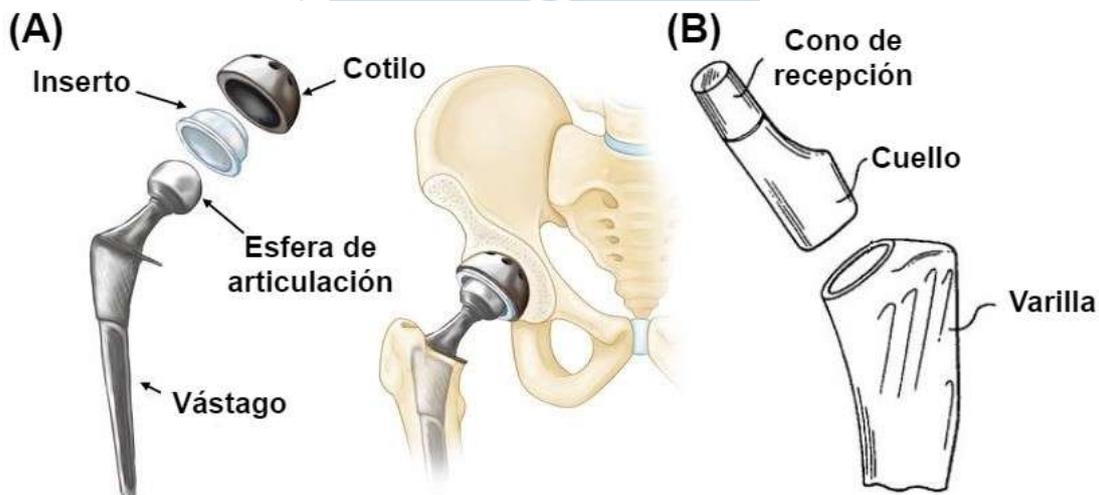


Figura 38. Prótesis de cadera. (A) Prótesis y (B) vástago femoral.

Fuente: <https://orthoinfo.aaos.org/en/treatment/total-hip-replacement;>

<https://patentados.com/img/2010/04/parte-femoral-de-una-protesis-de-cadera.jpg>

Debido a que la tesis se centra en la innovación del diseño de los vástagos femorales no cementados se analiza este componente que forma parte de la prótesis de cadera. Para ello, se presentan los conceptos básicos respecto a la evaluación clínica usando imágenes médicas, su fijación, riesgos y aspectos mecanobiológicos. En adelante, los términos prótesis femoral, implante y vástago tienen el mismo significado.

2.4.1 Imágenes médicas

Antes de realizar la cirugía, el ortopedista debe evaluar al paciente para considerar si es apto o no para el reemplazo de cadera total o parcial. Para ello recopila información de su estado de salud a través del historial médico, exámenes físicos, estudio radiológico, entre otros.

En particular el estudio radiológico es importante tanto para ortopedistas como para diseñadores porque a partir de él es posible determinar la calidad ósea del paciente y definir el tipo de fijación que requiere la prótesis. Permite que la cirugía sea un éxito y se mitigan los riesgos durante y posterior a la operación. Las imágenes médicas más utilizadas son:

- **Radiografía convencional.** La radiografía produce imágenes bidimensionales de alta resolución y proporciona un medio rápido y de bajo costo para evaluar las enfermedades óseas y articulares. Es la técnica de primera línea para la sospecha de patologías óseas antes que otras modalidades de imagen médica como la tomografía computarizada o la resonancia magnética [108]. Los ortopedistas la utilizan para evaluar la calidad ósea y seleccionar el vástago que mejor se ajuste a la cavidad femoral del paciente.



Figura 39. Radiografía de fémur.

Fuente: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4511692/figure/fig0020/>

- **Tomografía computarizada (TC).** Procedimiento informático de obtención de imágenes en el que se dirige un haz estrecho de rayos X¹³ hacia un paciente y se gira rápidamente alrededor del cuerpo, produciendo señales que son procesadas por el ordenador para generar imágenes transversales o cortes del cuerpo. Estos cortes se denominan imágenes tomográficas y contienen información más detallada que las radiografías convencionales. Una vez que el ordenador de la máquina recoge una serie de cortes sucesivos, éstos pueden apilarse digitalmente para formar una imagen tridimensional del paciente que permite identificar y localizar más fácilmente las estructuras básicas, así como posibles tumores o anomalías [110].

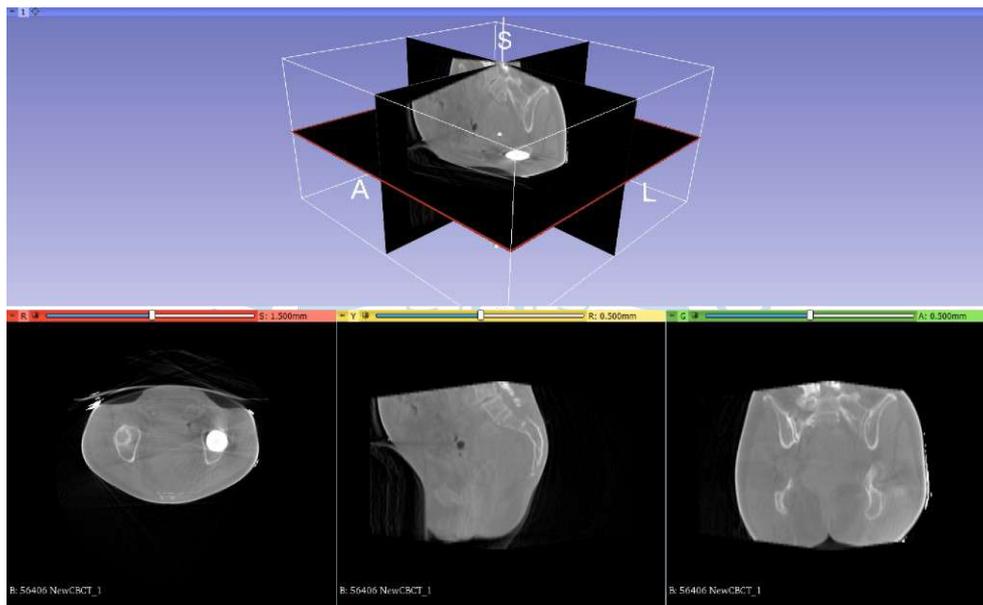


Figura 40. Tomografía computarizada.

- **Resonancia magnética (RM).** Aprovecha que todos los átomos tienen un campo magnético que puede ser afectado por las ondas de radio. Los átomos tienen una alineación natural y la RM funciona utilizando potentes ondas de radio para alterar esta alineación temporalmente. Cuando las ondas de radio se apagan, los átomos vuelven a su alineación natural y liberan la energía que absorbieron en forma de ondas de radio. Para construir una imagen de RM, se mide la intensidad de las ondas de radio emitidas por los átomos en lugares precisos. Recogiendo las señales de muchos lugares, se puede crear una imagen transversal. Al igual que en el TC, la imagen transversal resultante es una imagen de píxeles en escala de grises, siendo el tono de gris proporcional a la intensidad de la señal [111].

La TC y la RM son las imágenes médicas más utilizadas por los diseñadores de vástagos femorales, ya que a partir de ellas es posible obtener un modelo virtual del fémur realizando

¹³ Los rayos X son una forma de radiación electromagnética que puede atravesar objetos sólidos, incluido el cuerpo; penetran más o menos en diferentes objetos según su densidad. En medicina, los rayos X se utilizan para ver imágenes de los huesos y otras estructuras del cuerpo [109].

un proceso llamado **segmentación**, por el cual imágenes médicas tridimensionales permiten, a través de la selección adecuada de *voxels*, obtener el modelo virtual de una estructura corporal como huesos, órganos, arterias, etc. Para ello, se utiliza un programa llamado segmentador, en el cual se importan las imágenes y utilizando las herramientas adecuadas se obtiene el modelo tridimensional de la estructura requerida (Figura 41).

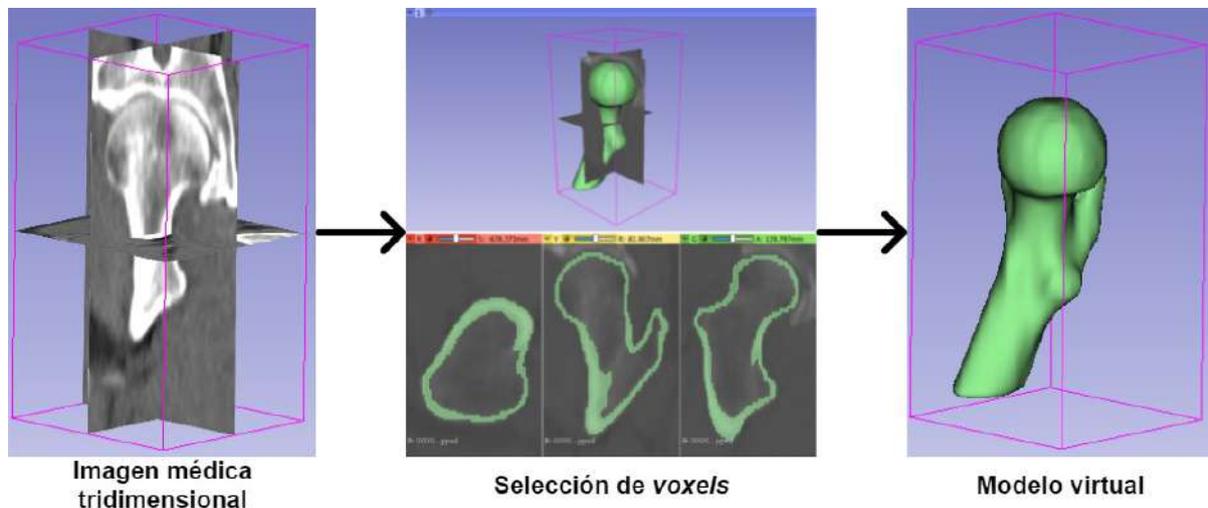


Figura 41. Proceso de segmentación.

2.4.2 Fijación

Respecto a la fijación existen dos tipos de prótesis femorales: cementadas y no cementadas.

- **Prótesis cementadas.** Aquellas donde el vástago se adhiere al hueso mediante un cemento quirúrgico llamado polimetilmetacrilato (PMMA). El cemento es inyectado en el canal femoral previamente preparado y el vástago es insertado por el cirujano en la posición correcta, por lo tanto, debe poseer la experiencia suficiente en la colocación de este tipo de implantes.

La prótesis cementada está recomendada para pacientes de edad avanzada (mayores de 65 años) con artrosis de cadera, osteoporosis y calidad ósea deficiente; ya que al no tener la capacidad de adherencia biológica que requiere la prótesis no cementada, el fallo sería inminente [30].

El aflojamiento de este tipo de implante ocurre por el desprendimiento del cemento debido a su degradación, que a su vez causa la liberación de partículas de PMMA en la sangre que provocan vasodilatación [112]. En consecuencia, no es recomendable su uso en pacientes con una reserva cardiovascular baja debido a que se han registrado respuestas clínicas adversas como la hipoxia, hipotensión, arritmias, aumento de la resistencia vascular periférica y en casos extremos paros cardíacos [113], [114].

- **Prótesis no cementadas.** Este tipo de implantes tienen un acabado superficial poroso que trata de simular la porosidad ósea, para que el hueso crezca alrededor de él y se adhieran naturalmente, es decir, hueso e implante se integren (osteointegración).

Usualmente, para favorecer el crecimiento óseo se utilizan recubrimientos de HA, que estimula la osteogénesis, integrándose ambos elementos rápida y eficazmente [11], [30]. Tiene la ventaja de ser una fijación más natural que la proporcionada por el cemento, pero su éxito depende de las condiciones previas del paciente.

Se recomienda este tipo de implantes en pacientes menores de 65 años, ya que su calidad ósea es adecuada y por lo tanto, tiene una alta capacidad de adherirse al implante. Una de las principales desventajas de este tipo de vástagos, en comparación a los implantes cementados, es que requieren de un periodo de recuperación prolongado, debido a que la prótesis debe fijarse por crecimiento óseo [11], [30].

En general, tanto las prótesis de cadera sin cemento como las cementadas proporcionan a los pacientes un alivio eficaz a largo plazo, si el procedimiento quirúrgico es correcto.

Esta investigación se centró en el estudio de las prótesis no cementadas, por lo cual, es importante entender como ocurre la transmisión de tensiones a lo largo del fémur implantado y su influencia, como elemento mecánico externo al cuerpo, en los procesos biológicos. Los lugares de carga/transmisión de esfuerzos pueden ser: parte de la cabeza, todo o parte del cuello, la metáfisis y diáfisis femoral (Figura 42).

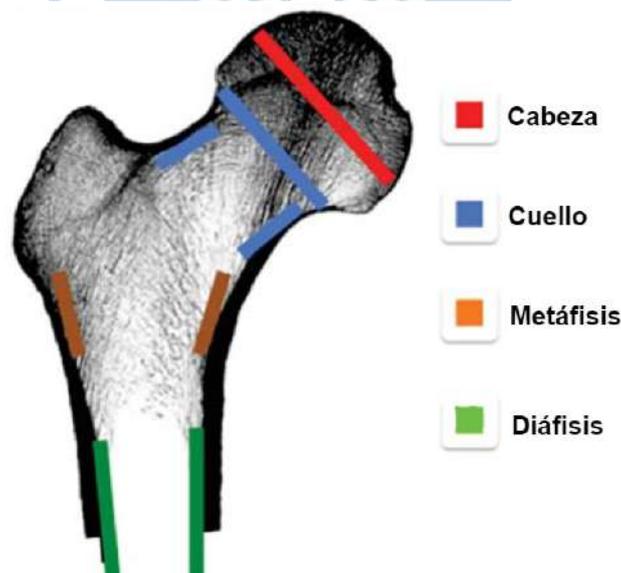


Figura 42. Zonas de transmisión de esfuerzos.
Fuente: Adaptado de "A proposal for the study of cementless short-stem hip prostheses" [115].

La fijación sin cemento de los componentes protésicos del fémur es el procedimiento preferido de muchos cirujanos, a pesar de que un cierto porcentaje puede fallar a largo plazo, lo que da lugar a acontecimientos que alteran el recambio óseo periprotésico. Los vástagos convencionales (Figura 37, Figura 38 y Figura 39), que son los más utilizados comercialmente, invaden la diáfisis femoral y transmiten los esfuerzos hasta esa región. Debido a que para su inserción es necesario eliminar hueso trabecular y médula ósea, ocurre un cambio en la

transmisión de los estímulos mecánicos y conduce a la desvascularización del endostio, que puede originar a largo plazo una NVA [115].

Como resultado de los efectos causados por los vástagos convencionales han aparecido nuevos conceptos en el diseño de los implantes como un intento de disminuir las alteraciones mencionadas, éste es el propósito de los vástagos cortos [115].

2.4.3 Riesgos

Como cualquier procedimiento quirúrgico, la artroplastia de cadera posee riesgos que el cirujano debe mitigar para garantizar la satisfacción del paciente y aumentar la vida útil del implante, y no sea necesaria una cirugía de revisión. Los riesgos más frecuentes son [104]:

- **Discrepancia en la longitud de las piernas.** El cirujano toma medidas para evitar el problema, pero en ocasiones la prótesis hace que una pierna sea más larga o corta que la otra. A veces esto se debe a una contractura de los músculos que rodean la cadera, en ese caso, fortalecer y estirar progresivamente esos músculos puede ayudar.
- **Daños en los nervios.** En raras ocasiones, los nervios de la zona donde se ha colocado el implante pueden resultar dañados causando entumecimiento, debilidad y dolor.
- **Coágulos.** Pueden formarse coágulos en las venas de las piernas después de la operación. Esto puede ser peligroso porque un trozo de coágulo puede desprenderse y llegar al pulmón, al corazón o, en raras ocasiones, al cerebro. El médico suele prescribir medicamentos anticoagulantes para reducir este riesgo.
- **Infección.** Pueden producirse infecciones en el lugar de la incisión y en el tejido más profundo cercano a la prótesis. La mayoría de las infecciones se tratan con antibióticos, pero una infección importante cerca del implante podría requerir una nueva intervención quirúrgica para retirar y sustituir la prótesis.
- **Aflojamiento.** Es posible que la nueva articulación no se fije sólidamente al hueso o que se afloje con el tiempo, provocando dolor en la cadera. En casos extremos se requiere de una cirugía de revisión.
- **Fractura.** Durante la intervención quirúrgica, pueden fracturarse partes sanas de la articulación de la cadera. A veces las fracturas son lo suficientemente pequeñas como para curarse por sí solas, pero las más grandes pueden necesitar ser estabilizadas con alambres, tornillos y posiblemente una placa metálica o injertos óseos. La fractura periprotésica (fractura alrededor del implante) intraoperatoria es una característica de los diseños no cementados que no se observa en las prótesis cementadas. La incidencia es de aproximadamente un 0.5%.

Además, existe la posibilidad de una fractura postoperatoria, que cause el fracaso temprano del implante. Se cree que los factores de riesgo son: el aumento del peso del paciente, su baja densidad ósea, la malposición del implante y la falta de expertiz del cirujano [116].

- **Rango de movimiento.** Se evalúa la amplitud de movimiento en la articulación implantada y se compara con las condiciones naturales. La malposición o inadecuada selección del implante, ya que los vástagos vienen en tamaños estandarizados y el ortopedista selecciona el que mejor se adapte al paciente, afectan su movilidad postoperatoria. Si esto ocurre, podría haber complicaciones de irritación de los tejidos y la acción muscular es perjudicada. En condiciones severas, el implante podría ser retirado [117].

2.4.4 Aspectos mecanobiológicos

La fijación del vástago no cementado depende de la adherencia natural entre hueso y prótesis, cuando se adhieren correctamente se dice que el implante es estable. Sin embargo, existe una estabilidad a corto (primaria) y largo plazo (secundaria). La estabilidad inicial, a corto plazo, depende de la inserción ajustada del vástago dentro del canal femoral; mecánicamente se cuantifica a través de los desplazamientos relativos que ocurren en la interfase vástago-hueso, debido a que si el implante no está ajustado tendrá un desplazamiento relativo considerable respecto al hueso [118].

La **estabilidad primaria**, también conocida como estabilidad mecánica, es crucial para conseguir una artroplastia exitosa porque el grado de desplazamiento influye en el tejido que se forma en la interfaz hueso-implante. Desplazamientos de más de 150 μm conducen a la formación de tejido fibroso (fibrointegración), entre 40 y 150 μm da lugar a una mezcla de tejido óseo y fibroso, y por debajo de 20 μm resulta predominantemente en la formación de hueso [114]. Los estudios de seguimiento de largo plazo [119], [120] demuestran que los fallos en la implantación se deben: a la mala calidad ósea del paciente, que degrada el ajuste por fricción; la técnica quirúrgica, debido al excesivo juego entre vástago y hueso por una inadecuada preparación de la cavidad femoral; y el diseño del implante, que influye en el ajuste geométrico a las medidas de la anatomía del paciente y también en las cargas transmitidas por el vástago al hueso. En consecuencia, es importante conseguir una fijación estable sin excesivos microdesplazamientos, ya que de ello depende la estabilidad secundaria [118].

La **estabilidad secundaria** de los implantes se consigue a través del crecimiento de hueso en su superficie, este proceso es conocido como **osteointegración**. Existen dos tipos de osteointegración o crecimiento óseo en los vástagos: el crecimiento óseo **interno** (*bone ingrowth*) en la superficie porosa del vástago y el crecimiento óseo **externo** (*bone ongrowth*) en la superficie rugosa (Figura 43) [121]. El crecimiento óseo interno proporciona mayor apoyo mecánico que el externo, por esa razón, los vástagos no cementados poseen un acabado poroso y texturizado en su superficie; además, el material del que están fabricados debe ser biocompatible y de naturaleza no reactiva a la formación ósea. El tamaño óptimo de los poros se sitúa en el rango de 1 a 400 μm [116]. La integración del implante puede complementarse con revestimientos osteoconductores como la HA o el fosfato tricálcico [116].

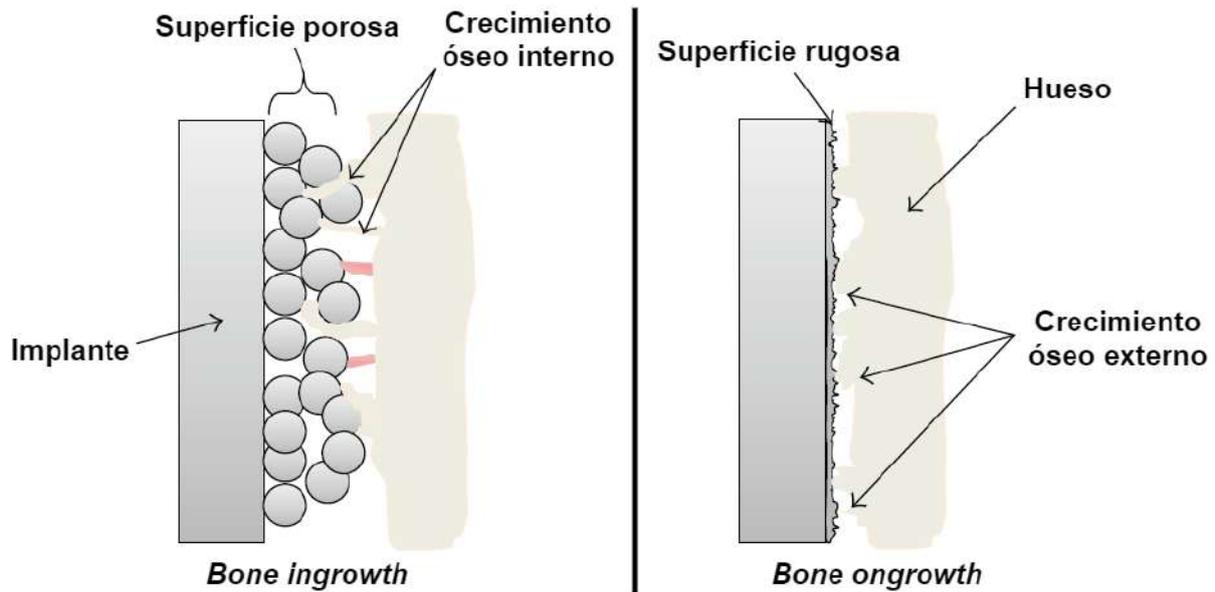


Figura 43. Crecimiento óseo interno y externo.

Fuente: Adaptado de "Titanium-based hip stems with drug delivery functionality through additive manufacturing" [121].

El fémur se somete a ciclos de recambio óseo manteniendo su estructura mediante el equilibrio entre la acción osteoclástica (resorción) y osteoblástica (formación). Esto ocurre porque está expuesto continuamente a estímulos mecánicos que permiten su adecuada remodelación. Sin embargo, de acuerdo con la ley de Wolff, el aumento de carga conduce a un aumento en la masa ósea y la reducción provoca su pérdida.

El vástago ideal debería restaurar la transferencia de carga fisiológica del fémur, lastimosamente, tras la inserción de la prótesis, el patrón de carga es modificado. En consecuencia, la respuesta natural del hueso frente al vástago convencional es la resorción ósea proximal y formación ósea distal [24] (Figura 44), debido a que surge el fenómeno de **apantallamiento o blindaje de tensiones** (*AP, stress shielding*) que causa la disminución de la masa ósea y ocasiona el aflojamiento o fracaso del implante.

La estabilidad a corto y largo plazo de los implantes sin cemento está fuertemente determinada por la transferencia de carga entre el implante y el tejido óseo. El apantallamiento en el fémur se produce cuando parte de las cargas son tomadas por el vástago y se evita que vayan al hueso. Normalmente el fémur soporta la carga externa por sí mismo, transmitiéndose a través del cuello desde la cabeza hasta la diáfisis. Cuando se introduce un vástago más rígido en el canal, éste comparte la carga con el hueso. Originalmente, la carga es soportada solo por el hueso pero ahora es soportada por el implante y el hueso. Como resultado, el fémur se ve sometido a menos tensiones y, por lo tanto, está protegido contra ellas. En consecuencia, la parte superior del fémur recibe menos carga y el extremo distal está sobrecargado (Figura 44) [107].

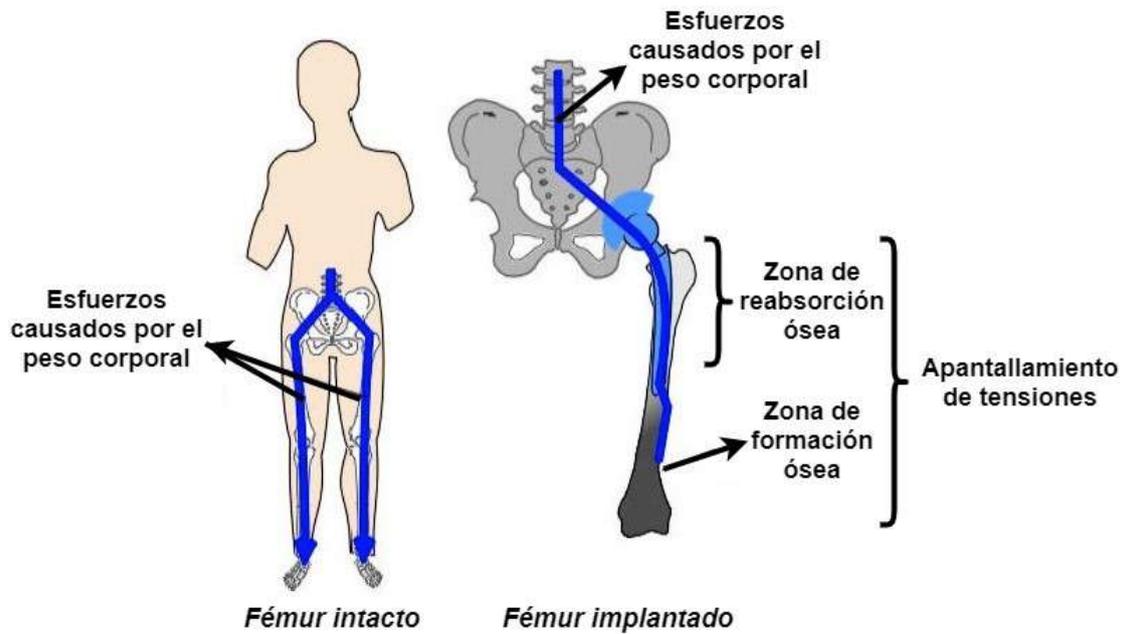


Figura 44. Apantallamiento de tensiones.

Fuente: Adaptado de <http://www.bananarepublican.info/images/Stress1.jpg>

El apantallamiento reduce el soporte del implante y aumenta el riesgo de aflojamiento. Los efectos del aflojamiento del implante y el microdesplazamiento de la prótesis con respecto al fémur pueden causar dificultades a los pacientes cuando realizan actividades cotidianas. Si esta situación se prolonga, puede causar mucho dolor y es probable que se lleve a cabo una cirugía de revisión, sin embargo, el hueso que rodea al componente femoral extraído tiene menos reserva ósea; por lo tanto, el nuevo implante debe ser más largo y grueso para que se establezca en el fémur. Sin embargo, puede producirse nuevamente el blindaje de tensiones, por lo cual, este fenómeno debe ser eliminado [107].

El apantallamiento se define radiográficamente por la aparición de pérdida ósea femoral proximal y la formación ósea en la zona distal (Figura 45) [122]. Mecánicamente, Joshi et al. [123] lo cuantificó como la diferencia entre la tensión del hueso antes (σ_{int}) y después de la ATC (σ_{imp}) respecto a la tensión del fémur intacto:

$$AP = \frac{\sigma_{int} - \sigma_{imp}}{\sigma_{int}} \quad (1)$$



Figura 45. Apantallamiento de tensiones radiológico.

Fuente: Adaptado de “Long-term bone remodelling around ‘legendary’ cementless femoral stems” [122].

Es importante comprender que cada diseño de vástago conduce un cambio específico en el patrón de carga que lleva a una remodelación ósea adaptativa. No obstante, existen dos tipos de remodelado óseo: el fisiológico y el iatrogénico. El fisiológico está relacionado con el envejecimiento natural del hueso, es decir, es un cambio óseo relacionado a la edad; por el contrario, el iatrogénico está relacionado con los cambios óseos causados por el implante. Nada se puede hacer para evitar la remodelación fisiológica, sin embargo, la iatrogénica depende de la técnica quirúrgica, el diseño y el nivel de actividad durante el tiempo de recuperación. Por esta razón, un adecuado diseño del vástago femoral ayuda a impedir este tipo de remodelación que contribuye al aflojamiento del implante, fracturas periprotésicas y complica las cirugías de revisión [122].

Aspectos relacionados al diseño del implante como su rigidez y geometría han sido objeto de gran atención por parte de cirujanos y diseñadores para reducir el apantallamiento de tensiones. Cuanto más rígido es el vástago, menos carga transfiere proximalmente, por lo que el blindaje de la tensión del fémur proximal es mayor. El módulo de Young disminuye a medida que aumenta la porosidad de la superficie del vástago, que a su vez favorece la osteointegración, de modo que mejora la distribución de carga del hueso y minimiza la atrofia ósea debido al apantallamiento. Aunque el vástago flexible puede reducir el blindaje y la resorción ósea en comparación con el vástago rígido, también puede aumentar la tensión a lo largo de la interfaz hueso-implante y conducir, posiblemente, al fracaso de la artroplastia [124]. En consecuencia, el módulo de elasticidad debe optimizarse para favorecer al implante y no perjudicar su resistencia y estabilidad.

La modificación de la sección transversal del vástago puede reducir su rigidez. Un vástago más grueso soportará más cargas del hueso en comparación con un vástago más fino. A partir de los hallazgos radiográficos de Jergesen y Karlen [125], los pacientes con vástagos

más grandes mostraron mayores grados de apantallamiento en comparación con el fémur implantado con vástagos medianos y pequeños. Por lo tanto, los vástagos convencionales que son largos y rígidos tienen una mayor tendencia al aflojamiento.

En conclusión, la artroplastia exitosa a largo plazo depende de la selección o diseño del tipo y tamaño del vástago; la técnica quirúrgica, debido a que debe ser precisa para tener una excelente estabilidad primaria que favorece la osteointegración; y la rigidez adecuada del vástago, para evitar el apantallamiento de tensiones. Debe haber un equilibrio entre la máxima estabilidad y la mínima rigidez. Han aparecido nuevos conceptos en el diseño de los implantes como un intento de disminuir las alteraciones mencionadas; éste es el propósito de los *vástagos cortos* que pretenden restaurar, en la medida de lo posible, el mecanismo natural de transferencia de carga a través del fémur proximal [107], [115].

2.4.5 Vástago corto

Debido a que el modelo biomecánico femoral de Koch era utilizado en el diseño de los vástagos, estos invadían y transmitían la carga a la zona diafisaria, sobre todo en la parte medial o calcar (implantes convencionales); ya que se pensaba que la parte lateral del fémur proximal solo soportada cargas de tracción, por lo que apoyar el vástago en esa región podría originar el fracaso del implante o la fractura, debido a la menor resistencia del hueso a la tracción. No obstante, a partir de la mejor comprensión de la biomecánica femoral, los diseñadores y cirujanos han puesto mayor interés en aprovechar la zona proximal del fémur para transmitir la carga y evitar el fenómeno del apantallamiento de tensiones que perjudica la osteointegración, y por lo tanto, la fijación y estabilidad.

Los vástagos cortos se diseñaron como alternativa a los vástagos convencionales para preservar el stock óseo femoral proximal, por ello suelen estar indicados en la ATC primaria. Aunque no existe un límite universalmente aceptado para los vástagos cortos algunos han señalado una longitud igual o menor a 120 mm, que se aproxima a la unión entre metáfisis y diáfisis proximal [126].

Este concepto de diseño presenta una serie de ventajas respecto al modelo convencional. Entre las más relevantes se encuentran: sus características de preservación ósea, el hecho de ser menos invasivo y, al estar anclado mayoritariamente en la metáfisis femoral, puede limitar la desfuncionalización del fémur proximal; la posibilidad de minimizar o eliminar las dificultades que a veces se producen al intentar adaptar un diseño a las diferencias geométricas anatómicas entre el fémur proximal y el distal; algunos diseños evitan el reto de adaptar la geometría medial del implante al calcar femoral; pueden adaptarse más fácilmente en casos de deformidades óseas femorales preexistentes; las cirugías de revisión son más sencillas; fijación en el hueso metafisario similar al fémur fisiológico, mejorando el recambio óseo proximal reduciendo la posibilidad de producirse cambios óseos reactivos o de blindaje por tensión; menos dolor en el muslo debido a un menor compromiso diafisario, especialmente en pacientes con desajuste metafisario-distal proximal; menor hemorragia

intraoperatoria; requieren menos instrumentación; ayudan a reducir los costes de inventario y reducen teóricamente la duración del periodo de rehabilitación postoperatoria [115], [126].

Dentro de la clasificación de vástagos cortos se encuentra [126]:

- **Cuello femoral (*femoral neck*)**. Estos vástagos solo tienen fijación en el cuello del fémur, por ende, son utilizados cuando ocurre una fractura y el cuello femoral permaneció intacto. Su estabilidad primaria se produce a través de la compresión del hueso esponjoso. Se ha informado de resultados clínicos variables, ya que el procedimiento quirúrgico es exigente y propenso a un posicionamiento subóptimo, con diferentes indicaciones para la cirugía en relación con la edad, la calidad ósea y la anatomía anormal.
- **Vástago de carga calcar (*calcar-loading stem*)**. Se trata de vástagos con cuello, que pueden llegar hasta la unión entre la metáfisis y la diáfisis proximal. Consiguen la fijación en el calcar y el hueso cortical proximal. El objetivo es no raspar el hueso esponjoso, sino incidir en el hueso metafisario para obtener un contacto cortical en la región de carga. Al preservar el cuello del fémur, este vástago proporciona estabilidad rotacional. A pesar de una mayor carga proximal, puede producirse un apantallamiento de la tensión en el trocánter mayor.
- **Vástago de carga de calcar con ensanchamiento lateral (*calcar-loading stem with lateral flare*)**. Como su nombre indica, estos vástagos tienen un ensanchamiento lateral que consigue la fijación en el hueso cortical lateral y medial, permite la distribución de la carga en la parte proximal del fémur asemejándose a la distribución de tensiones fisiológica. Logroscino et al. [127] demostraron que el vástago reproducía una distribución de carga fisiológica en el fémur sin signos de apantallamiento 1 año después de la operación, mostrando así una excelente osteointegración. Múltiples estudios han demostrado además que un componente femoral corto de ajuste metafisario puede lograr una fijación estable a pesar de carecer de fijación diafisaria [18], [128], [129].
- **Vástago cónico acortado (*shortened tapered stem*)**. Estos vástagos son similares a los vástagos convencionales con recubrimiento proximal, pero con una conicidad distal más corta para evitar el apantallamiento de la tensión, que a menudo se extiende sólo hasta el aspecto proximal de la diáfisis. Estos vástagos fueron diseñados para la transferencia de la tensión proximal.

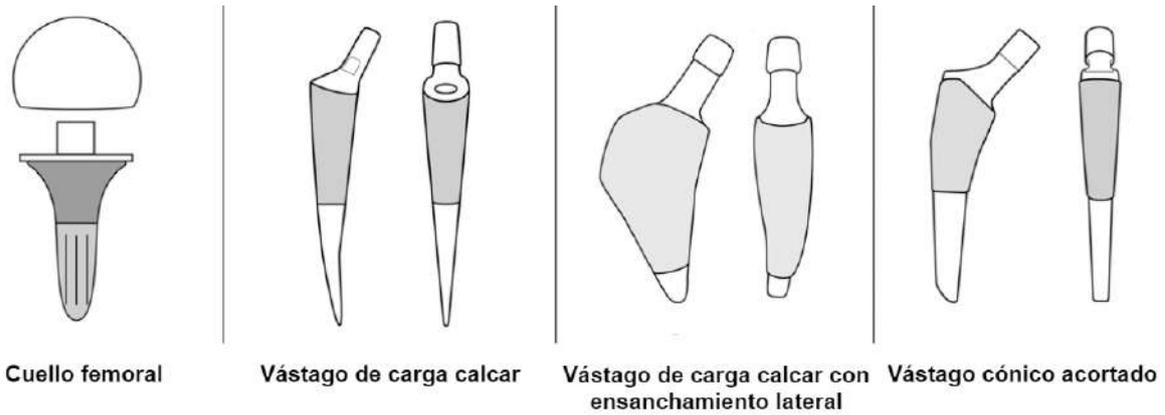


Figura 46. Tipos de vástagos cortos.

Fuente: Adaptado de “*An Update on Cementless Femoral Fixation in Total Hip Arthroplasty*” [126].

De estos 4 tipos de vástagos cortos el más usado y que presenta mejores resultados en estudios de seguimiento es el **vástago de carga calcar con ensanchamiento lateral** [50], [96], [97]. El diseño de este implante se le atribuye a Nicola y Francesco Santori en el año 1993. Sin embargo, no fue hasta el 2006 [17], [18] cuando logró perfeccionar la técnica de diseño y mostró a la comunidad científica los excelentes resultados clínicos a corto plazo. No obstante, la empresa DePuy®, en acuerdo con los hermanos Santori, comenzó a producir el implante de forma estándar con el nombre comercial de *DePuy Proxima™ hip*¹⁴ (Figura 47)



Figura 47. *DePuy Proxima™ hip*.

Fuente: “*Short-stem Designs for Total Hip Arthroplasty: Neck Stabilized Femoral Components*” [128].

¹⁴ Catálogo del implante: <https://www.cortical.com.br/tecnicas/124e856b148cddf343cf3a1212945ef1.pdf>

El implante *DePuy Proxima™ hip* en la actualidad se utiliza como vástago estándar en todos los casos en los que se podría usar un implante no cementado. Su fijación y estabilidad han llevado a su uso en una selección más amplia de pacientes, y no se reserva únicamente para los más jóvenes y activos, aunque se recomienda que la prótesis se implante inicialmente en pacientes con buena calidad ósea y una anatomía normal. Las contraindicaciones para su uso son: displasia de cadera, osteoporosis severa, osteotomías de cadera previas y fracturas femorales proximales previas.

La idea de Santori et al. [17], [18] era eliminar la parte diafisaria del vástago convencional, debido a que origina el blindaje de tensiones. A causa del estudio, realizado por Jasty et al. [16], se demostró que la porción diafisaria del vástago convencional quedaba inutilizada una vez que el implante se estabilizaba y se producía el crecimiento óseo. Por lo tanto, dedujeron que si esto era cierto para un vástago convencional, tenía que serlo aún más para un vástago que pudiera depender de un amplio ensanchamiento lateral para la estabilidad inicial. No obstante, se debe tener en cuenta la migración distal del implante, pero debido al efecto cuña que produce en la metafisis femoral es prácticamente imposible que ocurra.

El objetivo del *vástago de carga calcar con ensanchamiento lateral* es una distribución fisiológica con una transferencia de carga proximal del implante al hueso femoral, restableciendo su biomecánica. Sus características principales son la ausencia casi total de la porción diafisaria del vástago (presente en el vástago convencional) y el ensanchamiento lateral bien definido con transferencia de carga en esa región del fémur. Además, posee todas las ventajas ya mencionadas de los vástagos cortos y al invadir menos el fémur logra conservar una buena irrigación y nutrición que beneficia la acción celular, por ende la remodelación ósea, y disminuye el riesgo de NVA.

Siendo los resultados del implante *DePuy Proxima™ hip* satisfactorios tanto para la estabilidad y la fijación, lo serían aún más si fuese personalizado, es decir, diseñado especialmente para el paciente considerando su anatomía, eliminando los riesgos que son consecuencia de errores en la cirugía a causa de la mala selección y/o adaptación del implante a la cavidad femoral. Por este motivo, la tesis busca innovar la metodología de diseño personalizado del vástago convencional adaptándola al *vástago de carga calcar con ensanchamiento lateral* que en adelante se denominará como **vástago corto**. En el siguiente capítulo se explica a detalle aspectos del diseño personalizado que ayudarán a tener mejores resultados, incrementando la vida útil del implante.



Capítulo 3

Estudio morfológico y diseño personalizado

3.1 Modelo virtual

Para el desarrollo de esta investigación se utilizaron dos modelos virtuales del fémur proximal, obtenidos descargando las TC de dos pacientes masculinos de la librería virtual *Cancer Imaging Archive* con las referencias TCGA-VP-A878 [130] y Pelvic-Ref-009 [131] correspondientes a los pacientes 1 (P1) y 2 (P2). Las imágenes médicas tienen un espesor de corte de 2 y 3 mm en el plano axial, 0.909 y 1 mm en los planos coronal y sagital para P1 y P2 respectivamente; siendo cada imagen de 512 x 512 píxeles.

Ambas TC fueron importadas al programa 3D Slicer[®] 4.10.2 para segmentar¹⁵ el fémur derecho y su parte cortical (Figura 48A) utilizando las herramientas *threshold*, *level tracing*, *paint*, *erase* y *smooth*. Luego, la parte trabecular fue obtenida a través de la operación booleana de resta entre el fémur y el hueso cortical, usando la herramienta *logical operators* (Figura 48B).

3D Slicer[®] permitió exportar la segmentación del fémur, hueso cortical y trabecular como mallas en formato STL, estos archivos fueron importados en Meshmixer[®] 3.5 para inspeccionarlos, repararlos y/o suavizarlos. Finalmente, los modelos virtuales fueron procesados manualmente como sólidos en el software NX[®] 10 coincidiendo su sistema de coordenadas con el del fémur, por lo que los planos axial, coronal y sagital fueron XY, XZ e YZ respectivamente (Figura 49).

¹⁵ Tutorial de segmentación usando 3D Slicer[®]: <https://www.youtube.com/watch?v=0at15gjk-Ns>

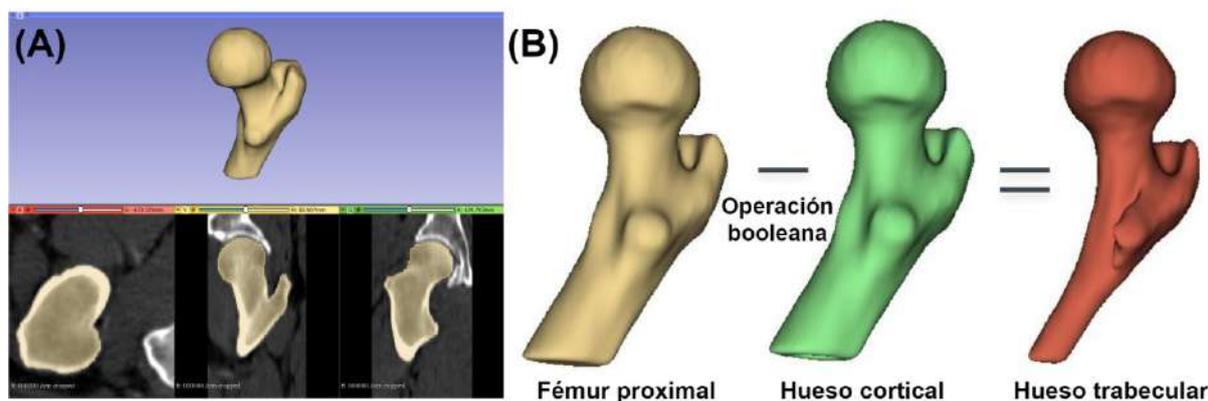


Figura 48. Modelo virtual del fémur proximal de P1. (A) Segmentación del fémur derecho utilizando 3D Slicer®. (B) Proceso para obtener el hueso trabecular.

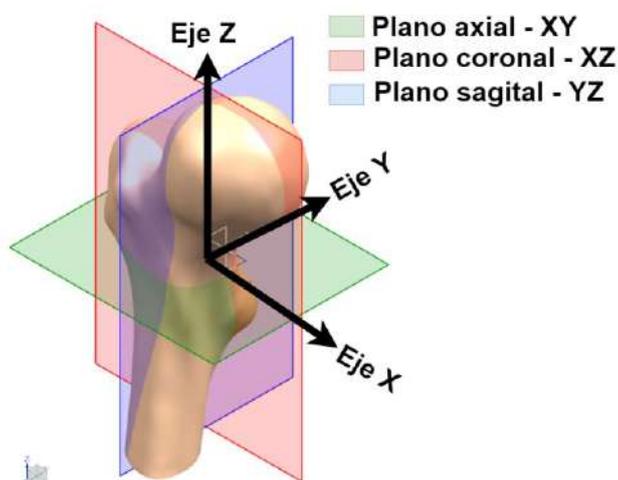


Figura 49. Sistema de coordenadas femoral.

3.2 Aplicación de ajuste elíptico

Para el diseño del vástago femoral se utilizaron secciones transversales: trapezoidales, ovaladas, elípticas y circulares. Estudios anteriores [132], [133] determinaron que la sección elíptica produce una buena distribución de la tensión a lo largo del vástago, permite su estabilidad primaria y mejora su adaptabilidad a diferentes secciones óseas con cambios de forma y tamaño. Por ello, empleando Streamlit®, una librería de código abierto de Python®, se creó una aplicación de ajuste elíptico (Apéndice B, Figura 50) cuyo objetivo fue obtener la elipse que mejor se adapte a la sección ósea para el estudio morfológico del fémur y el diseño personalizado del implante.



Aplicación de ajuste elíptico

Programa creado por [William Solórzano](#), con el apoyo de los doctores Carlos Ojeda y Andrés Díaz Lantada.

Multiple File Uploader



Figura 50. Interfaz de la Aplicación de ajuste elíptico.

Para hacer uso de la aplicación es necesario muestrear la sección ósea que se desea ajustar (Figura 51), para ello se utiliza la herramienta punto de NX[®]. Las coordenadas X, Y y Z de cada uno de los puntos son exportadas del programa en un archivo DAT¹⁶, que es insertado en el *multiple file uploader* de la aplicación (Figura 50). A continuación, se explican los fundamentos matemáticos que permiten el ajuste elíptico.

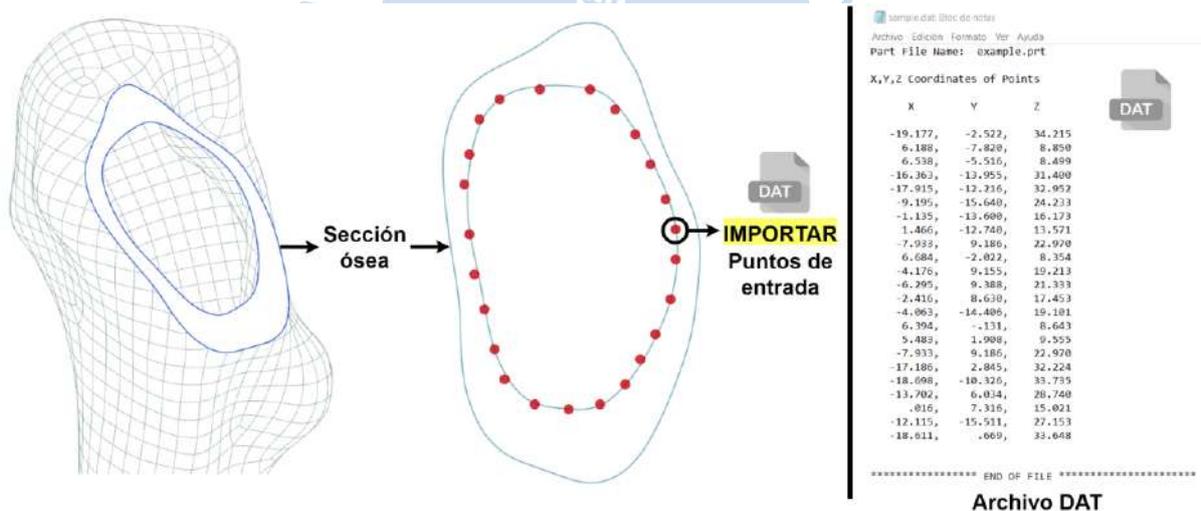


Figura 51. Muestreo de la sección ósea y archivo DAT.

Como consecuencia de la posición del fémur en NX[®] (Figura 48C), la sección ósea se encuentra en un plano oblicuo perpendicular al XZ, por lo que las coordenadas X e Y (p) de los puntos del archivo DAT permiten el ajuste elíptico de la proyección ortogonal de dicha sección (Figura 52). Esta cónica (W) está representada por un polinomio implícito de segundo orden (Q), definido por un vector de coeficientes ($v = [A B C D E F]^T$):

$$W(v) = \{p \in \mathbb{R}^2 \mid Q(p, v) = 0\} \quad (2)$$

¹⁶ Archivo de datos genérico que almacena información específica, la información que contiene suele ser texto plano o binario.

$$Q(p, v) = [x^2 \quad xy \quad y^2 \quad x \quad y \quad 1] \cdot \begin{bmatrix} A \\ B \\ C \\ D \\ E \\ F \end{bmatrix} = Ax^2 + Bxy + Cy^2 + Dx + Ey + F = 0 \quad (3)$$

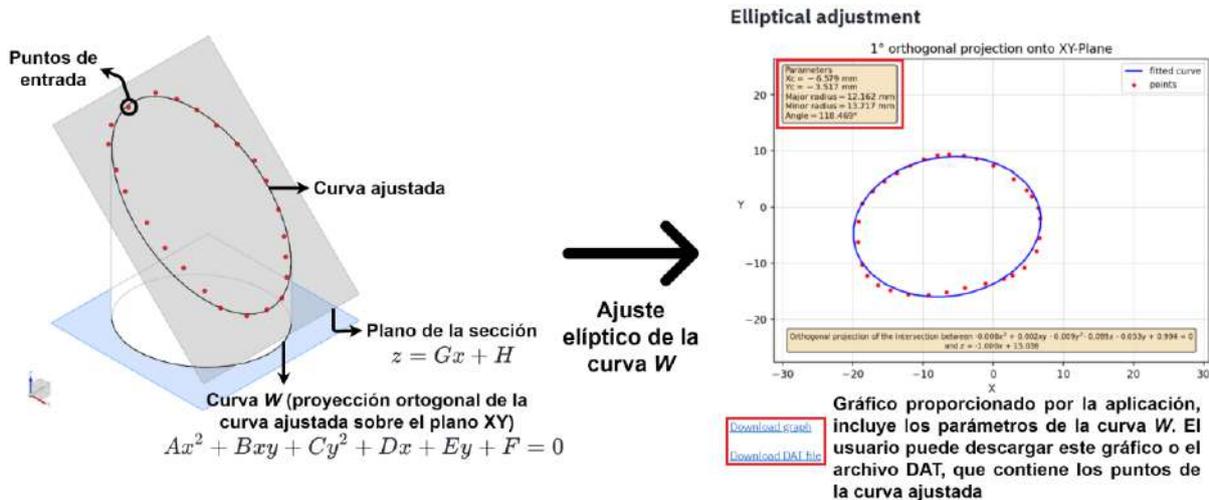


Figura 52. Representación de la curva ajustada y el ajuste elíptico de su proyección ortogonal.

Si $P = \{p_1, p_2, \dots, p_n\}$ es el conjunto de puntos que se obtiene de muestrear la proyección ortogonal de la sección ósea, es decir, solo incluye las coordenadas X e Y del archivo DAT cargado en la aplicación. El vector de coeficientes se debe ajustar a P , para este propósito, la distancia algebraica (D_A) es usada. Esta distancia es ampliamente utilizada porque simplifica los cálculos y necesita menos recursos computacionales [134]. Matemáticamente, se obtiene reemplazando las coordenadas de un punto $p_i = (x_i, y_i)$ en el polinomio Q , por ende, si p_i pertenece a la elipse su distancia será 0; geoméricamente, se traza un vector desde el centro de la elipse hasta el punto p_i y la distancia algebraica es la medida desde el punto de intersección entre el vector y la elipse hasta el punto p_i , como se observa en la Figura 53.

$$D_A(p_i, W(v)) = Q(p_i, v) = Ax_i^2 + Bx_iy_i + Cy_i^2 + Dx_i + Ey_i + F \quad (4)$$

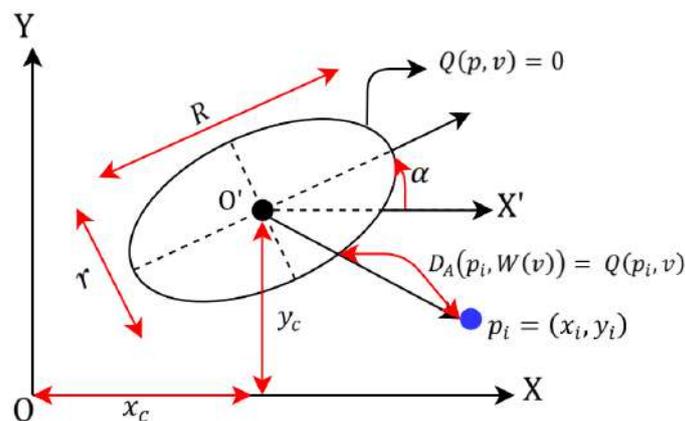


Figura 53. Parámetros de la elipse y distancia algebraica.

La técnica de mínimos cuadrados optimiza el ajuste minimizando el cuadrado de la distancia algebraica entre los puntos P y la curva W , puede ser expresada como la norma al cuadrado del producto entre la matriz de diseño D_P , que contiene información de P , y el vector v .

$$D_P = \begin{bmatrix} x_1^2 & x_1 & y_1 & y_1^2 & x_1 & y_1 & 1 \\ x_2^2 & x_2 & y_2 & y_2^2 & x_2 & y_2 & 1 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ x_n^2 & x_n & y_n & y_n^2 & x_n & y_n & 1 \end{bmatrix} \quad (5)$$

$$\min \sum_{i=1}^n D_A(P, W(v))^2 = \min \sum_{i=1}^n Q(P, v)^2 = \min \|D_P v\|^2 \quad (6)$$

Para evitar la solución trivial de $v = \bar{0}_6$, se delimita el vector de coeficientes [134]. Por ejemplo, Paton [135] analizó la forma del cromosoma utilizando un ajuste cónico con una restricción de $\|v\|^2 = 1$, evitando que todos los coeficientes sean cero. Por lo tanto, usando esa restricción, la solución puede ser una: elipse, hipérbola o parábola; sin embargo, debido a que las secciones óseas, especialmente en la parte diafisaria, tienen una forma elíptica la cónica proporcionada por la aplicación será una elipse.

Los multiplicadores de Lagrange permitieron minimizar la distancia considerando la restricción $\|v\|^2 = 1$. Por lo tanto, L es la función de Lagrange que se debe optimizar.

$$L = \|D_P v\|^2 - \lambda(\|v\|^2 - 1) = v^T D_P^T D_P v - \lambda(v^T v - 1) \quad (7)$$

Igualando el gradiente de L con respecto a v a 0 para minimizar la función, se obtiene:

$$\nabla_v L = 0 \Leftrightarrow 2D_P^T D_P v - 2\lambda v = 0 \quad (8)$$

$$D_P^T D_P v = \lambda v \quad (9)$$

La optimización conduce al problema de los vectores propios, entonces λ y v deben ser un valor y un vector propio de $D_P^T D_P$. Si $D_P^T D_P v = \lambda v$, la ecuación (6) será:

$$\min \|D_P v\|^2 = \min v^T D_P^T D_P v = \min \lambda \|v\|^2 = \min \lambda \quad (10)$$

Como resultado, el vector de coeficientes (v) que minimiza la distancia algebraica será el vector propio de $D_P^T D_P$ correspondiente al valor propio más pequeño (λ). Encontrado v , se define Q , sin embargo, aunque los programas CAD permiten a los usuarios introducir funciones para dibujar una curva, esta operación suele ser tediosa. Por lo tanto, la elipse W puede definirse con cinco parámetros: las coordenadas de su centro (x_c, y_c), los radios mayor (R) y menor (r), y el ángulo (α) que hace girar la curva en sentido contrario a las agujas del reloj (Figura 53).

Renombrando los coeficientes de v :

$$v = [A \ B \ C \ D \ E \ F]^T = [a' \ 2b' \ c' \ 2d' \ 2e' \ f']^T \quad (11)$$

Los parámetros que definen a la elipse son calculados usando las siguientes ecuaciones [136]:

$$x_c = \frac{c'd' - b'e'}{b'^2 - a'c'} \quad (12)$$

$$y_c = \frac{a'e' - b'd'}{b'^2 - a'c'} \quad (13)$$

$$R = \frac{\sqrt{2(a'e'^2 + c'd'^2 + f'b'^2 - 2b'd'e' - a'c'f')}}{(b'^2 - a'c') \left[\sqrt{(a' - c')^2 + 4b'^2} - (a' + c') \right]} \quad (14)$$

$$r = \frac{\sqrt{2(a'e'^2 + c'd'^2 + f'b'^2 - 2b'd'e' - a'c'f')}}{(b'^2 - a'c') \left[-\sqrt{(a' - c')^2 + 4b'^2} - (a' + c') \right]} \quad (15)$$

$$\alpha = \begin{cases} 0; \text{ si } b' = 0 \text{ y } a' < c' \\ \frac{\pi}{2}; \text{ si } b' = 0 \text{ y } a' > c' \\ \frac{\arctan\left(\frac{2b'}{a' - c'}\right)}{2}; \text{ si } b' \neq 0 \text{ y } a' < c' \\ \frac{\pi}{2} + \frac{\arctan\left(\frac{2b'}{a' - c'}\right)}{2}; \text{ si } b' \neq 0 \text{ y } a' > c' \end{cases} \quad (16)$$

La curva ajustada de la sección ósea es la intersección entre un cilindro elíptico, siendo la curva W su directriz y el eje Z su generatriz, y el plano de la sección $z = Gx + H$ (Figura 52) donde las constantes (G, H) se ajustan empleando una regresión lineal a partir de las coordenadas X y Z de cada punto del archivo DAT.

Hay dos formas de exportar la curva ajustada desde la aplicación a NX[®]. La primera permite al usuario obtener los puntos de la curva en formato DAT haciendo clic en *Download DAT file* (Figura 52), luego importar estos puntos a NX[®] y con la herramienta *spline* obtener la curva ajustada (Figura 54). Asimismo, la aplicación proporciona una gráfica de la curva W que contiene los parámetros que la definen (x_c, y_c, R, r, α) , éstos se introducen en la herramienta *elipse* de NX[®] y se proyecta W al plano de la sección para obtener la curva ajustada (Figura 55). La aplicación de ajuste elíptico permite al usuario descargar el gráfico de la curva W (Figura 52, Figura 55) y proporciona una vista tridimensional de las curvas ajustadas (Figura 56), ya que es capaz de realizar varios ajustes al mismo tiempo.



Introduce en NX los puntos de la curva ajustada para obtener la elipse utilizando la herramienta spline

Figura 54. Exportación de la curva ajustada importando el archivo DAT.

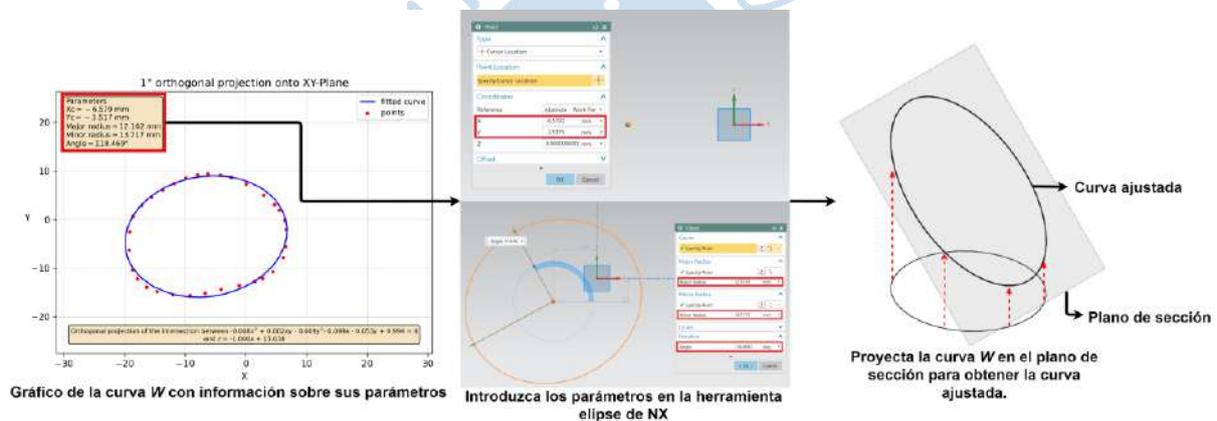


Figura 55. Exportación de la curva ajustada introduciendo los parámetros de la curva W en NX[®] y proyectándola sobre el plano de la sección.

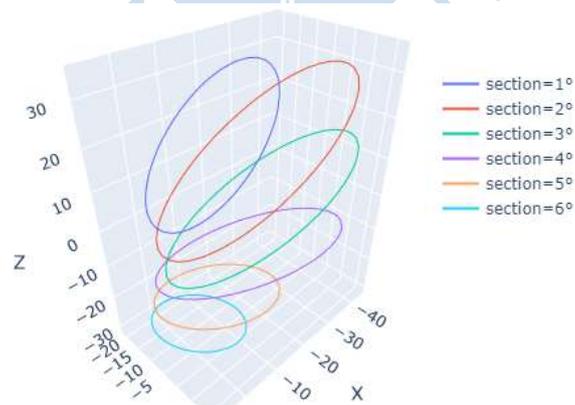


Figura 56. Vista tridimensional de las curvas ajustadas.

3.3 Estudio morfológico

El estudio morfológico del fémur proximal es esencial porque es la región que sufre resorción ósea a largo plazo en la mayoría de los implantes de última generación [31]. Durante

la planificación preoperatoria de la ATC, el cirujano elige un vástago adecuado entre las numerosas prótesis fabricadas con antelación. Para ello, evalúa la morfología del paciente utilizando imágenes bidimensionales como las radiografías (Figura 39), sin embargo, el fémur tiene características específicas e individuales y esta técnica no proporciona información detallada sobre la cavidad femoral, por lo que el vástago elegido puede llenarla deficientemente o exceder sus dimensiones causando fracturas periprotésicas. Además, los parámetros geométricos: ángulo de inclinación (*neck-shaft angle*), anteversión y offset serían inadecuados, lo que podría dar lugar a un vástago dislocado [137]–[142].

El análisis radiológico es impreciso en comparación con otras técnicas de imagen médica como la TC o la RM [143], [144]. El modelo tridimensional del fémur obtenido a partir de la TC (Figura 48) proporciona información más precisa que permite el estudio morfológico de cada paciente porque es esencial para el diseño personalizado de los vástagos no cementados, debido a que dimensiones precisas del canal femoral garantizan la estabilidad mecánica y evitan el apantallamiento de la tensión [145]. A continuación, a partir del modelo virtual, se evalúan los parámetros geométricos y la cavidad femoral de cada paciente.

3.3.1 Ángulo de inclinación y mecánico

Para medir el ángulo de inclinación, se utilizaron modificaciones de las técnicas descritas por Wang et al. [146] y Zhang et al. [147]. Previamente, se simuló como una esfera la cabeza del fémur, por lo tanto, sus centros son coincidentes; de no ser posible esta estimación, debido a la fractura del cuello femoral, puede usarse el acetábulo para definir la esfera. Se ubican tres planos de referencia: el primero en el istmo¹⁷ del cuello femoral (ICF), plano paralelo al XY rotado 45° en sentido horario respecto al eje X, siendo 45° el suplemento del ángulo de inclinación promedio según el estudio realizado por Gilligan et al. [148]; el segundo y tercero son planos paralelos al XY ubicados en el fin del trocánter menor (TM) y 10 mm (TM-10) por debajo (Figura 57A).

El fémur proximal es cortado a través de los tres planos, generándose secciones óseas. Como fue descrito en el apartado **Aplicación de ajuste elíptico**, es posible hallar el centro de cada sección muestrándola con la herramienta punto de NX® (Figura 57B). El ajuste realizado por la aplicación para las secciones ICF, TM y TM-10 se muestra en la Figura 57C, D y E respectivamente. El eje del cuello femoral pasa por los centros de la esfera y de la sección ICF, y el eje longitudinal por los centros de las secciones TM y TM-10 (Figura 57F). Ambos ejes se proyectan ortogonalmente sobre el plano XZ y el ángulo que forman es el ángulo de inclinación. El eje mecánico es paralelo al eje Z, y el ángulo entre el eje del cuello y el mecánico es el ángulo mecánico (Figura 4G). Por lo tanto, el ángulo de inclinación y mecánico para P1 es 126.4° y 141.9°, y para P2 es 133.1° y 143°.

¹⁷ Parte más angosta del interior de un cuerpo.

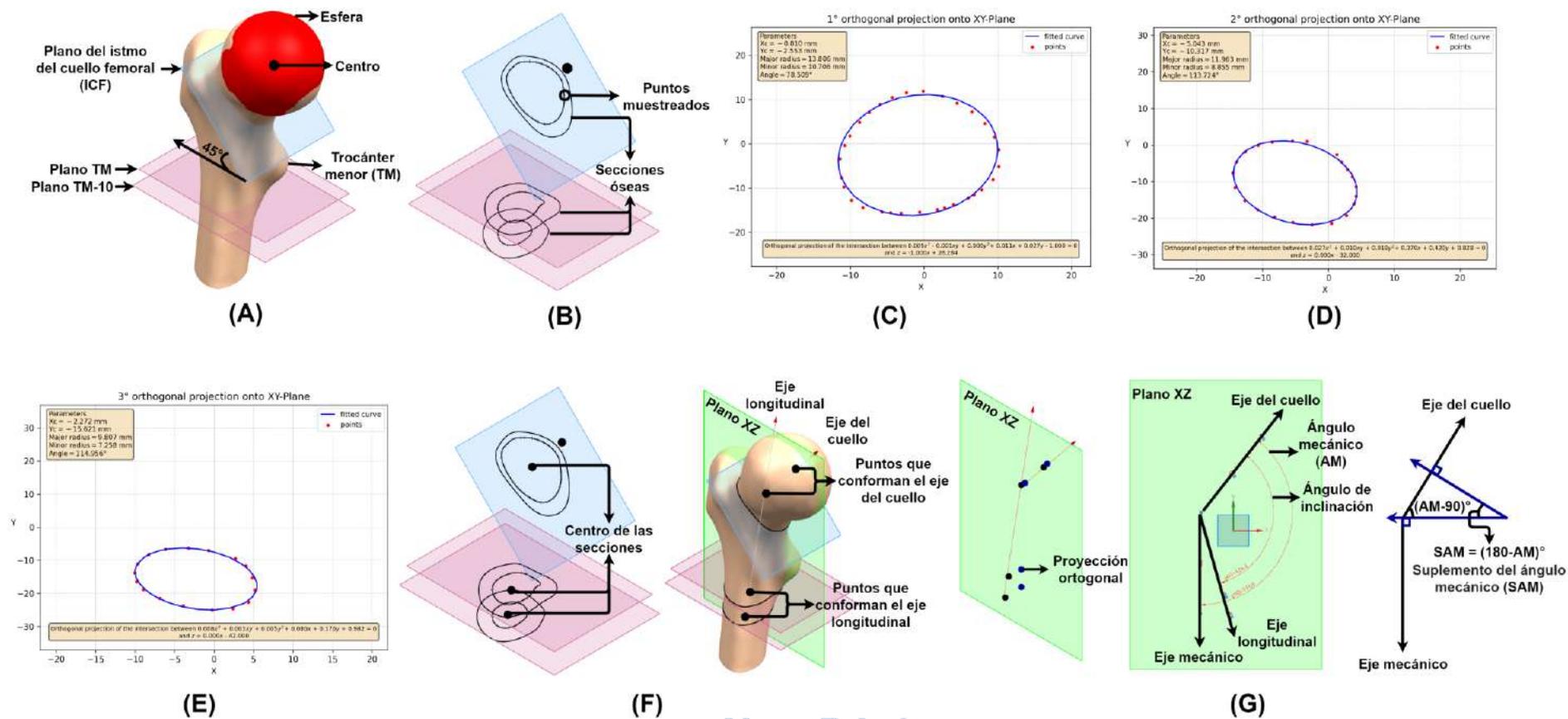


Figura 57. Pasos para medir el ángulo de inclinación y mecánico. (A) Estimación de la cabeza femoral con una esfera y localización de los planos ICF, TM y TM-10. (B) Muestreo de secciones óseas. El ajuste realizado por la aplicación para las secciones (C) ICF, (D) TM y (E) TM-10. (F) Eje del cuello y longitudinal. (G) Ángulo de inclinación y mecánico.

Los ángulos de inclinación de P1 y P2 se encuentran dentro del rango normal de 90 a 135°, si la inclinación fuese mayor de 125° se denomina coxa valga y si es menor de 120°, coxa vara [149]. Si el vástago seleccionado por el ortopedista o diseñado por el ingeniero altera el ángulo de inclinación del paciente, posición valga o vara, se genera un desequilibrio muscular (Figura 58A) y como consecuencia afecta la carga a la que es sometida la articulación después de la ATC, favoreciendo el aflojamiento del implante [150]–[152].

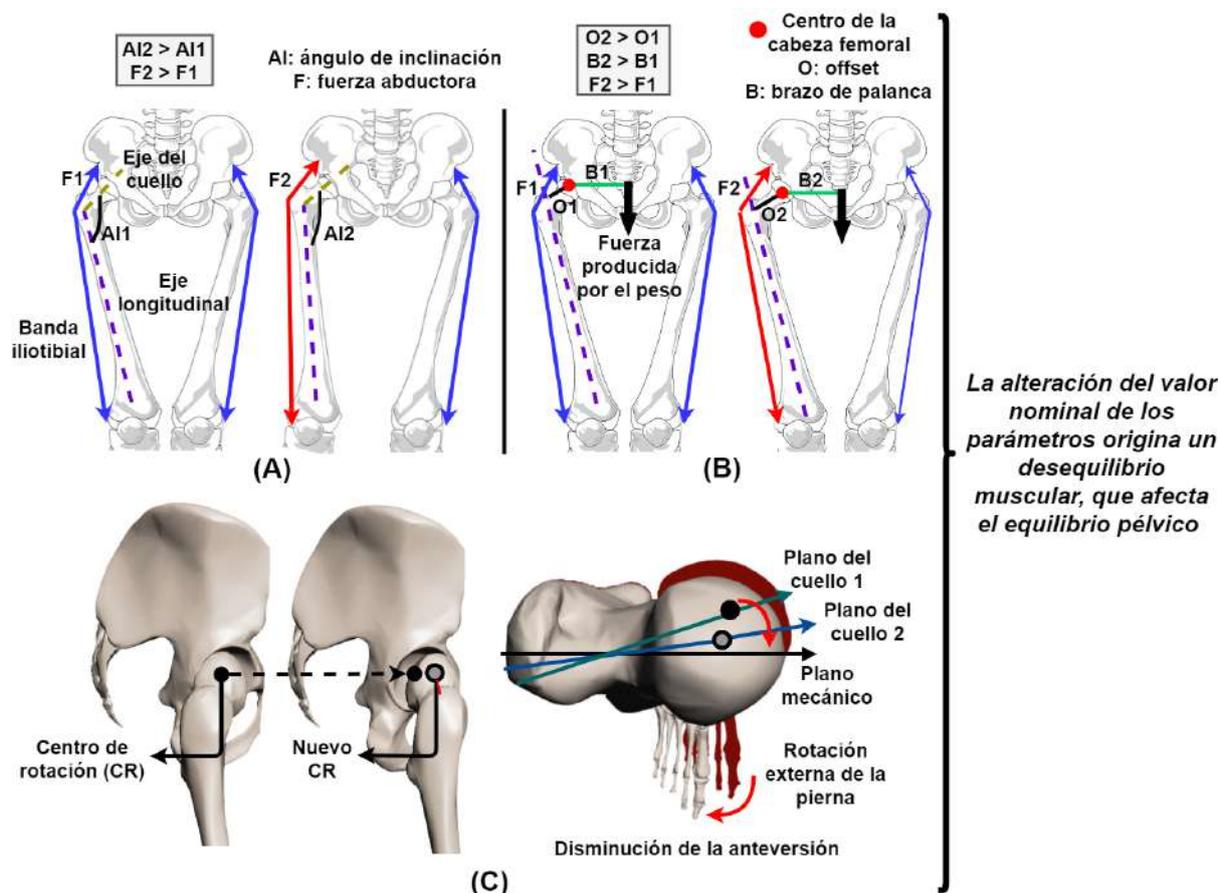


Figura 58. Alteraciones de los parámetros geométricos del fémur. Incremento del (A) ángulo de inclinación, (B) offset y disminución de la (C) anteversión.

3.3.2 Anteversión

Yadav et al. [153] miden la anteversión femoral tridimensionalmente como el ángulo entre el plano condilar, formado por los ejes condilar y del cuello; y el plano del cuello femoral, compuesto por los ejes del cuello y longitudinal. No obstante, el modelo virtual del fémur proximal (Figura 48) no incluye a los cóndilos, por consiguiente, no es posible definir el plano condilar. En consecuencia, se propone una nueva estrategia para cuantificar la anteversión que consiste en tomar como referencia el plano XZ y redefinir el plano del cuello femoral como aquel formado por los ejes del cuello femoral y mecánico (Figura 59A), ya que ambos planos están conformados por un eje paralelo al Z favoreciendo la medición de la anteversión: ángulo entre el nuevo plano del cuello femoral y el XZ (Figura 59B). La anteversión para P1 y P2 es de 13.5° y 3.6° respectivamente.

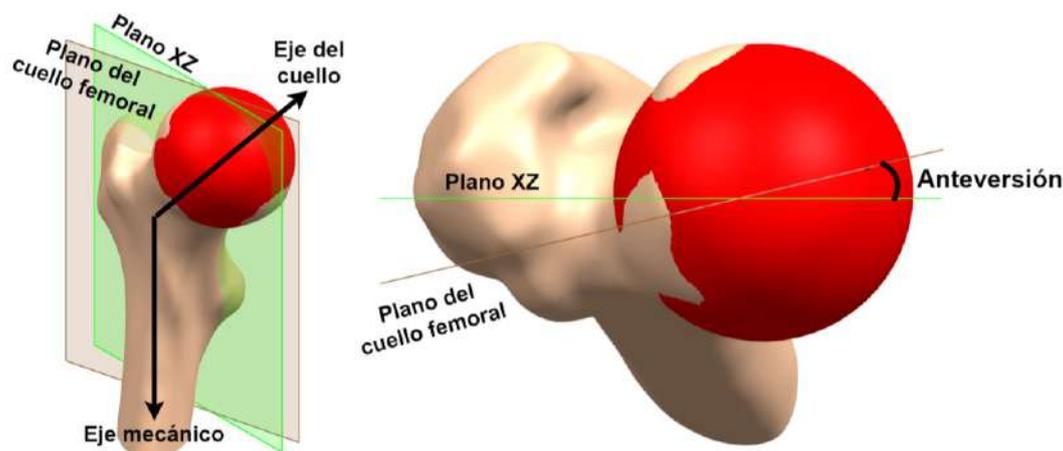


Figura 59. Anteversión femoral.

El objetivo de la anteversión es restablecer el centro de rotación del fémur [154]. Su reducción conduce a un aumento de la rotación externa de la pierna, aumenta los momentos de torsión sobre la prótesis [155]–[157] y puede asociarse a un mayor riesgo de aflojamiento [158] (Figura 58C). Además, tiene una fuerte influencia en las fuerzas de contacto de la cadera en el fémur proximal [159], por lo tanto, el ángulo de anteversión correcto permite un rango de movimiento óptimo con un riesgo mínimo de inestabilidad [160], [161].

3.3.3 Offset

El offset es la distancia perpendicular entre el eje longitudinal y el centro de la cabeza femoral (Figura 60). Debido a que la cabeza femoral se simuló como una esfera para medir el ángulo de inclinación (Figura 57A), ésta posee información implícita del offset, por ende no es necesario cuantificarlo con la condición de utilizarla en el diseño personalizado.

Este parámetro mejora la función física, aumenta la estabilidad de la cadera, mantiene el equilibrio pélvico postoperatorio y minimiza el riesgo de dislocaciones [151], [162], [163]. Varios estudios han demostrado que un incremento en el offset se correlaciona con una reducción del ángulo de inclinación, mayor rango de movimiento, aumento del brazo de palanca y la fuerza abductora (Figura 58B). Si no es restablecido, aumenta la fuerza reactiva de la articulación, en consecuencia el desgaste y conduce al fracaso del implante [164]–[167].

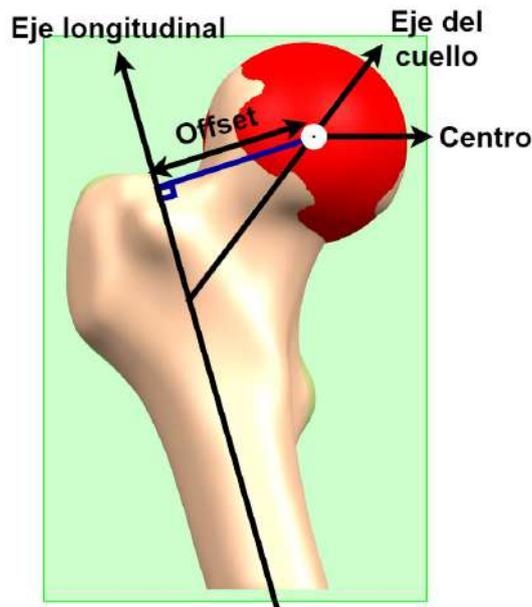


Figura 60. Offset.

3.3.4 Cavity femoral

El diseño de los vástagos personalizados determina las zonas de contacto con el hueso cortical, lo que da lugar a diferencias en la biomecánica y sujeción entre implantes. El objetivo es conseguir una estabilidad inicial mediante una fijación con un contacto óseo adecuado [126], por ello, la importancia de estudiar la cavidad femoral ya que delimita geoméricamente las dimensiones del vástago, evita el aflojamiento temprano y las fracturas periprotésicas. Además, a diferencia de los parámetros geoméricos del fémur que se correlacionan entre sí, la cavidad femoral tiene características muy variables propias de cada persona, por lo cual no es proporcional a la geometría externa del fémur.

El estudio del canal femoral para el diseño de vástagos convencionales consiste en realizar cortes ortogonales, paralelos al plano XY, que seccionan al hueso [11], [168], [169]. Sin embargo, los planos de corte alojarán a los croquis de las secciones que compondrán al vástago, que se obtiene a partir de la interpolación¹⁸ de los croquis. Como se visualiza en la Figura 61, si se realiza el análisis convencional, el resultado no imita la cara lateral del fémur proximal, incrementando el apantallamiento de tensiones pues no se restablece la biomecánica, debido a que esta metodología está optimizada para adaptar el contacto entre implante y hueso en el calcar y la diáfisis femoral. Por este motivo es necesario otro método para estudiar la cavidad y diseñar el vástago corto personalizado.

¹⁸ Obtener un sólido mediante secciones múltiples donde la forma cambia para pasar por cada curva. En el programa NX® se interpola utilizando la herramienta curvas de paso.

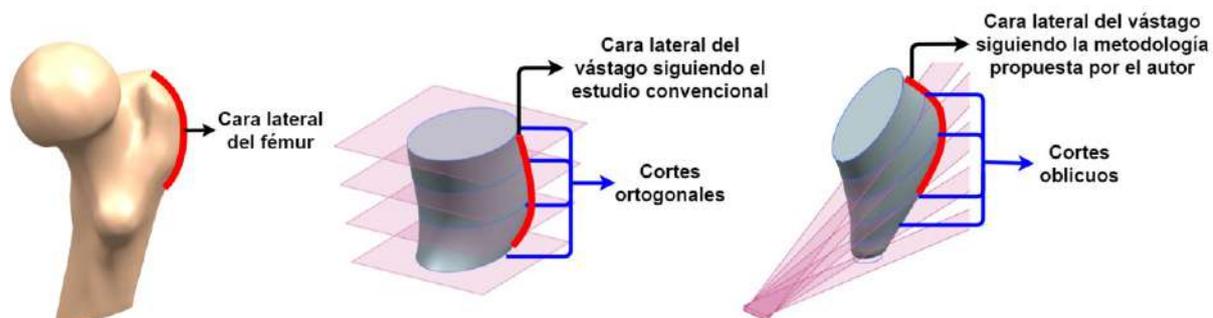


Figura 61. Metodologías para estudiar el canal femoral.

La inspiración para la creación de esta nueva metodología fue el punto de fuga, lugar geométrico en el que convergen líneas oblicuas que da la sensación de profundidad en un dibujo. Para replicar la curvatura de la cara lateral del fémur proximal fue necesario crear un arco cuyo origen, similar al punto de fuga, genere planos oblicuos que permitan hacer el estudio del canal y diseñar el vástago que se adapte a él. Para generar el arco fue necesario usar el plano TM (sección VI, Figura 62B y Figura 63B) que permitió encontrar el ángulo de inclinación de cada paciente. Luego, se ubicó un plano oblicuo (sección I, Figura 62B y Figura 63B) por debajo del plano ICF, ya que, de acuerdo al estudio realizado por Solórzano et al. [31] es la zona con más riesgo de fractura del fémur proximal. Finalmente, creado el arco a partir de ambos planos, cuyo ángulo interior es el suplemento del ángulo mecánico (SAM) del paciente (Figura 57G, Figura 62A y Figura 63A), fue dividido en cinco partes iguales produciendo los planos II, III, IV y V (Figura 62B y Figura 63B). Es posible obtener más planos de estudio dividiendo el arco en más partes, sin embargo, el diseño se torna más complejo y el vástago menos orgánico.

A partir de los planos oblicuos se obtuvieron las secciones óseas que sirvieron para estudiar el canal, cada una de ellas fue muestreada siguiendo el procedimiento descrito en el apartado **Aplicación de ajuste elíptico**. La aplicación de ajuste proporcionó el esquema tridimensional de las curvas ajustadas (Figura 62C y Figura 63C) y la gráfica de ajuste individual de cada sección (Figura 62D y Figura 63D), que contiene los parámetros de la elipse y permite la importación de la curva ajustada a NX® para comprobar que se adapta adecuadamente a la sección ósea original (Figura 62E y Figura 63E). Estas curvas de ajuste limitaron la geometría y permitieron el estudio de la implantabilidad del vástago, esto se detalla en el apartado **Diseño personalizado**.

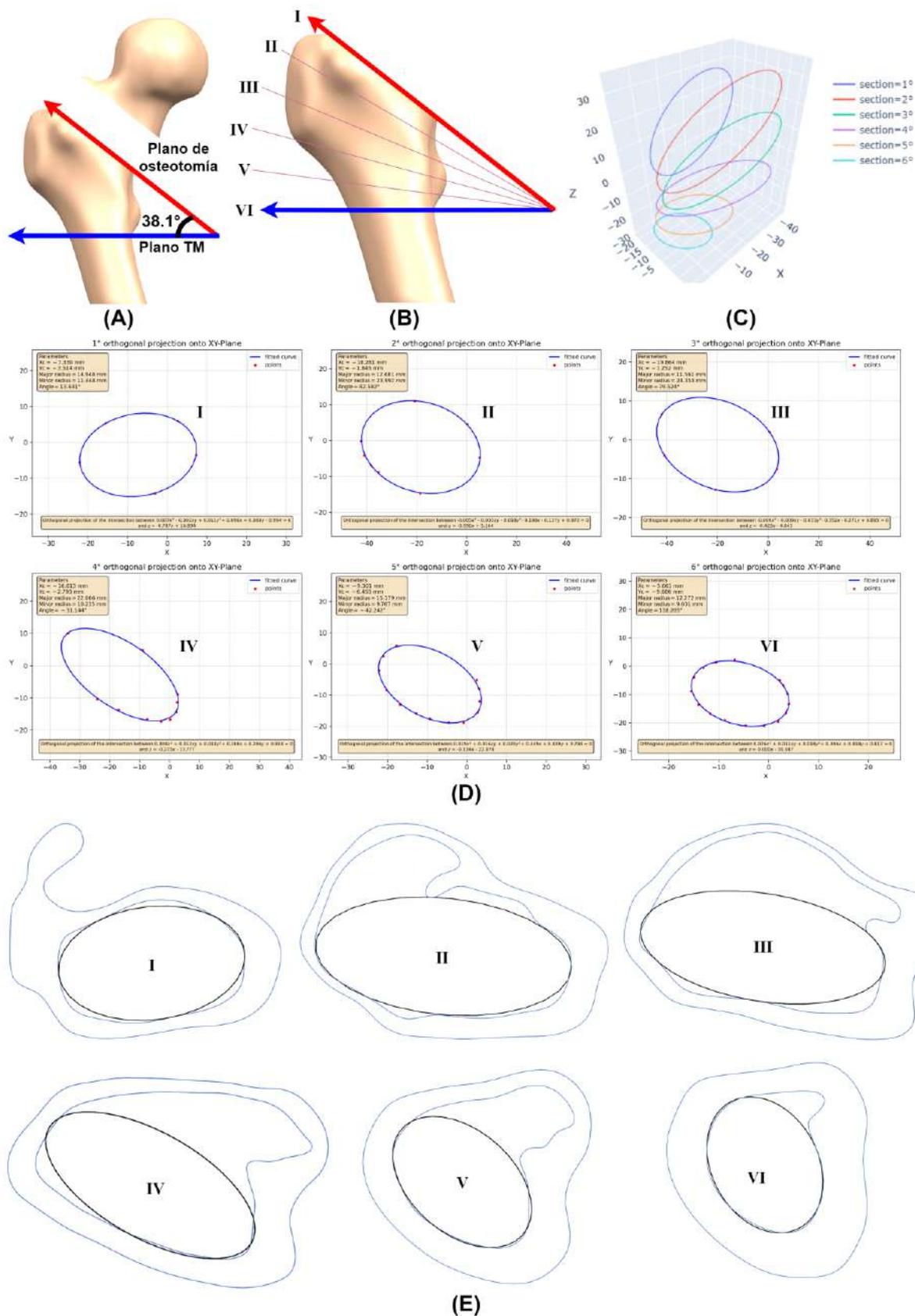


Figura 62. Estudio de la cavidad femoral de P1. (A) Arco para estudiar la cavidad. (B) Planos oblicuos. Gráfica (C) tridimensional e (D) individual de las curvas ajustadas. (E) Secciones óseas con sus curvas de ajuste.

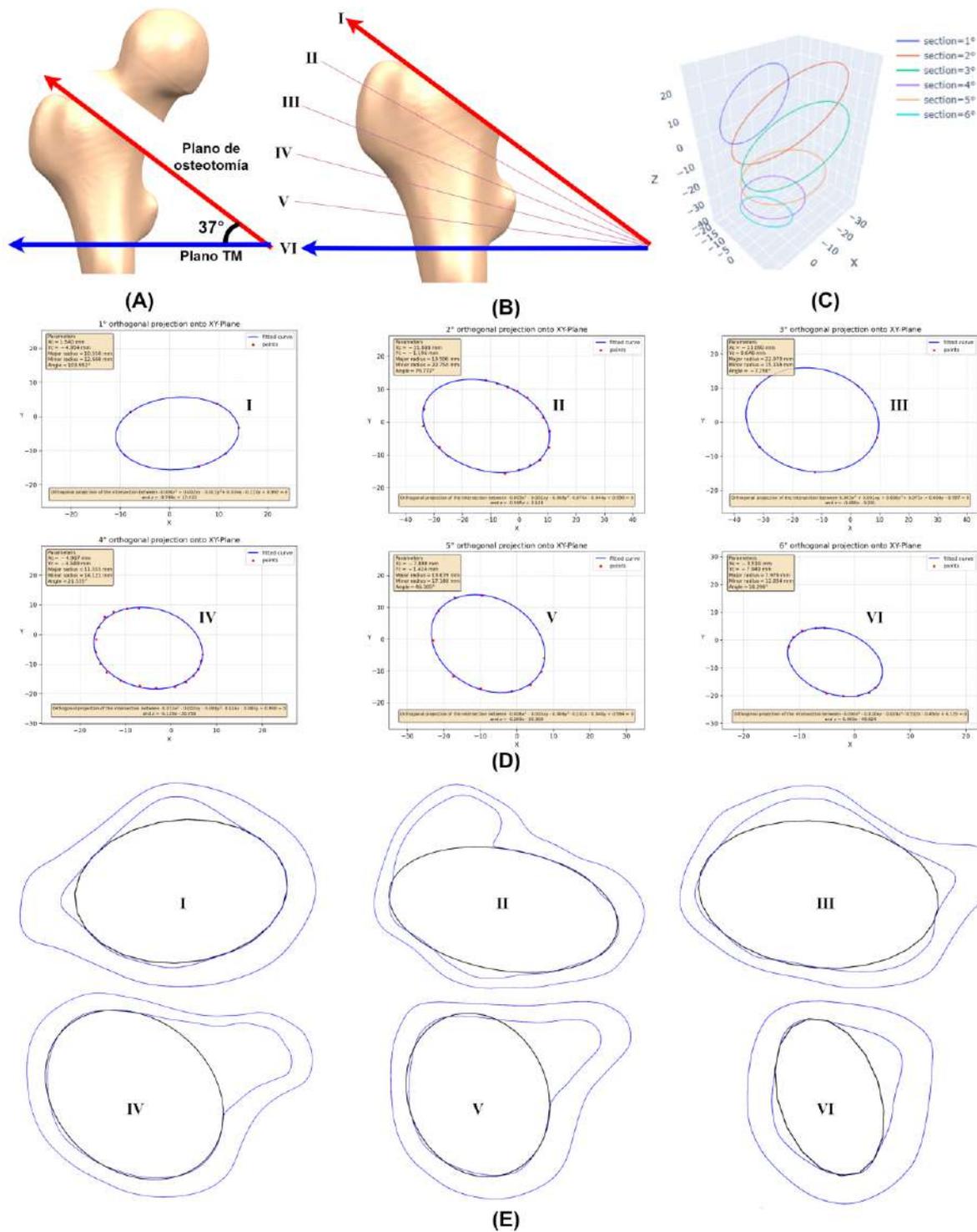


Figura 63. Estudio de la cavidad femoral de P2. (A) Arco para estudiar la cavidad. (B) Planos oblicuos. Gráfica (C) tridimensional e (D) individual de las curvas ajustadas. (E) Secciones óseas con sus curvas de ajuste.

3.4 Diseño personalizado

Como fue comentado en el apartado **Cavidad femoral**, en el diseño personalizado convencional, el fémur del paciente es cortado transversalmente y el diseñador dibuja en cada una de las secciones el croquis del vástago con el suficiente contacto anatómico con las paredes internas del hueso cortical, luego interpola todos los croquis para obtener la varilla que se adapta a la cavidad del paciente (Figura 64).

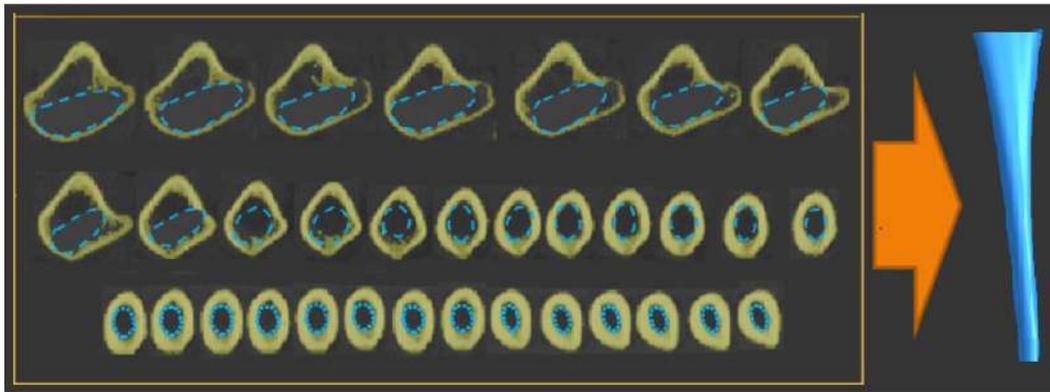


Figura 64. Diseño personalizado convencional.

Fuente: “Estudio de la influencia de estabilidad primaria en el diseño de vástagos de prótesis femorales personalizadas: aplicación a paciente específico” [11].

Esta metodología es eficiente para los vástagos convencionales porque se apoyan en el calcar y tratan de imitar su forma, no obstante, en los vástagos cortos el objetivo es replicar la parte proximal del fémur que resulta ser ancha y curva. Por lo tanto, si se utiliza esta técnica de diseño obtener la forma adecuada sería muy dificultoso, debido a que la intención es conseguir una forma curva a partir de una base plana. Pese a ello, Rawal et al. [21] diseñaron un vástago corto personalizado utilizando esta metodología pero, como se muestra en la Figura 65, el resultado no es orgánico ni implantable, por lo tanto, es necesario innovar esta técnica adaptada al vástago corto para que imite la forma de la cavidad femoral proximal y garantice su implantabilidad.

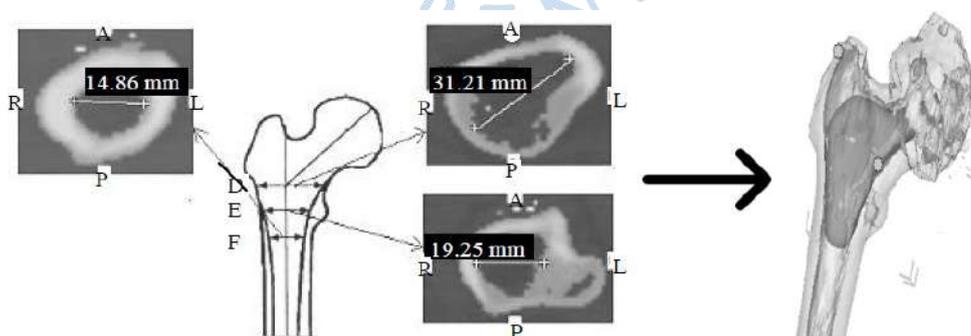


Figura 65. Diseño personalizado convencional aplicado a los vástagos cortos.

Fuente: Adaptado de “*Design and manufacture of short stemless femoral hip implant based on CT images*” [21].

Gómez-García et al. [115] expresan que, en general, el diseño de los vástagos cortos tiene cinco características básicas definidas: región anatómica que ocupan, características

geométricas del diseño, zonas en las que se produce la transmisión de tensiones, osteotomía e inserción. El vástago corto personalizado ocupa y transmite los esfuerzos hacia la metáfisis, debido a lo cual es conocido como vástago metafisario. Por consiguiente, a lo largo de esta sección se integran tanto la geometría, la osteotomía e inserción en el diseño personalizado del implante corto.

Otro aspecto en el que innova la metodología propuesta es la inclusión de la anteversión como parámetro de diseño, esto debido a que en la mayoría de los implantes personalizados o estándar solo se utiliza como parámetros geométricos al ángulo de inclinación y offset. Como fue mencionado en el estudio morfológico, los 3 parámetros del fémur juegan un rol importante en la acción muscular y por supuesto en el rango de movimiento, por ende su preservación es crucial para no alterar la biomecánica femoral.

3.4.1 Osteotomía

Es el procedimiento que repara las articulaciones dañadas cortando y remodelando los huesos. En la ATC su rol es remover el cuello femoral, para colocar un vástago dentro de su cavidad; y remodelar el acetábulo, para que se alinee con el implante y creen una articulación artificial que restaure la movilidad del paciente. En adelante, el término osteotomía se utiliza para referirse a la remoción del cuello femoral.

Dimitriou et al. [170] determinaron que el plano de corte, denominado plano de osteotomía, afecta la sección de implantación, sección ósea producto de la remoción del cuello por la que ingresa la prótesis a la cavidad (sección I, Figura 62A y Figura 63A), y la posición postoperatoria del vástago femoral no personalizado alterando el ángulo de inclinación y la anteversión del fémur debido a la compleja morfología de su canal proximal. Por ello, sugieren que la osteotomía sea optimizada considerando la alineación del vástago que restablezca la respuesta mecánica del fémur, para no generar un desbalance muscular que acelere el aflojamiento (Figura 58); sin embargo, en los implantes personalizados esto se logra a través del análisis y diseño individual. Por consiguiente, su rol es la evaluación de la implantabilidad, ya que el diseño del vástago personalizado debe garantizar la correcta interacción entre hueso e implante (ajuste) y ser capaz de ingresar por la sección de implantación (llenado), con el fin de evitar fracturas durante la cirugía. Recordando el apartado **Cavidad femoral**, el plano I se ubicó por debajo del ICF y el ángulo que formaba con el plano TM o sección VI era el SAM, esto ocurre porque el plano I es el plano de osteotomía y debe considerar una zona de corte por debajo de la fractura, que ocurriría en el ICF, y restaurar los parámetros del fémur como el ángulo de inclinación a través del ángulo mecánico (Figura 62A, B y Figura 63A, B).

3.4.2 Inserción

El diseño del implante corto personalizado se caracteriza por imitar la curvatura de la cara lateral del fémur proximal (Figura 61). Ese ensanchamiento lateral requiere un nuevo

método de implantación para lograr el escariado femoral, que consiste en abrir poco a poco la cavidad utilizando elementos calibrados similares al vástago, llamados escariadores, hasta lograr el tamaño adecuado para su inserción respetando el trocánter mayor y los músculos glúteos. Esta técnica se ha denominado *round the corner* y es posible gracias a la ausencia de la parte distal del vástago [17], [18].

Round the corner requiere que los escariadores y el implante final se inserten primero en posición varo y luego se inclinen progresivamente en la alineación correcta mientras se desciende por la metáfisis femoral (Figura 66). Esta técnica facilita el uso de abordajes mínimamente invasivos, pero impide el uso de guías intramedulares y también puede dar lugar a una posición en varo cuando la punta del vástago toca la parte lateral del fémur, contribuyendo a una posible fractura por lo que es aconsejable el uso de fluoroscopia¹⁹ durante la inserción [129].



Figura 66. Técnica *round the corner*.

3.4.3 Implantabilidad

Como fue explicado en el apartado **Estudio morfológico**, el ortopedista selecciona un implante a través del análisis radiológico, que en comparación al tridimensional es impreciso porque no evalúa las secciones de la cavidad femoral, que resulta ser compleja en la zona proximal. Por su parte los diseñadores, pese a disponer del modelo virtual, muchas veces no consideran en el proceso de diseño la osteotomía y el método de inserción, aspectos claves que determinan si la prótesis personalizada es implantable o no. Esto ocurre con Rawal et al. [21], quienes analizan la implantabilidad de su diseño personalizado, sin considerar ambos atributos, solo por medio del ajuste y llenado entre hueso y prótesis. En consecuencia, se

¹⁹ Técnica usada en medicina para obtener imágenes en tiempo real de la estructura interna del paciente usando rayos X [171].

propone una metodología para estudiar la implantabilidad garantizando que la prótesis se adapte al canal y sea posible su inserción por la sección de implantación.

Desde el punto de vista geométrico, para que el cirujano utilice la técnica *round the corner* los límites de las secciones del implante deben ser proyecciones de la curva de implantación sobre los planos utilizados en el análisis de la cavidad (Figura 62B y Figura 63B), debido a la rotación realizada para colocar el vástago en la alineación correcta (Figura 66). La proyección ortogonal de la curva de implantación puede ser de dos tipos: la primera consiste en proyectar la sección I sobre los planos oblicuos (S1); por el contrario, en la segunda la curva I se proyecta sobre el plano II, el resultado es proyectado en el plano III y así sucesivamente hasta llegar al plano VI (S2). Interpolando las curvas generadas se forman dos sólidos, sin embargo, no solo se deben evaluar estos cuerpos, también se debe incluir en el análisis la intersección (S3) y unión (S4) de ambos. Estos 4 sólidos representan la **restricción de la sección de implantación** (Figura 67).

No obstante, debe incluirse en el análisis la **restricción de la cavidad**. Al igual que en el caso anterior, las curvas ajustadas obtenidas del estudio del canal femoral se interpolan, formando un sólido que es una aproximación de la cavidad del paciente; por ello, es necesario rectificar zonas de sobrestimación, que invaden la parte cortical del fémur, interceptándolo con la parte trabecular o restándole la cortical, logrando como resultado el volumen máximo del vástago personalizado (Figura 67).

Ambas restricciones deben cumplirse para garantizar la implantabilidad de la prótesis, por consiguiente, los sólidos, que son representación física de las limitaciones generadas por el canal del paciente y la sección de implantación, deben interceptarse. Como resultado se producen 4 regiones: R1, R2, R3 y R4 que son consecuencia de la intersección de S1, S2, S3 y S4 con la restricción de la cavidad (Figura 67).

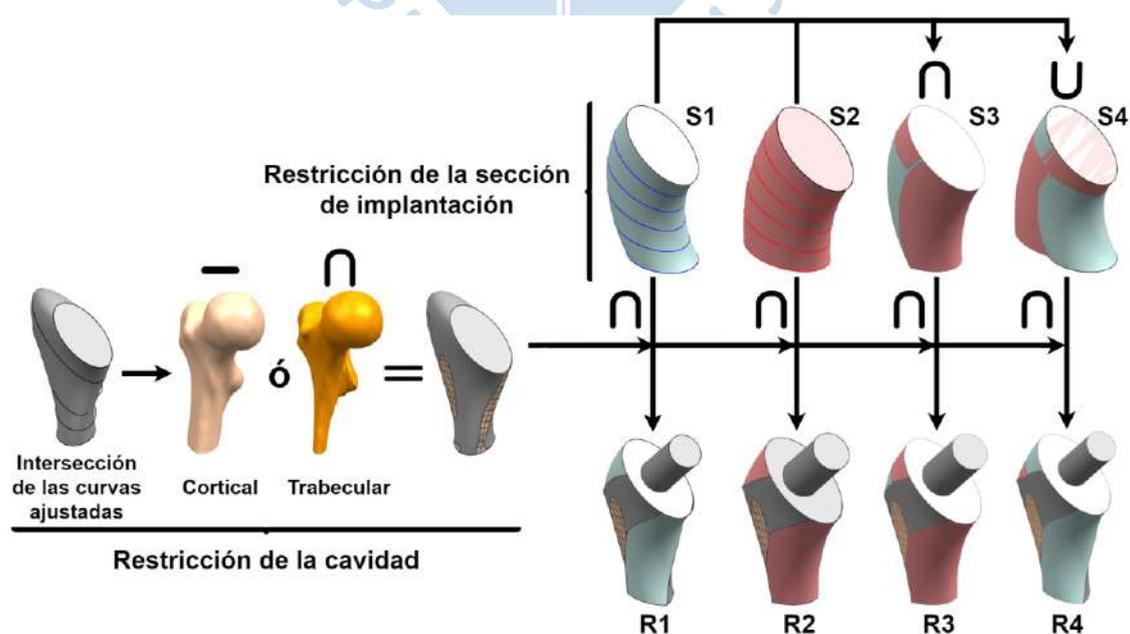


Figura 67. Evaluación de la implantabilidad.

Respecto a la **restricción de la cavidad**, puede surgir la duda del porqué no se utiliza directamente la parte trabecular, que contiene información exacta del canal del paciente. Esto se debe a que al interceptar el hueso trabecular con la restricción de la sección de implantación, el resultado invade el trocánter menor, que de acuerdo al estudio de Solórzano et al. [31] es una zona medianamente crítica del fémur proximal (Figura 68). Por lo tanto, las curvas ajustadas que se adaptan al canal femoral, y no invaden al trocánter menor, permiten el diseño adecuado del implante evitando las fracturas periprotésicas.

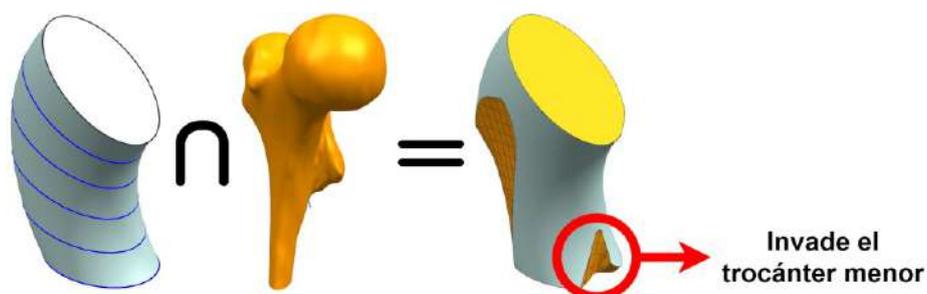


Figura 68. Evaluación de la implantabilidad usando el hueso trabecular.

Para probar la implantabilidad fue necesario fabricar las 4 regiones y la parte cortical ya realizada la osteotomía para P1 (Figura 69B) y P2 (Figura 69C), e imitar la técnica *round the corner*, certificando que las regiones ingresan sin problema por la sección I y se ajustan adecuadamente a la cavidad. Por ello, utilizando la impresión por deposición de material fundido se elaboraron prototipos de PLA²⁰ a partir de los archivos STL de los sólidos, que fueron laminados²¹ en el programa Ultimaker Cura 4.8.0[®] (Figura 69A) y fabricados por la impresora Ender 3 Pro.

Los resultados de la experimentación mostraron, para ambos pacientes, que las regiones 1, 2 y 3 son sólidos implantables porque ingresaron sin problema por la sección de implantación y se ajustaron correctamente al canal femoral, por lo tanto, se diseñó el vástago personalizado a partir de ellas; no obstante, la región 4 no es implantable, debido a que no ingresó por la cavidad (Figura 69D y E). Ahora tiene sentido la elección de dos pacientes que tienen morfología femoral distinta, ya que da fiabilidad a las conclusiones obtenidas a partir de la experimentación, sin embargo, se entiende que para generalizar este comportamiento es necesario realizar más pruebas con otros pacientes.

Además, recalcar que este estudio es posible gracias a la nueva metodología propuesta para estudiar la cavidad femoral (Figura 61) ya que, de haber usado la técnica convencional, la restricción de la sección de implantación sería un cilindro elíptico. Como resultado, el sólido implantable no se adaptaría a la parte lateral del fémur lo que perjudicaría su biomecánica posterior a la cirugía.

²⁰ Polímero biodegradable producido a partir de ácido láctico utilizado para la impresión 3D.

²¹ Proceso mediante el cual la pieza se corta en muchas capas horizontales y a partir de ellas genera la trayectoria que debe realizar el cabezal de la impresora 3D para fabricar el objeto.

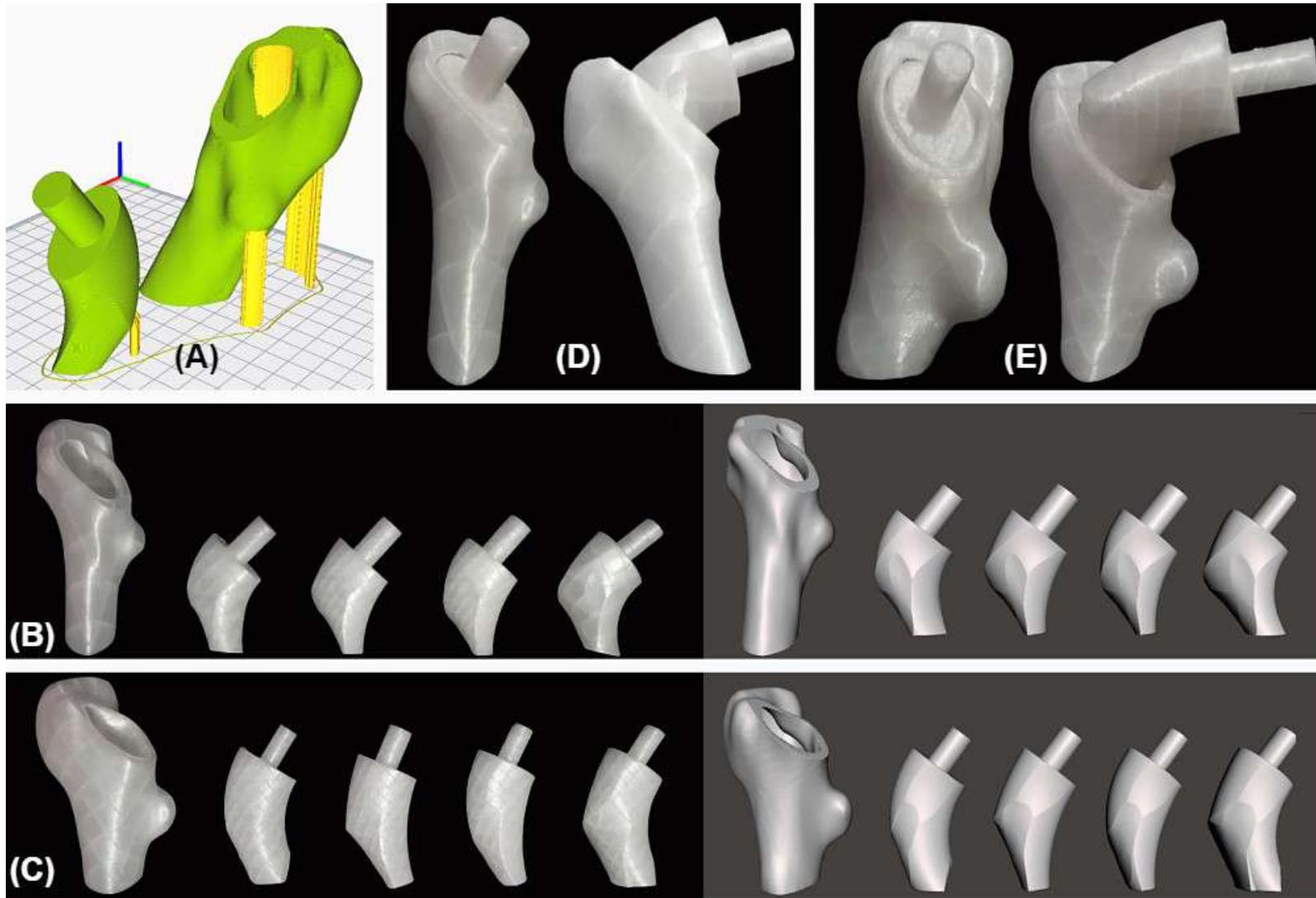


Figura 69. Fabricación de prototipos. (A) Laminado utilizando el programa Ultimaker Cura[®]. Prototipos de PLA con sus respectivos STL para (A) P1 y (B) P2. Evidencia de los experimentos realizados para (D) P1 y (E) P2 que demuestran la inserción de las regiones 1, 2 y 3 (izquierda), excepto la 4 (derecha).

3.4.4 Varilla

Las regiones implantables, debido a que se ajustan y llenan adecuadamente la cavidad de los pacientes e ingresan por la sección de implantación, fueron la varilla del vástago corto personalizado. Sin embargo, por causa de las operaciones booleanas de intersección y resta realizadas, no son uniformes, dificultando el crecimiento óseo; por lo tanto, son suavizadas preservando su forma (*shape preserving*) utilizando la herramienta *smooth* de Meshmixer® con una escala de suavizado (*smoothing scale*) de 50 (Figura 70). Previo a ello, para la facilitar su inserción por el canal femoral, el borde de la sección VI es redondeado 5 mm.

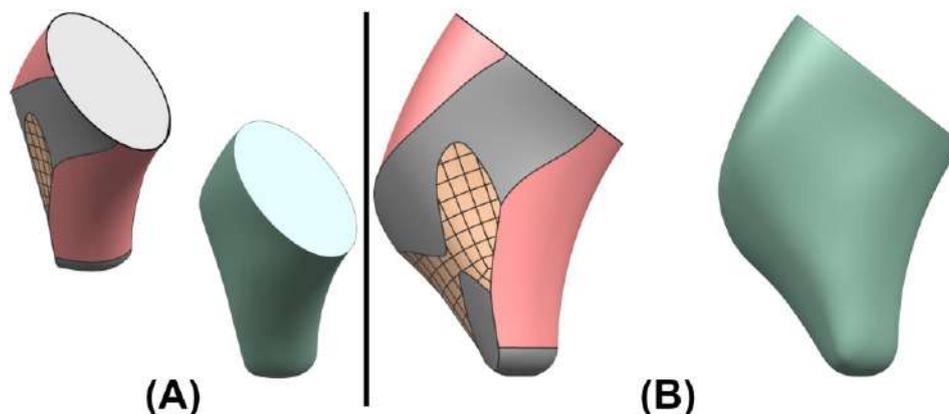


Figura 70. Suavizado de la región de implantación. Vista (A) isométrica y (B) de perfil.

A causa de la conicidad de la varilla del vástago personalizado (Figura 71), que emita la conicidad propia del canal femoral, su respuesta a una fuerza externa (F) es similar al efecto cuña, pues se generan fuerzas normales (N) y de fricción (f) que le dan estabilidad. La fuerza normal genera compresión provocando un ajuste por interferencia entre el implante y el hueso, que aumenta si se incrementa la carga; por su parte la fricción proporciona resistencia a la separación, sin embargo, también produce desgaste que segrega micropartículas del material de la varilla que perjudican la salud del paciente. La fuerza externa, que origina este efecto y permite la fijación sin cemento, representa la carga fisiológica que recibe el implante a través del acetábulo.

Si se realiza el mismo análisis para un vástago convencional no personalizado (Figura 2), que no se adapta a la parte lateral del fémur, la respuesta mecánica cambia. En la parte lateral del implante solo existe fuerza de fricción (Figura 71), por lo tanto, acelera el desgaste que afloja el vástago y causa dolor al paciente siendo necesario, en algunos casos, una cirugía de revisión. En conclusión, el estudio mecánico de la interacción entre hueso e implante para ambas prótesis demostró que el vástago corto personalizado es más estable porque distribuye las fuerzas normales y de fricción que son necesarias para el correcto ajuste y resistencia a la separación. No obstante, en los implantes cortos existe el temor de descenso por la diáfisis femoral, sin embargo, debido al ensanchamiento de la varilla en la parte lateral es imposible la migración distal (Figura 61). En este sentido, el estudio de la implantabilidad, que permite

el diseño de la varilla, considera de manera indirecta este factor y favorece la estabilidad al producir la conicidad que imita a la del paciente.

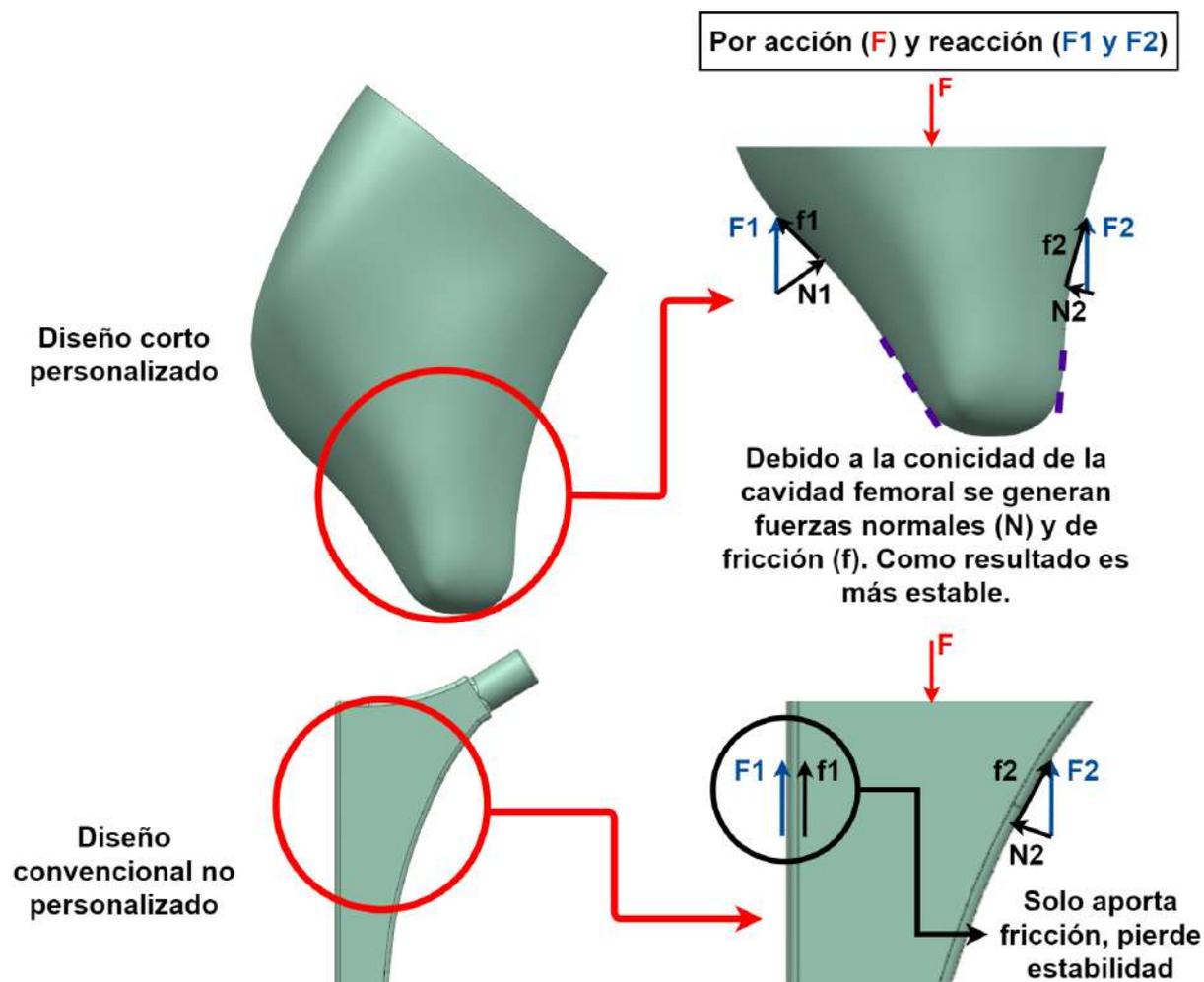


Figura 71. Respuesta mecánica de los vástagos a la carga fisiológica.

3.4.5 Cuello y cono de recepción

Para terminar de diseñar la prótesis fue necesario dibujar el cuello y el cono de recepción, que permiten la unión de la varilla con la esfera de articulación restaurando el ángulo de inclinación, anteversión y offset del paciente. Imitando los estándares europeos, el cono del vástago personalizado fue 12/14 ya que, de acuerdo con el estudio realizado por Morlock et al. [172], este cono de recepción es el más usado en ese continente. El modelo 12/14 está definido por un diámetro proximal de 12 mm, distal de 14 mm y una altura de 20 mm, resultando en un ángulo cónico de 5.725° o $5^\circ 43' 30''$ (Figura 72).

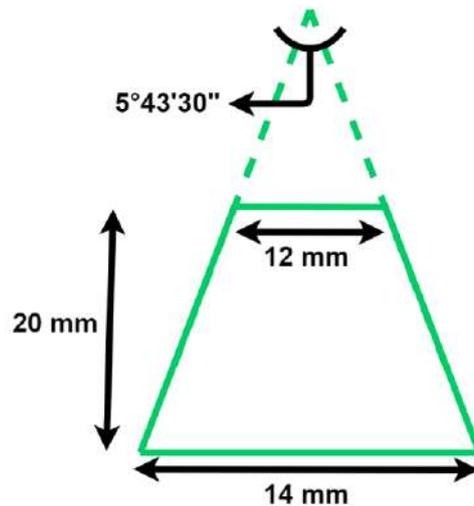


Figura 72. Cono de recepción 12/14.

Con el fin de modelar el cono, primero se definió un plano perpendicular al plano del cuello femoral, que permitió medir la anteversión, y para conservar el ángulo de inclinación en el diseño fue rotado $(90 - \text{SAM})^\circ$ en sentido antihorario respecto al eje Y. Además, siguiendo la recomendación de Wen-Ming et al. [142] se ubicó a la mitad de la esfera, que se aproxima a la cabeza femoral, obteniendo como resultado un plano oblicuo donde se dibujó el croquis de la circunferencia de 12 mm. Para mantener la altura del cono, se posicionó un plano 20 mm por debajo del plano oblicuo y se trazó el croquis de la circunferencia de 14 mm siguiendo la dirección del eje del cuello femoral. Para el cuello se necesitó la curva inicial de la varilla que se obtuvo proyectando la primera sección sobre el plano de osteotomía. Todo este proceso se ilustra en la Figura 73.

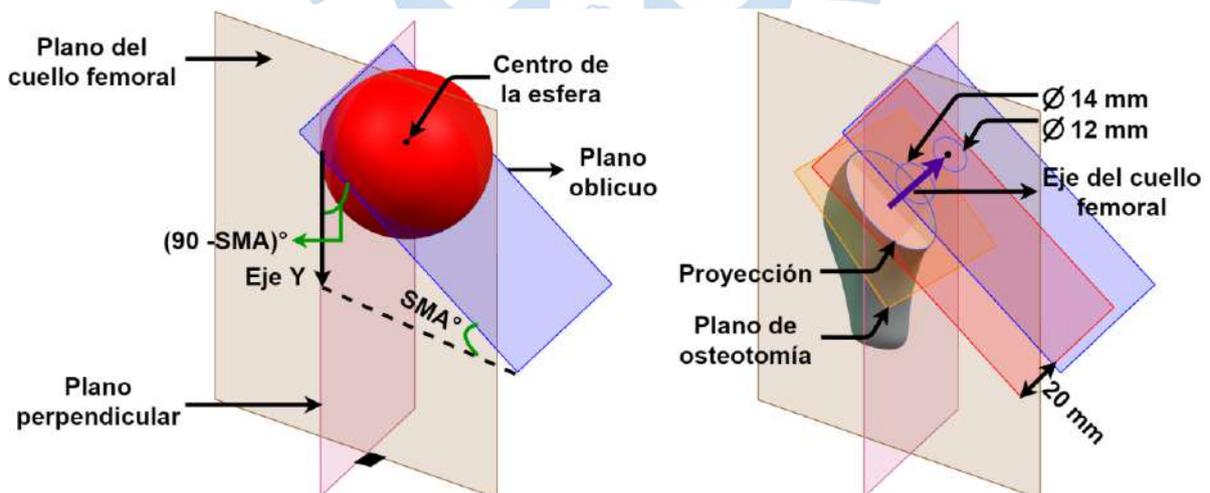


Figura 73. Obtención de los croquis del cuello y cono de recepción.

En base a las curvas dibujadas, que conforman el cuello y el cono de recepción, se obtuvo un sólido utilizando la herramienta "curvas de paso" de NX® y se integró a la varilla a través de la operación booleana de unión; para evitar la concentración de tensiones, se redondearon los bordes de las curvas como se observa en la Figura 74. El proceso descrito se repitió para cada varilla (R1, R2 y R3) para obtener los diseños finales de los vástagos

personalizados (V1, V2 y V3) de cada paciente que fueron analizados a través del MEF (Figura 75).

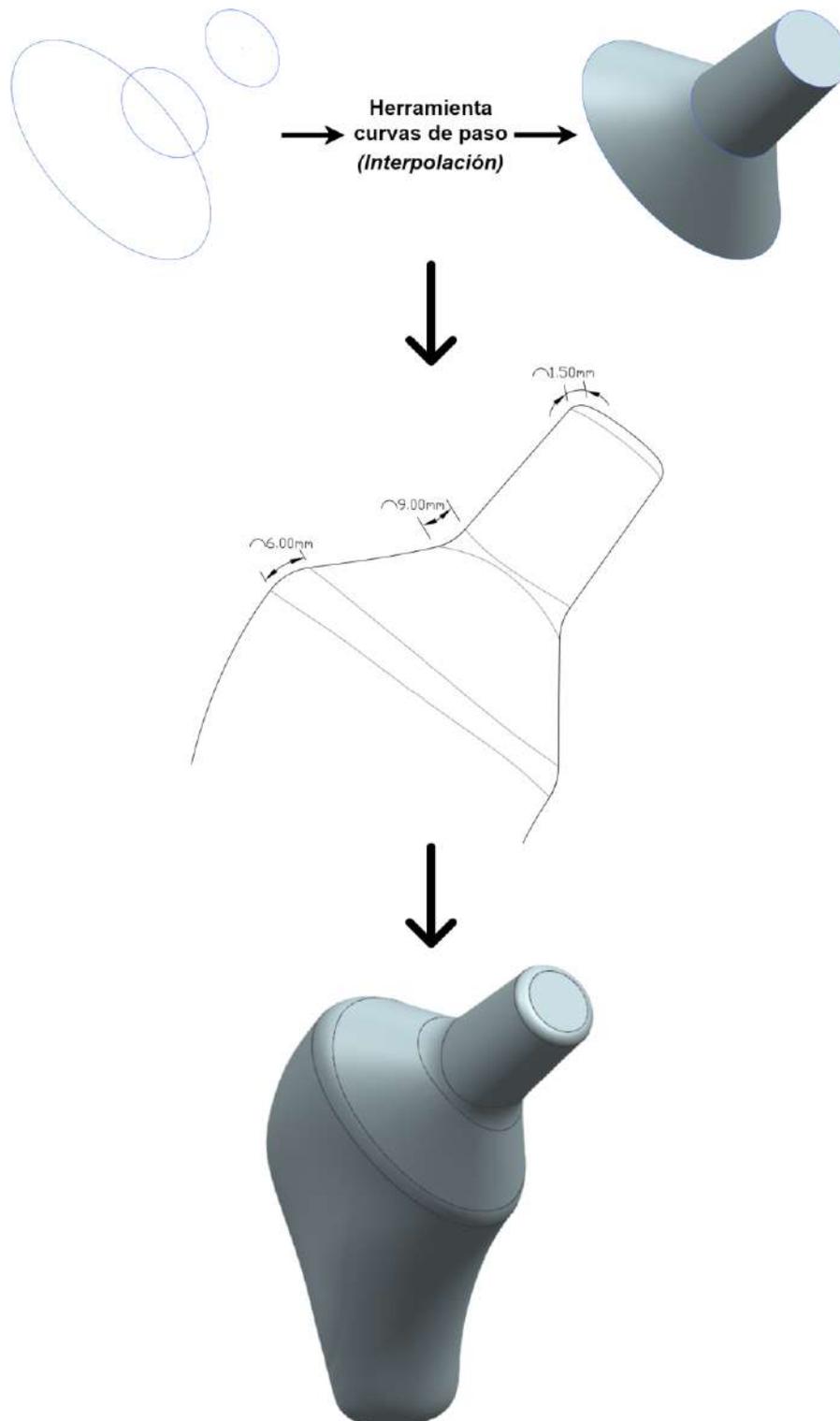


Figura 74. Interpolación y unión de los croquis del cuello y cono de recepción al vástago personalizado.

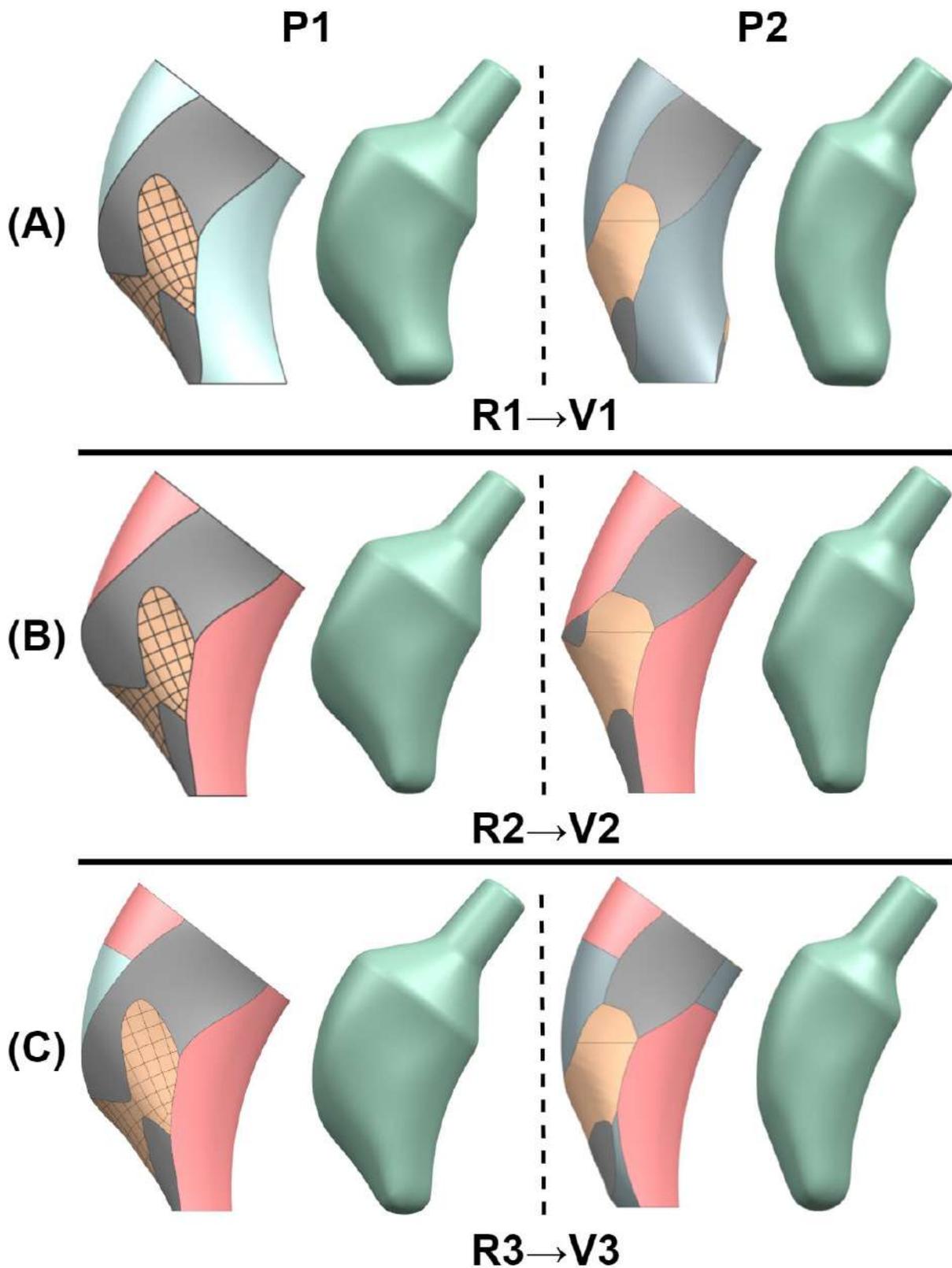


Figura 75. Vástagos personalizados (A) V1, (B) V2 y (C) V3 para los pacientes P1 y P2.

La respuesta mecánica del cono de recepción a la carga fisiológica (Figura 76) es similar a la respuesta del vástago, con la diferencia de la interacción entre éste y la esfera de articulación. La reacción producida por la fuerza externa se descompone en las fuerzas

normales (N) y de fricción (f). Las tensiones creadas por la fuerza normal generan la compresión de las paredes del cono y de la esfera provocando un ajuste por interferencia y una soldadura en frío entre ellas, que aumenta si se incrementa la carga [173]. Por su parte, la fricción entre las superficies provoca resistencia a la separación entre el cono y la esfera [174]. Debido a la conicidad se produce este efecto, de ser un elemento recto solo causaría resistencia por fricción, aumentando el desgaste en esa zona, similar a la parte lateral del vástago convencional no personalizado (Figura 71).

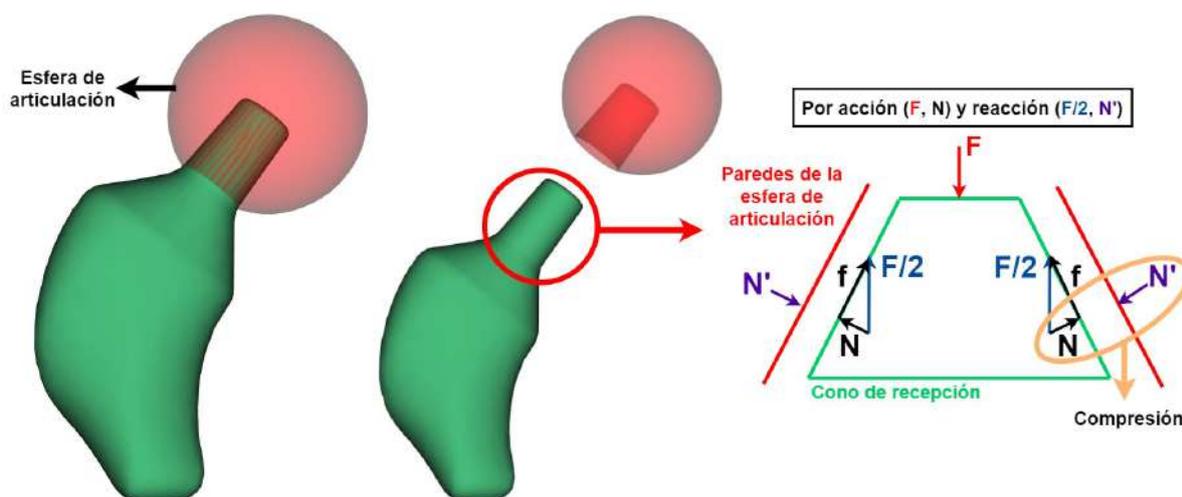


Figura 76. Respuesta mecánica del cono de recepción y la esfera de articulación a la carga fisiológica.

Culminado el diseño del vástago corto con la metodología descrita que considera los aspectos propios del paciente, como su anatomía y los que dependen de la cirugía, como la osteotomía y el método de inserción se garantiza el ajuste, llenado e implantabilidad de la prótesis. No obstante, para realizar el diseño se utilizaron elementos del estudio de la morfología femoral como: el plano TM, el SAM, el plano y eje del cuello femoral, la esfera que se ajusta a la cabeza femoral; gracias a los cuales se logró restaurar el ángulo de inclinación, anteversión y offset del fémur de ambos pacientes como se visualiza en la Figura 77. Por lo tanto, ninguno de los diseños propuestos fallará por desequilibrio muscular o modificación del rango de movimiento. Otro punto a favor de esta técnica es su simpleza, ya que el diseñador no necesita definir manualmente las zonas de contacto entre implante y hueso porque el programa creado le proporciona la curva que mejor se ajusta a la sección ósea garantizando la estabilidad primaria, evitándose así el error humano en el proceso. Además, la aplicación de ajuste también es útil para el estudio de los parámetros del fémur como se comentó en el apartado **Estudio morfológico**.

El paso siguiente fue realizar el análisis de elementos finitos para seleccionar cuál de las tres opciones es el mejor vástago para cada paciente.

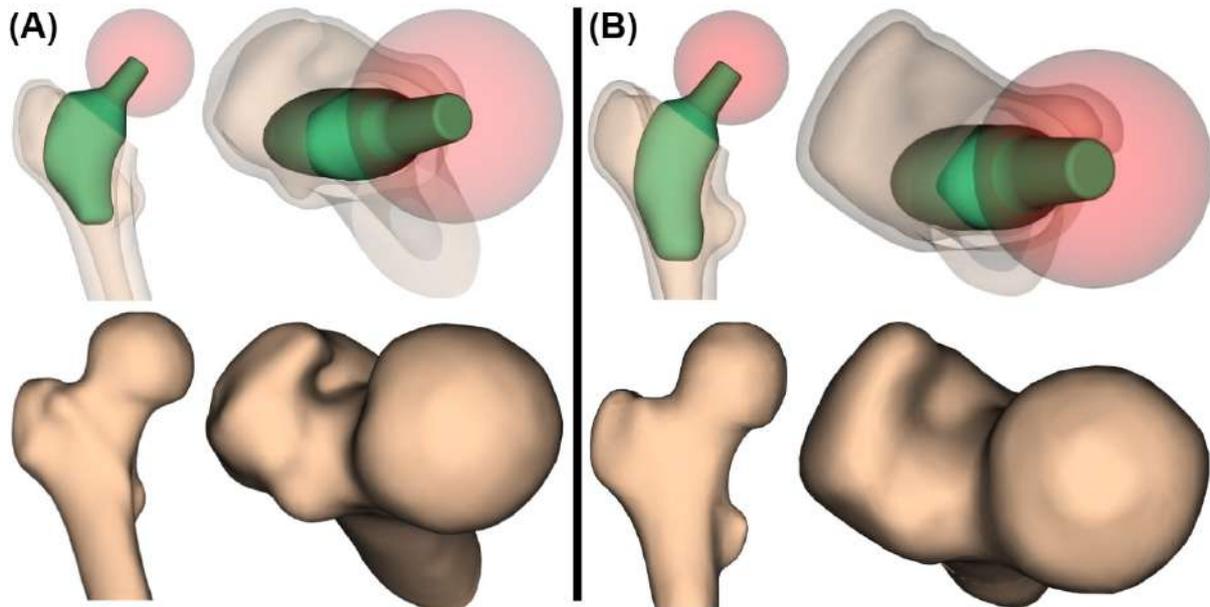


Figura 77. Comparación entre los parámetros del fémur implantado e intacto para el paciente (A) P1 y (B) P2.



Capítulo 4

Análisis por elementos finitos

4.1 Método de elementos finitos

El método de elementos finitos (MEF) es un método numérico utilizado en problemas cuya solución analítica requiere de ecuaciones diferenciales parciales u ordinarias que no son posibles de resolver porque involucran geometrías complejas (huesos), cargas no distribuidas (cargas fisiológicas) y determinación de propiedades de materiales (comportamiento anisotrópico) que dan como resultado un problema ingenieril de gran complejidad.

Se utilizó por primera vez en 1972 en el campo de la biomecánica ósea para analizar el comportamiento mecánico de las partes del esqueleto [175]. Esta técnica computacional se ha hecho muy popular desde entonces en la ingeniería mecánica y biomédica para el análisis de tensiones y deformaciones, determinación de propiedades mecánicas, diseño de implantes y la predicción de la carga de fractura [176] debido a que su uso permite que el problema sea planteado como un sistema de ecuaciones algebraicas, en lugar de diferenciales, pero para ello tiene que ser discretizado.

La discretización es el proceso en el que un cuerpo es dividido en partes más pequeñas no intersectantes entre sí denominadas **elementos finitos** que están interconectados por medio de puntos comunes llamados **nodos** que se ven afectados por las condiciones de contorno (cargas y restricciones) que afectan al cuerpo. Al conjunto de nodos, considerando sus relaciones de adyacencia, y elementos se le denomina **mall**a (Figura 78) [177].

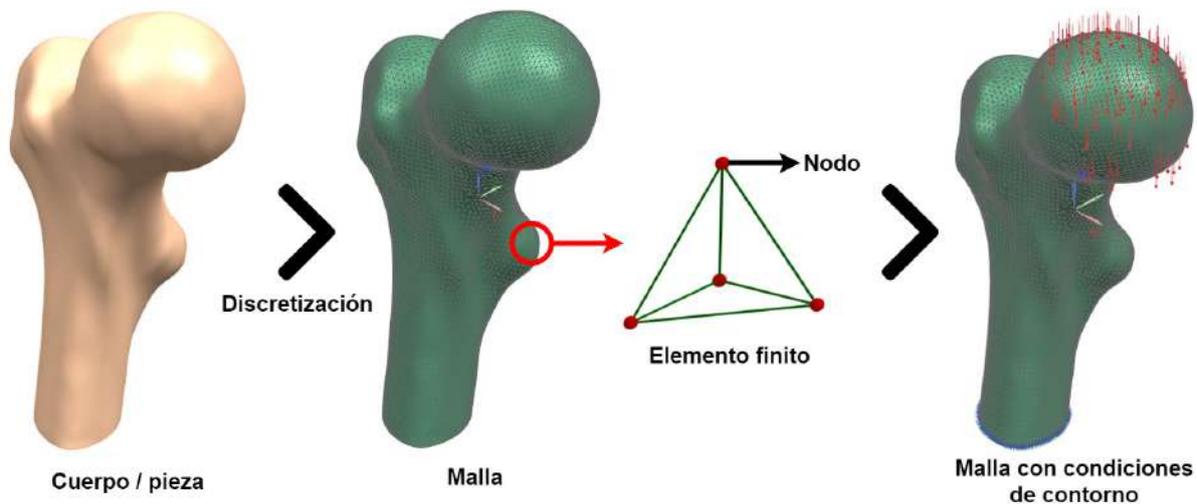


Figura 78. Discretización del fémur proximal.

Sobre los nodos se materializan las variables de salida del problema [178], que en elementos estructurales son los desplazamientos nodales y a partir de su cálculo, utilizando relaciones cinemáticas y constitutivas, se obtienen las deformaciones y esfuerzos [177]. Cabe resaltar que las variables de salida se definen en función a los grados de libertad de cada nodo de la malla [178].

Otero Pereiro [178] para explicar los conceptos básicos que hay detrás del MEF emplea una barra de armadura, que solo tiene rigidez axial, pero la sustituye por un resorte (Figura 79) cuya constante elástica será igual a la rigidez de la barra (K). La gran tarea es entender la relación entre la carga (F) que actúa en los nodos y sus desplazamientos (u), para así interpretar la rigidez.

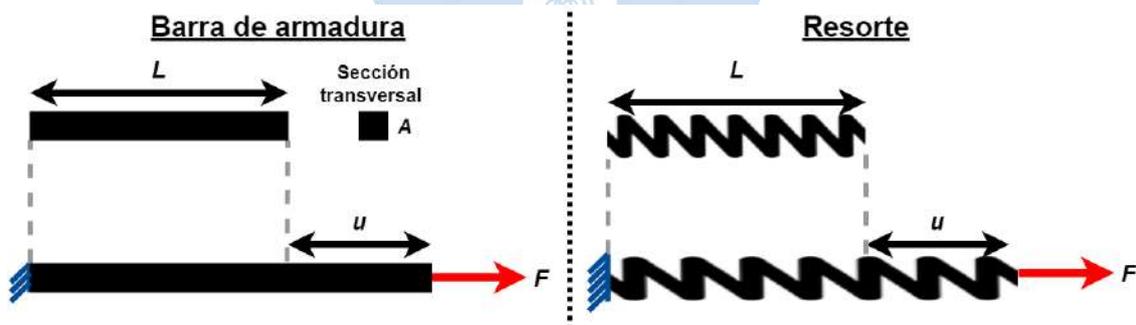


Figura 79. Barra de armadura y resorte.

La ley de elasticidad de Hooke en el resorte (Figura 79) expresa a través de su constante elástica la relación entre la fuerza aplicada y el desplazamiento:

$$F = Ku \quad (17)$$

Por lo tanto, si es conocida la constante elástica o rigidez y la carga aplicada, se puede obtener, utilizando esta relación, el desplazamiento:

$$u = \frac{F}{K} \quad (18)$$

En consecuencia, el significado físico de la rigidez del resorte de valor 1 N/mm implica que para obtener un desplazamiento de 1 mm se debe aplicar una fuerza de 1N, por consiguiente, al conocerla, la relación fuerza-desplazamiento queda definida. Para analizar la rigidez de la barra de armadura (Figura 79) es necesario recordar los conceptos básicos de resistencia de materiales como: el esfuerzo axial (σ), la deformación unitaria (ε) y la ley de Hooke [179]:

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (19)$$

$$\varepsilon = \frac{u}{L} \quad (20)$$

$$\sigma = E\varepsilon \quad (21)$$

Donde L es la longitud de la barra y A es el área de su sección transversal (Figura 79). Vinculando las tres ecuaciones y despejando la fuerza:

$$F = \frac{EA}{L}u \quad (22)$$

De acuerdo a la definición previa de rigidez, como la relación entre la fuerza y el desplazamiento, se obtiene:

$$K = \frac{EA}{L} \quad (23)$$

La rigidez queda definida por las propiedades mecánicas (E) y geométricas (A, L) del elemento. En este caso solo está presente el concepto de rigidez axial, sin embargo, en un problema real coexisten diversos componentes de rigidez: axial, flexión y torsión; los cuales pueden ser cuantificados por medio de relaciones matemáticas que describen el comportamiento físico asociado a cada uno, relacionando siempre las fuerzas y los desplazamientos nodales.

Esta idea establecida a partir del resorte puede ser generalizada para los diversos elementos finitos, pero los conceptos descritos seguirán siendo los mismos. En un análisis real, a partir del principio de superposición de efectos, se establecen las ecuaciones que modelan el problema y pueden ser expresadas de forma matricial, por ello se define una matriz de fuerzas, de rigidez y desplazamiento, que cumplen las relaciones establecidas por la ley de elasticidad:

$$[F] = [K][u] \quad (24)$$

La ecuación matricial puede ser resuelta computacionalmente. Este trabajo lo realiza el *solver* del programa de elementos finitos, que para NX® es Nastran®.

Comprendido el MEF, fue necesario hacer la simulación para evaluar el comportamiento mecánico del fémur antes y después de la implantación. Por ello, se detallan sus 3 etapas principales: preprocesamiento, solución y posprocesamiento.

En el preprocesamiento se generó la **malla** a partir de los cuerpos que participaron en la simulación, se definieron también el **material** de cada uno y las **condiciones de contorno** a las que están sometidos. A partir de esta información, se definió la matriz de rigidez y fuerza, y se restringió la matriz de desplazamientos nodales. En la etapa de solución se calcularon los desplazamientos, luego las deformaciones y esfuerzos de cada nodo y elemento. En el **posprocesamiento** se analizaron los resultados con el fin de hacer el estudio biomecánico respectivo.

4.2 Malla

Antes de crearse la malla fue necesario determinar que sólidos participan del análisis. Hay dos casos: el primero, previo a la implantación y el segundo, posterior a ella. En el estudio del fémur intacto solo intervienen el hueso cortical y trabecular, por el contrario, en el fémur implantado interactúan los dos sólidos anteriores osteotomizados y el vástago personalizado (Figura 80).

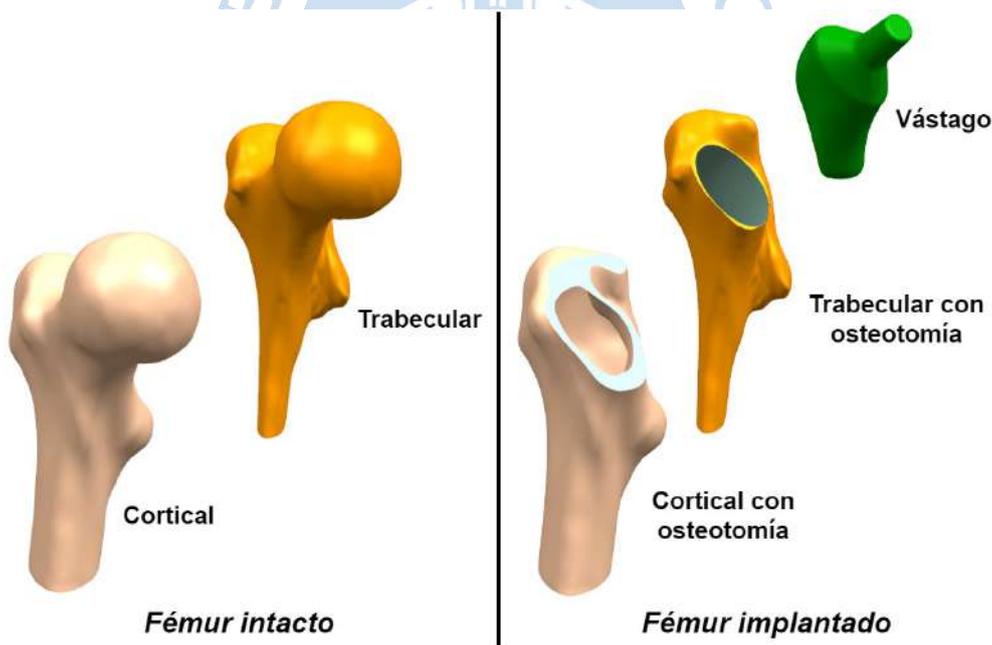


Figura 80. Sólidos que conforman al fémur intacto e implantado.

Cada uno de los sólidos fue discretizado, es decir, dividido en elementos finitos; con este fin se determinó el tamaño y tipo de elemento a utilizar para obtener resultados que se asemejen a la respuesta *in vivo*. Para entender la importancia de ambos parámetros se analiza, como un ejemplo representativo, la integración numérica para obtener el área bajo una curva.

En la Figura 81 se ilustra la aproximación del área bajo la curva utilizando rectángulos de un mismo espesor finito, si su valor tiende a cero se determina el área exacta a través del cálculo integral, permitiendo comparar cuan ajustada se encuentra la solución aproximada

respecto a la real. Lastimosamente, como fue comentado en la introducción, los problemas de biomecánica son difíciles de solucionar de manera diferencial, por ello se recurre al MEF. En consecuencia, es necesario introducir dos conceptos que están relacionados: convergencia y error.

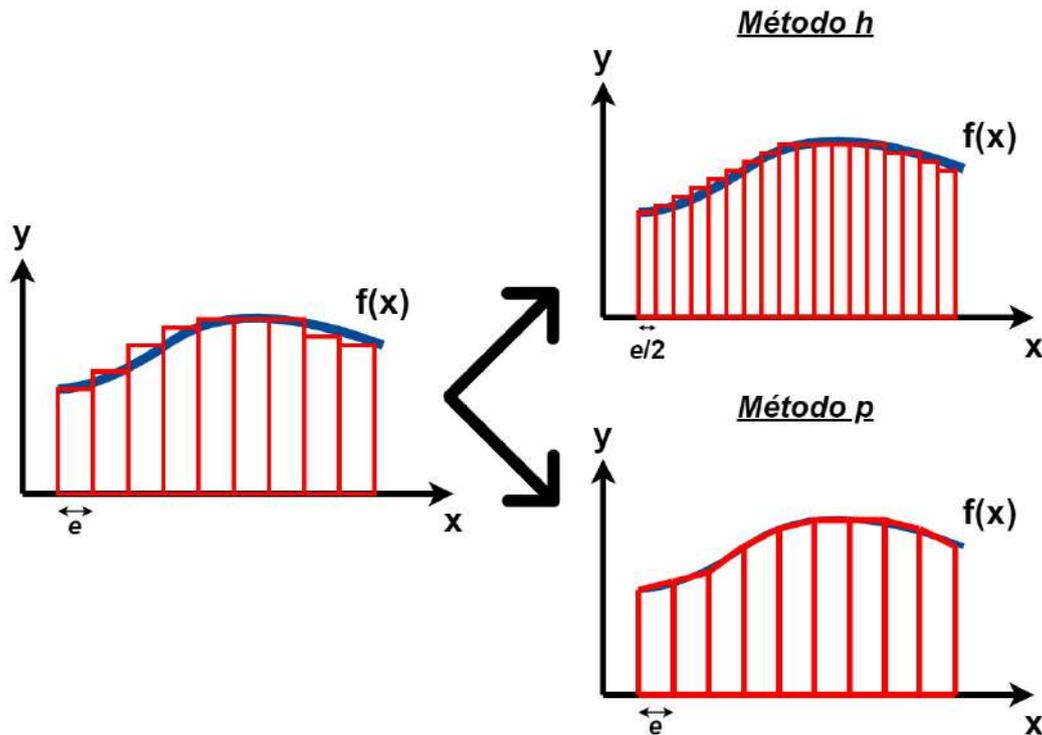


Figura 81. Método p y h.

Bajo el supuesto que no es posible calcular el área bajo la curva de manera diferencial, solo se puede resolver a través de métodos numéricos. El análisis comienza aproximando el área usando rectángulos de un espesor “ e ”, ahora es necesario comparar el resultado para determinar si es adecuado o no, para ello hay dos opciones: cambiar el espesor del rectángulo ($e/2$) o cambiar el rectángulo por un trapecio, que se ajusta mejor al área de la curva. La primera opción está relacionada con el **método h** que busca mejorar la convergencia utilizando el mismo tipo de elemento, pero aumentando la precisión reduciendo su tamaño, en contraparte, la segunda opción, vinculada al **método p**, busca mejorar la convergencia a partir del cambio en el tipo de elemento, más no de su tamaño (Figura 81). Realizando las mejoras en ambos casos son comparadas con el valor inicial y si la diferencia es menor a un error establecido, se dice que la solución a convergido. El mismo principio ocurre con cada uno de los cuerpos discretizados (Figura 80), entonces para obtener una solución lo más cercana al comportamiento real se utilizó una combinación de ambos métodos.

NX[®] fue usado para el análisis de elementos finitos. Este programa permite definir el tamaño de los elementos y escoger entre dos tipos: CTETRA 4 y 10 (Figura 82). CTETRA es un elemento tetraédrico usado para mallar sólidos de geometría compleja debido a su adaptabilidad y a que sus algoritmos de mallado son rápidos y eficientes, el número que lleva

después del nombre representa la cantidad de nodos por elemento. El favorito es el CTETRA 10 debido a su flexibilidad y mayores grados de libertad en comparación con su versión 4.

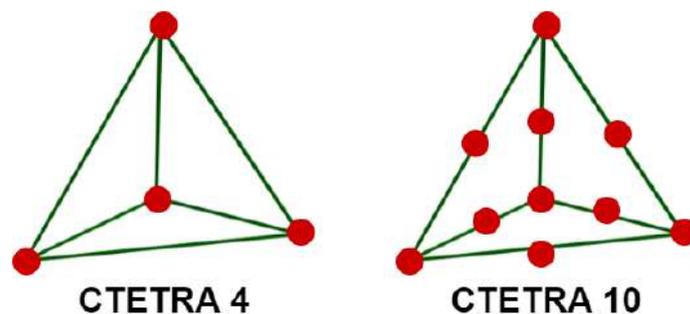


Figura 82. CTETRA 4 y 10.

El hueso cortical y trabecular para P1 se malló con un tamaño de elemento de 1.87 mm, para P2 el tamaño fue de 1.3 mm, tanto para el caso del fémur intacto como el implantado. Los vástagos de cada paciente fueron mallados con un tamaño de elemento de 0.9 mm. Todos los cuerpos utilizan como elemento el CTETRA 10. La selección de estos tamaños y tipo de elemento es consecuencia del análisis de convergencia realizado utilizando los **métodos p** y **h** con un error permisible del 2%, que considera tanto la calidad de los resultados como la velocidad de cálculo. Debido a que la mayoría de los procesos de remodelación se producen en plena osteointegración [180], en la simulación, las mallas de los cuerpos se unen a través de la herramienta “adherencia superficie con superficie” empleando una distancia de búsqueda de 0.2 mm.

4.3 Materiales

Para obtener la matriz de rigidez es necesario definir las propiedades mecánicas de los cuerpos que van a ser analizados. En este apartado se detalla la metodología utilizada para obtener las propiedades mecánicas de los huesos a partir de la TC y la selección del material del vástago de acuerdo con los requerimientos.

4.3.1 Hueso cortical y trabecular

El comportamiento biomecánico de los huesos resulta extremadamente complejo debido a su carácter anisotrópico y viscoelástico [181]. Consecuencia de su anisotropía, sus propiedades mecánicas varían en función de la dirección en la que se aplica la fuerza, por lo tanto, el hueso tiene distinta resistencia a fuerzas de tracción, compresión o corte [181]; sin embargo, exhibe un comportamiento elástico bajo condiciones mecánicas habituales. Siendo el fémur un hueso largo, las propiedades se pueden considerar transversalmente isotrópicas, es decir, son iguales en dirección transversal (ejes X e Y) y diferentes longitudinalmente (eje Z) [182]. Por ello, se realizó el análisis considerando las propiedades transversalmente isotrópicas del hueso cortical y, de acuerdo con la bibliografía [183], se ha supuesto que el hueso trabecular proximal presenta una isotropía a gran escala.

Las TC además de ser utilizadas para obtener modelos virtuales de tejidos, también permiten extraer datos de densidad radiográfica [184]. La unidad de Hounsfield (UH)

cuantifica la densidad de cada *voxel* de la TC, que representa físicamente la cantidad de rayos X que absorbió para producir la imagen en escala de grises. Cada tejido del cuerpo humano está relacionado a un rango de UH (Figura 83), facilitando el proceso de segmentación que permitió obtener el modelo virtual del fémur cortical y trabecular [185].

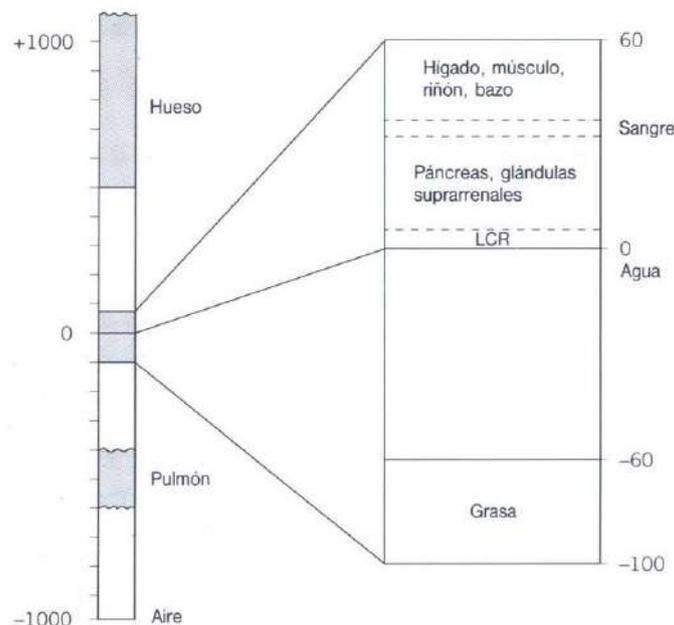


Figura 83. Escala de Hounsfield.

Fuente: <https://slideplayer.es/slide/4624982/>

Los huesos tienen dos tipos de densidad. La densidad real que es la masa del hueso dividida por el volumen real y la densidad aparente (ρ_{app}) que relaciona la masa respecto al volumen aparente del hueso, que incluye a los poros (Figura 84). Cuando se realiza la segmentación de una estructura ósea lo que en verdad se obtiene es el volumen aparente (V_{app}) porque no se tiene información acerca de su porosidad, debido a esto, Rho et al. [186] determinaron una relación lineal entre la UH y la densidad aparente para el fémur proximal:

$$\rho_{app} = 131/1000 + 1.067UH/1000 \left[g/cm^3 \right] \quad (25)$$

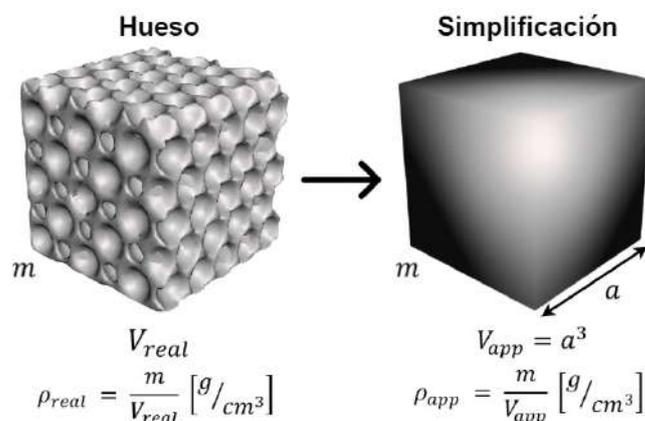


Figura 84. Densidad real y aparente.

La UH se obtuvo de la segmentación realizada en el programa 3D Slicer® empleando su herramienta *segment statistics* (Figura 85), luego se calculó la densidad aparente y en función de su valor las propiedades mecánicas.

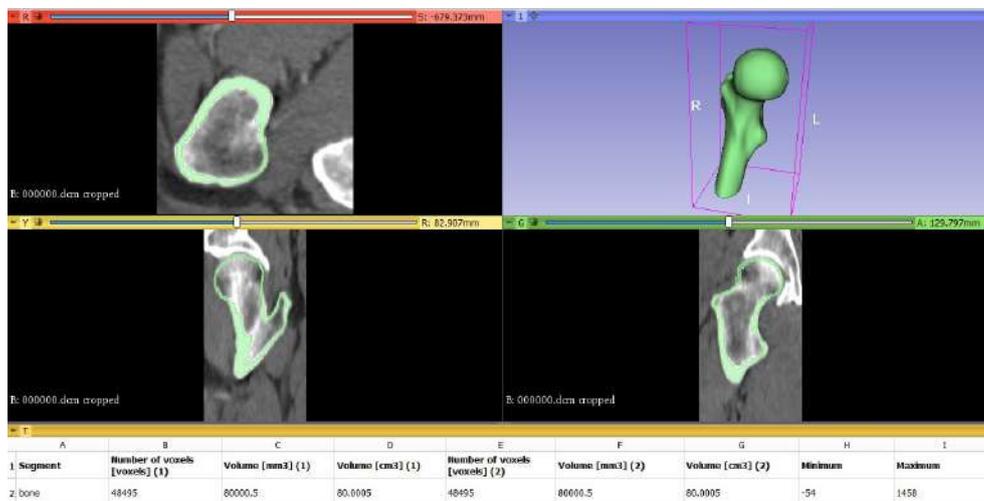


Figura 85. *Segment statistics* del hueso cortical de P1.

El módulo de Young (E_z) del hueso cortical en la dirección longitudinal y la rigidez del hueso trabecular (E) se estimaron utilizando la ecuación descrita por Keyak et al. [187] y rectificada por Schileo et al. [188]:

$$E_{z,cortical} = E_{trabecular} = 14900(0.6\rho_{app})^{1.86} [MPa] \quad (26)$$

Además, el módulo de Young (E_x, E_y) y de corte (G_{yz}, G_{zx}) en la dirección transversal, para el hueso cortical, se calcularon utilizando las leyes de Pithioux [189]:

$$E_x = E_y = 0.6E_z \quad (27)$$

$$G_{yz} = G_{zx} = 0.25E_z \quad (28)$$

Los coeficientes de Poisson en las direcciones longitudinal (ν_{yz}, ν_{zx}) y transversal (ν_{xy}) del hueso cortical se obtuvieron de la literatura siendo 0.25 y 0.4 respectivamente [190], el valor de 0.3 del coeficiente de Poisson (ν) del hueso trabecular se tomó de datos experimentales [191].

El módulo de corte en la dirección longitudinal (G_{xy}) del hueso cortical [192], [193] y el módulo de corte (G) del hueso trabecular se obtuvieron a partir de las ecuaciones:

$$G_{xy} = \frac{E_x}{2(1 + \nu_{xy})} \quad (29)$$

$$G = \frac{E}{2(1 + \nu)} \quad (30)$$

La Tabla 3 resume las propiedades físicas y mecánicas de ambos huesos para P1 y P2.

Tabla 3. Propiedades físicas y mecánicas del hueso cortical y trabecular de cada paciente.

Propiedades	Hueso cortical		Hueso trabecular	
	P1	P2	P1	P2
UH	1458	1197	779	745
ρ_{app} (g/cm^3)	1.69	1.41	0.96	0.93
E_x (MPa)	9140.76	6534.52		
E_y (MPa)	9140.76	6534.52	5363.09	4993.1
E_z (MPa)	15234.61	10890.87		
G_{xy} (MPa)	3264.56	2333.76		
G_{yz} (MPa)	3808.65	2722.72	2062.73	1920.42
G_{zx} (MPa)	3808.65	2722.72		
ν_{xy}	0.4	0.4		
ν_{yz}	0.25	0.25	0.3	0.3
ν_{zx}	0.25	0.25		

4.3.2 Vástago

Para seleccionar el material es necesario entender los requerimientos que debe cumplir el implante, debido a que es un elemento extraño que interactúa con el cuerpo del paciente y representa una agresión a la estructura química, fisiológica y mecánica del organismo.

La prótesis es permanente, debido a la complejidad del procedimiento quirúrgico, por ello no se puede mantener o sustituir fácilmente; por lo cual su eficacia y fiabilidad es esencial para aliviar el dolor a largo plazo y que no sea necesaria una cirugía de revisión para reemplazarlo [194]. Por ende, el material debe ser biocompatible: capaz de coexistir en armonía con los tejidos circundantes permitiendo la interacción célula-material [195], [196]. Debe ser apto para unirse al hueso favoreciendo la osteointegración (estabilidad secundaria), es decir, que el hueso crezca cerca de la superficie del implante y rellene los surcos o poros que se han introducido deliberadamente (Figura 43) para permitir que la prótesis se incruste firmemente y se reduzca la resorción ósea, efecto de la implantación [194], [197].

Los fluidos corporales originan corrosión en el vástago que provoca la liberación de iones no deseados, interfiriendo en los procesos biológicos y químicos del organismo, por lo tanto, el material debe ser inmune e inerte a la corrosión por parte de los fluidos y tejidos corporales [194]. Además, tiene que ser resistente y dúctil para no fallar y soportar la demanda mecánica del paciente, consecuencia de su actividad diaria; tener baja densidad, ser

ligero para no afectar la marcha; y no tener propiedades magnéticas, para realizar una evaluación clínica posterior a la cirugía utilizando imágenes médicas como la RM o TC [194].

El módulo de Young del material es una medida de rigidez importante en la aplicación ortopédica porque afecta la interacción mecánica entre hueso e implante, ya que sus diferencias en el valor de esta propiedad ocasionan el fenómeno de apantallamiento de tensiones, que origina la resorción ósea debido a que el fémur recibe menos carga, afectando la acción osteoblástica, induciendo la pérdida del implante por aflojamiento [197].

Para comprender la importancia del módulo de elasticidad se analiza, utilizando los conceptos de la resistencia de materiales, una muestra o probeta de la parte cortical de la diáfisis femoral (1) que se simplifica con un cilindro en cuyo interior se encuentra el implante (2); considerando que ambos sólidos tienen comportamiento isotrópico y son sometidos a una fuerza P que representa la carga fisiológica que reciben del acetábulo y se transfiere hasta la diáfisis (Figura 86).

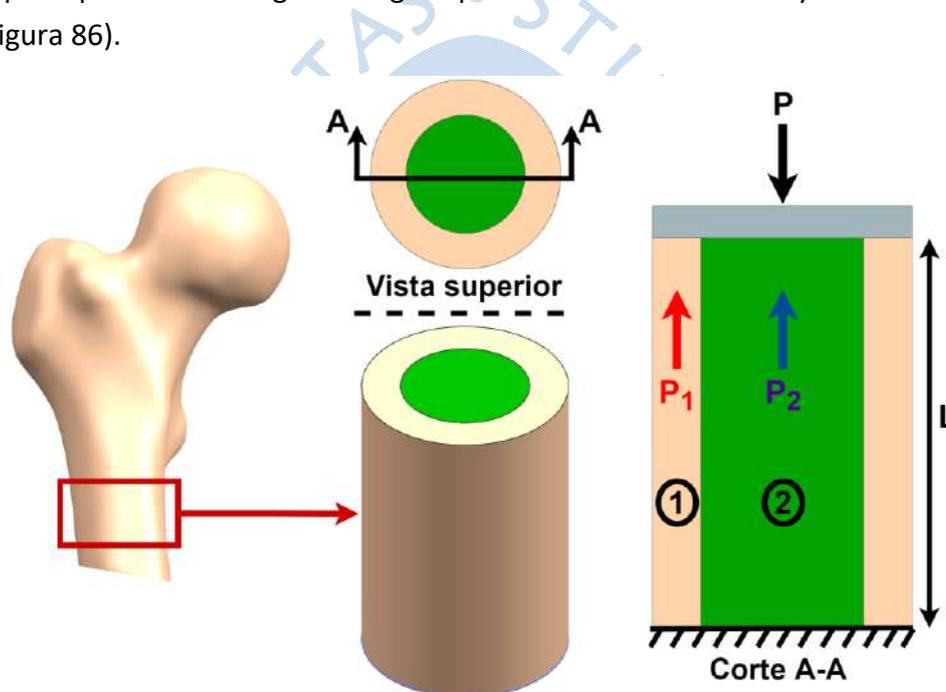


Figura 86. Modelo simplificado de la interacción hueso-implante.

Consecuencia de la acción realizada por P , el hueso y el implante reaccionan con las fuerzas P_1 y P_2 en dirección contraria. Por ello, a partir de las condiciones de equilibrio se obtiene:

$$P = P_1 + P_2 \quad (31)$$

El problema propuesto es hiperestático, por esta razón se utiliza el desplazamiento (u) que a partir de las ecuaciones (19), (20) y (21) se relaciona directamente con la carga (P) y la longitud del cuerpo (L) e inversamente con el módulo de Young (E) y el área transversal (A) [179]. Debido a la naturaleza del problema, tanto hueso e implante tienen el mismo desplazamiento:

$$u = \frac{PL}{EA} \quad (32)$$

$$\frac{P_1 L}{E_1 A_1} = \frac{P_2 L}{E_2 A_2} \quad (33)$$

Reemplazando la ecuación (31) en la (33) y despejando la carga que recibe el hueso:

$$P_1 = \frac{PE_1 A_1}{E_2 A_2 + E_1 A_1} \quad (34)$$

La carga fisiológica (P), el módulo de elasticidad (E_1) y el área transversal (A_1) del hueso son constantes, ya que el diseñador no modifica esos parámetros porque son propios del paciente. El área de la sección transversal del vástago (A_2) cuando se diseña la prótesis y se implanta también permanece constante, de modo que la carga que recibe el hueso depende exclusivamente de la rigidez del material del implante (E_2). Si se reescribe la ecuación (34), incluyendo los términos constantes: $k_1 = PE_1 A_1$, $k_2 = A_2$ y $k_3 = E_1 A_1$ da como resultado:

$$P_1 = \frac{k_1}{k_2 E_2 + k_3} \quad (35)$$

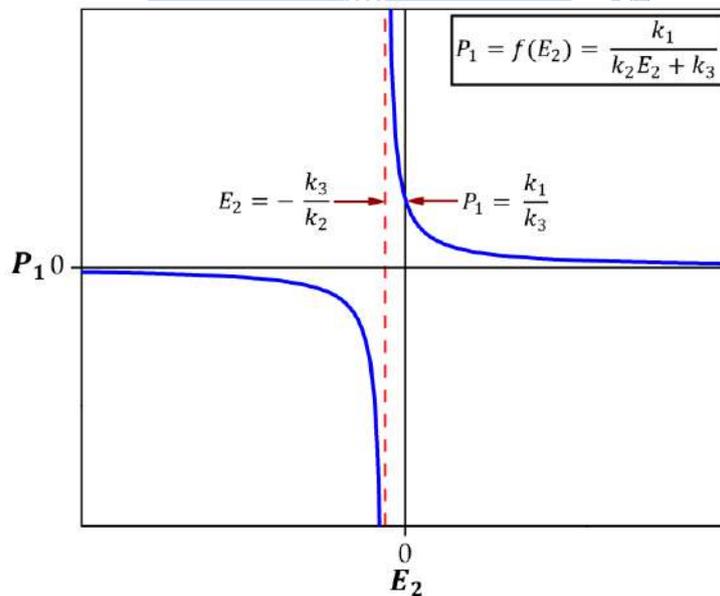


Figura 87. Relación inversa entre P_1 y E_2 .

La Figura 87 muestra la relación inversa entre la carga que recibe el hueso y el módulo de Young del implante, por lo tanto, un módulo de elasticidad elevado reduce la carga recibida por el hueso. En esa situación, de acuerdo a la ley de Wolff [71] ocurre resorción ósea, la densidad ósea disminuye como resultado de la reducción de la carga que recibe. Por esta razón, el módulo de elasticidad del implante debe ser similar al del hueso para no cambiar la biomecánica del fémur e incrementar la vida útil del vástago, sin embargo, no debe ser

demasiado bajo ya que puede reducir su resistencia y fallar por la carga fisiológica recibida [197].

Entre los materiales más usados en el diseño y fabricación de prótesis femorales se encuentran: el Ti6Al4V ($E = 114 \text{ GPa}$), el acero inoxidable 316L ($E = 210 \text{ GPa}$) y el CoCrMo ($E = 230 \text{ GPa}$); siendo el más usado la aleación de titanio debido a que su módulo de Young es cercano al del hueso y ha demostrado ser más biocompatible que el acero inoxidable y el cromo-cobalto-molibdeno [197], además cumple con los requerimientos mencionados anteriormente. No obstante, los implantes de titanio se retienen en el hueso mediante la estabilización mecánica y química, ya que a través del contacto directo entre los átomos de calcio y la superficie de óxido de titanio crean una interfaz inorgánica que conduce a la osteointegración [126], sin embargo, el desgaste ocasionado por la fricción entre hueso e implante hace que se liberen iones metálicos que reaccionan biológicamente con el organismo, entre ellos los iones de aluminio que se han relacionado con la aparición de enfermedades como el Alzheimer y la citotoxicidad²² ocasionada por concentraciones excesivas de vanadio [199], [200].

Un sustituto para el Ti6Al4V es la aleación de titanio Ti-15Mo-2.7Nb-3Al-0.2Si, también conocida como Ti21S, ya que: reduce el contenido de aluminio; elimina el vanadio mejorando su citotoxicidad; presenta un módulo de Young extremadamente bajo, menos de la mitad que el del Ti6Al4V ($E = 52 \text{ GPa}$); buena resistencia y excelente ductilidad, haciendo que este material sea idóneo en aplicaciones biomédicas [201].

Los implantes personalizados suelen ser fabricados a través de procesos sustractivos, que usan las máquinas de control numérico por computadora, mediante la eliminación de un gran volumen de material (Figura 12) [34]. En contraste, las tecnologías de fabricación aditiva, que se caracterizan por la adición de material por capas, permiten la manufactura de geometrías específicas e intrincadas del paciente, reducen la rigidez debido a la porosidad y rugosidad inherente que han demostrado promover el crecimiento óseo interno (Figura 43) y emplean un uso eficiente del material [202]–[205].

Desde el punto de vista económico la prótesis corta al necesitar menos material, en comparación al modelo convencional, es más barata y si es fabricada con tecnología aditiva el costo se reduce aún más [121]. Según Cronsär et al. [206], el costo de producción de los vástagos personalizados se reduciría hasta en un 35%.

Por ello, para el análisis de elementos finitos se definió como material del vástago al Ti6Al4V ELI (*Extra Low Interstitial*) y al Ti21S, ya que ambos son usados en la fabricación aditiva de vástagos femorales. El Ti6Al4V ELI posee intersticiales extra bajos (hierro, oxígeno y carbono) ya que son estrictamente controlados en el proceso de fusión, esta pureza le

²² Daño celular provocado por la acción de anticuerpos específicos y complemento o por células citotóxicas. Constituye una de las más importantes respuestas efectoras inmunitarias para la defensa contra los agentes infecciosos [198].

confiere propiedades mecánicas superiores al Ti6Al4V como el aumento de su tenacidad; la norma ASTM F136 [207] especifica los requisitos mecánicos que debe tener para la fabricación de implantes. El Ti21S es usado en la manufactura aditiva ya que posee propiedades mecánicas favorables, prescindiendo de un tratamiento posterior; sus propiedades mecánicas se obtienen de la investigación realizada por Pellizzari et al. [201].

La Tabla 4 resume las propiedades de ambos materiales que poseen resistencia similar, pero rigidez diferente. A partir del análisis de elementos finitos se determinó cual restablece la biomecánica del fémur proximal.

Tabla 4. Propiedades mecánicas del material del vástago.

Propiedades	Ti6Al4V ELI [207]	Ti21S [201]
E (GPa)	114	52
G (GPa) ²³	42.5	19.6
ν	0.34	0.33
σ_F (MPa) ²⁴	795	709

Fuente: Norma ASTM F136 [207] y "A 3D-printed ultra-low young's modulus β -Ti alloy for biomedical applications" [201].

4.4 Condiciones de contorno

Con el creciente éxito de las prótesis de cadera, la disminución de la edad media de los pacientes que se han vuelto más activos y el aumento de sus expectativas sobre la durabilidad del implante demandan definir cargas realistas *in vivo* para realizar pruebas preclínicas de resistencia de los vástagos de pacientes jóvenes y activos. Estas cargas requieren simplificaciones para que sean aplicables en ensayos y simulación numérica, por ello, Bergmann et al. [208] midieron las fuerzas de contacto en la articulación con implantes de cadera instrumentados en diez sujetos durante nueve de las actividades más exigentes y frecuentes de la vida diaria: andar en bicicleta, sentarse, levantarse, caminar, quedarse de pie, subir escaleras, arrodillarse, bajar escaleras y trotar.

Por su parte Solórzano et al. [31] estudiaron el comportamiento mecánico del fémur proximal frente a las nueve cargas propuestas por Bergmann et al. [208] incluyendo la fuerza ISO, empleada ampliamente para ensayar los vástagos femorales según la norma ISO 7206-4 [209]. Concluyeron, utilizando el esfuerzo máximo principal y el criterio de Tsai-Wu, que las cargas representativas que aumentan el riesgo de fractura son: ISO y trotar, en consecuencia,

²³ Obtenido utilizando la fórmula $G = \frac{E}{2(1+\nu)}$

²⁴ Esfuerzo de fluencia.

ambas fueron usadas para evaluar las diferencias entre la biomecánica del fémur intacto e implantado.

La carga trotar para el fémur intacto solo está compuesta por las fuerzas de contacto (F_X , F_Y y F_Z), sin embargo, cuando el vástago es implantado aparecen los momentos que tensionan la fijación en el acetábulo y están determinados por la cantidad de fricción en la articulación que producen desgaste y aflojamiento en la prótesis, y ponen en peligro su estabilidad. Por ello, el fémur implantado está sometido a las fuerzas de contacto y a los momentos de fricción (M_X , M_Y y M_Z). Esta carga depende del peso corporal de cada paciente, no obstante, en este estudio se utilizó el mismo estado de carga para P1 y P2 a partir del peso promedio de los hombres peruanos 71.3 kg, esto porque al ser iguales las condiciones de contorno permitió evaluar y comparar la influencia de la morfología de los pacientes en el diseño de la prótesis que es el objetivo de este trabajo. Para obtener las magnitudes correctas de la carga trotar (mostradas en la Tabla 5) se usó un factor que resulta de dividir el peso promedio de los hombres peruanos entre 100 kg, ya que los datos del estudio de referencia [208] fueron dados para ese peso.

Tabla 5. Cargas estandarizadas para el fémur intacto e implantado.

	Trotar [208]	Carga ISO [209]
F_X (N)	-884.8	-
F_Y (N)	-15	-
F_Z (N)	-3222	-2300
M_X (Nm)	-0.69	-
M_Y (Nm)	0.76	-
M_Z (Nm)	0.09	-

Fuente: “Standardized loads acting in hip implants” [208] y Norma ISO 7206-4 [209].

Para aplicar la carga en el fémur intacto se ubicó primero el cuerpo en posición frontal y fue rotado (90-SMA)° en sentido horario respecto al eje Y, luego fue girado un ángulo igual a la anteversión del paciente en sentido horario respecto al eje Z, para finalmente colocar la carga sobre los nodos del fémur cortical que conforman la región acetabular: región que se encuentra desde el inicio hasta la mitad de la cabeza femoral (Figura 88). Debido a que las prótesis han sido diseñadas utilizando los parámetros geométricos del paciente, en el fémur implantado se aplicó la carga sobre la parte plana del cono de recepción (Figura 88) que resulta ser la misma posición que en el fémur intacto; puesto que el cono se diseñó considerando la mitad de la cabeza femoral (esfera), el ángulo mecánico y la anteversión. Por lo tanto, no se produjo ningún par por desplazamiento de las fuerzas, permitiendo comparar en equidad de condiciones el fémur intacto e implantado. En ambas situaciones el movimiento del fémur fue

limitado a través de la restricción fija en la parte plana del hueso cortical y trabecular (Figura 88).

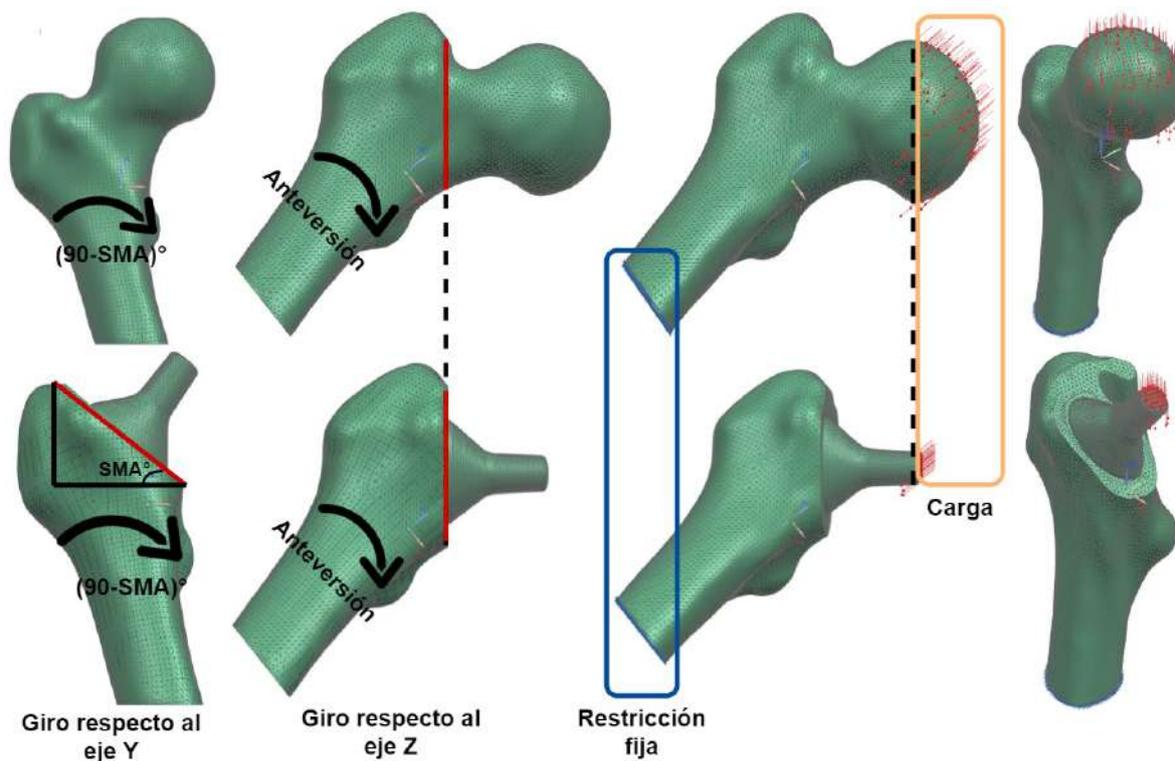


Figura 88. Condiciones de contorno para el fémur intacto e implantado.

4.5 Simulación

Generadas las mallas, definidos el material y las condiciones de contorno para cada uno de los cuerpos se realizaron las simulaciones en NX[®]. Primero para el fémur intacto de ambos pacientes (P1 y P2) con los dos estados de carga definidos (trotar y carga ISO), luego para el fémur implantado para ambos pacientes con los estados de carga y utilizando los dos materiales (Ti6Al4V ELI y Ti21S) en cada uno de los 3 vástagos (V1, V2 y V3); siendo un total de 28 simulaciones. Obtenidos los resultados de cada simulación fueron procesados para extraer la información útil en la evaluación del apantallamiento de tensiones.

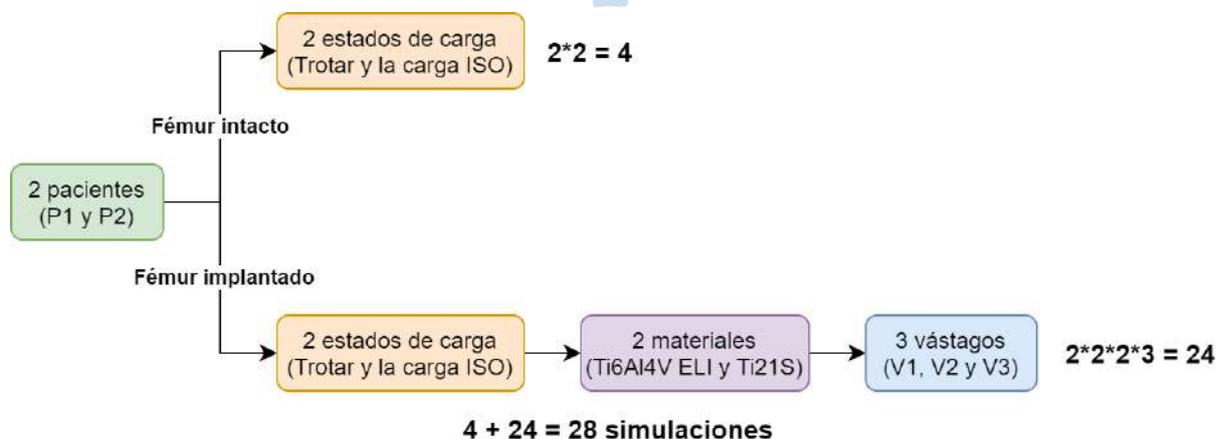


Figura 89. Diagrama resumen de las simulaciones realizadas.

4.6 Posprocesamiento

Uno de los objetivos de esta investigación es *analizar el comportamiento biomecánico del vástago personalizado no cementado evaluando el apantallamiento de tensiones y la remodelación ósea*. De acuerdo a la ley de Wolff [71] la adaptación del hueso, en este caso el fémur, al estímulo mecánico causa el proceso de remodelación ósea. No obstante, aún no se ha definido que estímulo mecánico permite evaluar la remodelación, sin embargo, es importante entender que éste siempre está originado por una carga que puede ser una fuerza o momento, que produce esfuerzos y deformaciones a lo largo del tejido óseo. Se han propuesto varios estímulos mecánicos como desencadenantes de la adaptación ósea incluyendo: la deformación, la energía de deformación, la densidad de la energía de la deformación, el estímulo de tensión diaria y diferentes formas de tensión efectiva [68]. Sin embargo, de acuerdo con Frost [72] y su definición del mecanostato, el hueso se adapta hacia una deformación objetivo, por ende, los osteocitos perciben ese estímulo y envían señales bioquímicas que activan la acción celular para remodelar el hueso. Incluso, los estudios *in vitro* o *in vivo* utilizan rosetas de galgas extensiométricas para cuantificar, a partir de las variaciones de la resistencia, las deformaciones del fémur y estudiar la relación entre la carga *in vivo* y el crecimiento y la adaptación del hueso (Figura 90). En conclusión, una forma directa de evaluar la remodelación ósea es utilizar la deformación como estímulo mecánico.

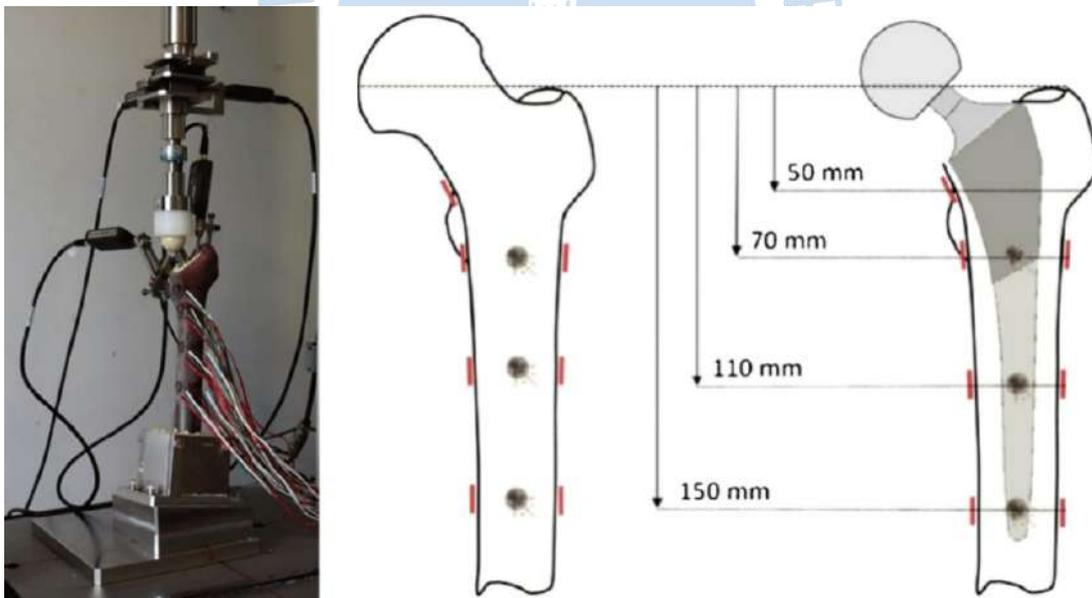


Figura 90. Posiciones de las rosetas de galgas extensiométricas en el fémur.

Fuente: Adaptado de “*In-vitro biomechanical evaluation of stress shielding and initial stability of a low-modulus hip stem made of β type Ti-33.6Nb-4Sn alloy*” [210].

Los datos de deformación registrados en los estudios a través del extensómetro suelen resumirse en términos de deformaciones principales. Por lo tanto, es necesario representar el estado de deformación multiaxial como una métrica equivalente, es decir, reducir el estado de deformación complicado y direccionalmente específico a una cantidad escalar que es independiente de la dirección. Esta métrica se denomina **deformación equivalente**

(*equivalent strain stimulus*), fue introducida por primera vez por Mikić y Carter [211] con el objetivo de incorporar los datos de las galgas extensiométricas en el contexto de los modelos de adaptación ósea y Turner et al. [212], a través de pruebas clínicas de pacientes con prótesis femorales, evaluaron los cambios en su densidad ósea y comprobó que esta métrica modelaba adecuadamente la remodelación del hueso.

La deformación equivalente es fácil de interpretar, invariante de la dirección y un escalar positivo, debido a que matemáticamente es la norma del tensor de deformaciones (ε_{ij}), que para un elemento tridimensional es:

$$\varepsilon_{ij} = \begin{bmatrix} \varepsilon_x & \varepsilon_{xy} & \varepsilon_{xz} \\ \varepsilon_{xy} & \varepsilon_y & \varepsilon_{yz} \\ \varepsilon_{xz} & \varepsilon_{yz} & \varepsilon_z \end{bmatrix} \quad (36)$$

Este tensor está expresado en el sistema de coordenadas X, Y y Z pero puede ser definido en función a las direcciones de las deformaciones principales. A partir de la teoría de elasticidad, matemáticamente, los autovalores de ε_{ij} son las deformaciones principales ($\varepsilon_1, \varepsilon_2$ y ε_3) y sus autovectores son las direcciones de dichas deformaciones. Por lo tanto, el tensor de deformaciones puede expresarse en ese nuevo sistema de coordenadas:

$$\varepsilon_{ij} = \begin{bmatrix} \varepsilon_1 & 0 & 0 \\ 0 & \varepsilon_2 & 0 \\ 0 & 0 & \varepsilon_3 \end{bmatrix} \quad (37)$$

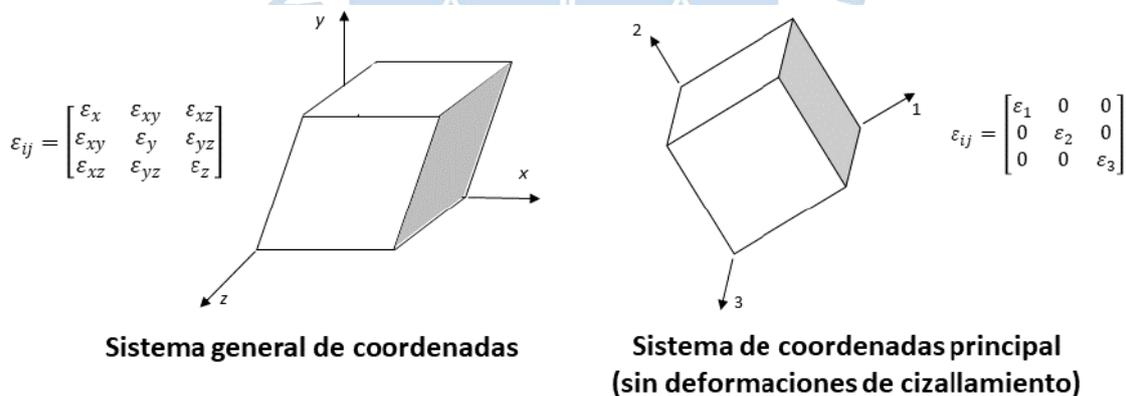


Figura 91. Tensor de deformaciones en diferentes sistemas de coordenadas.

Fuente: Adaptado de <https://slideplayer.com/slide/9916628/>

Al ser el tensor de deformaciones XYZ [ecuación (36)] una matriz simétrica su norma es igual a la de sus autovalores, en otros términos, a la magnitud del tensor de deformaciones 123 [ecuación (37)]. Por este motivo, la deformación equivalente ($\bar{\varepsilon}$) es invariante de la dirección y se calcula usando la siguiente expresión:

$$\bar{\varepsilon} = \sqrt{\varepsilon_1^2 + \varepsilon_2^2 + \varepsilon_3^2} \quad (38)$$

Debido a la anisotropía del hueso es necesario otros criterios de falla, diferentes a Von Mises y Tresca, que sean capaces de estimar el riesgo y la locación de la fractura en fémures humanos como: Tsai-Hill, Tsai-Wu, Hoffman o el criterio de tensión máxima principal. No obstante, las deformaciones principales han demostrado ser aún más efectivas que estas teorías de falla [213], por lo tanto, la selección de la deformación como estímulo mecánico trae muchas ventajas en el procesamiento de datos y permite al diseñador evaluar la biomecánica del fémur y seleccionar el vástago.

Para realizar el posprocesamiento de los resultados, se cortó el fémur proximal longitudinalmente utilizando un plano $Y = -3.514$ para P1 y $Y = -4.954$ para P2, coincidente con la coordenada Y del ajuste elíptico realizado para la sección de implantación (I) de cada paciente (Figura 92). Imitando la posición de las galgas extensiométricas de la Figura 90 y el análisis que realiza el ortopedista de la densidad ósea utilizando imágenes médicas (Figura 39 y Figura 45), se evaluaron, utilizando la deformación equivalente de los elementos de la malla, el apantallamiento y la remodelación ósea sobre la zona medial (M) y lateral (L) externas del fémur proximal, en la región limitada por la sección I y VI, que está representado en la Figura 93.

El análisis en las zonas L y M, que sufren más resorción ósea en el fémur proximal, permitió la selección de la mejor geometría y el material para el implante personalizado de cada uno de los pacientes; esto es detallado a profundidad en el siguiente apartado.

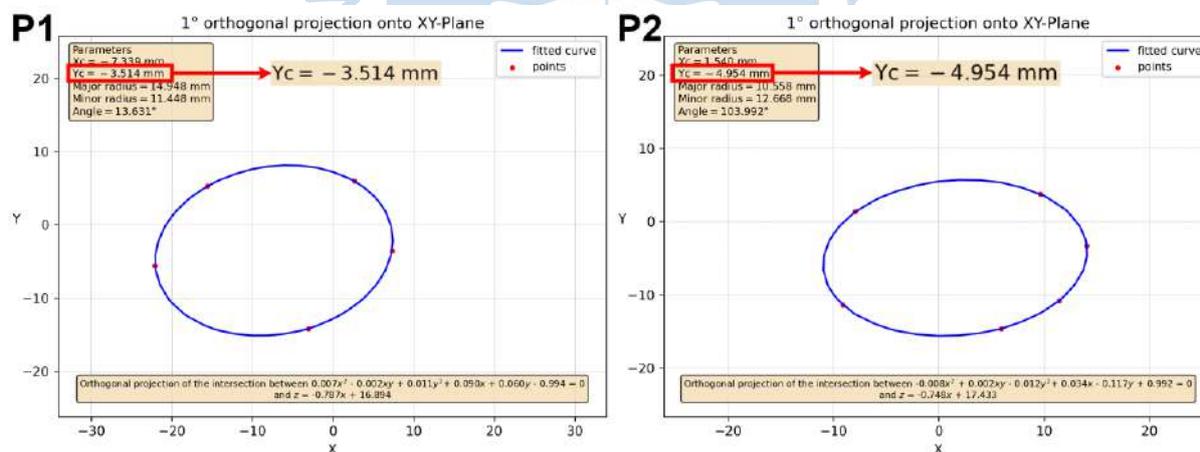


Figura 92. Ajuste elíptico de la sección de implantación.

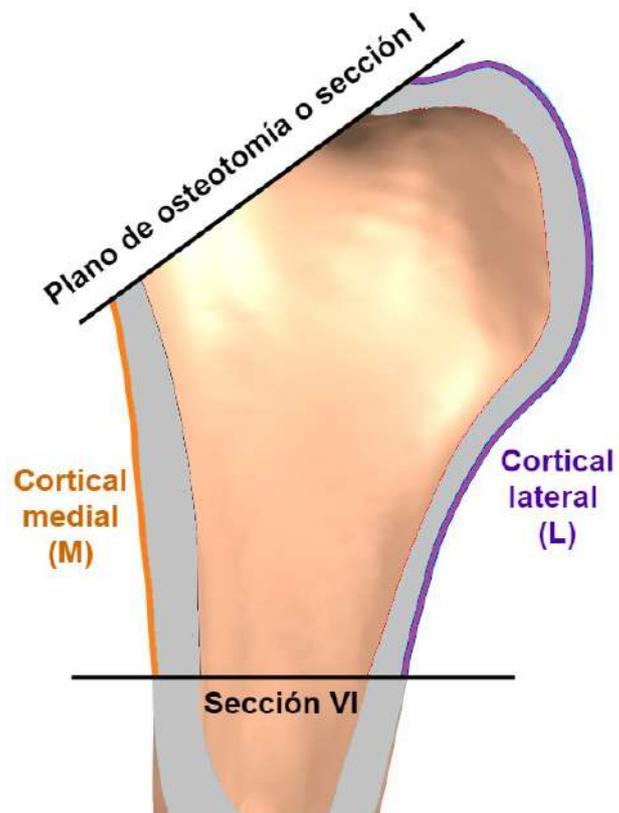


Figura 93. Zona medial y lateral del fémur proximal.





Capítulo 5

Resultados y discusión

5.1 Curva de remodelación y gráfica de regresión

En el apartado **Remodelación y adaptación ósea** se explicó la esencia del mecanostato, es decir, que el hueso se adapta hacia una deformación objetivo y si ésta es mayor a la deseada se incrementa la masa ósea y si es menor, disminuye; también se definió la zona muerta o de pereza como aquella donde la resorción y formación del hueso se encuentran en equilibrio. Todas estas características están resumidas gráficamente en la curva de remodelación ósea (Figura 21) que relaciona las variaciones en la densidad aparente, que en realidad son modificaciones en la masa ósea ya que el volumen aparente permanece constante (Figura 84), con el estímulo mecánico. Asimismo, en el apartado **Tejido óseo** se mencionó que la densidad ósea es directamente proporcional a la rigidez y resistencia del hueso e inversamente proporcional a su ductilidad, a partir de esto se comprende que un aumento o decremento de la densidad origina un desempeño mecánico indeseado.

Repasados estos conceptos, en el apartado **Aspectos mecanobiológicos** se definió la remodelación iatrogénica que está relacionada con los cambios óseos causados por el vástago, este tipo de remodelación debe ser evitada por el diseñador y el ortopedista ya que contribuye al aflojamiento del implante, fracturas periprotésicas y complica las cirugías de revisión. Por lo tanto, el vástago ideal es aquel que no cambia la biomecánica femoral, no ocasiona la remodelación ósea iatrogénica y se integra perfectamente a través del crecimiento óseo interno.

No obstante, cada vástago conduce a un cambio específico en la respuesta mecánica del fémur que origina una remodelación ósea adaptativa, iatrogénica. En consecuencia, el diseñador desea que el implante mantenga al fémur dentro de la zona muerta y no se produzca un aumento o disminución excesiva de su densidad. Para analizar la adaptación ósea, se obtuvo la deformación equivalente del elemento de la malla antes ($\bar{\epsilon}_{int}$) y después ($\bar{\epsilon}_{imp}$) de la inserción del vástago; luego se definió la curva de remodelación ósea (Figura 21 y Figura 94) donde S_{ref} es $\bar{\epsilon}_{int}$, y para establecer la zona muerta fue necesario el valor "s" que de acuerdo al estudio realizado por Turner et al. [212] es 0.6. Establecidos los parámetros, se ubicó en las abscisas el $\bar{\epsilon}_{imp}$ para determinar si se encuentra dentro o fuera de la zona de pereza.

Analíticamente, a partir de la ecuación (39) se determinó a qué intervalo pertenece $\bar{\epsilon}_{imp}$, y por consiguiente, en qué etapa de la curva de remodelación ósea se encuentra.

$$\bar{\epsilon}_{imp} \in \begin{cases}]-\infty, 0.4\bar{\epsilon}_{int}[; & \text{pérdida de masa ósea} \\ [0.4\bar{\epsilon}_{int}, 1.6\bar{\epsilon}_{int}]; & \text{dentro de la zona muerta o de perezosa} \\]1.6\bar{\epsilon}_{int}, +\infty[; & \text{incremento de masa ósea} \end{cases} \quad (39)$$

Sin embargo, fue necesario cuantificar la diferencia máxima permisible entre $\bar{\epsilon}_{int}$ y $\bar{\epsilon}_{imp}$. Para ello, se redefinió el apantallamiento de tensiones en función a la deformación equivalente, este nuevo paradigma es denominado **apantallamiento de deformaciones** (*strain shielding*) y produce el mismo efecto que el de tensiones, siendo la única diferencia el estímulo mecánico que se utiliza para cuantificarlo. Matemáticamente el apantallamiento de deformaciones (*AP*) expresa cuan alejado está $\bar{\epsilon}_{imp}$ respecto a $\bar{\epsilon}_{int}$:

$$AP = \frac{\bar{\epsilon}_{int} - \bar{\epsilon}_{imp}}{\bar{\epsilon}_{int}} \quad (40)$$

Si la ecuación (39) se expresa en términos del *AP*:

$$AP \in \begin{cases}]-\infty, -0.6[; & \text{incremento de masa ósea} \\ [-0.6, 0.6]; & \text{dentro de la zona muerta o perezosa} \\]0.6, +\infty[; & \text{pérdida de masa ósea} \end{cases} \quad (41)$$

Pese a haber definido cuando la región femoral en estudio se encuentra o no en la zona muerta, muchos diseñadores analizan una región del fémur promediando el estímulo mecánico de los elementos de la malla antes ($\bar{\epsilon}_{int,prom}$) y después ($\bar{\epsilon}_{imp,prom}$) de la cirugía, y calculan el apantallamiento de deformaciones respectivo (AP_{prom}). Aunque, la media aritmética del estímulo mecánico puede no representar el patrón de carga causado por el vástago, en consecuencia, el diseñador puede llegar a conclusiones erróneas utilizando solo el $\bar{\epsilon}_{int,prom}$, $\bar{\epsilon}_{imp,prom}$ o AP_{prom} .

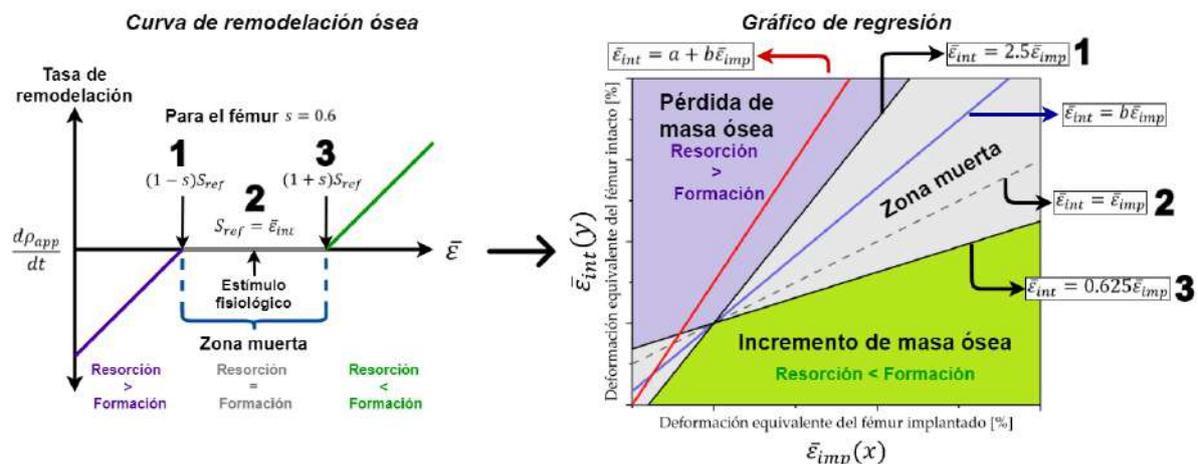
La Tabla 6 considera el $\bar{\epsilon}$ del fémur intacto e implantado de 4 elementos y calcula el apantallamiento promedio que no sobrepasa el intervalo $[-0.6, 0.6]$, por lo que, esta región del fémur se encuentra dentro de la zona muerta y al ser tan bajo su apantallamiento (0.016) conserva la deformación equivalente anterior a la ATC. No obstante, si se calcula el apantallamiento de cada elemento, se observa que el segundo tiene un *AP* de -0.733 y de acuerdo con la ecuación (41) se encuentra en la zona de incremento de masa ósea, asimismo, los demás elementos muestran que el vástago no restablece la respuesta mecánica como se tenía pensando cuando se evaluó el AP_{prom} . Por ende, esta estrategia de evaluar el desempeño del vástago femoral usando las deformaciones promedio de una región no es útil, porque se obtiene información errónea que no describe la respuesta mecánica causada por el implante y su influencia en la remodelación iatrogénica.

Tabla 6. Errores originados por las deformaciones equivalentes promedio.

Elemento	$\bar{\epsilon}_{int}$ [%]	$\bar{\epsilon}_{imp}$ [%]	AP
1	0.11	0.05	0.545
2	0.075	0.13	-0.733
3	0.5	0.3	0.4
4	0.08	0.1	-0.25
Promedio	$7.875 (\bar{\epsilon}_{int,prom})$	$7.75 (\bar{\epsilon}_{imp,prom})$	$0.016 (AP_{prom})$

Una solución a ese problema es evaluar el apantallamiento de deformaciones de cada elemento y obtener su promedio para determinar en qué zona de la curva de remodelación ósea se encuentra la región de estudio. Pero, existen dos inconvenientes: el primero, el apantallamiento puede ser positivo o negativo por lo que su promedio no sintetiza adecuadamente el patrón de carga, por ejemplo, con los datos de la Tabla 6 el apantallamiento sería -0.01 aproximadamente; el segundo está relacionado con la pérdida de información, porque un número resume el comportamiento mecánico del fémur relacionado a la inserción del vástago y no brinda al diseñador datos necesarios para mejorar aspectos como el material o la geometría del implante. No obstante, el primer inconveniente puede ser solucionado evaluando el valor absoluto del blindaje de deformaciones, sin embargo, retorna el segundo problema relacionado a la pérdida de información porque el diseñador no podría definir con precisión si el fémur fuera de la zona muerta pierde o gana masa ósea debido a que el signo del apantallamiento determina en que región se encuentra exactamente.

En consecuencia, empleando conceptos relacionados al cálculo y la estadística básica se encontró una forma no solo analítica, también gráfica de evaluar: el apantallamiento de deformaciones, la remodelación ósea y la conservación o alteración de la biomecánica femoral posterior a la cirugía. Ésta consiste en traspasar la información de la curva de remodelación a una gráfica de regresión en un plano deformación equivalente del fémur intacto-implantado como se observa en la Figura 94.

**Figura 94.** Curva de remodelación ósea y gráfico de regresión.

Para obtener la gráfica de regresión se parte de una suposición: la deformación equivalente del fémur intacto ($\bar{\varepsilon}_{int}$) es dependiente de la deformación del fémur implantando ($\bar{\varepsilon}_{imp}$), es decir $\bar{\varepsilon}_{int} = f(\bar{\varepsilon}_{imp})$. Por lo cual, en el **eje x** se posiciona $\bar{\varepsilon}_{imp}$ y en el **eje y** el $\bar{\varepsilon}_{int}$. Puede parecer contradictorio, sin embargo, esta suposición es muy útil porque si se realiza una regresión lineal entre los valores de la deformación de los elementos antes y después de la inserción el resultado es:

$$\bar{\varepsilon}_{int} = a + b\bar{\varepsilon}_{imp} \quad (42)$$

Y a partir de esta ecuación es posible obtener los diseños particulares de vástagos femorales. Por ejemplo, el vástago ideal, definido como aquel que restablece en su totalidad la biomecánica femoral, es decir, cuyo apantallamiento es nulo; describe su comportamiento a través de la ecuación (42) cuando $a = 0$ y $b = 1$:

$$\bar{\varepsilon}_{int} = \bar{\varepsilon}_{imp} \quad (43)$$

Un vástago que conserva la biomecánica del fémur será aquel cuyo ajuste dé como resultado la ecuación (42) con $|a| \cong 0$:

$$\bar{\varepsilon}_{int} = b\bar{\varepsilon}_{imp} \quad (44)$$

La ecuación (44) expresa que la deformación previa a la ATC es igual a la posterior pero multiplicada por un factor "b", es decir, que la tendencia en la respuesta mecánica del fémur se mantiene de forma escalada. Por esta razón, el apantallamiento de este tipo de implante es:

$$AP = \frac{\bar{\varepsilon}_{int} - \bar{\varepsilon}_{imp}}{\bar{\varepsilon}_{int}} = 1 - \frac{\bar{\varepsilon}_{imp}}{\bar{\varepsilon}_{int}} = 1 - \frac{1}{b} \quad (45)$$

Finalmente, el vástago que altera la biomecánica está definido por la ecuación (42) para valores de "a" y "b" $\in \mathbb{R}$, como resultado el blindaje de deformaciones es:

$$AP = 1 - \frac{\bar{\varepsilon}_{imp}}{\bar{\varepsilon}_{int}} = \frac{b-1}{b} + \frac{a}{b\bar{\varepsilon}_{int}} \quad (46)$$

Si se reemplaza en la ecuación (46) $c = (b-1)/b$ y $d = a/b$:

$$AP = c + \frac{d}{\bar{\varepsilon}_{int}} \quad (47)$$

La gráfica de la función (47) se observa en la Figura 95.

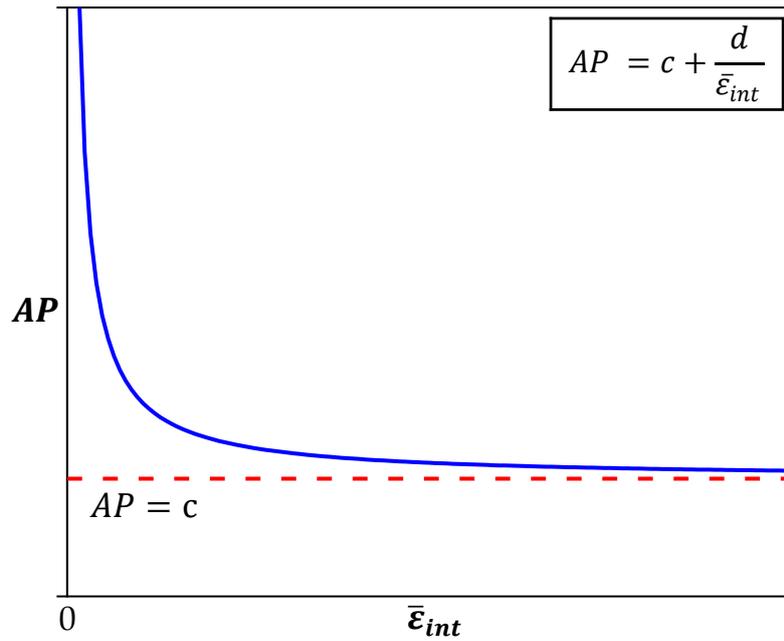


Figura 95. Relación entre AP y $\bar{\epsilon}_{int}$.

A partir de la gráfica y la ecuación se deduce que para valores elevados de $\bar{\epsilon}_{int}$ el apantallamiento de tensiones es igual a c , o sea a la ecuación (45). Dicha expresión se utilizó para aproximar el apantallamiento ocasionado por los vástagos que no restablecen las tensiones en el fémur.

En la gráfica de regresión (Figura 94) el vástago ideal está representado por la recta negra discontinua, el vástago que restablece la biomecánica por la recta azul y el vástago que modifica la respuesta mecánica por la recta roja. Definidos los tipos de vástagos a partir de la suposición $\bar{\epsilon}_{int} = f(\bar{\epsilon}_{imp})$ es necesario acotar la zona muerta dentro de la gráfica, para ello se utiliza la expresión del $\bar{\epsilon}_{imp}$ de la ecuación (39) dentro de la zona muerta y se despeja $\bar{\epsilon}_{int}$:

$$\bar{\epsilon}_{imp} = 1.6\bar{\epsilon}_{int} \Leftrightarrow \bar{\epsilon}_{int} = 0.625\bar{\epsilon}_{imp} \quad (48)$$

$$\bar{\epsilon}_{imp} = 0.4\bar{\epsilon}_{int} \Leftrightarrow \bar{\epsilon}_{int} = 2.5\bar{\epsilon}_{imp} \quad (49)$$

Estas rectas limitan la zona muerta dentro de la gráfica, que corresponde al área gris de la Figura 94. A partir de esa zona se definen otras dos, la zona morada y verde de pérdida e incremento de masa ósea respectivamente; de manera que, todos los puntos que se encuentren en esas zonas sufren exceso de resorción o formación ósea. A partir de esta nueva forma de análisis, creada por el autor, el diseñador puede visualizar el efecto causado por el vástago femoral y obtener la métrica del apantallamiento de deformaciones.

Para evaluar que tan bueno es el ajuste lineal de la deformación equivalente de los elementos se usó el R^2 ajustado (*Adj. R-Square*). La definición de esta métrica estadística es la proporción de la varianza de la variable dependiente ($\bar{\epsilon}_{int}$) que puede explicarse por la variable independiente ($\bar{\epsilon}_{imp}$) o dicho de otra forma que tanto el ajuste lineal es capaz de modelar la variable dependiente a partir de la independiente, de modo que es una medida

indirecta de cuan dispersos están los puntos alrededor de la recta de ajuste; entonces, cuando se obtuvo el apantallamiento de deformaciones utilizando los coeficientes de la recta se dedujo lo siguiente: “Debido a que el $\bar{\varepsilon}_{imp}$ logra explicar el $(R^2 \text{ ajustado} * 100)\%$ del $\bar{\varepsilon}_{int}$, el apantallamiento resulta...”.

Para el análisis se utilizaron los resultados obtenidos de las simulaciones, que se resumen en el Apéndice C donde se detallan: la región del fémur (M y L), la coordenada Z (Z), la deformación equivalente porcentual del fémur intacto ($\bar{\varepsilon}_{intacto}$ [%]) y en respuesta a la inserción de los vástagos V1, V2 y V3 ($\bar{\varepsilon}_{V1}$, $\bar{\varepsilon}_{V2}$ y $\bar{\varepsilon}_{V3}$ [%]). Con las deformaciones equivalentes de los elementos de ambas regiones se realizó el ajuste lineal para obtener: los coeficientes "a" y "b", el R^2 ajustado y el apantallamiento de deformaciones; y evaluar la respuesta del fémur de cada paciente a la implantación de los vástagos personalizados y la influencia del material del que está fabricado. Luego, se visualizó, utilizando gráficas de dispersión por regiones, zonas del vástago femoral que pueden ser optimizadas en un siguiente trabajo para mitigar el blindaje de deformaciones. Finalmente, se obtuvieron los mapas de la deformación equivalente extraídos de NX® para el fémur intacto e implanto con la prótesis y el material seleccionados para verificar si el análisis en la zona lateral y medial es representativo de todo lo que ocurre en el fémur del paciente. Para realizar el ajuste lineal y elaborar las gráficas se utilizó el programa Origin® 2018.

5.2 Análisis

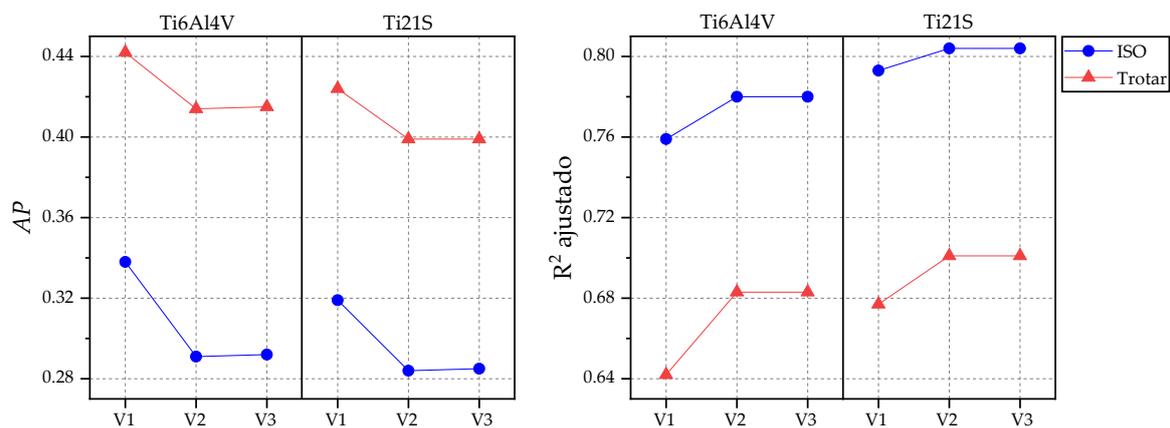
En el apartado anterior se explicó la obtención y el funcionamiento de la gráfica de regresión que permite al diseñador obtener más información en comparación a la proporcionada por el AP_{prom} . Por ello, a partir de los datos del Apéndice C, se realizaron los ajustes lineales entre la deformación equivalente del fémur intacto e implantado con cada vástago (V1, V2 y V3) para el paciente P1 utilizando ambos estados de carga (ISO y trotar) y materiales (Ti6V4Al y Ti21S), cuyas métricas se resumen en la Tabla 7. Además, se calculó el AP_{prom} para compararlo con el AP obtenido a partir del coeficiente "b" de la recta de regresión [ecuación (45)]. El error porcentual entre ellos se obtuvo de la siguiente ecuación:

$$Error (\%) = \left| \frac{AP - AP_{prom}}{AP} \right| * 100 \quad (50)$$

Tabla 7. Resultados del análisis para P1.

		Ti6Al4V			Ti21S		
		V1	V2	V3	V1	V2	V3
Carga ISO	R² ajustado	0.759	0.78	0.78	0.793	0.804	0.804
	Constante (a)	0.024	0.023	0.023	0.017	0.017	0.017
	Coefficiente (b)	1.511	1.41	1.412	1.468	1.397	1.399
	AP	0.338	0.291	0.292	0.319	0.284	0.285
	AP_{prom}	0.574	0.535	0.533	0.496	0.473	0.47
	Error (%)	69.822	83.849	82.534	55.486	66.549	64.912
Carga trotar	R² ajustado	0.642	0.683	0.683	0.677	0.701	0.701
	Constante (a)	0.013	0.013	0.013	0.008	0.008	0.008
	Coefficiente (b)	1.792	1.706	1.708	1.735	1.663	1.664
	AP	0.442	0.414	0.415	0.424	0.399	0.399
	AP_{prom}	0.605	0.58	0.578	0.525	0.506	0.504
	Error (%)	36.878	40.097	39.277	23.821	26.817	26.316

Examinar las métricas de la tabla para seleccionar el vástago resulta tedioso, debido a la cantidad de información que proporciona, por eso la Figura 96 plasma el apantallamiento de deformaciones y el R² ajustado que produce cada vástago de forma gráfica, con la finalidad de evaluar el material utilizado y la influencia del estado de carga al que es sometido el fémur.

**Figura 96.** Gráficas del AP y el R² ajustado para el paciente P1.

El diseñador busca que el vástago sea lo más cercano al modelo ideal, con un apantallamiento nulo, entonces debe seleccionarse aquel implante que tenga el valor más bajo. No obstante, como fue explicado en el apartado anterior, el R² ajustado es una estadística que evalúa que tan bueno es el ajuste lineal entre las deformaciones, por ello cuando es más cercano a la unidad se deduce que los puntos de la curva presentan una

tendencia lineal y se aproximan a la recta de ajuste, lo que a su vez valida el AP que se obtiene por medio de esa aproximación. Por lo tanto, debe haber una compensación entre el R^2 ajustado y el apantallamiento de deformaciones que origina el vástago.

La Figura 96 muestra que el menor AP y el mayor R^2 ajustado se producen cuando se utilizó el Ti21S como material para el vástago femoral. Respecto a la geometría del implante, los vástagos V2 y V3 tienen una respuesta mecánica muy similar, siendo V3 superior en el AP por milésimas. Entonces, para seleccionar cuál de los dos implantes es el indicado se evaluó su volumen, debido a que la prótesis con mayor volumen es más pesada, limita la marcha y causa incomodidad en el paciente. Para el paciente P1 el vástago V2 tiene un volumen de 33.25 cm^3 y V3, 32.368 cm^3 ; debido a que V3 es más liviano y tiene métricas similares a las de V2 es el implante idóneo para el paciente P1. Por lo tanto, el mejor implante para P1 es el vástago V3 fabricado con Ti21S.

En el razonamiento anterior no se ha mencionado la influencia de la carga, esto porque evaluando cualquier de las dos se llega a la misma conclusión, por lo cual, para comprender más a fondo su efecto se grafica la respuesta del paciente P1 a la inserción del vástago seleccionado (V3) cuando el fémur está sometido a la carga ISO (Figura 97) y trotar (Figura 98).

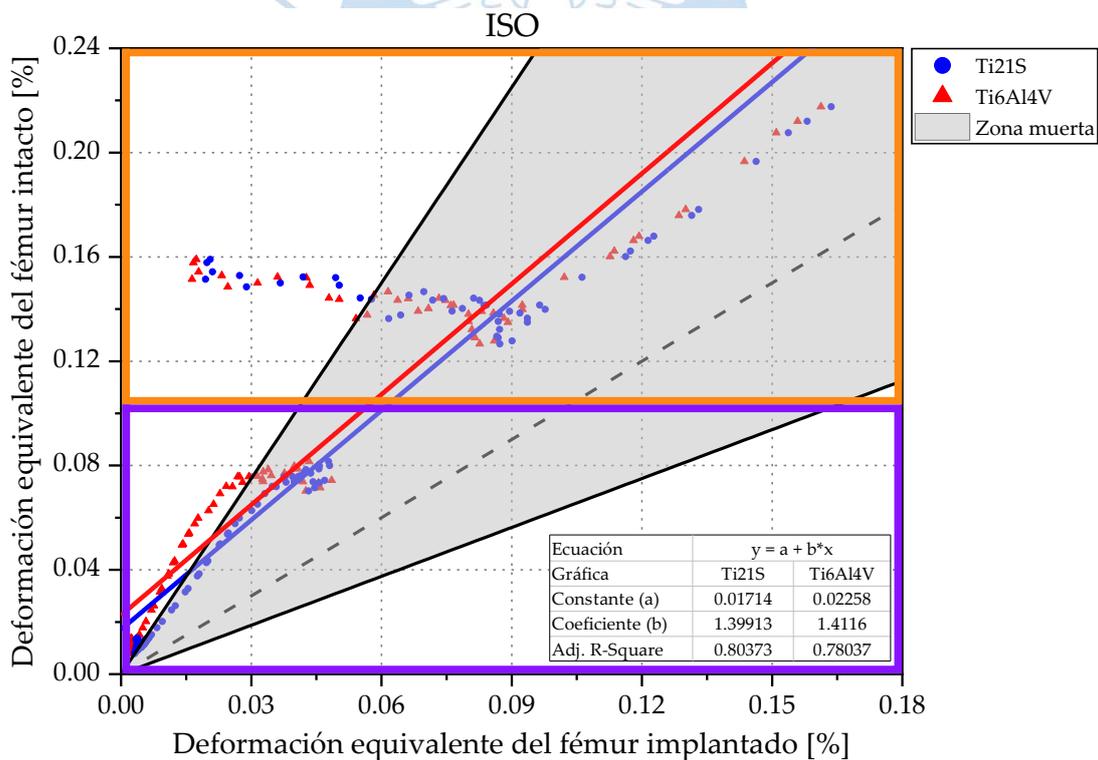


Figura 97. Gráfico de regresión del paciente P1 sometido a la carga ISO.

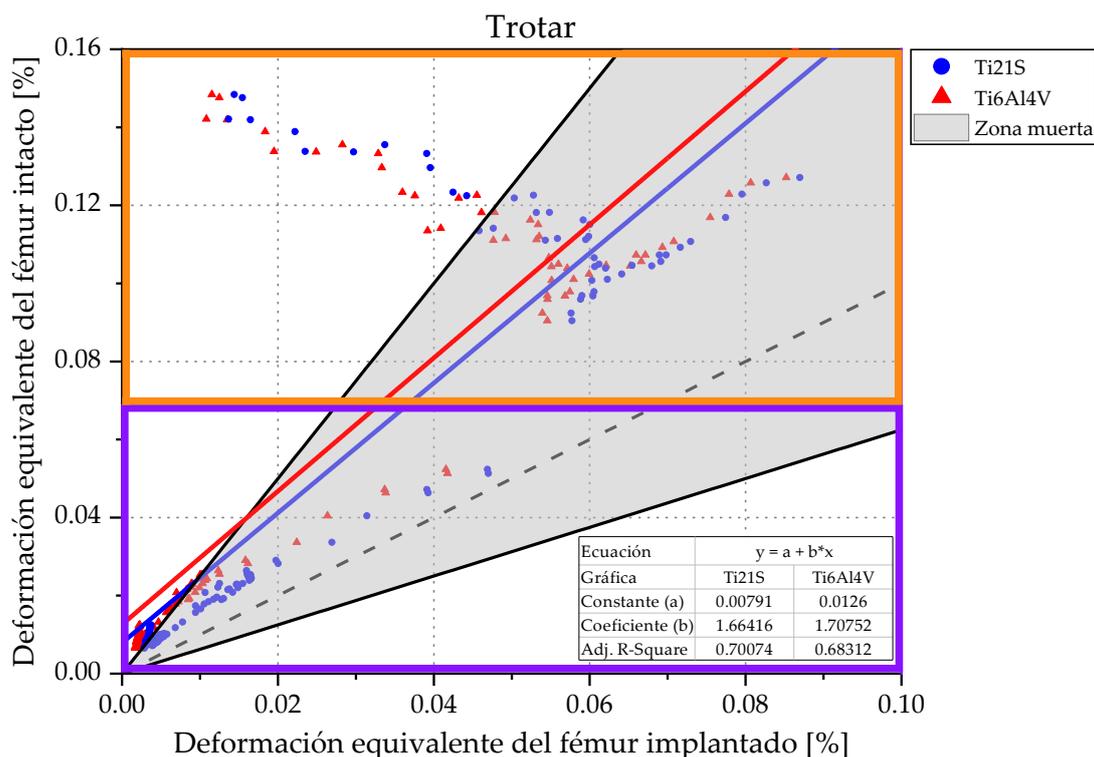


Figura 98. Gráfico de regresión del paciente P1 sometido a la carga trotar.

Examinando el rango de los ejes de las gráficas se percibe que trotar carga menos al fémur proximal en comparación a la fuerza ISO, esto se debe a su naturaleza mecánica. Según lo comentado en el apartado **Fracturas del fémur proximal**, la fractura del cuello femoral es causada por mecanismos de alta energía como una carga axial sobre el fémur, por este motivo, ISO lo sobrecarga más.

Gráficamente, la fuerza ISO al ser axial distribuye mejor la carga a lo largo del fémur, por esa razón los puntos de su gráfica de regresión están más concentrados y siguen un patrón lineal, en su mayoría. Por el contrario, la carga trotar al ser triaxial dispersa más los puntos y origina que éstos no se adapten a la regresión, como resultado el R^2 ajustado es bajo (Figura 96). No obstante, las conclusiones obtenidas analizando cualquiera de los dos estados de carga no cambian, es decir, ya sea examinando el fémur sometido a la carga ISO o trotar se selecciona la misma geometría y material del implante, desde esa perspectiva, debido a que el uso de la fuerza ISO facilita el ensayo de prototipos (Figura 90) y permite comparar los resultados experimentales con el análisis de elementos finitos, es recomendable su uso para la evaluación de los implantes femorales.

Las gráficas de regresión exhiben la influencia del material en la respuesta mecánica del fémur. Para analizar más de cerca su efecto se evaluó la zona de color morado de la Figura 97, ya que resulta más fácil de interpretar.

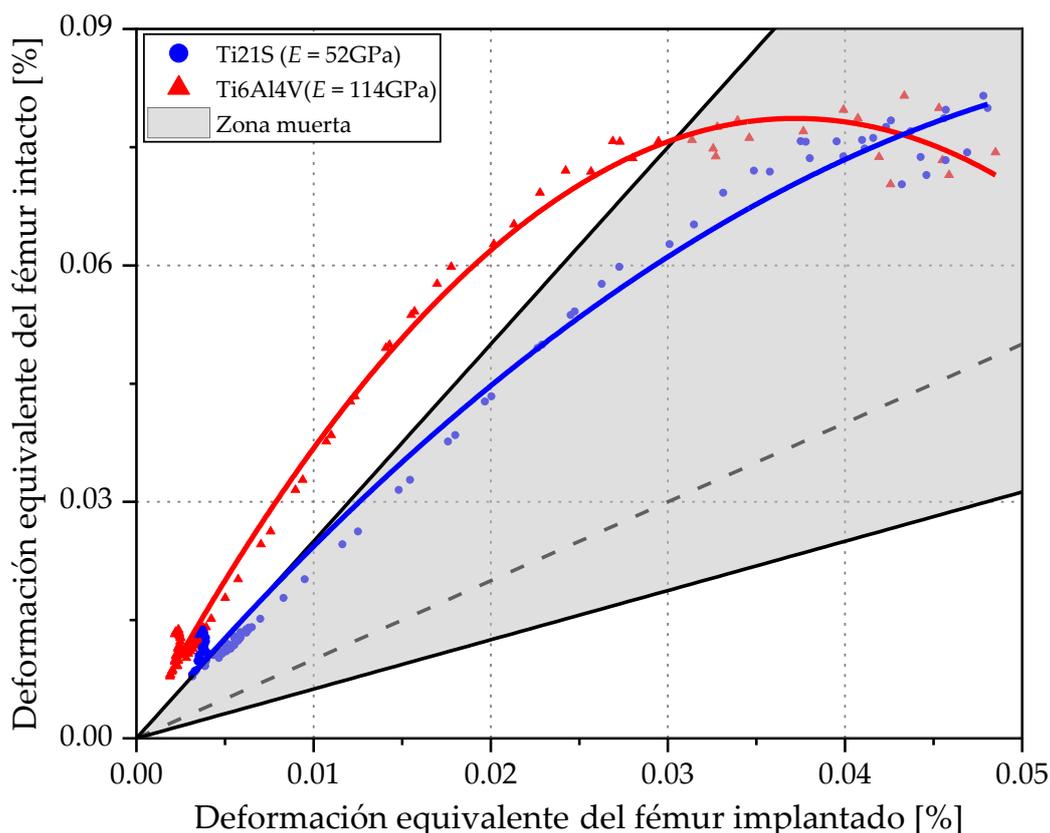


Figura 99. Influencia del módulo de elasticidad del material.

Como fue comentado en la sección **Materiales**, en el apartado **Vástago**, el módulo de Young está relacionado con el apantallamiento de tensiones/deformaciones. En la Figura 99 se observa que el Ti6Al4V, material con elevada rigidez en comparación a la del fémur, origina un apantallamiento mayor y en consecuencia expone los puntos de la gráfica al área de resorción ósea. Además, debido a su tendencia cuadrática altera la biomecánica femoral, ya que se aleja del comportamiento lineal del vástago ideal y por esa razón su R^2 ajustado es menor (Figura 96). En contraste, el Ti21S al tener una rigidez menor se aproxima a la respuesta lineal del vástago que conserva, de forma escalada, las deformaciones del fémur proximal anterior a la ATC y mantiene los puntos de la gráfica dentro de la zona muerta, es decir, no habrá pérdida ni incremento de la masa ósea. De esta manera, se comprueba que a pesar de ser el mismo vástago (V3) el material seleccionado origina respuestas mecánicas diferentes, por ello, aquel que tiene una rigidez más cercana a la del fémur permite al diseñador evaluar el comportamiento originado solo por la geometría y distinguirlo del causado por las propiedades mecánicas del material.

Comprendido el impacto del material en el apantallamiento de deformaciones, la remodelación ósea y la biomecánica femoral se debe analizar cuál es la respuesta genuina en cada una de las zonas mencionadas en el **Posprocesamiento**: lateral y medial. Por este motivo, las gráficas de regresión fueron divididas por dos cuadros naranja y morado que encierran a los puntos de la zona medial y lateral respectivamente. La zona medial muestra un conjunto de puntos que sigue una pendiente negativa y se encuentra fuera de la zona muerta, ya sea el

vástago fabricado con Ti6Al4V o Ti21S, por lo tanto, ese efecto es provocado por la geometría de V3. Para analizar a profundidad ese comportamiento la Figura 100 y la Figura 101 muestran las gráficas de dispersión de la deformación equivalente del fémur intacto e implantado sometido a la carga ISO y trotar.

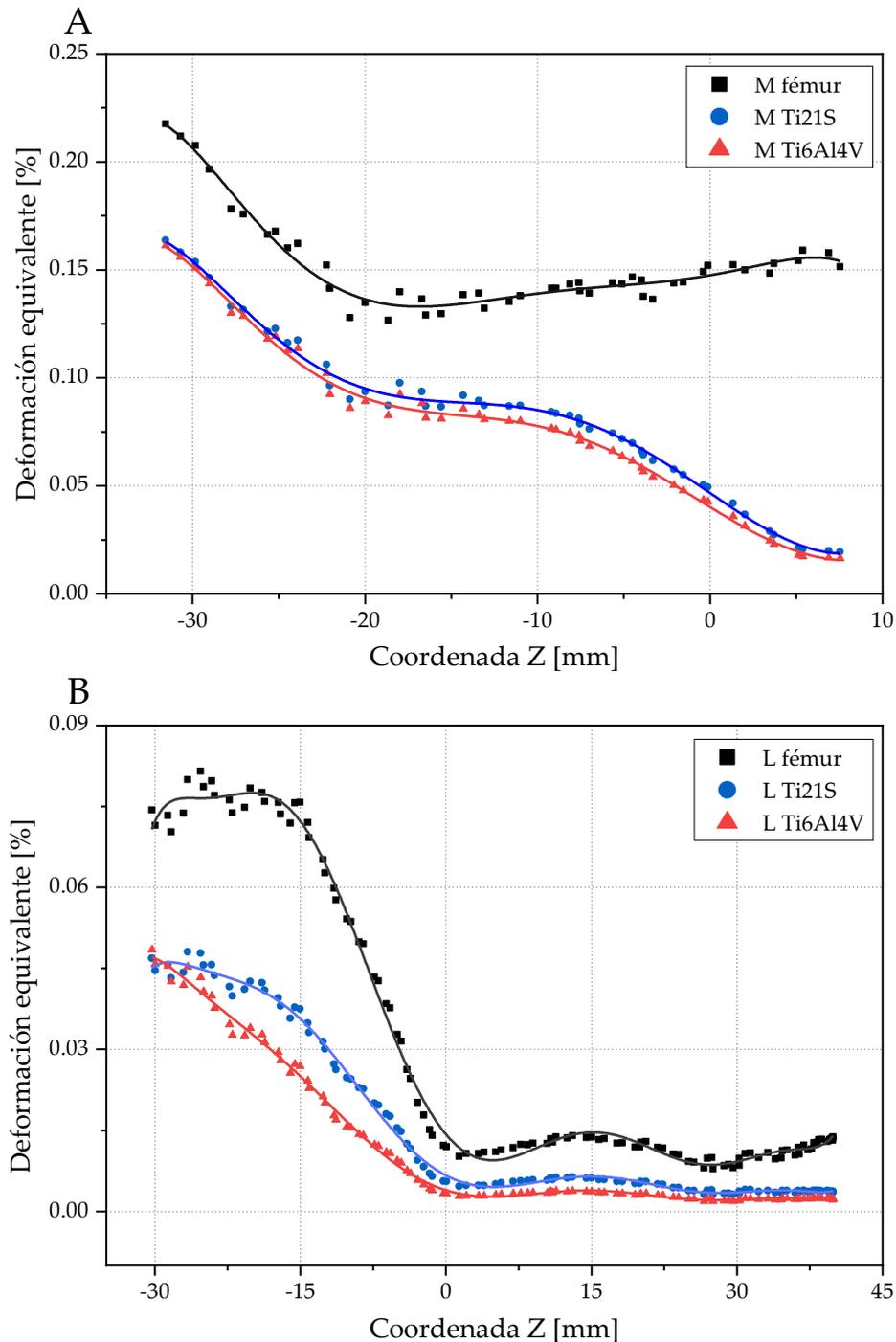


Figura 100. Gráficos de dispersión de la deformación equivalente en las zonas (A) medial y (B) lateral del fémur P1 sometido a la carga ISO.

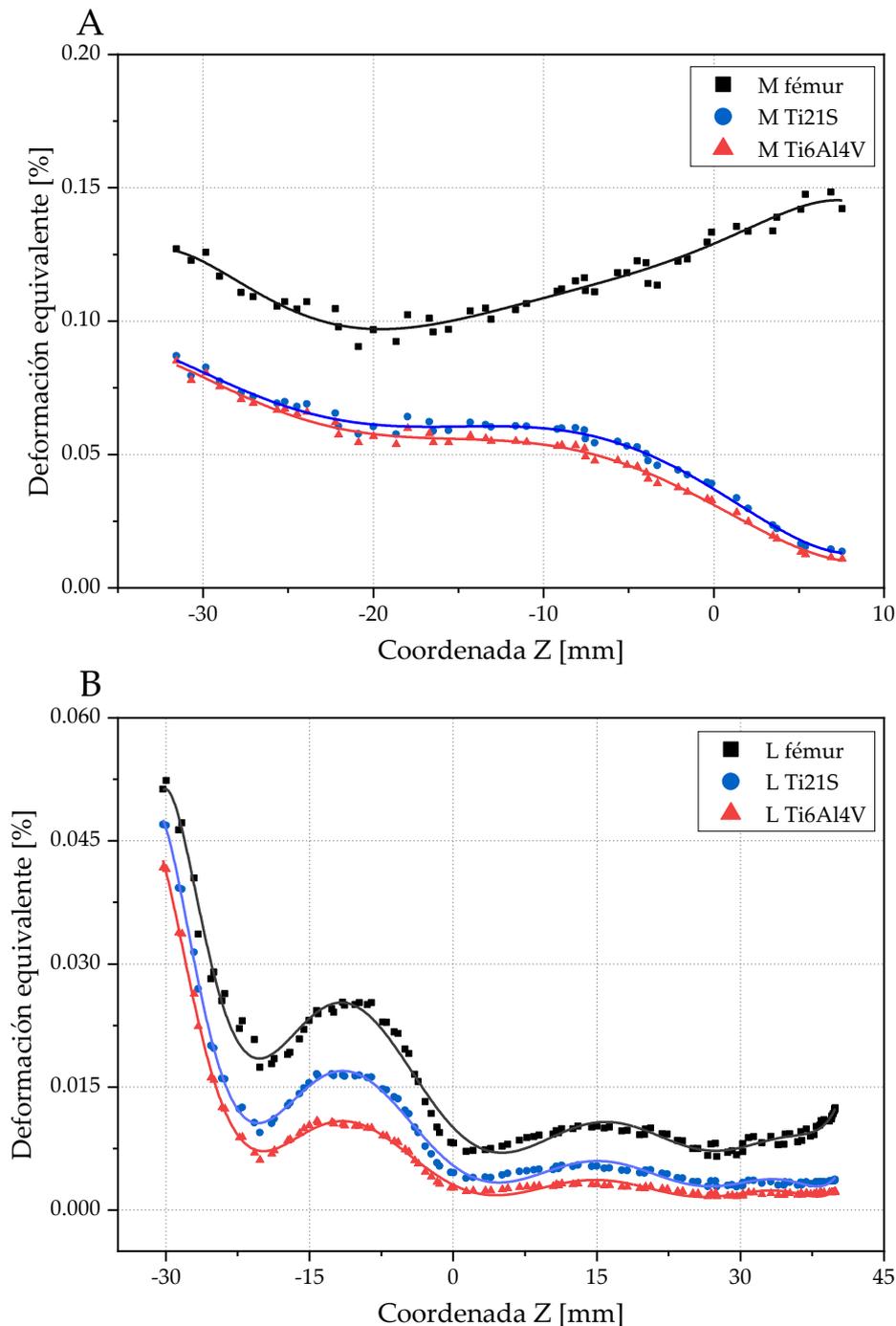


Figura 101. Gráficos de dispersión de la deformación equivalente en las zonas (A) medial y (B) lateral del fémur P1 sometido a la carga trotar.

Las gráficas de la deformación equivalente respecto a la coordenada Z muestran que las curvas roja y azul del fémur implantado imitan a la curva negra que corresponde a la deformación del fémur intacto, pero en la parte medial, a partir de $Z = -10$, las curvas del fémur implantado divergen debido a la geometría de V3; dicho tramo es el que origina el conjunto de puntos con pendiente negativa antes mencionado. Un trabajo a futuro sería optimizar geoméricamente el vástago para eliminar este efecto que altera la biomecánica natural del fémur, incrementa el apantallamiento y disminuye su masa ósea.

El análisis a partir de las gráficas de dispersión complementa al elaborado utilizando las gráficas de regresión. Si se tuvieran que clasificar, el primero es *micro* porque se evalúan las zonas del fémur proximal por separado y el segundo, *macro* porque se estudian ambas zonas como un todo. Las gráficas de dispersión confirman que el material con menor módulo de elasticidad no solo reduce la diferencia entre la deformación del fémur intacto e implantado, también conserva la biomecánica femoral (misma curvatura de la deformación del fémur y la ocasionada por el vástago fabricado con Ti21S). Además, certifica que cualquiera de las cargas es útil para seleccionar la geometría y el material del vástago, una muestra más de ello es que ambas exhiben la alteración de la curva medial del fémur implantado de $Z = -10$ en adelante. Por esta razón y debido a las ventajas anteriores, para estudiar los vástagos personalizados del paciente P2 se evaluó el fémur sometido a la carga ISO realizando el mismo análisis de P1.

Las métricas de los ajustes lineales del paciente P2, elaborados a partir de los datos del Apéndice C, se resumen en la Tabla 8 y la Figura 102 expone el apantallamiento de deformaciones y el R^2 ajustado que produce cada vástago de forma gráfica.

Tabla 8. Resultados del análisis para P2 sometidos a la carga ISO.

	Ti6Al4V			Ti21S		
	V1	V2	V3	V1	V2	V3
R² ajustado	0.617	0.668	0.667	0.703	0.72	0.719
Constante (a)	0.097	0.09	0.089	0.073	0.073	0.072
Coefficiente (b)	1.213	1.052	1.043	1.26	1.082	1.079
AP	0.176	0.049	0.041	0.206	0.076	0.073
AP_{prom}	0.611	0.512	0.505	0.521	0.443	0.437
Error (%)	247.159	944.898	1131.707	152.913	482.895	498.63

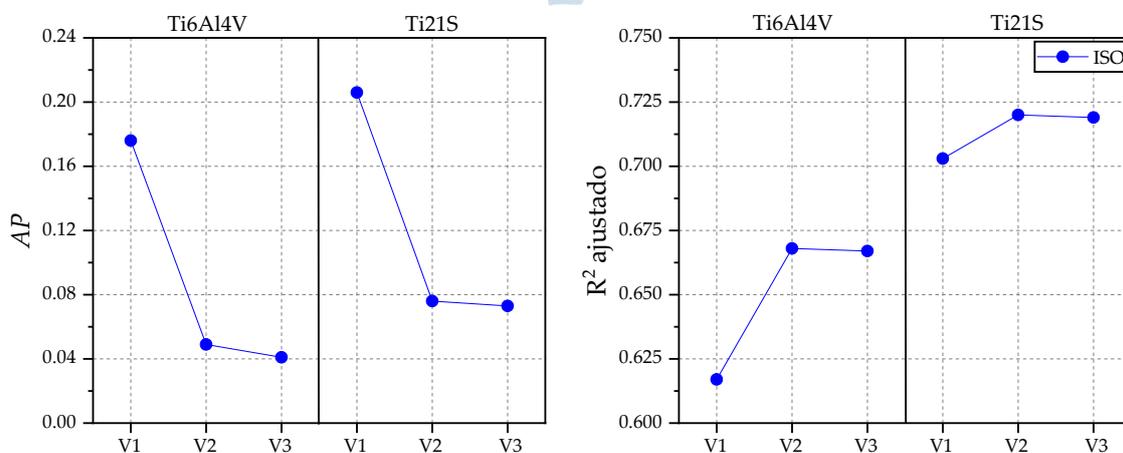


Figura 102. Gráficas del AP y el R^2 ajustado para el paciente P2.

La Figura 102 muestra que el blindaje de deformaciones de los vástagos fabricados con Ti21S es mayor en comparación a los elaborados con Ti6Al4V, lo cual es contradictorio con las deducciones elaboradas a partir del análisis del paciente P1. Sin embargo, el R^2 ajustado originado por el Ti21S es superior y debido a que el apantallamiento es resultado del ajuste lineal, el blindaje causado por el Ti6Al4V no es fiable para seleccionarlo como material. Respecto a la geometría, nuevamente V2 y V3 tienen métricas muy similares, siendo el menor volumen la razón por la que el vástago V3 es preferido. Cuando las métricas no permiten una correcta selección del material se recurre al método visual, la Figura 103 muestra la gráfica de regresión generada por la geometría escogida, producida con ambos materiales.

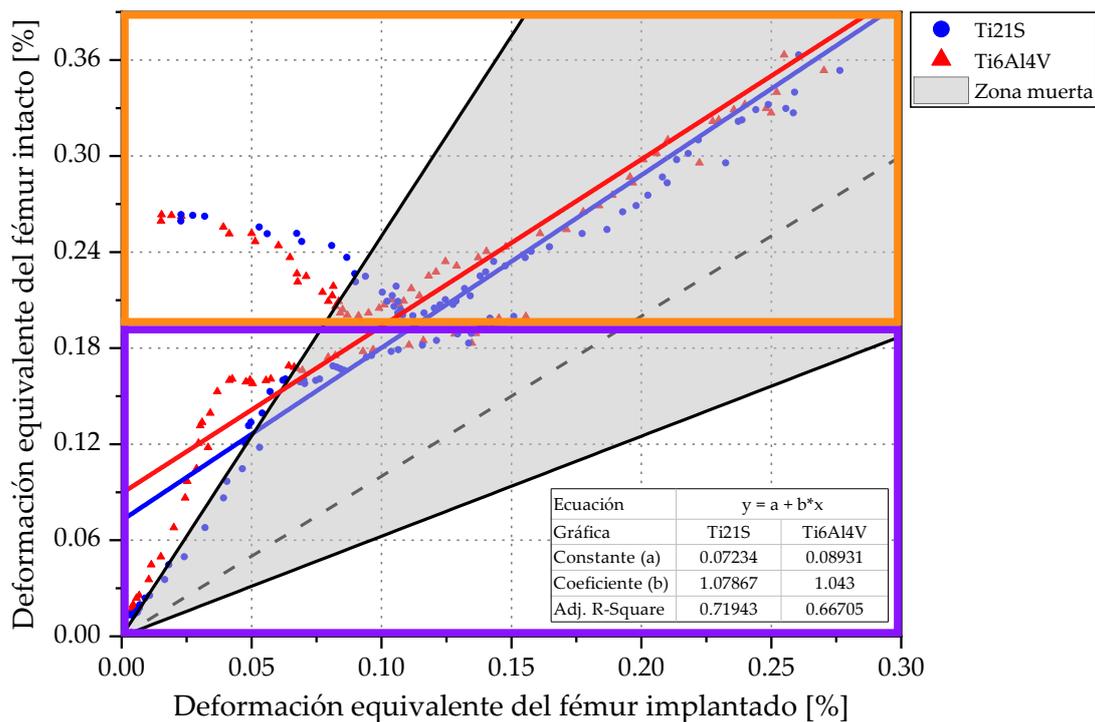


Figura 103. Gráfico de regresión del paciente P2 sometido a la carga ISO.

La zona lateral de la gráfica (cuadro morado) muestra la influencia de la rigidez del material en el restablecimiento de la biomecánica femoral. Es evidente que el Ti6Al4V ubica una mayor cantidad de puntos fuera de la zona muerta, por lo tanto, su apantallamiento es mayor y las deducciones elaboradas en base a la teoría y al análisis del paciente anterior no se contradicen con lo expuesto en la figura. En definitiva, el Ti21S es el material idóneo para la fabricación del vástago personalizado.

El valor del término independiente de la recta de regresión (a) indica si el implante se aleja del comportamiento ideal y altera la distribución de carga a lo largo del fémur, que en este caso se cuantifica por medio de las deformaciones. Como fue expuesto en la sección **Curva de remodelación y gráfica de regresión** el vástago ideal y aquel que conserva la biomecánica tiene un valor de $|a| \cong 0$, por lo tanto, cuanto más alejada esté la regresión del centro de coordenadas ($|a| > 0$) más diverge la deformación del fémur implantado respecto a la del intacto, modificando la carga recibida por el hueso e incrementando el

apantallamiento. La constante " a " para P2 define que el Ti6Al4V altera más la respuesta mecánica del fémur, debido a que la recta roja está más alejada del centro de coordenadas. Gráficamente la regresión del Ti6Al4V está por encima de la recta del Ti21S, cortando al eje Y en el punto 0.089.

Todos los puntos de las gráficas de regresión de los pacientes P1 (Figura 97) y P2 (Figura 103) se encuentran por encima de la recta discontinua, que representa al implante ideal ($\bar{\epsilon}_{int} = \bar{\epsilon}_{imp}$), siendo negativo el apantallamiento de cada uno. Al tener todo el mismo signo, el AP_{prom} puede considerarse como un parámetro complementario que respalde la elección de la geometría y el material de la prótesis. El más bajo para P1 es 0.47 (Tabla 7) y P2, 0.437 (Tabla 8) resultado de la inserción del vástago V3 producido con Ti21S, respaldando de esta manera las deducciones anteriores.

La Figura 103 muestra en el recuadro naranja, correspondiente a la zona medial, un conjunto de puntos fuera de la zona muerta y con pendiente negativa; y en el recuadro morado, correspondiente a la zona lateral, una serie de puntos que se alejan de la tendencia lineal. Para perfeccionar el diseño, se recurre al análisis *micro*, es decir, a la evaluación de la gráfica de dispersión de la deformación equivalente del fémur intacto e implantado sometido a la carga ISO.

La gráfica de dispersión de P2, mostrada en la Figura 104, avala la elección del material y permite identificar en que regiones específicas se debe optimizar la geometría del vástago seleccionado. En la zona medial se debe mejorar desde $Z = -15$ en adelante y en la lateral, desde $Z = -30$ hasta $Z = -15$ porque en esos rangos la deformación del fémur implantando, ya sea con el vástago fabricado con Ti6Al4V o Ti21S, diverge de la deformación del fémur intacto siendo el responsable de este efecto la geometría del implante V3.

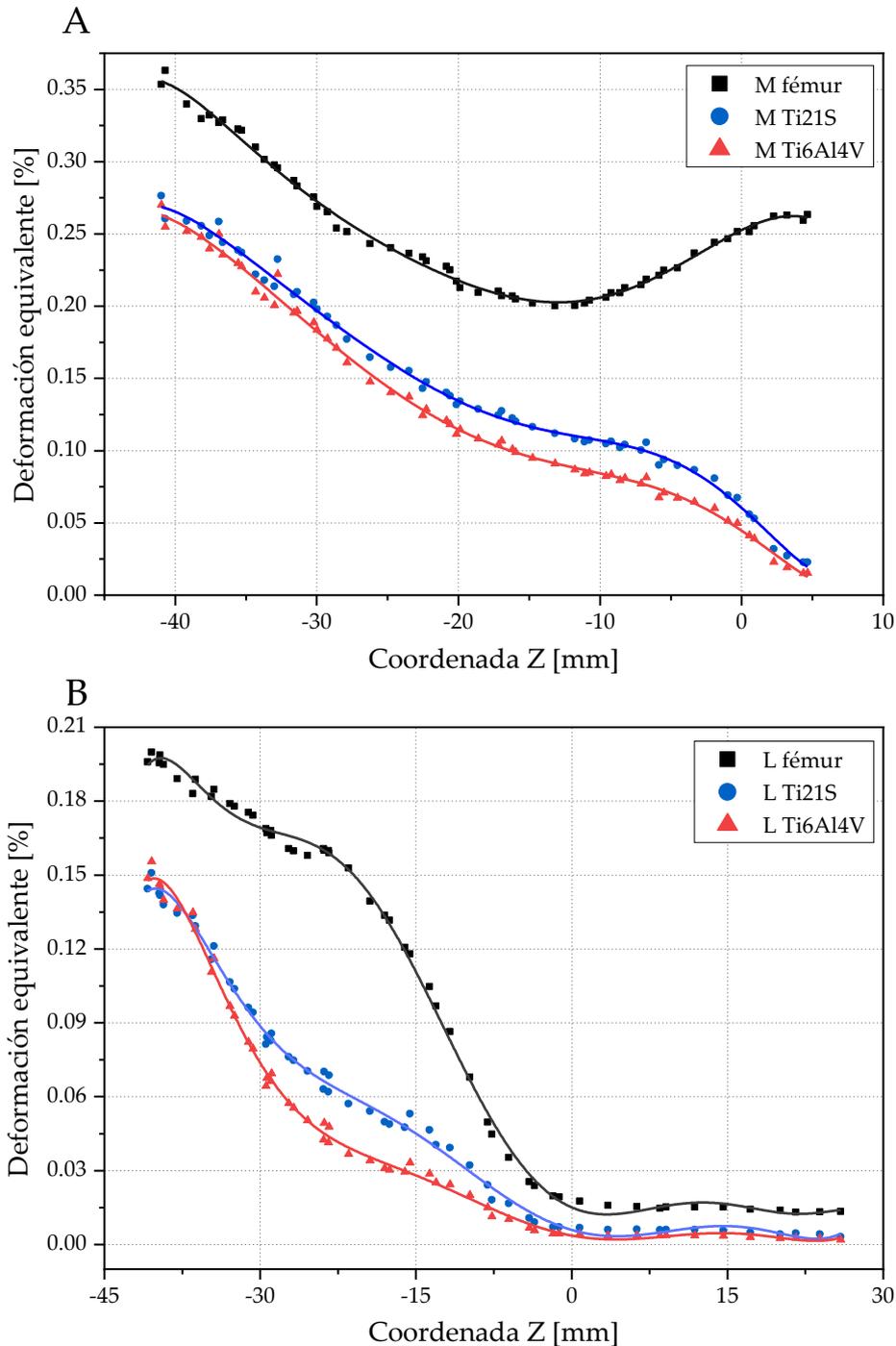


Figura 104. Gráficos de dispersión de la deformación equivalente en las zonas (A) medial y (B) lateral del fémur P2 sometido a la carga ISO.

Seleccionadas la geometría y el material del vástago personalizado, se debe verificar si el AP obtenido a través del método propuesto es mejor que el AP_{prom} . Para ello, se recurre a los mapas de deformación porcentual que proporcionan información equivalente al ensayo fotoelástico del fémur proximal. Todos los mapas del fémur intacto de ambos pacientes distribuyen la escala de colores en el intervalo de 0 a 0.4, mientras que el intervalo va de 0 a 0.29 y de 0 a 0.21 para los mapas del fémur implantando del paciente P1 (Figura 105), y de 0

a 0.37 y de 0 a 0.23 para los mapas de P2 (Figura 106) ambos calculados a partir del AP y AP_{prom} respectivamente, consecuencia de la inserción del vástago V3 fabricado con Ti21S.

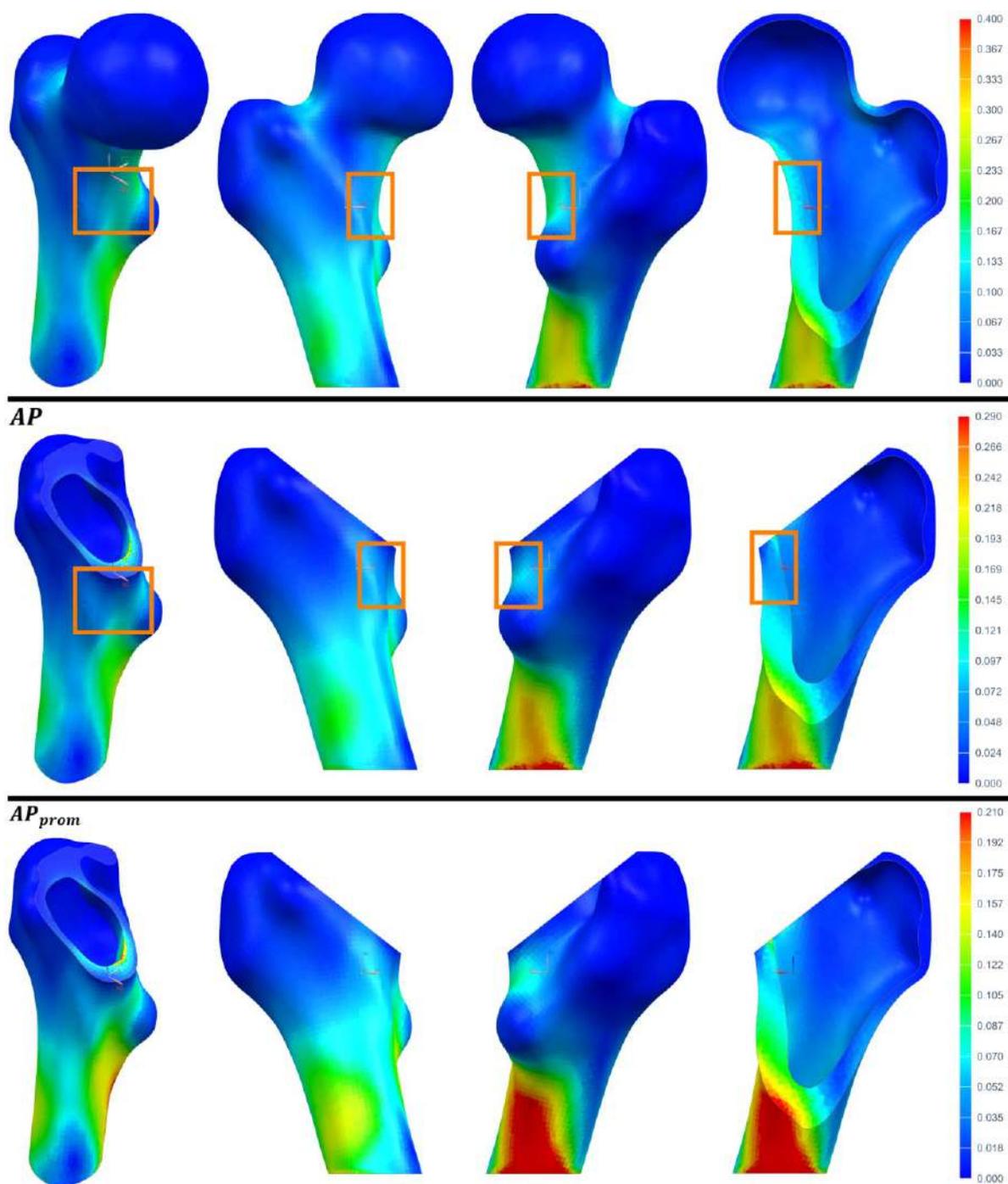


Figura 105. Mapa de deformación del fémur intacto e implantado del paciente P1 sometido a la carga ISO.

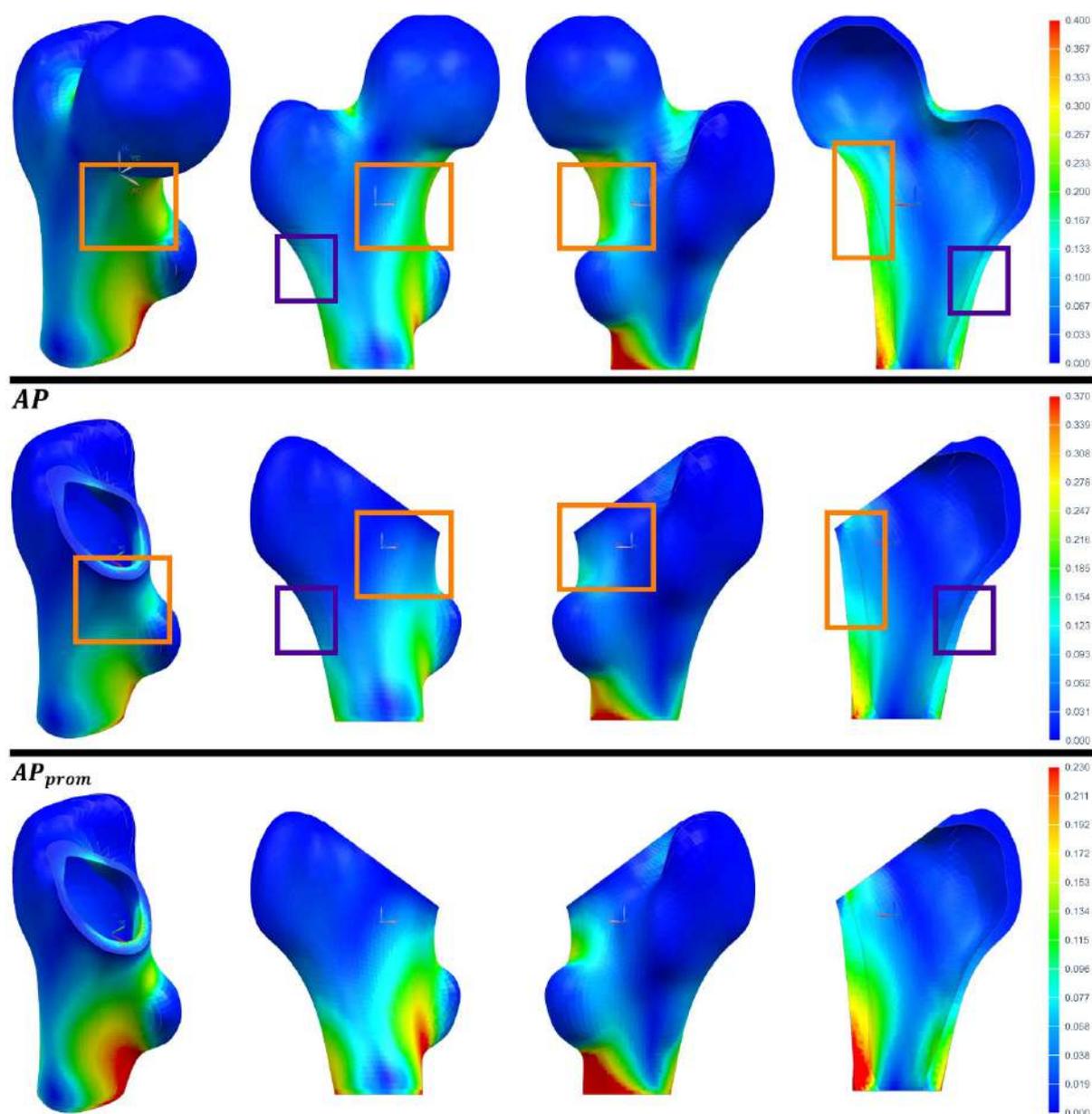


Figura 106. Mapa de deformación del fémur intacto e implantado del paciente P2 sometido a la carga ISO.

A partir de los mapas de la Figura 105 y la Figura 106 se comprueba que el AP cuantifica adecuadamente el blindaje de deformaciones en comparación al AP_{prom} , esto por la similitud entre los mapas de deformación del fémur intacto e implantado cuando se utiliza dicha métrica. Esta semejanza indica que ambos pacientes restauran su biomecánica femoral, pero de forma escalada. Como el fémur se encuentra, en su mayoría, dentro de la zona muerta ($|AP| \leq 0.6$) favorece el crecimiento óseo interno, que puede complementarse con revestimientos osteoconductores, beneficiando la estabilidad secundaria del vástago, ya que el hueso lo considera como un agente propio y no extraño, prolongando su vida útil y mejorando la fijación no cementada. Indirectamente el error porcentual, una de las métricas de los ajustes lineales de ambos pacientes (Tabla 7 y Tabla 8), al ser elevado indica que el AP es superior al AP_{prom} . Además, el AP_{prom} es más susceptible a valores atípicos.

Asimismo, los mapas de deformación certifican que los planos de corte usados para el posprocesamiento de las simulaciones (Figura 92 y Figura 93), que permiten estudiar el comportamiento mecánico y el apantallamiento en el parte lateral y medial, son una muestra representativa de la respuesta mecánica de todo el fémur proximal. Debido a que el plano de corte se obtuvo a partir de la coordenada Y del ajuste elíptico de la sección de implantación, refleja otro uso de la aplicación de ajuste elíptico que ayuda no solo en el diseño, también en el análisis y selección del vástago personalizado.

Los recuadros naranja y morado de los mapas de deformación evidencian, similar a como el traumatólogo evalúa el apantallamiento radiológicamente (Figura 45), la disminución en la escala de color de la región medial y lateral respectivamente, que se traduce en la pérdida de masa ósea del fémur como una respuesta natural a la remoción del cuello; sin embargo, la optimización geométrica y posterior optimización topológica mitigarían ese efecto causado por el apantallamiento, esto contrasta lo comentado en el análisis de las gráficas de dispersión de cada paciente (Figura 100 y Figura 104).

Una ventaja de la deformación equivalente es su correlación con el esfuerzo de Von Mises (Figura 107), que es utilizado en varias investigaciones como estímulo mecánico para evaluar el apantallamiento de tensiones/deformaciones, por lo tanto, el usar la deformación permite que esta investigación sea comparada con los resultados de otros autores.

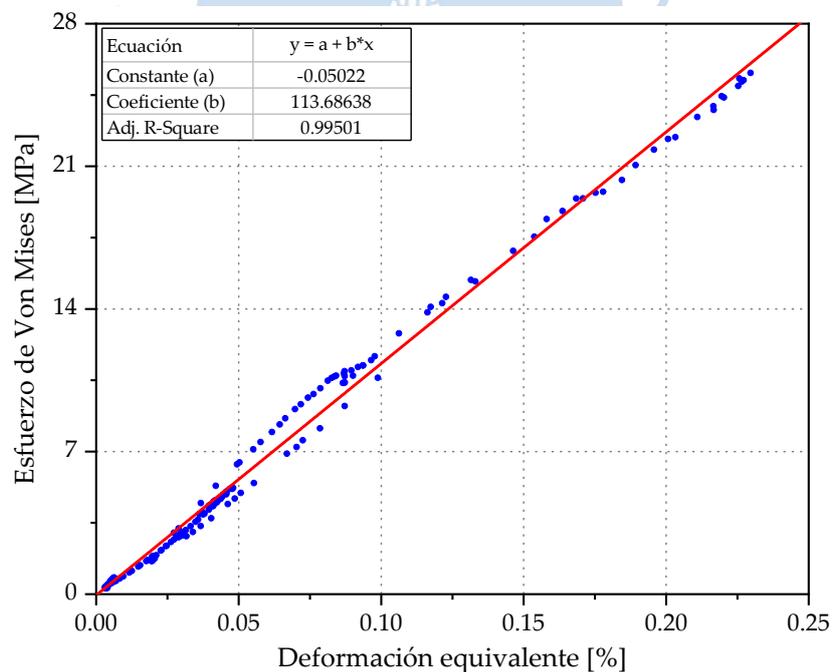


Figura 107. Gráfico de regresión entre el esfuerzo de Von Mises y la deformación equivalente.

Para evaluar el desempeño del vástago personalizado seleccionado lo ideal sería compararlo con el blindaje causado por el implante *Proxima™ hip* de la empresa *DePuy* (Figura 47), sin embargo, aún no existen estudios desde ese enfoque. No obstante, se utilizó el estudio realizado por Yan et al. [214], cuyas condiciones de contorno son similares a las de esta

investigación, sobre el apantallamiento causado por dos vástagos comerciales uno de tipo convencional y el otro corto de carga calcar (Figura 108).



Figura 108. Modelos comerciales de vástago convencional y de carga calcar.

Fuente: Adaptado de *“Metaphyseal anchoring short stem hip arthroplasty provides a more physiological load transfer: a comparative finite element analysis study”* [214].

Yan et al. [214] concluye, utilizando como estímulo mecánico el esfuerzo de Von Mises, que el *AP* en el fémur proximal causado por el vástago convencional es de 0.93 y por el vástago de carga calcar, 0.82 aproximadamente. Por lo tanto, ambos implantes comerciales ubican al fémur fuera de la zona muerta de la curva de remodelación ósea, por lo cual, habrá una resorción del hueso que a largo plazo originará el aflojamiento del implante y será necesaria una cirugía de revisión para sustituirlo. Además, los mapas de tensiones de la Figura 109 muestran la modificación de la biomecánica femoral a causa de los implantes comerciales, afianzando las ventajas de la personalización que conserva el patrón de carga en el fémur.

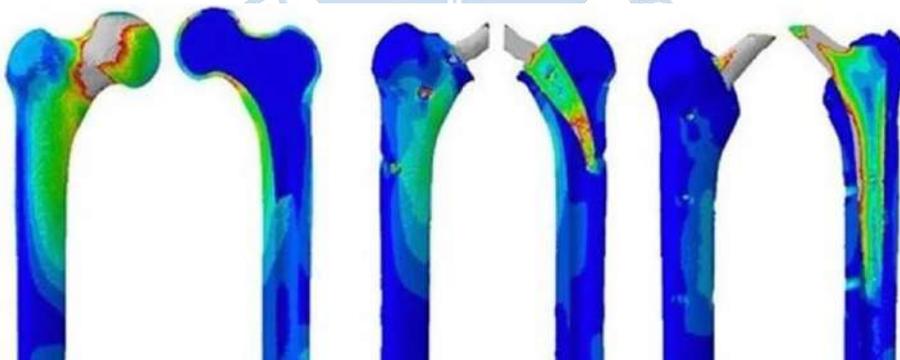


Figura 109. Mapa del fémur intacto e implantado con los modelos comerciales de vástago de carga calcar y convencional.

Fuente: Adaptado de *“Metaphyseal anchoring short stem hip arthroplasty provides a more physiological load transfer: a comparative finite element analysis study”* [214].

Por su parte, Yamako et al. [210] empleando galgas extensiométricas (Figura 90) cuantificaron, a través de la deformación equivalente, que el apantallamiento en el fémur

proximal causado por un implante convencional fabricado con Ti6Al4V era 0.61, posicionándose en el límite de la zona muerta.

El blindaje consecuencia de la inserción del vástago V3 elaborado con Ti21S es 0.285 y 0.073 para el paciente P1 y P2 respectivamente. Por lo tanto, la personalización resulta beneficiosa en la respuesta mecánica del fémur proximal, esto se debe principalmente a la restauración de los parámetros propios de la anatomía del paciente como: el ángulo de inclinación, anteversión, offset y la cavidad femoral; y a la selección del material que tiene un módulo de elasticidad cercano al del hueso. No obstante, la orientación precisa del implante es crucial para no alterar los parámetros del fémur y en consecuencia su biomecánica, ésta depende de la expertiz del cirujano, pero para evitar el error humano en el proceso es cada vez más común la asistencia tecnológica.

Todo el análisis anterior se ha basado en la respuesta mecánica del fémur al implante, pero debe evaluarse la resistencia del vástago, ya que no sirve garantizar el menor apantallamiento si el vástago fluye con la carga. Debido a que el Ti21S es un material isótropo y dúctil se utilizó el criterio de Von Mises para este estudio. La Tabla 9 resume las tensiones máximas del vástago V3 para ambos pacientes, sometidos a la fuerza ISO; conocido el esfuerzo de fluencia del Ti21S (709 MPa) se calcula el factor de seguridad (FS) que resulta ser 6.055 en promedio, lo cual, garantiza que el implante no ceda a la carga. Analizando el mapa de esfuerzo de Von Mises de V3 (Figura 110) se visualiza que la zona con mayor concentración de tensiones es el cono de recepción, esto resulta beneficioso debido a que las tensiones generan la compresión de las paredes del cono con la esfera de articulación (Figura 76) provocando un ajuste por interferencia y una soldadura en frío entre ellas, que aumenta si se incrementa la carga [173].

Tabla 9. Tensión de Von Mises y factor de seguridad del V3.

		P1	P2
Carga ISO	$\sigma_{Von\ Mises,max}$	117.17	116.95
	FS	6.05	6.06

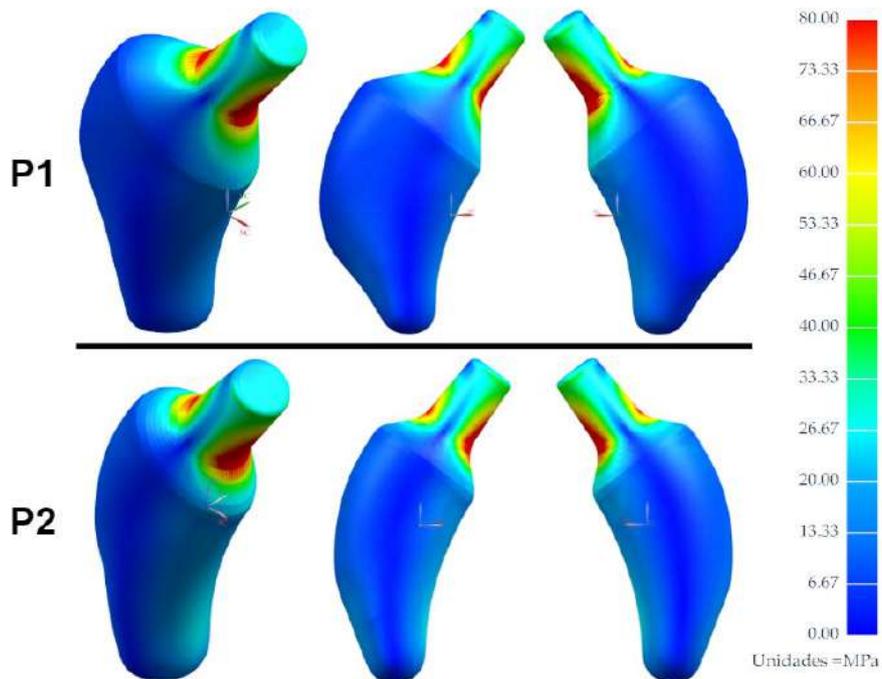


Figura 110. Mapa de esfuerzo de Von Mises del vástago V3.

Es bueno aclarar que estos resultados están relacionados con la morfología y las propiedades mecánicas de los pacientes en estudio, si se evalúan otros casos debe analizarse, siguiendo esta metodología, cuál de los vástagos personalizados (V1, V2 y V3) es el adecuado para ese paciente en específico y si es necesario optimizar su diseño.

Para verificar la implantabilidad de la prótesis se elaboraron, utilizando la impresión por deposición de material fundido, prototipos de PLA del vástago V3 de ambos pacientes (Figura 111). Con la parte cortical ya realizada la osteotomía, que se utilizó en el apartado **Implantabilidad**, se imitó la técnica *round the corner* realizada por el traumatólogo al insertar el vástago en la cavidad, comprobando que el implante ingresa con normalidad al canal femoral (Figura 112 y Figura 113).



Figura 111. Prototipos de PLA del vástago V3.



Figura 112. Vistas del fémur implantado de P1 e imitación de la técnica *round the corner*.



Figura 113. Vistas del fémur implantado de P2 e imitación de la técnica *round the corner*.



Conclusiones

Este trabajo de investigación ha propuesto una serie de herramientas y conceptos nuevos que facilitan el diseño personalizado de los vástagos femorales cortos. La aplicación de ajuste elíptico ha demostrado ser muy útil para: estudiar la morfología femoral, evaluar la implantabilidad, diseñar y seleccionar el implante personalizado. Este instrumento puede ser utilizado en el diseño de vástagos femorales convencionales u otras prótesis en artroplastia, porque se elimina el error humano al tratar de ajustar empíricamente una elipse a la cavidad ósea.

Se definió el concepto de implantabilidad, que se basa en la integración de los parámetros geométricos y anatómicos del fémur con los factores relacionados a la cirugía, como la osteotomía y la inserción, para verificar que los vástagos diseñados se adapten a la cavidad femoral y sean implantables. Como resultado se obtuvieron 3 geometrías para cada paciente que fueron estudiadas empleando el método de elementos finitos.

Para analizar los resultados de las simulaciones se propuso una metodología basada en gráficas de regresión, dispersión y mapas de deformación que integra el estudio del apantallamiento, remodelación ósea y biomecánica femoral; y demostró ser más efectiva y brindar más información al diseñador en comparación a la metodología convencional. Con base en ello, se seleccionó el vástago V3 por tener bajo apantallamiento, mantener al fémur dentro de la zona muerta y ser liviano en relación a las demás geometrías; y el material Ti21S, debido a que restablece la biomecánica femoral, reduce el blindaje y no presenta los efectos adversos del Ti6Al4V relacionados al Alzheimer y la citotoxicidad ocasionada por el vanadio. Además, la deformación equivalente, como estímulo mecánico, permite que los resultados sean comparados con la bibliografía, porque muchos trabajos utilizan el esfuerzo de Von Mises para cuantificar el blindaje de tensiones/deformaciones y con estudios *in vivo* o *in vitro*, que cuantifican las deformaciones a través de rosetas de galgas extensiométricas.

El apantallamiento causado por la inserción del vástago V3 fabricado con Ti21S es 0.285 y 0.073 para el paciente P1 y P2 respectivamente. Comparado con los trabajos de Yamako et al. [210] y Yan et al. [214], cuyos implantes comerciales convencionales y cortos originan un apantallamiento entre 0.61 y 0.93 demuestra que la personalización resulta beneficiosa en la respuesta mecánica y la remodelación del fémur proximal, esto se debe principalmente a la restauración de los parámetros propios de la anatomía del paciente como:

el ángulo de inclinación, anteversión, offset y la cavidad femoral; y a la selección del material que tiene un módulo de elasticidad cercano al del hueso.

El vástago V3 mitiga los riesgos de la cirugía entre ellos: la discrepancia en la longitud de las piernas, restablece la marcha normal del paciente; el aflojamiento, debido a que el vástago mantiene al fémur dentro de la zona muerta y se conserva su densidad ósea; la fractura intraoperatoria, porque antes del procedimiento se verifica que el vástago ingresa al canal femoral; la modificación del rango de movimiento y el desequilibrio muscular, ya que se restauran todos los parámetros geométricos del fémur; la desvacuación, porque se retira menos médula ósea manteniendo al hueso irrigado y favoreciendo la acción celular; además, preserva stock óseo para una posible cirugía de revisión.

Se comprueba, a través del análisis, que los implantes cortos personalizados restablecen la movilidad funcional del paciente, mejorando su calidad de vida, porque reproducen la distribución fisiológica del fémur, de forma escalada, pero es necesario una optimización posterior que permita asemejarse más a la respuesta mecánica previa a la cirugía.

Asimismo, se evidenció que evaluando la información proporcionada por la carga ISO o trotar se seleccionaba la misma geometría y material para el implante. Sin embargo, la fuerza ISO al ser un mecanismo de alta energía, distribuir mejor la carga a lo largo del fémur, facilitar el ensayo de prototipos y el análisis por el método de elementos finitos debe ser la carga utilizada para evaluar la respuesta mecánica del fémur a la inserción de las prótesis cortas.

Toda la metodología y las herramientas propuestas en esta tesis de grado son aplicables al diseño y estudio de la biomecánica, apantallamiento de tensiones/deformaciones y remodelación ósea de prótesis femorales convencionales u otras para la sustitución de articulaciones dañadas del cuerpo de personas o animales.

Líneas futuras de investigación

Un trabajo a futuro, relacionado a la aplicación de ajuste elíptico, consiste en mejorar el código (Apéndice B) e integrarlo con un algoritmo de *clustering* para que los puntos atípicos de la sección ósea no afecten el ajuste realizado por la aplicación. Incluso, integrar el programa con una librería de visión computacional para que el ajuste se realice solo con una imagen de la cavidad (Figura 114), siendo innecesaria la extracción de puntos descrita en el apartado **Aplicación de ajuste elíptico.**

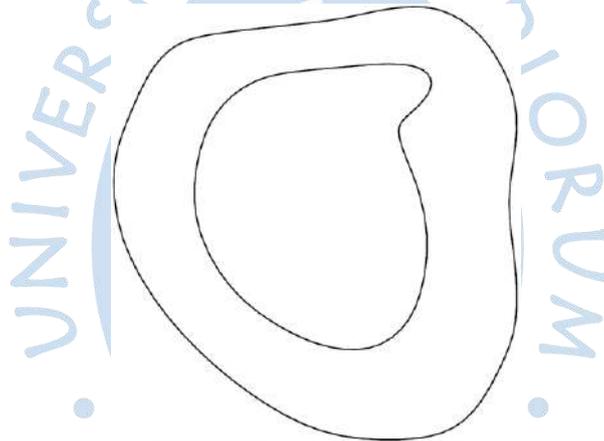


Figura 114. Imagen de la cavidad ósea.

Para el análisis de elementos finitos, una opción sería utilizar el programa de código abierto Bonemat[®], cuya finalidad es definir las propiedades elásticas de cada elemento de acuerdo con la información de la TC (Figura 115), creándose de esta manera una malla totalmente anisotrópica que permitirá evaluar con mayor precisión la respuesta mecánica del fémur antes y después de la inserción del vástago. Empleando este programa ya no es necesario hacer distinción entre hueso cortical y trabecular porque las propiedades mecánicas se relacionan con la información de la UH de cada *voxel* de la TC, debido a lo cual se simplifica la simulación y se vuelve más personalizada.

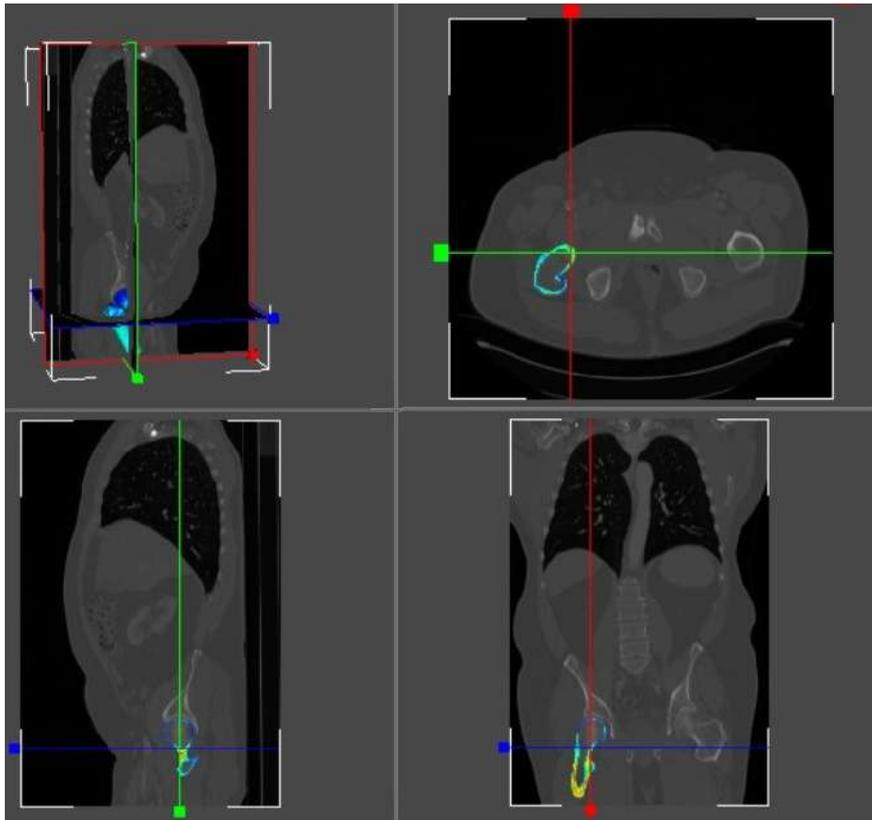


Figura 115. Malla anisotrópica obtenida con Bonemat®.

El vástago V3 puede mejorar su geometría regulando manualmente sus secciones oblicuas, siendo condición límite las secciones propias de V3 porque al excederlas la nueva prótesis no será implantable. No obstante, es posible programar y entrenar un algoritmo de *machine learning* que a partir de un proceso de optimización, determine cuál es la mejor sección que conserva la biomecánica femoral y reduce el apantallamiento.

Asimismo, la optimización topológica es una herramienta interesante que permite reducir el peso del implante y hacer una distribución óptima del material en un volumen determinado, y es posible su fabricación empleando la tecnología aditiva. Por lo tanto, utilizando los mapas de deformación, el diseñador puede mejorar el vástago imitando la arquitectura del hueso trabecular cuya porosidad reduce la rigidez, disminuyendo el apantallamiento y favoreciendo el crecimiento óseo interno asegurando la estabilidad secundaria (Figura 116).

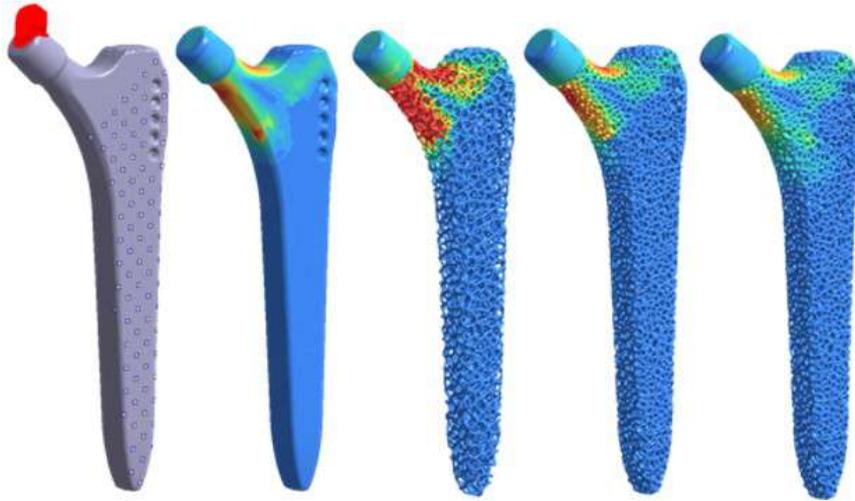


Figura 116. Optimización topológica de un vástago convencional.
Fuente: <https://ntopology.com/blog/2020/04/27/how-to-design-and-optimize-a-patient-specific-additively-manufactured-hip-implant-stem/>

Ambas opciones son válidas para mejorar el diseño del vástago femoral. Por lo que, teniendo como base la innovación en el diseño expuesta en esta investigación, futuros tesis de pre y posgrado pueden enfocarse en este estudio ya sea realizando un proceso manual o automático utilizando algoritmos de *machine learning*, u optimizándolo topológicamente. Además, para verificar los resultados proporcionados por el método de elementos finitos se puede realizar un ensayo de fotoelasticidad que permite apreciar el efecto de la prótesis cualitativamente.

Se debe realizar un análisis de los microdesplazamientos relativos para verificar la estabilidad primaria, y estimar la secundaria, de la prótesis corta en la interfase hueso-implante.

También, se debe estudiar la posibilidad de diseñar un vástago corto que admita introducir medicamentos necesarios en la etapa postoperatoria, con los beneficios de requerir menos dosis y aplicarse de forma directa, mejorando la recuperación del paciente y reduciendo la probabilidad de infección. Existen trabajos relacionados sobre el tema: “Titanium-based hip stems with drug delivery functionality through additive manufacturing” [121] y “Diseño de una prótesis liviana de cadera con la posibilidad de incorporar medicación” [215], pero enfocados en las prótesis convencionales.

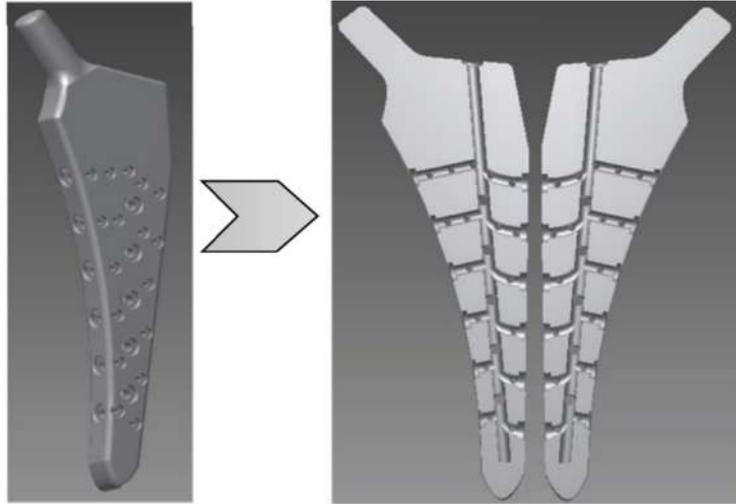


Figura 117. Diseño de una prótesis de cadera con la posibilidad de incorporar medicación.

Fuente: *“Titanium-based hip stems with drug delivery functionality through additive manufacturing”* [121].

De igual modo, se debe profundizar en la evaluación clínica de los vástagos implantados usando asistentes quirúrgicos como el ROBODOC (Figura 5), debido a que se garantiza el corte y escariado correctos que permiten la ubicación precisa del implante de acuerdo al diseño elaborado, y por añadidura favorece la estabilidad primaria debido a que la inserción ajustada dentro del canal femoral restringe los desplazamientos relativos, propiciando la formación de tejido óseo.

Glosario

Símbolo	Descripción
α	Ángulo de giro de la elipse
AP	Apantallamiento o blindaje de tensiones/deformaciones
A	Área de la sección transversal
F	Carga externa, aplicada
P	Carga fisiológica
W	Cónica
x_c	Coordenada X del centro de la elipse
y_c	Coordenada Y del centro de la elipse
Z	Coordenada Z
$\bar{\epsilon}$	Deformación equivalente
$\bar{\epsilon}_{imp}$	Deformación equivalente del fémur implantado
$\bar{\epsilon}_{int}$	Deformación equivalente del fémur intacto
ϵ	Deformación unitaria
ρ_{app}	Densidad aparente
u	Desplazamiento (nodal)
D_A	Distancia algebraica
σ	Esfuerzo axial
σ_F	Esfuerzo de fluencia
e	Espesor
s	Espesor de la zona muerta o de pereza
S_{ref}	Estímulo mecánico de referencia
L	Longitud
m	Masa
D_P	Matriz de diseño
G	Módulo de corte

E	Módulo de elasticidad, módulo de Young o rigidez
λ	Multiplicador de Lagrange
Q	Polinomio implícito de segundo orden
p	Punto en el plano XY
R	Radio mayor
r	Radio menor
K	Rigidez de la barra/resorte
σ_{imp}	Tensión del fémur implantado
σ_{int}	Tensión del fémur intacto
ε_{ij}	Tensor de deformaciones
ν	Vector de coeficientes y coeficiente de Poisson
V_{app}	Volumen aparente



Lista de abreviaturas

Abreviatura	Significado de la abreviatura
ATC	Artroplastia total de cadera
Fondecyt	Fondo Nacional de Desarrollo Científico, Tecnológico y de Innovación Tecnológica
FS	Factor de seguridad
HA	Hidroxiapatita
HNAL	Hospital Nacional Arzobispo Loayza
HNGAI	Hospital Nacional Guillermo Almenara Irigoyen
ICF	Istmo del cuello femoral
L	Zona o región lateral del fémur proximal
M	Zona o región medial del fémur proximal
MEF	Método de elementos finitos
NVA	Necrosis avascular
P1	Paciente P1
P2	Paciente P2
PMMA	Polimetilmetacrilato
RM	Resonancia magnética
SAM	Suplemento del ángulo mecánico
SIS	Seguro Integral de Salud
TC	Tomografía computarizada
TM	Trocánter menor
UDEP	Universidad de Piura
UH	Unidad de Hounsfield
UPM	Universidad Politécnica de Madrid



Referencias bibliográficas

- [1] A. Bermúdez García, “Características del Reemplazo de Cadera en el Hospital Nacional Guillermo Almenara. 1995 - 1997”, *An. Fac. Med.*, vol. 59, n° 4, pp. 292–298, 1998, doi: 10.15381/anales.v59i4.4538.
- [2] M. Malca Villa y C. Solís, “Costo de tratamiento de la fractura de cadera en el IPSS”, *Rev Méd Inst Peru Segur Soc*, pp. 23–6, 1996.
- [3] L. Palomino, R. Ramírez, J. Vejarano, y R. Ticse, “Fractura de cadera en el adulto mayor: la epidemia ignorada en el Perú”, *Acta Médica Peru.*, vol. 33, pp. 15–20, 2016.
- [4] Scottish Intercollegiate Guidelines Network, *Prevention and management of hip fracture in older people: a national clinical guideline*. Edinburgh: Scottish Intercollegiate Guidelines Network, 2002.
- [5] P. Wiles, “The surgery of the osteo-arthritic hip”, *Br. J. Surg.*, vol. 45, n° 193, pp. 488–497, 1958, doi: 10.1002/bjs.18004519315.
- [6] I. D. Learmonth, C. Young, y C. Rorabeck, “The operation of the century: total hip replacement”, *The Lancet*, vol. 370, n° 9597, pp. 1508–1519, oct. 2007, doi: 10.1016/S0140-6736(07)60457-7.
- [7] J. J. Callaghan, Ed., *The adult hip: hip arthroplasty surgery*, Third edition. Philadelphia: Wolters Kluwer, 2016.
- [8] G. A. Lord, J. R. Hardy, y F. J. Kummer, “An uncemented total hip replacement: experimental study and review of 300 madreporique arthroplasties”, *Clin. Orthop.*, n° 141, pp. 2–16, jun. 1979.
- [9] G. Lord y P. Bancel, “The madreporic cementless total hip arthroplasty. New experimental data and a seven-year clinical follow-up study”, *Clin. Orthop.*, n° 176, pp. 67–76, jun. 1983.
- [10] C. A. Engh, “Hip arthroplasty with a Moore prosthesis with porous coating. A five-year study”, *Clin. Orthop.*, n° 176, pp. 52–66, jun. 1983.
- [11] C. Ojeda, “Estudio de la influencia de estabilidad primaria en el diseño de vástagos de prótesis femorales personalizadas: aplicación a paciente específico”, Doctoral, Universidad Politécnica de Madrid, Madrid, España, 2009.
- [12] C. Götze, W. Steens, V. Vieth, C. Poremba, L. Claes, y J. Steinbeck, “Primary stability in cementless femoral stems: custom-made versus conventional femoral prosthesis”, *Clin. Biomech.*, vol. 17, n° 4, pp. 267–273, may 2002, doi: 10.1016/S0268-0033(02)00012-8.

- [13] W. Sun, B. Starly, J. Nam, y A. Darling, "Bio-CAD modeling and its applications in computer-aided tissue engineering", *Comput.-Aided Des.*, vol. 37, n° 11, pp. 1097–1114, sep. 2005, doi: 10.1016/j.cad.2005.02.002.
- [14] F. Adam, D. Hammer, D. Pape, y D. Kohn, "Femoral anatomy, computed tomography and computer-aided design of prosthetic implants", *Arch. Orthop. Trauma Surg.*, vol. 122, n° 5, pp. 262–268, jun. 2002, doi: 10.1007/s00402-001-0361-8.
- [15] C. Götze, V. Vieth, N. Meier, F. Böttner, J. Steinbeck, y L. Hackenberg, "CT-based accuracy of implanting custom-made endoprostheses", *Clin. Biomech.*, vol. 20, n° 8, pp. 856–862, oct. 2005, doi: 10.1016/j.clinbiomech.2005.05.015.
- [16] M. Jasty, R. Krushell, E. Zalenski, D. O'Connor, R. Sedlacek, y W. Harris, "The contribution of the nonporous distal stem to the stability of proximally porous-coated canine femoral components", *J. Arthroplasty*, vol. 8, n° 1, pp. 33–41, feb. 1993, doi: 10.1016/S0883-5403(06)80105-1.
- [17] N. Santori, C. V. Albanese, I. D. Learmonth, y F. S. Santori, "Bone preservation with a conservative metaphyseal loading implant", *Hip Int.*, vol. 16, n° Supl. 3, pp. 16–21, 2006, doi: 10.5301/HIP.2009.3327.
- [18] N. Santori, M. Lucidi, y F. S. Santori, "Proximal load transfer with a stemless uncemented femoral implant", *J. Orthop. Traumatol.*, vol. 7, n° 3, pp. 154–160, sep. 2006, doi: 10.1007/s10195-006-0141-x.
- [19] G. I. Drosos y P. Touzopoulos, "Short stems in total hip replacement: evidence on primary stability according to the stem type", *HIP Int.*, vol. 29, n° 2, pp. 118–127, mar. 2019, doi: 10.1177/1120700018811811.
- [20] F. Giardina, F. Castagnini, S. Stea, B. Bordini, M. Montalti, y A. Toni, "Short Stems Versus Conventional Stems in Cementless Total Hip Arthroplasty: A Long-Term Registry Study", *J. Arthroplasty*, vol. 33, n° 6, pp. 1794–1799, jun. 2018, doi: 10.1016/j.arth.2018.01.005.
- [21] B. R. Rawal, . R. R., . R. M., y . N. B., "Design and Manufacture of Short stemless Femoral Hip Implant based on CT Images", *J. Med. Sci.*, vol. 11, n° 8, pp. 296–301, nov. 2011, doi: 10.3923/jms.2011.296.301.
- [22] M. Merola y S. Affatato, "Materials for Hip Prostheses: A Review of Wear and Loading Considerations", *Materials*, vol. 12, n° 3, p. 495, feb. 2019, doi: 10.3390/ma12030495.
- [23] J. D. Calderon Ortiz, L. F. Morales Tichahuanca, M. E. Roncal Moscol, y W. G. Solórzano Requejo, "Uso de algoritmos de machine learning para el diagnóstico de melanomas", Trabajo de investigación de bachiller en Ingeniería Mecánico-Eléctrica, Universidad de Piura, Piura, Perú, 2021. Accedido: jun. 14, 2021. [En línea]. Disponible en: <https://pirhua.udep.edu.pe/handle/11042/4949>
- [24] S. Chanda, S. Gupta, y D. K. Pratihari, "A combined neural network and genetic algorithm based approach for optimally designed femoral implant having improved primary stability", *Appl. Soft Comput.*, vol. 38, pp. 296–307, ene. 2016, doi: 10.1016/j.asoc.2015.10.020.
- [25] M. Cilla, E. Borgiani, J. Martínez, G. N. Duda, y S. Checa, "Machine learning techniques for the optimization of joint replacements: Application to a short-stem hip implant", *PLOS ONE*, vol. 12, n° 9, p. e0183755, sep. 2017, doi: 10.1371/journal.pone.0183755.

- [26] C. Rivière, C. Harman, K. Logishetty, y C. Van Der Straeten, “Hip Replacement: Its Development and Future”, en *Personalized Hip and Knee Joint Replacement*, C. Rivière y P.-A. Vendittoli, Eds. Cham: Springer International Publishing, 2020, pp. 23–32. doi: 10.1007/978-3-030-24243-5_3.
- [27] F. S. Haddad y R. Plastow, “Is it time to revisit cementless total knee arthroplasty?”, *Bone Jt. J.*, vol. 102-B, n° 8, pp. 965–966, ago. 2020, doi: 10.1302/0301-620X.102B8.BJJ-2020-0962.
- [28] N. Sugano, “Computer-Assisted Orthopaedic Surgery and Robotic Surgery in Total Hip Arthroplasty”, *Clin. Orthop. Surg.*, vol. 5, n° 1, p. 1, 2013, doi: 10.4055/cios.2013.5.1.1.
- [29] B. Kayani, S. Konan, R. R. Thakrar, S. S. Huq, y F. S. Haddad, “Assuring the long-term total joint arthroplasty: a triad of variables”, *Bone Jt. J.*, vol. 101-B, n° 1_Supple_A, pp. 11–18, ene. 2019, doi: 10.1302/0301-620X.101B1.BJJ-2018-0377.R1.
- [30] O. P. A. Saavedra Niño, “Estudio, diseño y fabricación virtual de prótesis para fracturas proximales de fémur humano”, Tesis para optar el título de Ingeniero Mecánico-Eléctrico, Universidad de Piura, Piura, Perú, 2007.
- [31] W. Solórzano, C. Ojeda, y A. Díaz Lantada, “Biomechanical Study of Proximal Femur for Designing Stems for Total Hip Replacement”, *Appl. Sci.*, vol. 10, n° 12, p. 4208, jun. 2020, doi: 10.3390/app10124208.
- [32] “Getting fitted with a custom hip”, *TMC News*, nov. 06, 2019. <https://www.tmc.edu/news/2019/11/conformis-custom-hips/> (accedido jun. 13, 2021).
- [33] “Customized Knee & Hip Replacements | Conformis”. <https://www.conformis.com/> (accedido jun. 13, 2021).
- [34] A. D. Lantada, P. L. Morgado, y C. J. O. Díaz, “Computer-Aided Manufacturing (CAM) of Biodevices”, en *Handbook on Advanced Design and Manufacturing Technologies for Biomedical Devices*, A. D. Lantada, Ed. Boston, MA: Springer US, 2013, pp. 167–179. doi: 10.1007/978-1-4614-6789-2_9.
- [35] M. V. García-Garduño y J. Reyes-Gasga, “La hidroxiapatita, su importancia en los tejidos mineralizados y su aplicación biomédica”, *Rev. Espec. En Cienc. Quím.-Biológicas*, vol. 9, n° 2, pp. 90–95, 2006.
- [36] N. H. Hart, S. Nimphius, T. Rantalainen, A. Ireland, A. Siafarikas, y R. U. Newton, “Mechanical basis of bone strength: influence of bone material, bone structure and muscle action”, *J. Musculoskelet. Neuronal Interact.*, vol. 17, n° 3, pp. 114–139, sep. 2017.
- [37] B. Clarke, “Normal Bone Anatomy and Physiology”, *Clin. J. Am. Soc. Nephrol.*, vol. 3, n° Supplement 3, pp. S131–S139, nov. 2008, doi: 10.2215/CJN.04151206.
- [38] F. Johannesdottir y M. L. Bouxsein, “Bone Structure and Biomechanics”, en *Encyclopedia of Endocrine Diseases*, Elsevier, 2018, pp. 19–30. doi: 10.1016/B978-0-12-801238-3.03760-0.
- [39] R. S. Taichman, “Blood and bone: two tissues whose fates are intertwined to create the hematopoietic stem-cell niche”, *Blood*, vol. 105, n° 7, pp. 2631–2639, abr. 2005, doi: 10.1182/blood-2004-06-2480.
- [40] “Homeostasia. Diccionario médico. Clínica Universidad de Navarra.” <https://www.cun.es/diccionario-medico/terminos/homeostasia> (accedido jun. 01, 2021).

- [41] “Hematopoyesis. Diccionario médico. Clínica Universidad de Navarra.” <https://www.cun.es/diccionario-medico/terminos/hematopoyesis> (accedido jun. 02, 2021).
- [42] M. Doblaré, J. M. García, y M. J. Gómez, “Modelling bone tissue fracture and healing: a review”, *Eng. Fract. Mech.*, vol. 71, nº 13–14, pp. 1809–1840, sep. 2004, doi: 10.1016/j.engfracmech.2003.08.003.
- [43] C. Cooper, G. Champion, y L. J. Melton, “Hip fractures in the elderly: A world-wide projection”, *Osteoporos. Int.*, vol. 2, nº 6, pp. 285–289, nov. 1992, doi: 10.1007/BF01623184.
- [44] R. B. Martin, D. B. Burr, N. A. Sharkey, y D. P. Fyhrie, *Skeletal Tissue Mechanics*. New York, NY: Springer New York, 2015. doi: 10.1007/978-1-4939-3002-9.
- [45] D. B. Burr, “Bone Morphology and Organization”, en *Basic and Applied Bone Biology*, Elsevier, 2019, pp. 3–26. doi: 10.1016/B978-0-12-813259-3.00001-4.
- [46] J. M. García Aznar, “Modelos de remodelación ósea: Análisis numérico y aplicaciones al diseño de fijaciones de fracturas del fémur proximal”, Doctoral, Universidad De Zaragoza, Zaragoza, España, 1999.
- [47] A. T. M. Phillips, “Structural optimisation: biomechanics of the femur”, *Proc. Inst. Civ. Eng. - Eng. Comput. Mech.*, vol. 165, nº 2, pp. 147–154, jun. 2012, doi: 10.1680/eacm.10.00032.
- [48] J. R. Caeiro, P. González, y D. Guede, “Biomecánica y hueso (y II): ensayos en los distintos niveles jerárquicos del hueso y técnicas alternativas para la determinación de la resistencia ósea”, *Rev. Osteoporos. Metab. Miner.*, vol. 5, nº 2, pp. 99–108, jun. 2013, doi: 10.4321/S1889-836X2013000200007.
- [49] J. Green, S. Schotland, D. J. Stauber, C. R. Kleeman, y T. L. Clemens, “Cell-matrix interaction in bone: type I collagen modulates signal transduction in osteoblast-like cells”, *Am. J. Physiol.-Cell Physiol.*, vol. 268, nº 5, pp. C1090–C1103, may 1995, doi: 10.1152/ajpcell.1995.268.5.C1090.
- [50] E. Sornay-Rendu, S. Boutroy, F. Munoz, y P. D. Delmas, “Alterations of Cortical and Trabecular Architecture Are Associated With Fractures in Postmenopausal Women, Partially Independent of Decreased BMD Measured by DXA: The OFELY Study”, *J. Bone Miner. Res.*, vol. 22, nº 3, pp. 425–433, mar. 2007, doi: 10.1359/jbmr.061206.
- [51] D. Vashishth, “Collagen glycation and its role in fracture properties of bone”, *J. Musculoskelet. Neuronal Interact.*, vol. 5, nº 4, p. 316, dic. 2005.
- [52] S. Viguet-Carrin, P. Garnero, y P. D. Delmas, “The role of collagen in bone strength”, *Osteoporos. Int.*, vol. 17, nº 3, pp. 319–336, mar. 2006, doi: 10.1007/s00198-005-2035-9.
- [53] M. Saito, K. Fujii, S. Soshi, y T. Tanaka, “Reductions in degree of mineralization and enzymatic collagen cross-links and increases in glycation-induced pentosidine in the femoral neck cortex in cases of femoral neck fracture”, *Osteoporos. Int.*, vol. 17, nº 7, pp. 986–995, jun. 2006, doi: 10.1007/s00198-006-0087-0.
- [54] S. Y. Tang, U. Zeenath, y D. Vashishth, “Effects of non-enzymatic glycation on cancellous bone fragility”, *Bone*, vol. 40, nº 4, pp. 1144–1151, abr. 2007, doi: 10.1016/j.bone.2006.12.056.

- [55] R.- ASALE y RAE, “quiescente | Diccionario de la lengua española”, «*Diccionario de la lengua española*» - Edición del Tricentenario. <https://dle.rae.es/quiescente> (accedido jun. 01, 2021).
- [56] “Definición de apoptosis - Diccionario de cáncer del NCI - Instituto Nacional del Cáncer”, feb. 02, 2011. <https://www.cancer.gov/espanol/publicaciones/diccionarios/diccionario-cancer/def/apoptosis> (accedido jun. 01, 2021).
- [57] T. Bellido, L. I. Plotkin, y A. Bruzzaniti, “Bone Cells”, en *Basic and Applied Bone Biology*, Elsevier, 2019, pp. 37–55. doi: 10.1016/B978-0-12-813259-3.00003-8.
- [58] M. Capulli, R. Paone, y N. Rucci, “Osteoblast and osteocyte: Games without frontiers”, *Arch. Biochem. Biophys.*, vol. 561, pp. 3–12, nov. 2014, doi: 10.1016/j.abb.2014.05.003.
- [59] S. C. Miller, L. de Saint-Georges, B. M. Bowman, y W. S. Jee, “Bone lining cells: structure and function”, *Scanning Microsc.*, vol. 3, n° 3, pp. 953–960; discussion 960-961, sep. 1989.
- [60] H. J. Donahue *et al.*, “Cell-to-cell communication in osteoblastic networks: Cell line-dependent hormonal regulation of gap junction function”, *J. Bone Miner. Res.*, vol. 10, n° 6, pp. 881–889, dic. 2009, doi: 10.1002/jbmr.5650100609.
- [61] T. A. Franz-Odenaal, B. K. Hall, y P. E. Witten, “Buried alive: How osteoblasts become osteocytes”, *Dev. Dyn.*, vol. 235, n° 1, pp. 176–190, ene. 2006, doi: 10.1002/dvdy.20603.
- [62] M. L. Knothe Tate, “‘Whither flows the fluid in bone?’ An osteocyte’s perspective”, *J. Biomech.*, vol. 36, n° 10, pp. 1409–1424, oct. 2003, doi: 10.1016/S0021-9290(03)00123-4.
- [63] X. Feng y J. M. McDonald, “Disorders of Bone Remodeling”, *Annu. Rev. Pathol. Mech. Dis.*, vol. 6, n° 1, pp. 121–145, feb. 2011, doi: 10.1146/annurev-pathol-011110-130203.
- [64] C. Sobacchi, A. Schulz, F. P. Coxon, A. Villa, y M. H. Helfrich, “Osteopetrosis: genetics, treatment and new insights into osteoclast function”, *Nat. Rev. Endocrinol.*, vol. 9, n° 9, pp. 522–536, sep. 2013, doi: 10.1038/nrendo.2013.137.
- [65] L. M. Biga *et al.*, “Bone Structure”, en *Anatomy & Physiology*, OpenStax/Oregon State University, 2019. Accedido: jun. 02, 2021. [En línea]. Disponible en: <https://open.oregonstate.edu/aandp/chapter/6-3-bone-structure/>
- [66] V. Klika, M. A. Pérez, J. M. García-Aznar, F. Maršik, y M. Doblaré, “A coupled mechano-biochemical model for bone adaptation”, *J. Math. Biol.*, vol. 69, n° 6–7, pp. 1383–1429, dic. 2014, doi: 10.1007/s00285-013-0736-9.
- [67] M. R. Allen y D. B. Burr, “Bone Growth, Modeling, and Remodeling”, en *Basic and Applied Bone Biology*, Elsevier, 2019, pp. 85–100. doi: 10.1016/B978-0-12-813259-3.00005-1.
- [68] N. Chennimalai Kumar, J. A. Dantzig, I. M. Jasiuk, A. G. Robling, y C. H. Turner, “Numerical Modeling of Long Bone Adaptation due to Mechanical Loading: Correlation with Experiments”, *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 38, n° 3, pp. 594–604, mar. 2010, doi: 10.1007/s10439-009-9861-4.
- [69] L. Mellibovsky Saidler y A. Díez Pérez, “Qué significa la calidad ósea”, *Semin. Fund. Esp. Reumatol.*, vol. 7, n° 4, pp. 165–176, dic. 2006, doi: 10.1016/S1577-3566(06)75096-5.

- [70] M. L. Brance, “Estudio del mecanismo de acción de monofluorofosfato de sodio sobre la remodelación ósea en ratas. Evaluación del efecto combinado con drogas anti-reabsortivas”, Doctoral, Universidad Nacional del Rosario, Rosario, Argentina, 2014. Accedido: jun. 01, 2021. [En línea]. Disponible en: <http://rephip.unr.edu.ar/xmlui/handle/2133/10179>
- [71] J. Wolff, “Das Gesetz der Transformation der Knochen”, *DMW - Dtsch. Med. Wochenschr.*, vol. 19, n° 47, pp. 1222–1224, nov. 1893, doi: 10.1055/s-0028-1144106.
- [72] H. M. Frost, “Bone’s mechanostat: A 2003 update”, *Anat. Rec.*, vol. 275A, n° 2, pp. 1081–1101, dic. 2003, doi: 10.1002/ar.a.10119.
- [73] “Médula ósea: fuente de las células del sistema inmunológico”. <https://www.misistemainmune.es/inmunologia/componentes/medula-osea-fuente-de-las-celulas-del-sistema-inmunologico> (accedido jun. 02, 2021).
- [74] S. K. Ramasamy, “Structure and Functions of Blood Vessels and Vascular Niches in Bone”, *Stem Cells Int.*, vol. 2017, pp. 1–10, 2017, doi: 10.1155/2017/5046953.
- [75] K. L. Moore, A. M. R. Agur, y A. F. Dalley, *Essential clinical anatomy*. Philadelphia: Wolters Kluwer Health, 2015.
- [76] L. M. Biga *et al.*, “Bones of the Lower Limb”, en *Anatomy & Physiology*, OpenStax/Oregon State University, 2019. Accedido: jun. 02, 2021. [En línea]. Disponible en: <https://open.oregonstate.edu/education/aandp/chapter/8-4-bones-of-the-lower-limb/>
- [77] I. Bandovic, M. R. Holme, y B. Futterman, “Anatomy, Bone Markings”, en *StatPearls*, Treasure Island (FL): StatPearls Publishing, 2021. Accedido: jun. 02, 2021. [En línea]. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK513259/>
- [78] L. M. Biga *et al.*, “4.4 Muscle Tissue”, en *Anatomy & Physiology*, OpenStax/Oregon State University, 2019. Accedido: jun. 02, 2021. [En línea]. Disponible en: <https://open.oregonstate.edu/education/aandp/chapter/4-4-muscle-tissue/>
- [79] M. Richardson, *Muscle Atlas: Musculoskeletal Radiology*. University of Washington, 2008.
- [80] J. G. Skedros y R. A. Brand, “Biographical Sketch: Georg Hermann von Meyer (1815–1892)”, *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 469, n° 11, pp. 3072–3076, nov. 2011, doi: 10.1007/s11999-011-2040-6.
- [81] M. Alperin, “What Biomechanics Has to do With the Female Pelvic Floor — A Historical Perspective”, en *Biomechanics of the Female Pelvic Floor*, Elsevier, 2016, pp. 3–12. doi: 10.1016/B978-0-12-803228-2.00001-5.
- [82] A. Hammer, “The paradox of Wolff’s theories”, *Ir. J. Med. Sci.*, vol. 184, n° 1, pp. 13–22, mar. 2015, doi: 10.1007/s11845-014-1070-y.
- [83] J. C. Koch, “The laws of bone architecture”, *Am. J. Anat.*, vol. 21, n° 2, pp. 177–298, mar. 1917, doi: 10.1002/aja.1000210202.
- [84] E. F. Rybicki, F. A. Simonen, y E. B. Weis, “On the mathematical analysis of stress in the human femur”, *J. Biomech.*, vol. 5, n° 2, pp. 203–215, mar. 1972, doi: 10.1016/0021-9290(72)90056-5.

- [85] J. F. Fetto, P. Bettinger, y K. Austin, "Reexamination of hip biomechanics during unilateral stance", *Am. J. Orthop. Belle Mead NJ*, vol. 24, n° 8, pp. 605–612, ago. 1995.
- [86] "Atención postratamiento - el síndrome de la banda iliotibial: MedlinePlus enciclopedia médica". <https://medlineplus.gov/spanish/ency/patientinstructions/000683.htm> (accedido jun. 11, 2021).
- [87] "Hip Fractures - OrthoInfo - AAOS". <https://orthoinfo.aaos.org/en/diseases--conditions/hip-fractures> (accedido jun. 03, 2021).
- [88] J. D. Zuckerman, "Hip Fracture", *N. Engl. J. Med.*, vol. 334, n° 23, pp. 1519–1525, jun. 1996, doi: 10.1056/NEJM199606063342307.
- [89] K. V. Grigoryan, H. Javedan, y J. L. Rudolph, "Orthogeriatric Care Models and Outcomes in Hip Fracture Patients: A Systematic Review and Meta-Analysis", *J. Orthop. Trauma*, vol. 28, n° 3, pp. e49–e55, mar. 2014, doi: 10.1097/BOT.0b013e3182a5a045.
- [90] "Necrosis avascular - Síntomas y causas - Mayo Clinic". <https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases-conditions/avascular-necrosis/symptoms-causes/syc-20369859> (accedido jun. 03, 2021).
- [91] M. Nordin y V. H. Frankel, Eds., *Basic biomechanics of the musculoskeletal system*, 4th ed. Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, 2012.
- [92] S. E. Sheehan, J. Y. Shyu, M. J. Weaver, A. D. Sodickson, y B. Khurana, "Proximal Femoral Fractures: What the Orthopedic Surgeon Wants to Know", *RadioGraphics*, vol. 35, n° 5, pp. 1563–1584, sep. 2015, doi: 10.1148/rg.2015140301.
- [93] K. A. Egol, K. J. Koval, F. Kummer, y V. H. Frankel, "Stress fractures of the femoral neck", *Clin. Orthop.*, n° 348, pp. 72–78, mar. 1998.
- [94] R.- ASALE y RAE, "prevalencia | Diccionario de la lengua española", «*Diccionario de la lengua española*» - Edición del Tricentenario. <https://dle.rae.es/prevalencia> (accedido jun. 11, 2021).
- [95] A. K. Shah, J. Eissler, y T. Radomisli, "Algorithms For The Treatment of Femoral Neck Fractures", *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 399, 2002, [En línea]. Disponible en: https://journals.lww.com/clinorthop/Fulltext/2002/06000/Algorithms_For_The_Treatment_of_Femoral_Neck.5.aspx
- [96] M. F. Swiontkowski, R. A. Winquist, y S. T. Hansen, "Fractures of the femoral neck in patients between the ages of twelve and forty-nine years.":, *J. Bone Jt. Surg.*, vol. 66, n° 6, pp. 837–846, jul. 1984, doi: 10.2106/00004623-198466060-00003.
- [97] R. S. Garden, "Low-angle fixation in fractures of the femoral neck", *J. Bone Joint Surg. Br.*, vol. 43-B, n° 4, pp. 647–663, nov. 1961, doi: 10.1302/0301-620X.43B4.647.
- [98] W.-C. Chen, S.-W. Yu, I.-C. Tseng, J.-Y. Su, Y.-K. Tu, y W.-J. Chen, "Treatment of Undisplaced Femoral Neck Fractures in the Elderly":, *J. Trauma Inj. Infect. Crit. Care*, vol. 58, n° 5, pp. 1035–1039, may 2005, doi: 10.1097/01.TA.0000169292.83048.17.
- [99] H. P. Chandler, F. T. Reineck, R. L. Wixson, y J. C. McCarthy, "Total hip replacement in patients younger than thirty years old. A five-year follow-up study", *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 63, n° 9, pp. 1426–1434, dic. 1981.

- [100] D. S. Damany, M. J. Parker, y A. Chojnowski, "Complications after intracapsular hip fractures in young adults. A meta-analysis of 18 published studies involving 564 fractures", *Injury*, vol. 36, n° 1, pp. 131–141, ene. 2005, doi: 10.1016/j.injury.2004.05.023.
- [101] M. J. Heetveld, E. L. F. B. Raaymakers, J. S. K. Luitse, M. Nijhof, y D. J. Gouma, "Femoral neck fractures: can physiologic status determine treatment choice?", *Clin. Orthop.*, vol. 461, pp. 203–212, ago. 2007, doi: 10.1097/BLO.0b013e3180574aca.
- [102] J. R. Ross y M. J. Gardner, "Femoral head fractures", *Curr. Rev. Musculoskelet. Med.*, vol. 5, n° 3, pp. 199–205, sep. 2012, doi: 10.1007/s12178-012-9129-8.
- [103] F. A. Asghar y M. A. Karunakar, "Femoral head fractures: diagnosis, management, and complications", *Orthop. Clin. North Am.*, vol. 35, n° 4, pp. 463–472, oct. 2004, doi: 10.1016/j.ocl.2004.05.004.
- [104] "Hip replacement - Mayo Clinic". <https://www.mayoclinic.org/tests-procedures/hip-replacement/about/pac-20385042> (accedido jun. 06, 2021).
- [105] "Cirugía de Reemplazo Parcial vs. Total de Cadera '¿Es un Reemplazo Parcial de Cadera Adecuado para mí?'", *The Leone Center for Orthopedic Care*, may 13, 2020. <https://holycrossleonecenter.com/cirugiadereemplazoparcialvstotal/> (accedido jun. 06, 2021).
- [106] M. W. Pagnano, L. A. McLamb, y R. T. Trousdale, "Primary and Revision Total Hip Arthroplasty for Patients 90 Years of Age and Older", *Mayo Clin. Proc.*, vol. 78, n° 3, pp. 285–288, mar. 2003, doi: 10.4065/78.3.285.
- [107] M. I. Z. Ridzwan, S. Shuib, A. Y. Hassan, A. A. Shokri, y M. N. Mohamad Ib, "Problem of Stress Shielding and Improvement to the Hip Implant Designs: A Review", *J. Med. Sci.*, vol. 7, n° 3, pp. 460–467, mar. 2007, doi: 10.3923/jms.2007.460.467.
- [108] S. D. Waldman y R. S. D. Campbell, "Radiography", en *Imaging of Pain*, Elsevier, 2011, pp. 3–5. doi: 10.1016/B978-1-4377-0906-3.00001-8.
- [109] "X-Rays: Uses, Dangers, Definition & Pregnancy Safety". <https://www.medicinenet.com/x-rays/article.htm> (accedido jun. 07, 2021).
- [110] I. A. Castillo Ruiz, "Aplicación de imágenes médicas en biomecánica ortodóntica", Tesis para optar el título de Ingeniero Mecánico-Eléctrico, Universidad de Piura, Piura, Perú, 2020. Accedido: jun. 07, 2021. [En línea]. Disponible en: <https://pirhua.udep.edu.pe/handle/11042/4573>
- [111] R. Bibb, "Medical imaging for rapid prototyping", en *Medical Modelling*, Elsevier, 2006, pp. 8–31. doi: 10.1533/9781845692001.8.
- [112] S. Konan, M. P. Abdel, y F. S. Haddad, "Cemented versus uncemented hip implant fixation: Should there be age thresholds?", *Bone Jt. Res.*, vol. 8, n° 12, pp. 604–607, dic. 2019, doi: 10.1302/2046-3758.812.BJR-2019-0337.
- [113] A. Garland, M. Gordon, G. Garellick, J. Kärrholm, O. Sköldenberg, y N. P. Hailer, "Risk of early mortality after cemented compared with cementless total hip arthroplasty: a nationwide matched cohort study", *Bone Jt. J.*, vol. 99-B, n° 1, pp. 37–43, ene. 2017, doi: 10.1302/0301-620X.99B1.BJJ-2016-0304.R1.

- [114] J. Maggs y M. Wilson, "The relative merits of cemented and uncemented prostheses in total hip arthroplasty", *Indian J. Orthop.*, vol. 51, n° 4, p. 377, 2017, doi: 10.4103/ortho.IJOrtho_405_16.
- [115] F. Gómez-García, M. Fernández-Fairen, y R. L. Espinosa-Mendoza, "A proposal for the study of cementless short-stem hip prostheses", *Acta Ortop. Mex.*, vol. 30, n° 4, pp. 204–215, ago. 2016.
- [116] M. Revell y E. Davis, "Hip replacement: clinical perspectives", en *Joint Replacement Technology*, Elsevier, 2008, pp. 462–480. doi: 10.1533/9781845694807.4.462.
- [117] A. Goharian, "General Concepts", en *Trauma Plating Systems*, Elsevier, 2017, pp. 3–18. doi: 10.1016/B978-0-12-804634-0.00001-X.
- [118] J. Duque Morán, R. Navarro Navarro, R. Navarro García, y J. A. Ruiz Caballero, "Biomecánica de la prótesis total de cadera: cementadas y no cementadas", *Canar. Médica Quirúrgica*, pp. 1–17, 2011.
- [119] R. B. Bourne, C. H. Rorabeck, J. J. Patterson, y J. Guerin, "Tapered titanium cementless total hip replacements: a 10- to 13-year followup study", *Clin. Orthop.*, n° 393, pp. 112–120, dic. 2001.
- [120] J. Parvizi, K. S. Keisu, W. J. Hozack, P. F. Sharkey, y R. H. Rothman, "Primary total hip arthroplasty with an uncemented femoral component", *J. Arthroplasty*, vol. 19, n° 2, pp. 151–156, feb. 2004, doi: 10.1016/j.arth.2003.10.003.
- [121] M. B. Bezuidenhout, D. M. Dimitrov, A. D. van Staden, G. A. Oosthuizen, y L. M. T. Dicks, "Titanium-Based Hip Stems with Drug Delivery Functionality through Additive Manufacturing", *BioMed Res. Int.*, vol. 2015, pp. 1–11, 2015, doi: 10.1155/2015/134093.
- [122] C. Rivière *et al.*, "Long-term bone remodelling around 'legendary' cementless femoral stems", *EFORT Open Rev.*, vol. 3, n° 2, pp. 45–57, feb. 2018, doi: 10.1302/2058-5241.3.170024.
- [123] M. G. Joshi, S. G. Advani, F. Miller, y M. H. Santare, "Analysis of a femoral hip prosthesis designed to reduce stress shielding", *J. Biomech.*, vol. 33, n° 12, pp. 1655–1662, dic. 2000, doi: 10.1016/S0021-9290(00)00110-X.
- [124] R. Huiskes, H. Weinans, y B. van Rietbergen, "The relationship between stress shielding and bone resorption around total hip stems and the effects of flexible materials", *Clin. Orthop.*, n° 274, pp. 124–134, ene. 1992.
- [125] H. E. Jergesen y J. W. Karlen, "Clinical outcome in total hip arthroplasty using a cemented titanium femoral prosthesis", *J. Arthroplasty*, vol. 17, n° 5, pp. 592–599, ago. 2002, doi: 10.1054/arth.2002.32697.
- [126] M. M. Kheir, N. J. Drayer, y A. F. Chen, "An Update on Cementless Femoral Fixation in Total Hip Arthroplasty", *J. Bone Jt. Surg.*, vol. 102, n° 18, pp. 1646–1661, sep. 2020, doi: 10.2106/JBJS.19.01397.
- [127] G. Logroscino *et al.*, "Bone Integration of New 'Stemless' Hip Implants (Proxima Vs. Nanos). A DXA Study: Preliminary Results", *Int. J. Immunopathol. Pharmacol.*, vol. 24, n° 1_suppl2, pp. 113–116, ene. 2011, doi: 10.1177/03946320110241S221.

- [128] T. McTighe, D. Brazil, J. M. Keggi, L. Keppler, y E. J. McPherson, "Short-stem designs for total hip arthroplasty: Neck stabilized femoral components", en *The Adult Hip: Hip Arthroplasty Surgery: Third Edition*, vol. 1, 2015.
- [129] C. Gombár, G. Janositz, G. Frieber, y K. Sisák, "The DePuy Proxima™ short stem for total hip arthroplasty – Excellent outcome at a minimum of 7 years", *J. Orthop. Surg.*, vol. 27, n° 2, p. 230949901983866, may 2019, doi: 10.1177/2309499019838668.
- [130] M. L. Zuley *et al.*, "Radiology Data from The Cancer Genome Atlas Prostate Adenocarcinoma [TCGA-PRAD] collection". The Cancer Imaging Archive, 2016. doi: 10.7937/K9/TCIA.2016.YXOGLM4Y.
- [131] A. A. Yorke, G. C. McDonald, D. Solis, y T. Guerrero, "Pelvic Reference Data [Dataset]". The Cancer Imaging Archive, 2019. doi: 10.7937/TCIA.2019.WOSKQ500.
- [132] G. Rinaldi, D. Capitani, F. Maspero, y V. Scita, "Mid-term results with a neck-preserving femoral stem for total hip arthroplasty", *HIP Int.*, vol. 28, n° 2_suppl, pp. 28–34, nov. 2018, doi: 10.1177/1120700018813216.
- [133] A. L. Sabatini y T. Goswami, "Hip implants VII: Finite element analysis and optimization of cross-sections", *Mater. Des.*, vol. 29, n° 7, pp. 1438–1446, ene. 2008, doi: 10.1016/j.matdes.2007.09.002.
- [134] A. Fitzgibbon, M. Pilu, y R. B. Fisher, "Direct least square fitting of ellipses", *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, vol. 21, n° 5, pp. 476–480, may 1999, doi: 10.1109/34.765658.
- [135] K. Paton, "Conic sections in chromosome analysis", *Pattern Recognit.*, vol. 2, n° 1, pp. 39–51, ene. 1970, doi: 10.1016/0031-3203(70)90040-3.
- [136] C. Cruz-Díaz, "Ajuste Robusto de Múltiples Elipses Usando Algoritmos Genéticos", Master, Instituto Politécnico Nacional, México, 2012. [En línea]. Disponible en: <https://www.cs.cinvestav.mx/TesisGraduados/2012/TesisCesarCruz.pdf>
- [137] L. W. Carter, D. O. Stovall, y T. R. Young, "Determination of accuracy of preoperative templating of noncemented femoral prostheses", *J. Arthroplasty*, vol. 10, n° 4, pp. 507–513, ago. 1995, doi: 10.1016/S0883-5403(05)80153-6.
- [138] H. J. A. Crooijmans, A. M. R. P. Laumen, C. van Pul, y J. B. A. van Mourik, "A New Digital Preoperative Planning Method for Total Hip Arthroplasties", *Clin. Orthop.*, vol. 467, n° 4, pp. 909–916, abr. 2009, doi: 10.1007/s11999-008-0486-y.
- [139] A. Fottner *et al.*, "Biomechanical evaluation of different offset versions of a cementless hip prosthesis by 3-dimensional measurement of micromotions", *Clin. Biomech.*, vol. 26, n° 8, pp. 830–835, oct. 2011, doi: 10.1016/j.clinbiomech.2011.04.001.
- [140] M. Viceconti *et al.*, "CT-based surgical planning software improves the accuracy of total hip replacement preoperative planning", *Med. Eng. Phys.*, vol. 25, n° 5, pp. 371–377, jun. 2003, doi: 10.1016/S1350-4533(03)00018-3.
- [141] K. Toth y G. Sohar, "Short-Stem Hip Arthroplasty", en *Arthroplasty - Update*, P. Kinov, Ed. InTech, 2013. doi: 10.5772/53134.
- [142] X. Wen-ming, W. Ai-min, W. Qi, L. Chang-Hua, Z. Jian-fei, y X. Fang-fang, "An integrated CAD/CAM/robotic milling method for custom cementless femoral prostheses", *Med. Eng. Phys.*, vol. 37, n° 9, pp. 911–915, sep. 2015, doi: 10.1016/j.medengphy.2015.06.005.

- [143] H. Iguchi, J. Hua, y P. S. Walker, "Accuracy of using radiographs for custom hip stem design", *J. Arthroplasty*, vol. 11, n° 3, pp. 312–321, abr. 1996, doi: 10.1016/S0883-5403(96)80084-2.
- [144] P. Rubin, P. Leyvraz, J. Aubaniac, J. Argenson, P. Esteve, y B. de Roguin, "The morphology of the proximal femur. A three-dimensional radiographic analysis", *J. Bone Joint Surg. Br.*, vol. 74-B, n° 1, pp. 28–32, ene. 1992, doi: 10.1302/0301-620X.74B1.1732260.
- [145] M. Y. Baharuddin, S.-H. Salleh, A. H. Zulkifly, M. H. Lee, y A. Mohd Noor, "Morphological Study of the Newly Designed Cementless Femoral Stem", *BioMed Res. Int.*, vol. 2014, pp. 1–11, 2014, doi: 10.1155/2014/692328.
- [146] Z. Wang, H. Li, Y. Zhou, y W. Deng, "Three-dimensional femoral morphology in Hartofilakidis type C developmental dysplastic hips and the implications for total hip arthroplasty", *Int. Orthop.*, vol. 44, n° 10, pp. 1935–1942, oct. 2020, doi: 10.1007/s00264-020-04661-3.
- [147] R.-Y. Zhang, X.-Y. Su, J.-X. Zhao, J.-T. Li, L.-C. Zhang, y P.-F. Tang, "Three-dimensional morphological analysis of the femoral neck torsion angle—an anatomical study", *J. Orthop. Surg.*, vol. 15, n° 1, p. 192, dic. 2020, doi: 10.1186/s13018-020-01712-8.
- [148] I. Gilligan, S. Chandraphak, y P. Mahakkanukrauh, "Femoral neck-shaft angle in humans: variation relating to climate, clothing, lifestyle, sex, age and side", *J. Anat.*, vol. 223, n° 2, pp. 133–151, ago. 2013, doi: 10.1111/joa.12073.
- [149] L. C. B. de Gusmão, C. F. de Sousa Rodrigues, J. S. Martins, y A. J. da Silva, "Ángulo de Inclinación del Fémur en el Hombre y su Relación con la Coxa Vara y la Coxa Valga", *Int. J. Morphol.*, vol. 29, n° 2, pp. 389–392, jun. 2011, doi: 10.4067/S0717-95022011000200013.
- [150] J. Houcke, V. Khanduja, C. Pattyn, y E. Audenaert, "The history of biomechanics in total hip arthroplasty", *Indian J. Orthop.*, vol. 51, n° 4, pp. 359–367, 2017, doi: 10.4103/ortho.IJOrtho_280_17.
- [151] M. N. Charles, R. B. Bourne, J. R. Davey, A. S. Greenwald, B. F. Morrey, y C. H. Rorabeck, "Soft-tissue balancing of the hip: the role of femoral offset restoration", *Instr. Course Lect.*, vol. 54, pp. 131–141, 2005.
- [152] K.-H. Widmer y M. Majewski, "The impact of the CCD-angle on range of motion and cup positioning in total hip arthroplasty", *Clin. Biomech.*, vol. 20, n° 7, pp. 723–728, ago. 2005, doi: 10.1016/j.clinbiomech.2005.04.003.
- [153] P. Yadav, S. J. Shefelbine, y E. M. Gutierrez-Farewik, "Effect of growth plate geometry and growth direction on prediction of proximal femoral morphology", *J. Biomech.*, vol. 49, n° 9, pp. 1613–1619, jun. 2016, doi: 10.1016/j.jbiomech.2016.03.039.
- [154] G. E. Lewinnek, J. L. Lewis, R. Tarr, C. L. Compere, y J. R. Zimmerman, "Dislocations after total hip-replacement arthroplasties.", *J. Bone Jt. Surg.*, vol. 60, n° 2, pp. 217–220, mar. 1978, doi: 10.2106/00004623-197860020-00014.
- [155] D. Matovinović, B. Nemec, G. Gulan, B. Sestan, y J. Ravlić-Gulan, "Comparison in regression of femoral neck anteversion in children with normal, intoeing and outtoeing gait—prospective study", *Coll. Antropol.*, vol. 22, n° 2, pp. 525–532, dic. 1998.

- [156] S. Svenningsen, K. Apalset, T. Terjesen, y S. Anda, "Regression of femoral anteversion: A prospective study of intoeing children", *Acta Orthop. Scand.*, vol. 60, n° 2, pp. 170–173, ene. 1989, doi: 10.3109/17453678909149246.
- [157] G. Bergmann, F. Graichen, y A. Rohlmann, "Hip joint loading during walking and running, measured in two patients", *J. Biomech.*, vol. 26, n° 8, pp. 969–990, ago. 1993, doi: 10.1016/0021-9290(93)90058-M.
- [158] J. Hauptfleisch, S. Glyn-Jones, D. J. Beard, H. S. Gill, y D. W. Murray, "The premature failure of the Charnley Elite-Plus stem: A CONFIRMATION OF RSA PREDICTIONS", *J. Bone Joint Surg. Br.*, vol. 88-B, n° 2, pp. 179–183, feb. 2006, doi: 10.1302/0301-620X.88B2.17055.
- [159] M. O. Heller, G. Bergmann, G. Deuretzbacher, L. Claes, N. P. Haas, y G. N. Duda, "Influence of femoral anteversion on proximal femoral loading: measurement and simulation in four patients", *Clin. Biomech.*, vol. 16, n° 8, pp. 644–649, oct. 2001, doi: 10.1016/S0268-0033(01)00053-5.
- [160] K.-H. Widmer y B. Zurfluh, "Compliant positioning of total hip components for optimal range of motion", *J. Orthop. Res.*, vol. 22, n° 4, pp. 815–821, jul. 2004, doi: 10.1016/j.orthres.2003.11.001.
- [161] L. D. Dorr, A. Malik, M. Dastane, y Z. Wan, "Combined Anteversion Technique for Total Hip Arthroplasty", *Clin. Orthop.*, vol. 467, n° 1, pp. 119–127, ene. 2009, doi: 10.1007/s11999-008-0598-4.
- [162] R. Iorio, W. L. Healy, P. D. Warren, y D. Appleby, "Lateral Trochanteric Pain Following Primary Total Hip Arthroplasty", *J. Arthroplasty*, vol. 21, n° 2, pp. 233–236, feb. 2006, doi: 10.1016/j.arth.2005.03.041.
- [163] F. Bjørndal y K. Bjørgul, "The role of femoral offset and abductor lever arm in total hip arthroplasty", *J. Orthop. Traumatol.*, vol. 16, n° 4, pp. 325–330, dic. 2015, doi: 10.1007/s10195-015-0358-7.
- [164] A. Matsushita, Y. Nakashima, S. Jingushi, T. Yamamoto, A. Kuraoka, y Y. Iwamoto, "Effects of the Femoral Offset and the Head Size on the Safe Range of Motion in Total Hip Arthroplasty", *J. Arthroplasty*, vol. 24, n° 4, pp. 646–651, jun. 2009, doi: 10.1016/j.arth.2008.02.008.
- [165] D. R. Chandler, R. Glousman, D. Hull, P. J. McGuire, I. C. Clarke, y A. Sarmiento, "Prosthetic Hip Range of Motion and Impingement: The Effects of Head and Neck Geometry", *Clin. Orthop.*, n° 166, pp. 284–291, jun. 1982, doi: 10.1097/00003086-198206000-00045.
- [166] J. R. Berstock, A. M. Hughes, A. M. Lindh, y E. J. Smith, "A Radiographic Comparison of Femoral Offset after Cemented and Cementless Total Hip Arthroplasty", *HIP Int.*, vol. 24, n° 6, pp. 582–586, nov. 2014, doi: 10.5301/hipint.5000160.
- [167] D. P. Sakalkale, P. F. Sharkey, K. Eng, W. J. Hozack, y R. H. Rothman, "Effect of Femoral Component Offset on Polyethylene Wear in Total Hip Arthroplasty", *Clin. Orthop.*, vol. 388, pp. 125–134, jul. 2001, doi: 10.1097/00003086-200107000-00019.

- [168] M. Y. Baharuddin *et al.*, “Design process of cementless femoral stem using a nonlinear three dimensional finite element analysis”, *BMC Musculoskelet. Disord.*, vol. 15, n° 30, pp. 1–17, dic. 2014, doi: 10.1186/1471-2474-15-30.
- [169] O. Abdelaal, S. Darwish, H. El-Hofy, y Y. Saito, “Patient-specific design process and evaluation of a hip prosthesis femoral stem”, *Int. J. Artif. Organs*, vol. 42, n° 6, pp. 271–290, jun. 2019, doi: 10.1177/0391398818815479.
- [170] D. Dimitriou, T.-Y. Tsai, y Y.-M. Kwon, “The effect of femoral neck osteotomy on femoral component position of a primary cementless total hip arthroplasty”, *Int. Orthop.*, vol. 39, n° 12, pp. 2315–2321, dic. 2015, doi: 10.1007/s00264-015-2739-1.
- [171] N. E. Shalom, G. X. Gong, y M. Auster, “Fluoroscopy: An essential diagnostic modality in the age of high-resolution cross-sectional imaging”, *World J. Radiol.*, vol. 12, n° 10, pp. 213–230, oct. 2020, doi: 10.4329/wjr.v12.i10.213.
- [172] M. M. Morlock, R. Hube, G. Wassilew, F. Prange, G. Huber, y C. Perka, “Taper corrosion: a complication of total hip arthroplasty”, *EFORT Open Rev.*, vol. 5, n° 11, pp. 776–784, nov. 2020, doi: 10.1302/2058-5241.5.200013.
- [173] A. Srinivasan, E. Jung, y B. R. Levine, “Modularity of the Femoral Component in Total Hip Arthroplasty”:, *J. Am. Acad. Orthop. Surg.*, vol. 20, n° 4, pp. 214–222, abr. 2012, doi: 10.5435/JAAOS-20-04-214.
- [174] S. Hussenbocus, D. Kosuge, L. B. Solomon, D. W. Howie, y R. H. Oskouei, “Head-Neck Taper Corrosion in Hip Arthroplasty”, *BioMed Res. Int.*, vol. 2015, pp. 1–9, 2015, doi: 10.1155/2015/758123.
- [175] R. Huiskes y E. Y. S. Chao, “A survey of finite element analysis in orthopedic biomechanics: The first decade”, *J. Biomech.*, vol. 16, n° 6, pp. 385–409, ene. 1983, doi: 10.1016/0021-9290(83)90072-6.
- [176] S. K. Parashar y J. K. Sharma, “A review on application of finite element modelling in bone biomechanics”, *Perspect. Sci.*, vol. 8, pp. 696–698, sep. 2016, doi: 10.1016/j.pisc.2016.06.062.
- [177] D. M. O. Suárez, J. Vivas, y E. R. S. Rangel, “Uso del Método de Elementos Finitos (MEF) para la Determinación de Esfuerzos y Deformaciones en un Modelo de Pozo.”, *Rev. Fuentes El Reventón Energético*, vol. 7, n° 1, 2009, Accedido: may 23, 2021. [En línea]. Disponible en: https://archives.datapages.com/data/colombia_acggp/simp10/27.htm
- [178] L. L. Otero Pereiro, “Aprendiendo sobre el Método de los Elementos Finitos”, *Ing. Mecánica*, vol. 9, n° 3, pp. 7–13, 2006.
- [179] C. Ojeda Diaz, *Resistencia de materiales con casos resueltos y aplicación CAD/CAE*, 1ª ed. Universidad de Piura, 2018.
- [180] S. Wang, X. Zhou, L. Liu, Z. Shi, y Y. Hao, “On the design and properties of porous femoral stems with adjustable stiffness gradient”, *Med. Eng. Phys.*, vol. 81, pp. 30–38, jul. 2020, doi: 10.1016/j.medengphy.2020.05.003.
- [181] D. Guede, P. González, y J. R. Caeiro, “Biomecánica y hueso (I): Conceptos básicos y ensayos mecánicos clásicos”, *Rev. Osteoporos. Metab. Miner.*, vol. 5, n° 1, pp. 43–50, mar. 2013, doi: 10.4321/S1889-836X2013000100008.

- [182] A. Viladot Voegeli, *Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor*. Barcelona: Springer, 2000.
- [183] T. D. Brown y A. B. Ferguson, “Mechanical Property Distributions in the Cancellous Bone of the Human Proximal Femur”, *Acta Orthop. Scand.*, vol. 51, n° 1–6, pp. 429–437, ene. 1980, doi: 10.3109/17453678008990819.
- [184] W. R. Taylor *et al.*, “Determination of orthotropic bone elastic constants using FEA and modal analysis”, *J. Biomech.*, vol. 35, n° 6, pp. 767–773, jun. 2002, doi: 10.1016/S0021-9290(02)00022-2.
- [185] C. I. López, “Aplicación de un método no destructivo para la obtención propiedades físicas de tejido óseo basado técnica imanenológica y herramientas software cad”, *Prospectiva*, vol. 10, n° 2, pp. 22–30, ago. 2014, doi: 10.15665/rp.v10i2.229.
- [186] J. Y. Rho, M. C. Hobatho, y R. B. Ashman, “Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone”, *Med. Eng. Phys.*, vol. 17, n° 5, pp. 347–355, jul. 1995, doi: 10.1016/1350-4533(95)97314-F.
- [187] J. H. Keyak, T. S. Kaneko, J. Tehranzadeh, y H. B. Skinner, “Predicting Proximal Femoral Strength Using Structural Engineering Models”, *Clin. Orthop.*, vol. NA, n° 437, pp. 219–228, ago. 2005, doi: 10.1097/01.blo.0000164400.37905.22.
- [188] E. Schileo *et al.*, “An accurate estimation of bone density improves the accuracy of subject-specific finite element models”, *J. Biomech.*, vol. 41, n° 11, pp. 2483–2491, ago. 2008, doi: 10.1016/j.jbiomech.2008.05.017.
- [189] M. Pithioux, “Lois de comportement et modèles de rupture des os longs en accidentologie”, Doctorat, Université de la Méditerranée, Marseille, Francia, 2000. [En línea]. Disponible en: <https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-00163912>
- [190] L. Peng, J. Bai, X. Zeng, y Y. Zhou, “Comparison of isotropic and orthotropic material property assignments on femoral finite element models under two loading conditions”, *Med. Eng. Phys.*, vol. 28, n° 3, pp. 227–233, abr. 2006, doi: 10.1016/j.medengphy.2005.06.003.
- [191] C. J. Hernandez, “Chapter A2 Cancellous Bone”, en *Handbook of Biomaterial Properties*, W. Murphy, J. Black, y G. Hastings, Eds. New York, NY: Springer New York, 2016, pp. 15–21. doi: 10.1007/978-1-4939-3305-1_2.
- [192] D. C. Wirtz, N. Schiffers, T. Pandorf, K. Radermacher, D. Weichert, y R. Forst, “Critical evaluation of known bone material properties to realize anisotropic FE-simulation of the proximal femur”, *J. Biomech.*, vol. 33, n° 10, pp. 1325–1330, oct. 2000, doi: 10.1016/S0021-9290(00)00069-5.
- [193] H.-S. Yang, T.-T. Guo, J.-H. Wu, y X. Ma, “Inhomogeneous material property assignment and orientation definition of transverse isotropy of femur”, *J. Biomed. Sci. Eng.*, vol. 02, n° 06, pp. 419–424, 2009, doi: 10.4236/jbise.2009.26060.
- [194] F. H. Sam Froes, “Titanium for medical and dental applications—An introduction”, en *Titanium in Medical and Dental Applications*, Elsevier, 2018, pp. 3–21. doi: 10.1016/B978-0-12-812456-7.00001-9.
- [195] D. Rickert, A. Lendlein, I. Peters, M. A. Moses, y R.-P. Franke, “Biocompatibility testing of novel multifunctional polymeric biomaterials for tissue engineering applications in head

- and neck surgery: an overview”, *Eur. Arch. Otorhinolaryngol.*, vol. 263, nº 3, pp. 215–222, mar. 2006, doi: 10.1007/s00405-005-0950-1.
- [196] E. L. Becker y I. Landau, “International Dictionary of Medicine and Biology”, *J. Clin. Eng.*, vol. 11, nº 2, p. 134, mar. 1986, doi: 10.1097/00004669-198603000-00007.
- [197] M. Choroszyński, M. R. Choroszyński, y S. J. Skrzypek, “Biomaterials for hip implants – important considerations relating to the choice of materials”, *Bio-Algorithms Med-Syst.*, vol. 13, nº 3, pp. 133–145, ene. 2017, doi: 10.1515/bams-2017-0017.
- [198] “Citotoxicidad. Diccionario médico. Clínica Universidad de Navarra.” <https://www.cun.es/diccionario-medico/terminos/citotoxicidad> (accedido may 28, 2021).
- [199] Y. Okazaki y E. Gotoh, “Comparison of metal release from various metallic biomaterials in vitro”, *Biomaterials*, vol. 26, nº 1, pp. 11–21, ene. 2005, doi: 10.1016/j.biomaterials.2004.02.005.
- [200] M. Browne y P. J. Gregson, “Surface modification of titanium alloy implants”, *Biomaterials*, vol. 15, nº 11, pp. 894–898, sep. 1994, doi: 10.1016/0142-9612(94)90113-9.
- [201] M. Pellizzari, A. Jam, M. Tschon, M. Fini, C. Lora, y M. Benedetti, “A 3D-Printed Ultra-Low Young’s Modulus β -Ti Alloy for Biomedical Applications”, *Materials*, vol. 13, nº 12, p. 2792, jun. 2020, doi: 10.3390/ma13122792.
- [202] V. Petrovic, J. Vicente Haro Gonzalez, O. Jordá Ferrando, J. Delgado Gordillo, J. Ramón Blasco Puchades, y L. Portolés Griñan, “Additive layered manufacturing: sectors of industrial application shown through case studies”, *Int. J. Prod. Res.*, vol. 49, nº 4, pp. 1061–1079, feb. 2011, doi: 10.1080/00207540903479786.
- [203] T. J. Horn y O. L. A. Harrysson, “Overview of Current Additive Manufacturing Technologies and Selected Applications”, *Sci. Prog.*, vol. 95, nº 3, pp. 255–282, sep. 2012, doi: 10.3184/003685012X13420984463047.
- [204] J. Markwardt *et al.*, “Experimental study on the behavior of primary human osteoblasts on laser-cused pure titanium surfaces: Human Osteoblasts on Laser - Cused Titanium”, *J. Biomed. Mater. Res. A*, vol. 102, nº 5, pp. 1422–1430, may 2014, doi: 10.1002/jbm.a.34824.
- [205] S. Ponader *et al.*, “In vivo performance of selective electron beam-melted Ti-6Al-4V structures”, *J. Biomed. Mater. Res. A*, vol. 92A, nº 1, pp. 56–62, ene. 2010, doi: 10.1002/jbm.a.32337.
- [206] M. Cronskär, M. Bäckström, y L. Rännar, “Production of customized hip stem prostheses – a comparison between conventional machining and electron beam melting (EBM)”, *Rapid Prototyp. J.*, vol. 19, nº 5, pp. 365–372, jul. 2013, doi: 10.1108/RPJ-07-2011-0067.
- [207] ASTM International, *ASTM F136-08. Standard Specification for Wrought Titanium-6 Aluminum-4 Vanadium ELI (Extra Low Interstitial) Alloy for Surgical Implant Applications (UNS R56401)*. West Conshohocken, PA: ASTM International West Conshohocken, 2008.
- [208] G. Bergmann, A. Bender, J. Dymke, G. Duda, y P. Damm, “Standardized loads acting in hip implants”, *PLoS ONE*, vol. 11, nº 5, 2016, doi: 10.1371/journal.pone.0155612.

- [209] International Standard ISO 7206-4, "Implants for surgery-Partial and total hip joint prostheses, Part 4: Determination of endurance properties and performance of stemmed femoral components". 2010.
- [210] G. Yamako *et al.*, "In-vitro biomechanical evaluation of stress shielding and initial stability of a low-modulus hip stem made of β type Ti-33.6Nb-4Sn alloy", *Med. Eng. Phys.*, vol. 36, n° 12, pp. 1665–1671, dic. 2014, doi: 10.1016/j.medengphy.2014.09.002.
- [211] B. Mikić y D. R. Carter, "Bone strain gage data and theoretical models of functional adaptation", *J. Biomech.*, vol. 28, n° 4, pp. 465–469, abr. 1995, doi: 10.1016/0021-9290(94)00085-I.
- [212] A. W. L. Turner, R. M. Gillies, R. Sekel, P. Morris, W. Bruce, y W. R. Walsh, "Computational bone remodelling simulations and comparisons with DEXA results", *J. Orthop. Res.*, vol. 23, n° 4, pp. 705–712, jul. 2005, doi: 10.1016/j.orthres.2005.02.002.
- [213] E. Schileo, F. Taddei, L. Cristofolini, y M. Viceconti, "Subject-specific finite element models implementing a maximum principal strain criterion are able to estimate failure risk and fracture location on human femurs tested in vitro", *J. Biomech.*, vol. 41, n° 2, pp. 356–367, ene. 2008, doi: 10.1016/j.jbiomech.2007.09.009.
- [214] S. G. Yan *et al.*, "Metaphyseal anchoring short stem hip arthroplasty provides a more physiological load transfer: a comparative finite element analysis study", *J. Orthop. Surg.*, vol. 15, n° 1, p. 498, dic. 2020, doi: 10.1186/s13018-020-02027-4.
- [215] P. Losa Zapico, "Diseño de una prótesis liviana de cadera con la posibilidad de incorporar medicación", Grado, Universidad Politécnica de Madrid, Madrid, España, 2018. [En línea]. Disponible en: <http://oa.upm.es/49719/>

Apéndices





Apéndice A. Artículo “Biomechanical Study of Proximal Femur for Designing Stems for Total Hip Replacement”²⁵



Article

Biomechanical Study of Proximal Femur for Designing Stems for Total Hip Replacement

William Solórzano ^{1,*}, Carlos Ojeda ¹ and Andres Diaz Lantada ^{2,*}

¹ Mechanical Technology Laboratory, Department of Mechanical and Electrical Engineering, Universidad de Piura, Piura 20009, Peru; carlos.ojeda@udep.edu.pe

² Product Development Laboratory, Department of Mechanical Engineering, Universidad Politécnica de Madrid, c/ José Gutiérrez Abascal 2, 28006 Madrid, Spain

* Correspondence: wsrequejo@gmail.com or william.solorzano@alum.udep.edu.pe (W.S.); adiaz@etsii.upm.es (A.D.L.); Tel.: +51-94-325-7910 (W.S.)

Received: 26 March 2020; Accepted: 16 June 2020; Published: 19 June 2020



Abstract: Innovative hip implants should be designed in accordance with biomechanical models of the proximal femur and take into account both body weight and muscle action in order to improve usability and biomimetic performance. This article proposes a finite element analysis of the proximal femur using both cortical and trabecular regions and employing transverse isotropic properties with standardized loads taken from active and young patients. Maximum principal stresses are plotted to show the mechanical behavior of the femur and grouped to evaluate stress shielding. Tsai–Wu and the maximum principal stress fields are useful for finding the areas more prone to failure and analyzing the influence of the stems on femoral mechanics. Other parameters, such as the stem material, absence of neck and osteotomy level, are explained. This paper is expected to provide a guide for designers and surgeons of femoral stems for assessing qualitatively and quantitatively the risks of stress shielding.

Keywords: proximal femur; biomechanics; finite element analysis; stress shielding; hip replacement

1. Introduction

Bone is a dynamic tissue that possesses interesting mechanical properties as a result of its organic and inorganic composition [1]. Such properties lead to relevant features connected to accomplishing the following functions [2]: allowing locomotion, providing rigid support and places for muscle action, providing a protective shield for the internal organs and bone marrow, acting as ion backup for the maintenance of homeostasis minerals, acting as an endocrine organ that regulates the metabolism [3] and maintains an acid-base balance, and providing a hematopoiesis environment inside of medullar spaces [4]. Macroscopic bone anatomy is composed of cortical and trabecular bone; each one has mechanical properties that follow its histological characteristics. On the one hand, cortical bone has a high density and low porosity—these features endow it with great compressive strength, enabling it to contribute to the mechanical role of bone [5]. It is also stiffer with a low toughness, as compared with other biomaterials and human tissues. Its microscopic pores permit vascular and neural supply, and the delivery of nutrients, but its deterioration rapidly compromises mechanical integrity and the loss of strength during ageing [6]. On the other hand, trabecular or spongy bone has high porosity, with pores making up 50–90% of the total volume—consequently, this reduces its compressive strength but increase its resistance to strain. Likewise, it contributes to providing internal support and increased surface area for red bone marrow, blood vessels and other connective tissues which are in contact and interact with bone [5,6].

²⁵ <https://doi.org/10.3390/app10124208>

Bones are composed of cells; they participate in process like bone growth, modelling and remodeling. The main cells and functions include: osteoblasts, instructed to create and maintain the skeleton architecture [7–9]; osteoclasts, able to remove mineral bone matrix and devoted to dissolving calcium phosphate crystals and digesting collagen, linked to diseases such as arthritis, cancer and osteoporosis, among others, when they develop pathogenic roles [10,11]; and osteocytes, which perform the role of mechanotransduction, the ability to sense mechanical stimuli and translate them into biochemical signals that regulate the action of other cells and communicate with osteoblasts and other associates [12]. These cells, with their self-adaptive abilities, guide bone fate and bone remodeling, the process through which bone undergoes substantial changes in structure, shape, properties and composition according to the mechanical and physiological environment [13]. Bone remodeling is essential in tissue repair, engineering and regeneration approaches, and, being influenced by mechanical cues, it proves urgent to develop and apply reliable biomechanical models in parallel to the development of bone replacements and implants.

The bone remodeling process is essentially the same in cortical and trabecular bone, and its functions include: the replacement of primary bone with secondary bone, which is more mechanically competent; the removal of ischemic or microfractured bone; and the promotion of correct calcium homeostasis [2,14]. This process involves simultaneous resorption and formation, contrary to bone modeling (formation) [15], as result of osteoblasts and osteoclasts action. Both cooperate in the remodeling process in what is called a “basic multicellular unit” (BMU). According to the literature, the remodeling process consists of three phases: resorption, reversal and formation [16]. Bone adaptation to mechanical loading, as one of the causes of the bone remodeling process, is referred to as Wolff’s law or the “law of bone formation”. This law suggests that bone density changes in response to variations in the functional forces of the bone. Therefore, bone atrophy occurs when bones are not mechanically stressed, while hypertrophy appears when they are over-stressed [17].

The specific study of proximal femur biomechanics has led to interesting biomechanical models that have been used for years to design prosthesis for total hip replacement. In 1867, Culmann and von Meyer presented their work to the Society for Natural Science about the internal architecture of the human femoral head and the related stress trajectories. Von Meyer demonstrated arched trabecular patterns in a sagittal femoral section and Culmann suggested that the patterns seemed to be associated with the principal stress produced by functional loading, inspired in a crane that he was designing with a similar shape [18]. In 1870, Wolff developed his “trajectorial theory”, in which he proposed the path that physiological forces seemed to take, notably through the proximal femur, as shown by the trabecular patterns. Wolff emphasized the fact that these columns crossed at right angles [19]. In 1917, Koch investigated femoral mechanics considering femur as an isolated beam structure whose main stresses occurred as a result of the body weight (BW) and did not consider the effect of surrounding muscles. He concluded that BW produces two different sets of stress lines: compressive stresses, along the medial side, and tensile stresses, on the lateral side [20].

Koch’s model has been used for designing stems for total hip replacement. Consequently, the conventional stems use the medial side as a support because that set of lines transfers compressive loads. Some researchers have investigated the applicability of Koch’s model in depth, with interesting conclusions. Rybichi [21] proved, using Koch’s model, that walking produces a force equal to 70% of its fatigue strength; therefore, the risk of fracture of the greater trochanter would be too high. Also, Fetto and Austin [22] used parameters from Koch’s model for predicting the femoral shape, but they found that the computer predicted an unnatural shape of the femur with an expanded diaphyseal diameter. In fact, Koch’s model does not accurately describe the femoral biomechanics because it ignores the muscle action. If taken into account, the forces generated by the iliotibial band and by the vastus lateralis–gluteus medius complex create a tension band effect that converts the tensile stresses of the lateral femoral column into compressive stresses [22,23]. This ascertains that cortical femur bone is undergoing compressive stresses in normal performance, in accordance with its histological characteristics. These differences between models are schematically presented in Figure 1.

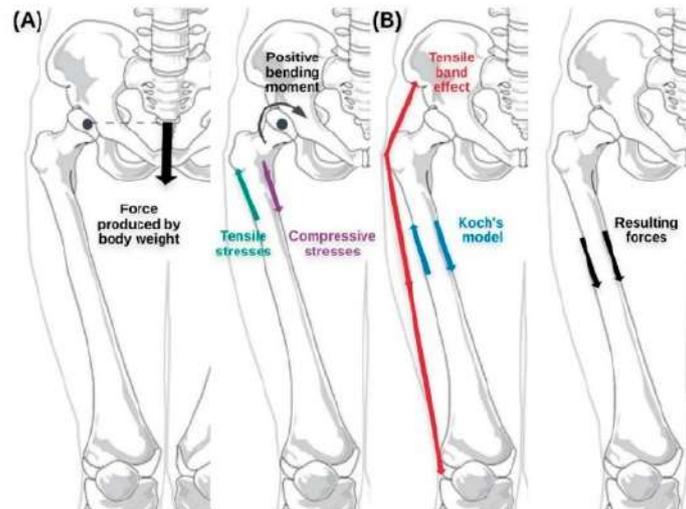


Figure 1. Comparison between: (A) Koch's model that takes into account only the BW effect, and (B) considering the forces that are generated by iliotibial band and the vastus lateralis–gluteus medius complex.

Consequently, the common processes and biomechanical models applied for designing artificial femoral stems should be changed, so as to transfer load, not only in the medial column, but also to the lateral regions. Accordingly, in this study we propose a biomechanical model that considers body weight and muscle action, a model which is helping to develop innovative hip prostheses designs, aimed at improved usability, in accordance with the increasing of physiological and mechanical demands from young and active people.

In this study, we describe the proposed biomechanical model, which also takes into account cortical and trabecular regions and the orthotropic properties of bone. Besides, we apply the model to analyzing different loading cases, linked to daily activities of active patients (sitting down and standing up, walking, jogging, knee bending, walking up and down stairs, among others). The obtained simulation results, which show the stress state of intact bone according to a complete biomechanical model, can be used as a reference. We consider that these results can be employed for analyzing the changes produced by femoral implants on the stress state of healthy bone, and for predicting their potential impact on triggering stress shielding effects, as finally discussed. It is important to highlight that we concentrate on the proximal region, as it is the one suffering from long-term bone resorption in most state-of-the-art implants. A final analysis, in which the effect of an implant on the stress field of normal bone is shown, helps to validate the proposed approach.

2. Materials and Methods

2.1. Geometric Model

For obtaining the human proximal femur, a Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) file was downloaded from a virtual library, the Cancer Imaging Archive, with the reference TCGA-VP-A878. The images in the DICOM file have a slice thickness of 2 mm on the axial plane and 0.909 mm on the coronal and sagittal planes, being each one 512×512 pixels in size. The DICOM file was imported into 3D Slicer 4.10.2[®] for segmenting the right femur and its cortical bone (Figure 2A), by using threshold, level tracing, paint, erase and smoothing tools. Then, the trabecular bone was obtained by employing logical and Boolean operations (Figure 2B). 3D Slicer[®] permits the export of the segmentation of femur, cortical and trabecular bone as an .stl or .obj file. The stereolithographic or standard tessellation files are imported into Meshmixer[®] to inspect, repair and smooth the meshes. Finally, meshes are introduced into NX 10[®] and further manually processed as solid files.

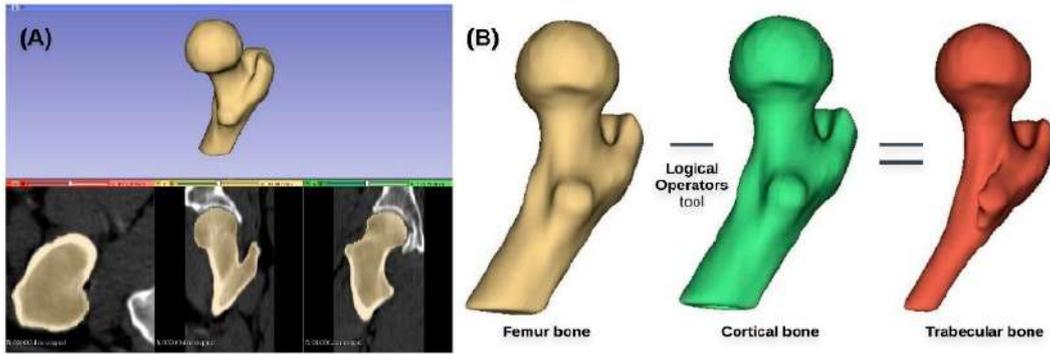


Figure 2. (A) The segmentation of right femur using 3D Slicer[®]. (B) The process to obtain the trabecular bone using Logical Operators tool.

2.2. Finite Element Model

NX 10[®] (Siemens PLM Software Solutions, Plano, Texas, US) was used for performing finite element analyses (FEA) employing its Nastran solver. Each bone was meshed using 3D tetrahedral elements (CTETRA 4 and CTETRA 10 elements from NX) with an overall element size of 1.87 mm, which was selected after performing convergence analyses using both the p-method (progressive increase in the higher order of the shape functions used) and the h-method (progressive increase of the number of elements). Accordingly, tests with different element sizes (0.94 mm, 1.45 mm and 1.87 mm) and with different form functions (4-node and 10-node tetrahedral elements) were performed and the differences in results below 2% were verified. Finally, a compromise in terms of calculation speed and quality of results, with 1.87 mm elements and the 10-node tetrahedral elements, was chosen. Cortical bone was meshed with 75,160 elements and 132,598 nodes, while trabecular bone was meshed with 96,815 elements and 145,684 nodes. Both meshes were bonded using gluing surface-to-surface tools and employing a search distance of 0.2 mm. The FEA was developed considering orthotropic properties of bone, according to previous research about its mechanical features. Elastic properties and yield limits of cortical and trabecular bone were estimated using the apparent density ($\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$), which was obtained employing the “Segment Statistics” tool of 3D Slicer[®] (see Figure 3) and considering its relationship with the Hounsfield units (HU). This relationship was based on the linear relation described by Rho et al. [24]:

$$\rho_{app} = 0.523HU + 1000 \quad (1)$$



Figure 3. Trabecular bone segment statistics.

Young's moduli (E_z) and yield limits (σ_z) of cortical and trabecular bone in the longitudinal (compressive) direction, were estimated using the equations described by Keyak et al. [25]:

$$E_z = 14900\rho_{app}^{1.86} \quad (2)$$

$$\sigma_z^C = 102\rho_{app}^{1.8} \quad (3)$$

Furthermore, Young's modulus and shear modulus in the transverse direction, for both bone types, were estimated using Pithioux's laws [26]. We considered shear modulus for cortical bone to be the same as for trabecular one:

$$E_x = E_y = 0.6E_z \quad (4)$$

$$G_{yz} = G_{zx} = 0.25E_z \quad (5)$$

Shear modulus in the longitudinal direction was obtained from the experimental equation of Pithioux et al. [27] that relates it to the transverse shear modulus:

$$G_{xy} = 0.7G_{yz} \quad (6)$$

Compressive yield limits in the transverse direction depend of longitudinal compressive limit, as also happens with the tensile and shear limits in i^{th} and j^{th} directions, which are related to the compressive ones by the empiric correlation described by Pithioux [26]:

$$\sigma_x^C = \sigma_y^C = 0.6\sigma_z^C \quad (7)$$

$$\sigma_i^C = 2\sigma_i^T \quad (8)$$

$$\sigma_{ij} = 0.25\sigma_i^C \quad (9)$$

Table 1 summarizes the elastic properties of both bones. The Poisson's ratios in the longitudinal and transverse directions were obtained from the literature [28]. Table 2 includes the yield limits of cortical bone, which are useful to calculate the Tsai–Wu coefficients, as further analyzed.

Table 1. Material properties of cortical and trabecular bone (Young's modulus, shear modulus and Poisson's ratios).

Properties	Cortical Bone	Trabecular Bone
E_x (MPa)	9753.3	3969.8
E_y (MPa)	9753.3	3969.8
E_z (MPa)	16255.6	6616.3
G_{xy} (MPa)	2835.7	2835.7
G_{yz} (MPa)	4063.9	4063.9
G_{zx} (MPa)	4063.9	4063.9
ν_{xy}	0.4	0.4
ν_{yz}	0.25	0.25
ν_{zx}	0.25	0.25

Tsai–Wu criterion, an extension of Hill's criterion that takes into account the difference in compression and tension behavior of cortical bone [29], is calculated using representative loads for

analyzing fracture risk regions and changes in the biomechanics of proximal cortical femur. The general form for Tsai–Wu criteria for transversely isotropic material is:

$$f(\sigma) = [F_1\sigma_{zz} + F_2(\sigma_{xx} + \sigma_{yy}) + F_{11}\sigma_{zz}^2 + F_{22}(\sigma_{xx}^2 + \sigma_{yy}^2) + F_{66}\tau_{xy}^2 + F_{44}(\tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2) + 2F_{12}(\sigma_{zz}\sigma_{xx} + \sigma_{zz}\sigma_{yy}) + 2F_{23}\sigma_{xx}\sigma_{yy}]^{1/2} \quad (10)$$

where $F_1; F_2; F_{11}; F_{22}; F_{44}; F_{66}$ are coefficients calculated from the yield limits of cortical bone (Table 3) and $F_{12}; F_{23}$ are determined experimentally. In this study, they were considered to be equal to zero. The Tsai–Wu field ($f(\sigma)$) helps to analyze risk regions: those above a value equal to 1.

$$F_1 = 1/\sigma_z^T - 1/\sigma_z^C; F_2 = 1/\sigma_x^T - 1/\sigma_x^C; F_{11} = 1/\sigma_z^T\sigma_z^C; F_{22} = 1/\sigma_x^T\sigma_x^C; F_{44} = 1/\sigma_{zx}^2; F_{66} = 1/\sigma_{xy}^2 \quad (11)$$

Table 2. Yield limits of cortical bone (tensile, compression and shear limits).

Yield Limits (MPa)	Cortical Bone
σ_z^T	35.5
σ_x^T, σ_y^T	21.3
σ_z^C	71.1
σ_x^C, σ_y^C	42.6
σ_{xy}	10.7
σ_{yz}, σ_{zx}	17.8

Table 3. Tsai–Wu coefficients for cortical bone.

Tsai–Wu Coefficients	
F_1 (mm ² /N)	0.0141
F_2 (mm ² /N)	0.0235
F_{11} (mm ⁴ /N ²)	3.96×10^{-4}
F_{22} (mm ⁴ /N ²)	1.1×10^{-3}
F_{44} (mm ⁴ /N ²)	3.168×10^{-3}
F_{66} (mm ⁴ /N ²)	8.8×10^{-3}

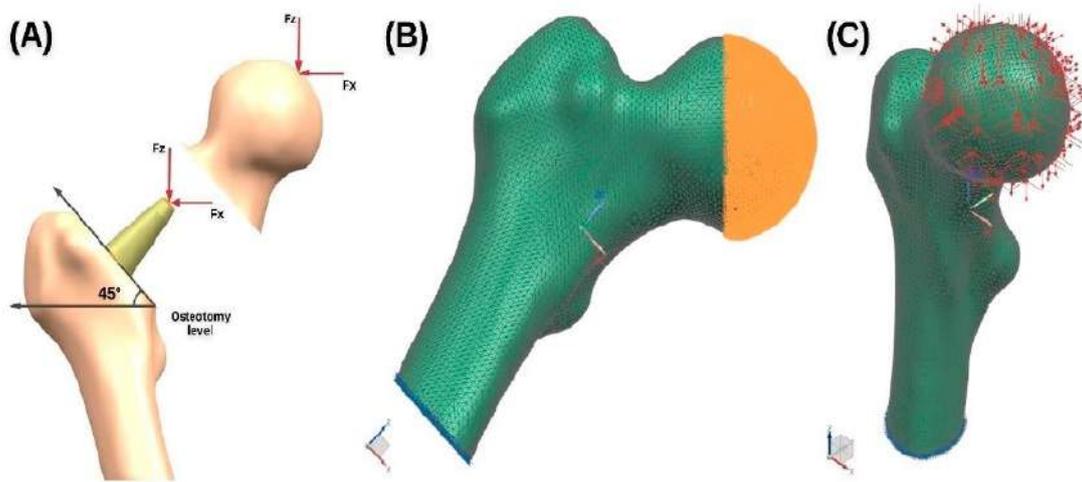
2.3. Boundary Conditions

With the increasing success of hip replacements, the decreasing average age of patients and growing expectations about the implant durability, Bergmann et al. [30] measured the contact forces in the joint, using instrumented stems in ten people during nine of the most physically demanding and frequent activities of daily living. This study is performed considering that pre-clinical strength tests on stems require realistic in vivo loads from younger and more active patients. Likewise, these loads require simplifications to be applicable for simulator tests and numerical analyses [30]. These loads depend of the body weight of each patient. In this study we employ the average weight of Peruvian men (71.3 kg). For obtaining the correct loads (shown in Table 4) a factor is used, which results in dividing the average Peruvian men's weight by 100 kg, because the data from the reference study were given for that average weight. ISO (International Standardization Organization) force, employed widely to test the stems according to the ISO 7206-4 standard, was also considered.

Table 4. Standardized loads for each of the daily activities considered for the study. * ISO 7206-4.

	Cycling	Sitting Down	Standing Up	Walking	Staying	Stairs Up	Knee Bending	Stairs Down	Jogging	ISO * Force
$-F_X$ (N)	299.5	714.4	1125.1	596.8	681.6	829.9	857	773.6	884.8	-
F_Y (N)	-41.4	-62.7	49.9	17.1	-35.7	-48.5	-37.1	-55.6	-15	-
$-F_Z$ (N)	805.7	1931.5	2481.2	1931.5	2280.2	2763.6	2054.9	2611	3222	2300

Proximal femur was placed in NX[®] according to the femoral coordinate system [30] and was rotated 45 degrees clockwise around the Y axis for simulating the load transfer that occurs between the hip and femur in the acetabulum (Figure 4B) and considering the accepted neck shaft angle of 135° [31]. This angle was used to cut the femoral neck to insert the stem into the femoral cavity, so it may be possible compare the stress between intact and implanted femur applying the same loads to the stem because it will be in the same position (Figure 4A). This region was composed of 44,772 nodes, upon which the forces were applied (Figure 4C). The flat parts of both bones were fixed.

**Figure 4.** (A) Osteotomy level. (B) Acetabulum region where the load is applied. (C) Boundary conditions.

2.4. Post-Processing

In order to perform results post-processing, the proximal femur was cut longitudinally using a parallel XZ plane, for measuring the maximum principal stress (MPS), a stress indicator that was used in this study according to examples from the literature [32–34]. The MPS was calculated on the medial and lateral sides and simulation results were analyzed accordingly.

The medial side was considered to have three differentiated regions for evaluation purposes: the external cortical (EC), the internal cortical (IC) and the trabecular (T); while the lateral side was considered to have just two representative regions for the evaluation purposes: the internal cortical (IC) and the trabecular (T). In each region of interest, six control points were taken, point 1 being placed at the top of the femur and point 6 at the bottom, as depicted in Figure 5. Control points were used for plotting MPS, as further detailed in the following results and discussion section. Apart from employing the MPS values, the Tsai–Wu field was also obtained and represented for providing additional insight to the discussion of results.

Apart from the presented proximal femur model, a final application case was also incorporated into the discussion and future proposals section to illustrate the potentials of the approach. In the application case, an unconventional prosthetic stem was implanted and simulated. Meshing procedures, bone properties, loads applied, and boundary conditions corresponded to aforementioned explanations.

The implant stem was modeled with titanium alloy and meshes with a similar size to that employed for cortical and trabecular bones. In that final application case, gluing between bone regions and implant was also applied, as contact condition, which would represent the case of a cemented implant. Again, NX 10[®] (Siemens PLM Software Solutions, Plano, Texas, US) was used both for designing the implant and simulating its performance and effects on remaining bone.

This final case was performed to show that the stress field of normal bone is importantly modified by the incorporation of prostheses, and that the results from the FEM analyses upon intact bone can be used for comparing stress fields before and after implantation, and, hence, selecting the most adequate implant geometries and materials.

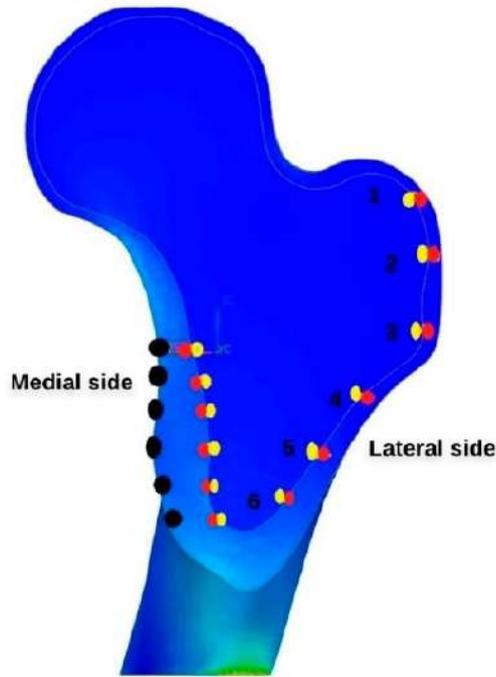


Figure 5. View of the proximal femur with the control points on the medial and lateral side.

3. Results

The simulation results are summarized in the present section. First of all, Figures 6–9 plot the maximum principal stress occurring at the control points when applying the standardized loads for each of the daily activities considered for the study (those summarized in Table 4). The graphs resulting from the different loading conditions are presented in four groups, according to the trend shown. The first group is composed of walking, staying, walking up and down stairs, and jogging (Figure 6); the second group is devoted to standing up and knee bending (Figure 7); the third presents cycling and sitting down (Figure 8); and the fourth is composed of ISO force (Figure 9). Besides, the maximum and minimum stresses are shown in Table 5, and they always appear on the fixed section of each simulation.

Then, for visual purposes and for providing more complete information for direct visual inspection and comparative purposes, a daily activity of each group is selected to show the stress and Tsai–Wu fields of proximal femur. Jogging, standing up, sitting down and ISO force are chosen as representative cases because they led to the highest stress of each group. Figures 10–13 show different views of the stress fields considering a range of -1 to 5 MPa, and Figures 14–17 present the Tsai–Wu fields in a range of 0 to 0.5 .

Table 5. Maximum and minimum principal stresses for different loading conditions.

	Cycling	Sitting Down	Standing Up	Walking	Staying	Stairs Up	Knee Bending	Stairs Down	Jogging	ISO Force
Max. MPS (MPa)	6.09	14.51	27.67	13.96	14.29	17.26	20	15.77	20.25	42
Min. MPS (MPa)	-11.37	-27.82	-46.81	-25.57	-27.87	-33.78	-34.18	-31.27	-37.31	-23.24

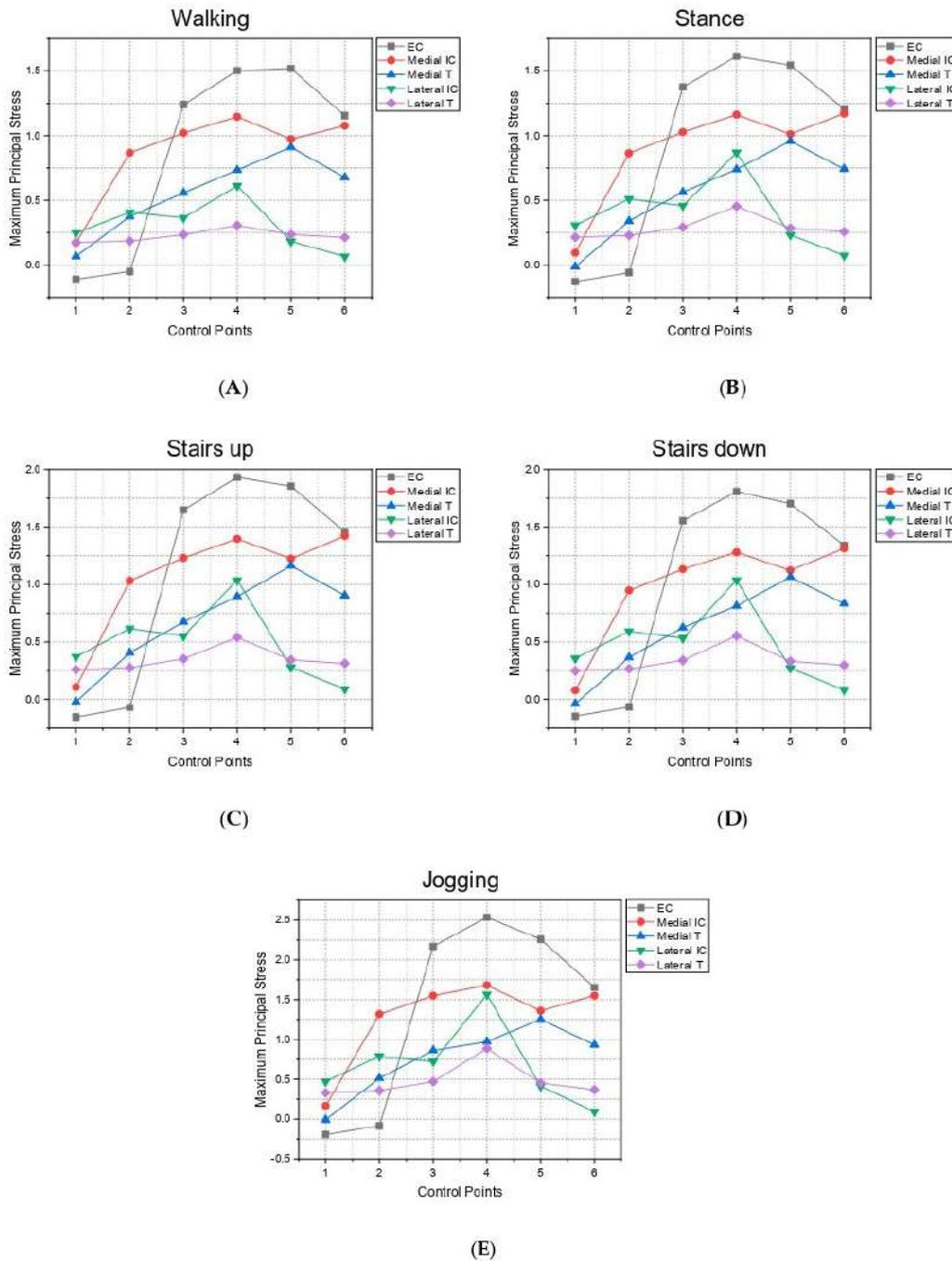


Figure 6. Maximum principal stresses (MPS) occurring at the control points when applying (A) walking, (B) staying, walking up (C) and down (D) stairs and (E) jogging loads.

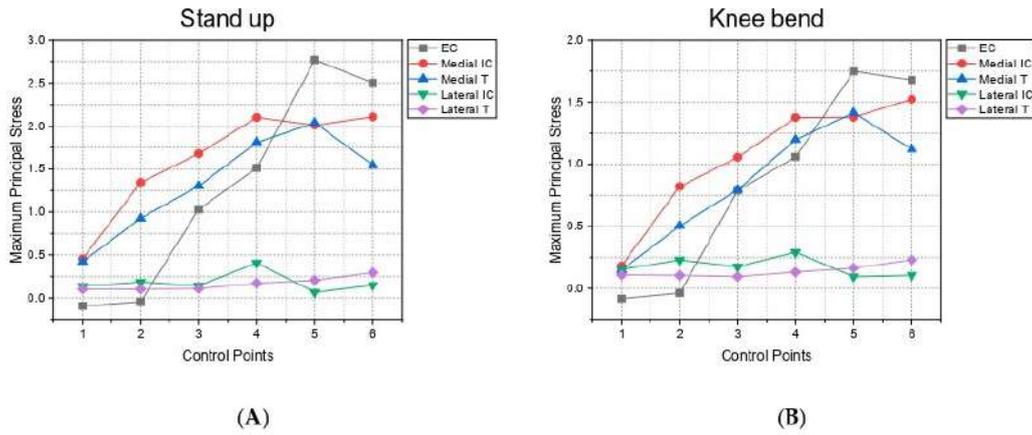


Figure 7. Maximum principal stresses occurring at the control points when applying (A) standing up and (B) knee bending loads.

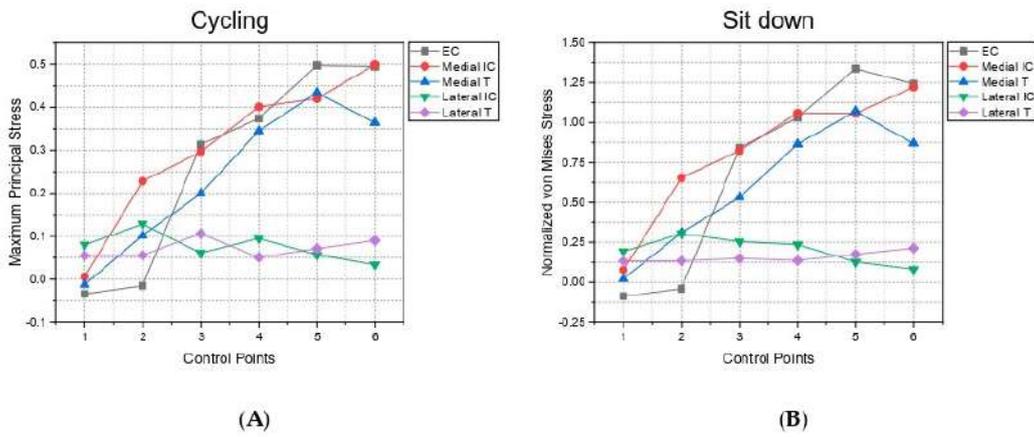


Figure 8. Maximum principal stresses occurring at the control points when applying (A) cycling and (B) sitting-down loads.

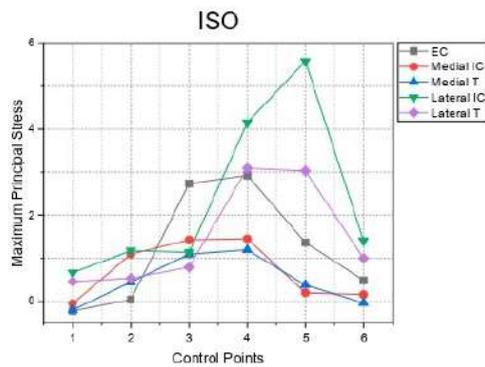


Figure 9. Maximum principal stresses occurring at the control points when applying ISO load.

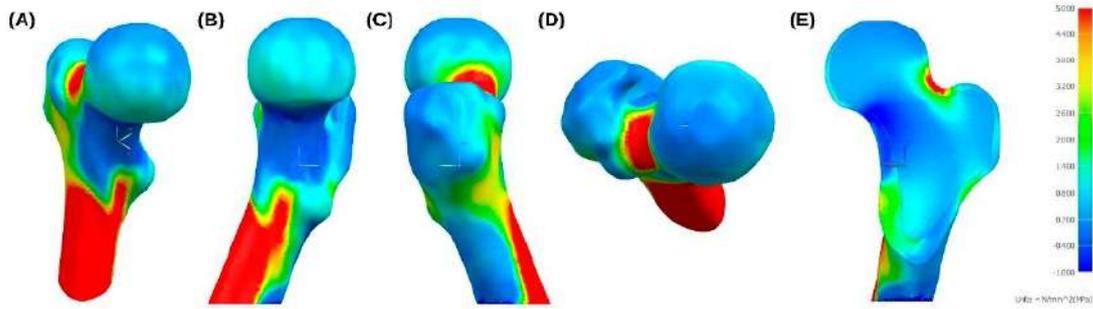


Figure 10. (A) Isometric, (B) right, (C) left, (D) top and (E) back view of maximum principal stress field in proximal femur when applying jogging loads.

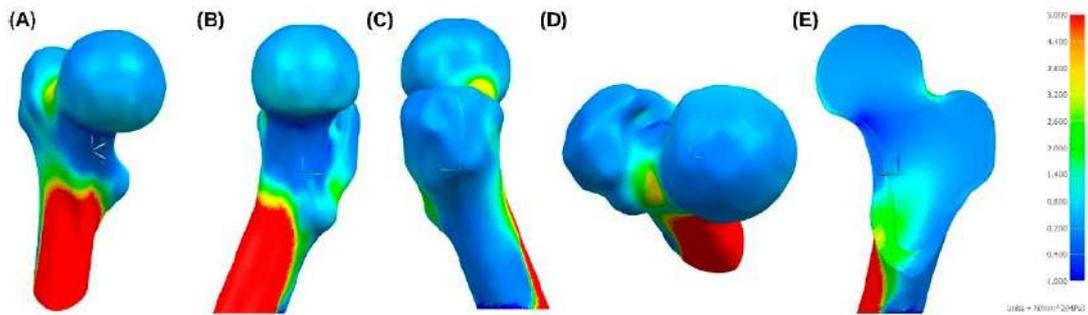


Figure 11. (A) Isometric, (B) right, (C) left, (D) top and (E) back view of maximum principal stress in proximal femur when applying standing-up loads.

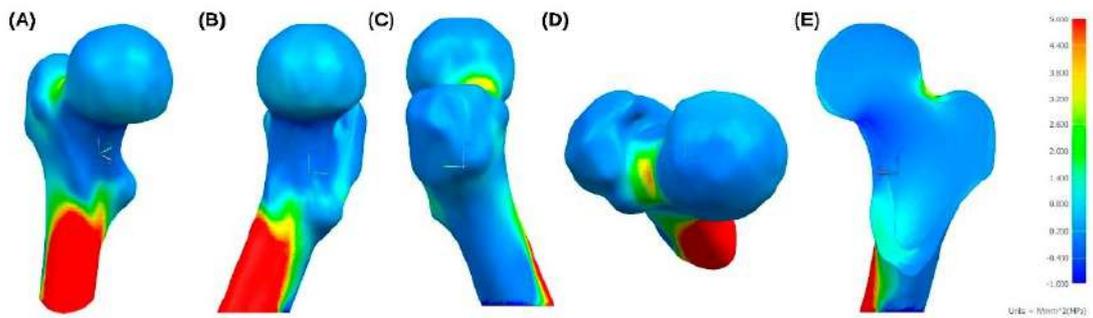


Figure 12. (A) Isometric, (B) right, (C) left, (D) top and (E) back view of maximum principal stress field in proximal femur when applying sitting-down loads.

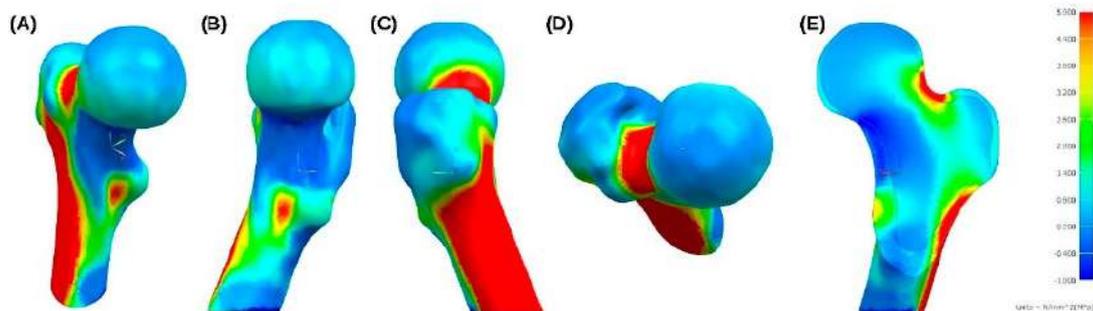


Figure 13. (A) Isometric, (B) right, (C) left, (D) top and (E) back view of maximum principal stress in proximal femur when applying the ISO force.

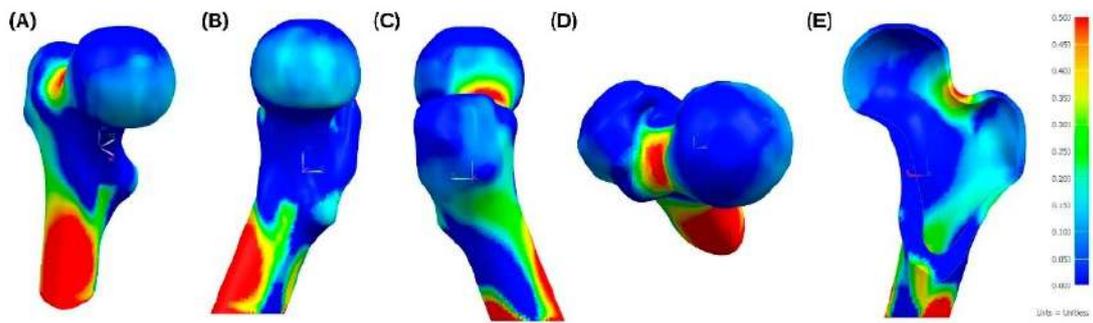


Figure 14. (A) Isometric, (B) right, (C) left, (D) top and (E) back view of Tsai-Wu field in proximal femur when applying jogging loads.

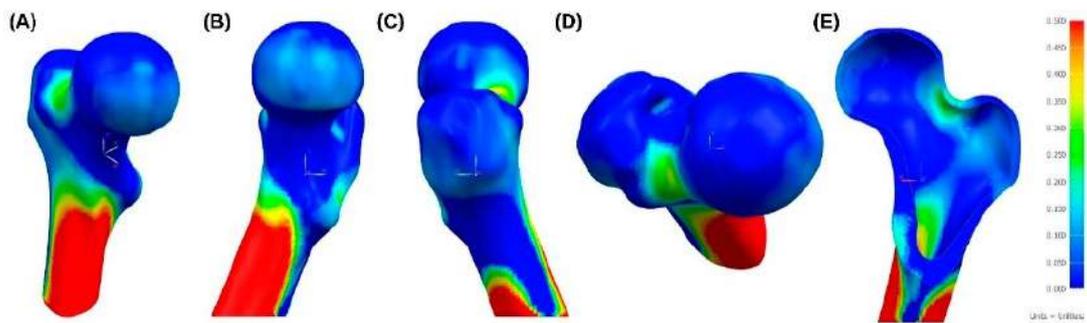


Figure 15. (A) Isometric, (B) right, (C) left, (D) top and (E) back view of Tsai-Wu field in proximal femur when applying standing-up loads.

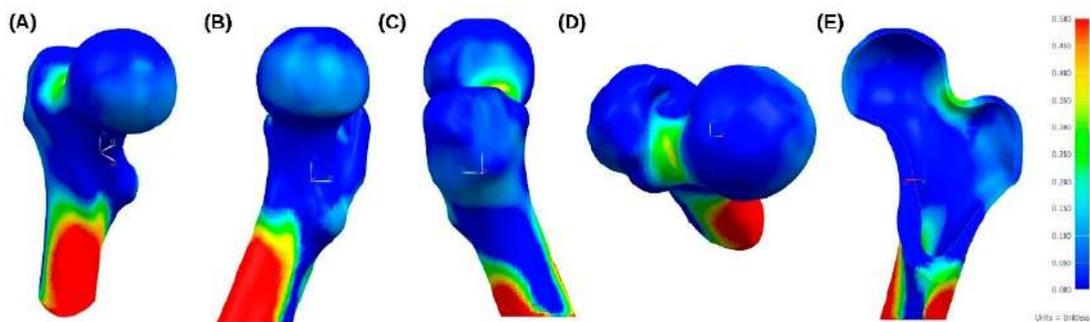


Figure 16. (A) Isometric, (B) right, (C) left, (D) top and (E) back view of Tsai-Wu field in proximal femur when applying sitting-down loads.

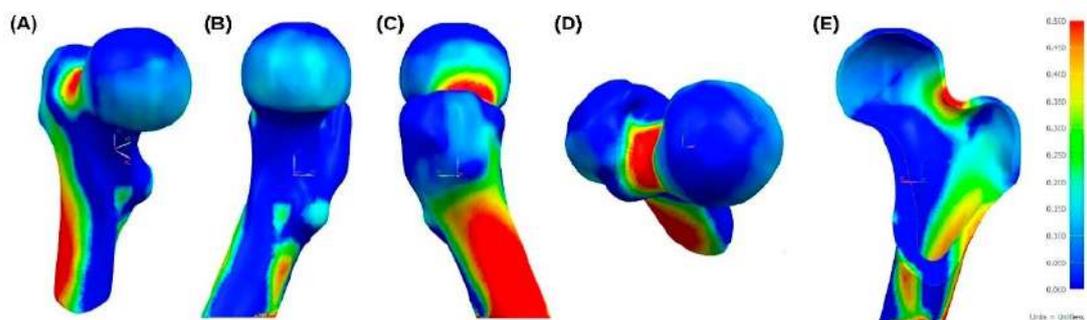


Figure 17. (A) Isometric, (B) right, (C) left, (D) top and (E) back view of Tsai-Wu field in proximal femur when applying the ISO force.

4. Discussion and Future Proposals

The graphs from groups 1, 2 and 3 show higher values for the cortical stresses than for the trabecular ones, which can be explained because cortical bone has a higher Young's modulus and, according to the mechanical concepts, the stiffer material withstands more load. Likewise, global post processing results, which show the stress fields provide similar information. In addition, these graphs show a higher stress level on the medial than on the lateral side, but when both sides are closer to each other the lateral stress tends to increase. Group 4 behaves in the opposite way to the other groups, maintaining higher stress for the cortical bone but with the lateral more loaded than the medial side.

The femoral neck and subtrochanteric region are zones with the most risk of fracture according to the Tsai–Wu field (Figures 14–17); the representative loads that increase the risk of fracture are jogging and ISO force. Tellache et al. [29] used three proximal femurs for testing the femoral strength in one leg position and applying the load on femora heads and concluded that rupture of proximal femur begins in the neck, therefore transcervical neck fracture is one of the causes of hip replacement. The neck plays an important role in the biomechanics of femur because it enables the correct transfer of load from the head to the rest of femur; when femoral neck is removed (Figures 4A and 18) the load transfer changes and this leads to the beginning of stress shielding problems.

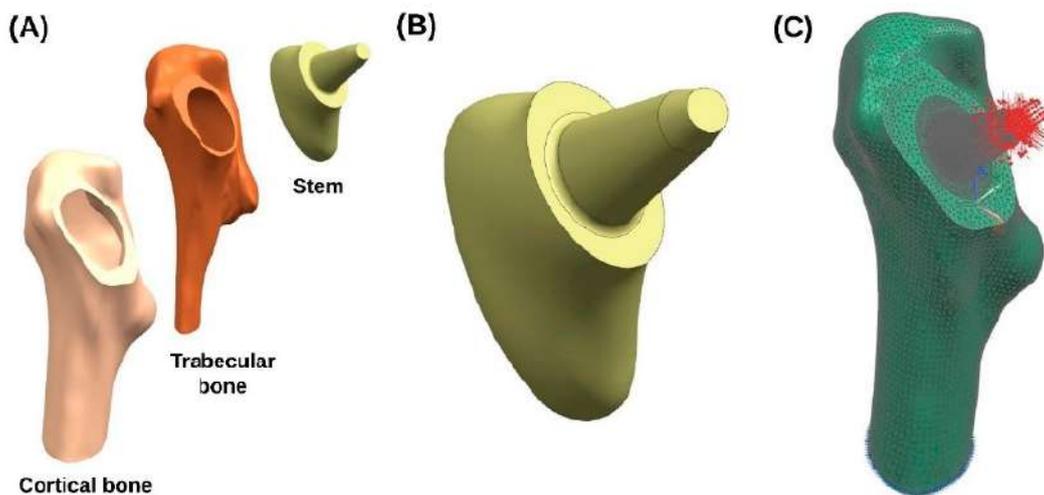


Figure 18. (A) Exploded view of the implanted femur. (B) Short stem. (C) Boundary conditions.

Another aspect promoting stress shielding is connected to differences between the mechanical properties of bone and those from the biomaterials used as substitutes. For instance, the difference between the Young's modulus of Ti-6Al-4V, frequently used to manufacture stems, and bone is responsible for the stress shielding effect common in femoral prostheses. This effect is studied, to advance potential applications of the proposed modeling approach, by introducing a short titanium stem (Figure 18B) into the femoral cavity (Figures 4A and 18A) and simulating intact (Figure 4C) and implanted femur (Figure 18C). Stand up load is chosen as a representative case. The trabecular region is fixed to the cortical one and the implant is fixed to the bone in the implant position. Being common alloys nearly ten times stiffer than bone, their employment importantly modifies the stress field of implanted femurs, with respect to intact ones, as shown in the example of Figure 19, which shows higher stresses in the prosthesis region. The osteotomy level also plays a significant part in the biomechanics of proximal femur, as in some surgeries part of the greater trochanter is cut to correctly fit the stem in spite of importantly modifying the stress fields with respect to those present in intact bones, as consequence of the loose of the iliotibial band. Therefore, we envision that the proposed approach may be also useful for surgical planning tasks towards personalized healthcare and user specific designs of implantable devices.

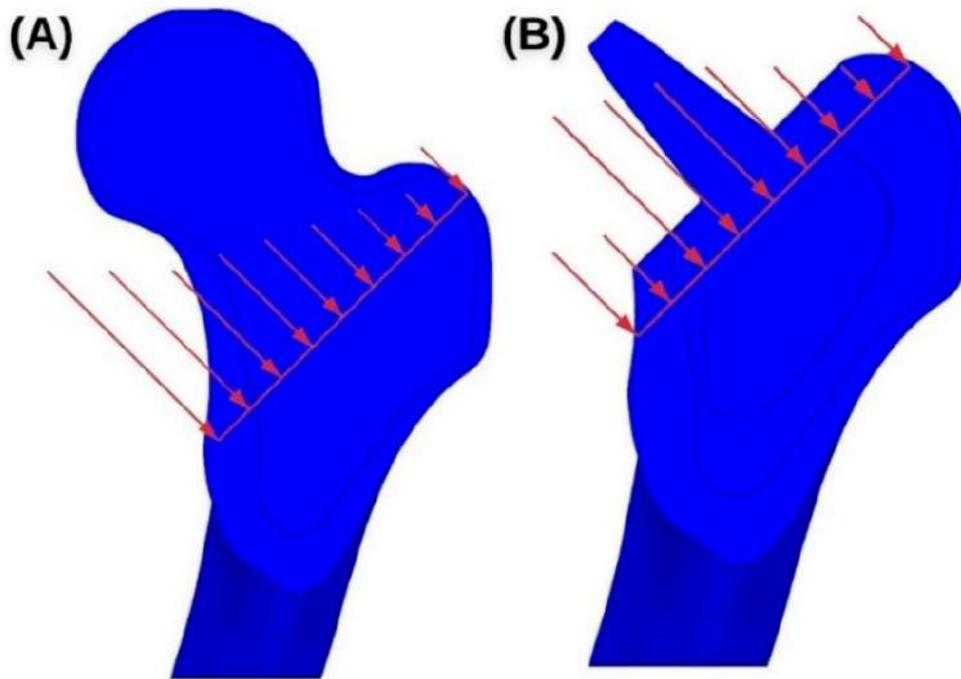


Figure 19. Stress distribution in (A) intact femur and (B) implanted femur. The lengths of the arrows are proportional to maximum principal stresses.

Relative micro-displacements between bone and implant should also be evaluated because they affect the osseointegration process, and, consequently, have an impact in the long-term fixation or secondary stability that reduces aseptic loosening, one of the main causes of stem failure [35].

In the authors' opinion, the biomechanical behavior of stems should be evaluated using different daily activities so as to quantify the potential stress shielding, the difference between intact and implanted femur stresses divided by stress in the intact femur [36], because the aseptic loosening of the implant is influenced by bone resorption and it appears due to stress shielding [37]. Then, comparative studies between designed stems should be performed. The most appropriate for a patient, from a biomechanical point of view, would be the one that leads to a load transfer as similar as possible to the original load transfer in the intact femur.

According to authors' proposal, and using Figures 10–13 as references, it may be possible to qualitatively assess stress shielding by comparing the color maps of intact and implanted femurs and by analyzing whether the ranges are similar, searching for eventual underloaded and overloaded areas. The use of Tsai–Wu fields in order to find the areas more prone to failure is also proposed, so as to prevent periprosthetic fractures.

In fact, distal fixed implants exhibit an adverse bone remodeling with the disappearance of the proximal femur after hip replacement [38], as a consequence of stress shielding problems, especially in the medial side [39]. For that reason, in recent years other kinds of stems, called "short stems", have been developed as an alternative to the traditional geometries of hip prostheses. Short stems have the following characteristics [40,41]: (a) they help to preserve bone stock, (b) their lateral side is subject to compression forces, (c) they tend to reduce stress shielding and d) they allow for the implantation of conventional stems in revision surgeries. However, short stems may not be the final solution for total hip replacement, considering that their press fit changes the load transfer, as a consequence of the absence of femoral neck, which typically causes underload in the cortical bone region. FEM modeling following a systematic study of daily activities may help to analyze, compare and select between

innovative short-stem designs, which the authors expect to further study in future in vitro and in vivo studies as a complement to the presented computational models and studies.

5. Conclusions

This study has proposed a finite element model considering both cortical and trabecular bone regions, taking account of body weight and muscular loads and using standardized loading cases according to relevant daily activities. The model helps to methodically analyze the state of bones under loading by using relevant control points and stress and Tsai–Wu maps. The maximum principal stress graphs prove useful for assessing changes in the mechanical behavior of the proximal femur and for quantifying stress shielding; also stress maps will be convenient to qualitatively assess stress shielding, which typically appears due to material property mismatches between implants and bones as a consequence of invasive surgical processes or due to prostheses designed without systematically analyzing and optimizing their biomechanical performance. Besides, Tsai–Wu fields help designers to see the areas with the most risk of fracture to prevent periprosthetic fractures, as well as visualize changes in femoral biomechanics.

The authors highlight, as the most interesting cases, the use of jogging, standing-up and sitting-down loads for simulating the implants, as each of these cases is representative from a group of key daily activities, but ISO force is useful for testing epoxy prototypes using their photoelastic properties to confirm the results given by the FEA.

To summarize, the presented analyses help to qualitatively and quantitatively highlight both underloaded regions, which may lead to a loss of bone density in the long term, and overloaded regions, which may lead to hypertrophic regions. As for the future, other aspects with an influence on femoral biomechanics, such as the absence or presence of the femoral neck, stem material or osteotomy level, should be also considered by surgeons and designers in order to achieve a load transfer state after implantation that is as similar as possible to that of the intact femur.

Author Contributions: Conceptualization, methodology and formal analysis, W.S., C.O., A.D.L.; design and simulation, W.S.; writing—original draft, W.S.; writing—review and editing, C.O., A.D.L.; supervision, C.O., A.D.L. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: This research was funded by Fondo Nacional de Desarrollo Científico, Tecnológico y de Innovación Tecnológica (FONDECYT) of Peru by contract N°316-2019 that gave the opportunity to W.S. to stay in the Product Development Laboratory at Universidad Politécnica de Madrid for three months.

Acknowledgments: The authors express their gratitude to the Product Development Laboratory at the EISI Industriales of the Universidad Politécnica de Madrid and to the Mechanical Technology Laboratory at the Mechanical and Electrical Department of the Universidad de Piura. Also, to the members of the División de Ingeniería de Máquinas at Universidad Politécnica de Madrid. The authors acknowledge the support of reviewers and their relevant questions, which led to a more detailed and consistent paper.

Conflicts of Interest: The authors declare no conflict of interest.

References

1. Weiner, S.; Wagner, H.D. The material bone: Structure-mechanical function relations. *Annu. Rev. Mater. Sci.* **1998**, *28*, 271–298. [[CrossRef](#)]
2. Clarke, B. Normal bone anatomy and physiology. *Clin. J. Am. Soc. Nephrol.* **2008**, *3* (Suppl. 3), 131–139. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
3. Johannesdottir, F.; Buxsein, M.L. Bone structure and biomechanics. In *Encyclopedia of Endocrine Diseases*; Elsevier: Amsterdam, The Netherlands, 2018; pp. 19–30.
4. Taichman, R.S. Blood and bone: Two tissues whose fates are intertwined to create the hematopoietic stem-cell niche. *Blood* **2005**, *105*, 2631–2639. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
5. Fuchs, R.K.; Thompson, W.R.; Warden, S.J. Bone biology. In *Bone Repair Biomaterials*; Elsevier: Amsterdam, The Netherlands, 2019; pp. 15–52.

6. Hart, N.H.; Nimphius, S.; Rantalainen, T.; Ireland, A.; Siafarikas, A.; Newton, R.U. Mechanical basis of bone strength: Influence of bone material, bone structure and muscle action. *J. Musculoskelet Neuronal Interact.* **2017**, *17*, 114–139. [[PubMed](#)]
7. Florencio-Silva, R.; Sasso, G.R.; Sasso-Cerri, E.; Simões, M.J.; Cerri, P.S. Biology of bone tissue: Structure, function, and factors that influence bone cells. *BioMed Res. Int.* **2015**, *2015*, 1–17. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
8. Ferrer Cañabate, J.; Tovar, I.; Martinez, P. Osteoprotegerina y Sistema RANKL/RANK: ¿el futuro fel metabolismo óseo? *Anales de Medicina Interna* **2002**, *19*, 5–8. [[CrossRef](#)]
9. Caetano-Lopes, J.; Canhão, H.; Fonseca, J.E. Osteoblasts and bone formation. *Acta Reumatol. Port.* **2007**, *32*, 103–110.
10. Arboleya, L.; Castañeda, S. Osteoclastos: Mucho más que células remodeladoras del hueso. *Rev. Osteoporos. Metab. Miner.* **2014**, *6*, 109–121. [[CrossRef](#)]
11. Bilezikian, J.P.; Raisz, L.G.; Martin, T.J. *Principles of Bone Biology*, 3rd ed.; Academic Press/Elsevier: San Diego, CA, USA, 2008.
12. Bozal, C.B. Osteocytes as mechanosensors in bone. *Actual. Osieol.* **2013**, *9*, 176–193.
13. Doblaré, M.; García, J.M.; Gómez, M.J. Modelling bone tissue fracture and healing: A review. *Eng. Fract. Mech.* **2004**, *71*, 1809–1840. [[CrossRef](#)]
14. Rucci, N. Molecular biology of bone remodelling. *Clin. Cases Miner. Bone Metab.* **2008**, *5*, 49–56. [[PubMed](#)]
15. Boyce, B.F.; Xing, L. Functions of RANKL/RANK/OPG in bone modeling and remodeling. *Arch. Biochem. Biophys.* **2008**, *473*, 139–146. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
16. Hadjidakis, D.J.; Androulakis, I.I. Bone remodeling. *Ann. N. Y. Acad. Sci.* **2006**, *1092*, 385–396. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
17. Wolff, J. *Das Gesetz der Transformation der Knochen*; Pro Business: Berlin/Heidelberg, Germany, 2010.
18. Skedros, J.G.; Brand, R.A. Biographical sketch: Georg hermann von meyer (1815–1892). *Clin. Orthop. Relat. Res.* **2011**, *469*, 3072–3076. [[CrossRef](#)]
19. Hammer, A. The paradox of wolff's theories. *Ir. J. Med. Sci.* **2015**, *184*, 13–22. [[CrossRef](#)]
20. Koch, J.C. The laws of bone architecture. *Am. J. Anat.* **1917**, *21*, 177–298. [[CrossRef](#)]
21. Rybicki, E.F.; Simonen, F.A.; Weis, E.B. On the mathematical analysis of stress in the human femur. *J. Biomech.* **1972**, *5*, 203–215. [[CrossRef](#)]
22. Fetto, J.F.; Bettinger, P.; Austin, K. Reexamination of hip biomechanics during unilateral stance. *Am. J. Orthop.* **1995**, *24*, 605–612.
23. Santori, N.; Lucidi, M.; Santori, F.S. Proximal load transfer with a stemless uncemented femoral implant. *J. Orthopaed. Traumatol.* **2006**, *7*, 154–160. [[CrossRef](#)]
24. Rho, J.Y.; Hobatho, M.C.; Ashman, R.B. Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone. *Med. Eng. Phys.* **1995**, *17*, 347–355. [[CrossRef](#)]
25. Keyak, J.H.; Kaneko, T.S.; Tehranzadeh, J.; Skinner, H.B. Predicting proximal femoral strength using structural engineering models. *Clin. Orthop. Relat. Res.* **2005**, *437*, 219–228. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
26. Pithioux, M. Lois de Comportement et Modeles de Rupture des os Longs en Accidentologie. Ph.D. Thesis, Université de la Méditerranée, Marseille, France, 2000.
27. Pithioux, M.; Lasaygues, P.; Chabrand, P. An Alternative ultrasonic method for measuring the elastic properties of cortical bone. *J. Biomech.* **2002**, *35*, 961–968. [[CrossRef](#)]
28. Peng, L.; Bai, J.; Zeng, X.; Zhou, Y. Comparison of isotropic and orthotropic material property assignments on femoral finite element models under two loading conditions. *Med. Eng. Phys.* **2006**, *28*, 227–233. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
29. Tellache, M.; Pithioux, M.; Chabrand, P.; Hochard, C. Femoral neck fracture prediction by anisotropic yield criteria. *Eur. J. Comput. Mech.* **2009**, *18*, 33–41. [[CrossRef](#)]
30. Bergmann, G.; Bender, A.; Dymke, J.; Duda, G.; Damm, P. Standardized loads acting in hip implants. *PLoS ONE* **2016**, *11*, 1–23. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
31. Gilligan, I.; Chandraphak, S.; Mahakkanukrauh, P. Femoral neck-shaft angle in humans: Variation relating to climate, clothing, lifestyle, sex, age and side. *J. Anat.* **2013**, *223*, 133–151. [[CrossRef](#)]
32. Mu Jung, J.; Sang Kim, C. Analysis of stress distribution around total hip stems custom-designed for the standardized Asian femur configuration. *Biotechnol. Biotechnol. Equip.* **2014**, *28*, 525–532. [[CrossRef](#)]
33. Rabbani, M.; Saidpour, H. stress analysis of a total hip replacement subjected to realistic loading conditions. *J. Robot. Mech. Eng. Res.* **2015**, *1*, 18–23.

34. Schileo, E.; Taddei, F.; Cristofolini, L.; Viceconti, M. Subject-specific finite element models implementing a maximum principal strain criterion are able to estimate failure risk and fracture location on human femurs tested in vitro. *J. Biomech.* **2008**, *41*, 356–367. [[CrossRef](#)]
35. Ojeda, C. Estudio de la Influencia de Estabilidad Primaria en el Diseño de Vástagos de Prótesis Femorales Personalizadas: Aplicación a Paciente Específico. Ph.D. Thesis, Universidad Politécnica de Madrid, Madrid, Spain, 2009.
36. Cheruvu, B.; Venkatarayappa, I.; Goswami, T. Stress shielding in cemented hip implants assessed from computed tomography. *Biomed. J. Sci. Tech. Res.* **2019**, *18*, 13637–13641.
37. Gargiulo, P.; Gislason, M.K.; Edmunds, K.J.; Pitocchi, J.; Carraro, U.; Esposito, L.; Fraldi, M.; Bifulco, P.; Cesarelli, M.; Jónsson, H. CT-based bone and muscle assessment in normal and pathological conditions. In *Encyclopedia of Biomedical Engineering*; Elsevier: Amsterdam, The Netherlands, 2019; pp. 119–134.
38. Yao, Z.; Lin, T.-H.; Pajarinen, J.; Sato, T.; Goodman, S. Host response to orthopedic implants (metals and plastics). In *Host Response to Biomaterials*; Elsevier: Amsterdam, The Netherlands, 2015; pp. 315–373.
39. Cooper, R.R. The Scientific Basis of Joint Replacement. *JAMA* **1977**, *238*, 2731. [[CrossRef](#)]
40. Morales de Cano, J.; Vergara, P.; Valero, J.; Clos, R. Utilización de los vástagos metafisarios «Próxima» DePuy: Nuestra experiencia a más de cinco años. *Acta Ortopédica Mexicana* **2018**, *32*, 88–92. [[PubMed](#)]
41. Shin, Y.-S.; Suh, D.-H.; Park, J.-H.; Kim, J.-L.; Han, S.-B. Comparison of specific femoral short stems and conventional-length stems in primary cementless total hip arthroplasty. *Orthopedics* **2016**, *39*, 311–317. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]



© 2020 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

Apéndice B. Código de la Aplicación de ajuste elíptico²⁶

```

import streamlit as st
import numpy as np
from numpy import arange
from numpy import meshgrid
import pandas as pd
import matplotlib.pyplot as plt
from sklearn import linear_model
from PIL import Image
import math
import plotly.express as px
import base64
import io
from io import BytesIO

##FUNCTIONS
def s(n):
    if n>=0:
        sign = '+'
    elif n<0:
        sign = '-'
    return sign

def adjustment(df):
    xy=df.iloc[:,0:2].values #X and Y coordinates
    Dx=[]
    for i in range(0,xy.shape[0],1):
        x=xy[i,0]
        y=xy[i,1]
        Dx.append([x**2, x*y, y**2, x, y, 1])
    M=np.matmul(np.transpose(Dx),np.array(Dx)) #Multiplication between th
e transpose of Dx and Dx
    Eva, Eve=np.linalg.eig(M) #eigenvalues(Eva) and eigenvectors(Eve)
    ##Finding the position of the least eigenvalue
    posicion=np.where(Eva == np.amin(Eva)) #tuple
    #Obtaining the corresponding eigenvector
    coef=Eve[:,posicion[0][0]]
    return coef

def graph(df, coef, i, prm):
    #GRAPH
    delta = 2
    xrange = arange(-
(abs(df).max()['X']+12), (abs(df).max()['X']+12), delta)
    yrange = arange(-
(abs(df).max()['Y']+12), (abs(df).max()['Y']+12), delta)

```

²⁶ https://github.com/solor5/elliptical_adjustment_app/blob/main/app.py

```

X, Y = meshgrid(xrange, yrange)
fig, ax = plt.subplots(constrained_layout=True)
cs = ax.contour(X, Y, (coef[0]*X**2 + coef[1]*X*Y + coef[2]*Y**2 + coef[3]*X + coef[4]*Y + coef[5]), [0], colors='blue')
cs.collections[0].set_label('fitted curve') # put the label of ax.contour
ax.scatter(df['X'], df['Y'], c='red', marker=".", linewidth=1, label='points')
ax.set_xlabel('X')
ax.set_ylabel('Y', rotation=0)
ax.grid(color='black', linestyle='dotted', linewidth=0.25)
ax.set_title(str(i+1) + '° orthogonal projection onto XY-Plane')
ax.legend(fontsize = 8.5)

#OBTAIN THE COORDINATES
v = cs.collections[0].get_paths()[0].vertices #X and Y coordinates on ly from the GRAPH
#Hallar la coordenadas Z
regr = linear_model.LinearRegression()
regr.fit(np.reshape(df['X'].values, (-1, 1)), np.reshape(df['Z'].values, (-1, 1)))
z_pred = regr.predict(v[:,0:1])
v = np.append(v, z_pred, axis=1) #X, Y and Z coordinates
section = (np.ones(z_pred.shape, dtype=int))*(i+1)
res = np.array([[str(ele)+'°' for ele in sub] for sub in section])
df_out=pd.DataFrame(np.append(v, res, axis=1), columns=('X','Y','Z','section')) #dataframe with the column 'section', it allows to obtain the 3D view

textstr = 'Parameters\n $X_c$ =%.3f$ mm\n $Y_c$ =%.3f$ mm\n $\text{Major radius}$ =%.3f$ mm\n $\text{Minor radius}$ =%.3f$ mm\n $\text{Angle}$ =%.3f$°'%(prm[0], prm[1], prm[2], prm[3], prm[4])
# these are matplotlib.patch.Patch properties
props = dict(boxstyle='round', facecolor='wheat', alpha=0.8)
# place a text box in upper left in axes coords
ax.text(0.025, 0.975, textstr, transform=ax.transAxes, fontsize=8, verticalalignment='top', bbox=props)

textstr2 = ("Orthogonal projection of the intersection between {:.3f}
".format(coef[0]) + '$x^2$ ' + s(coef[1]) + " {:.3f}".format(abs(coef[1])) + '$xy$ ' + s(coef[2]) + " {:.3f}".format(abs(coef[2])) + '$y^2$ ' + s(coef[3]) + " {:.3f}".format(abs(coef[3])) + '$x$ ' + s(coef[4]) + " {:.3f}".format(abs(coef[4])) + '$y$ ' + s(coef[5]) + " {:.3f}".format(abs(coef[5])) + " = 0 \nand $z$ = " + "{:.3f}".format(regr.coef_[0][0]) + "$x$ " + s(regr.intercept_[0]) + " {:.3f}".format(abs(regr.intercept_[0])))
ax.text(0.5, 0.1, textstr2, transform=ax.transAxes, fontsize=7, verticalalignment='top', horizontalalignment='center', bbox=props)
return fig, v, df_out

```

```

def parameters(coef):
    a=coef[0]; b=coef[1]/2; c=coef[2]; d=coef[3]/2; e=coef[4]/2; f=coef[5]
]
    Xc=(c*d-b*e)/(b**2-a*c)
    Yc=(a*e-b*d)/(b**2-a*c)
    R=math.sqrt((2*(a*e**2+c*d**2+f*b**2-2*b*d*e-a*c*f))/((b**2-a*c)*((math.sqrt((a-c)**2+4*b**2))-(a+c))))
    r=math.sqrt((2*(a*e**2+c*d**2+f*b**2-2*b*d*e-a*c*f))/((b**2-a*c)*(-1*(math.sqrt((a-c)**2+4*b**2))-(a+c))))
    if b==0 and a<c:
        alpha=0
    elif b==0 and a>c:
        alpha=90
    elif b!=0 and a<c:
        alpha=(math.atan(2*b/(a-c))/2)*(180/math.pi)
    elif b!=0 and a>c:
        alpha=(math.pi/2+(math.atan(2*b/(a-c)))/2)*(180/math.pi) #sexagesimal degrees
    prm = [Xc, Yc, R, r, alpha]
    return prm

def get_table_download_link(v):
    v = pd.DataFrame(v).to_csv(index=False)
    b64 = base64.b64encode(v.encode()).decode() # some strings <-
> bytes conversions necessary here
    return f'<a href="data:application/octet-stream;base64,{b64}" download="points.dat">Download DAT file</a>'

def get_image_download_link(fig):
    buffered = BytesIO()
    fig.savefig(buffered, format="png", dpi=300)
    img_str = base64.b64encode(buffered.getvalue()).decode()
    return f'<a href="data:file/jpg;base64,{img_str}" download="graph.png">Download graph</a>'

#APP
st.image('https://raw.githubusercontent.com/solor5/elliptical_adjustment_app/main/logo.png', use_column_width=True)
st.title('Elliptical adjustment application')
st.write('Program created by [William Solórzano](https://www.linkedin.com/in/william-solorzano/), with the support of Ph.D. Carlos Ojeda and Ph.D. Andrés Díaz Lantada.')
st.write('This program allows the elliptical adjustment from input points in DAT format. They are obtained from NX by sampling the curve (internal cortical) using points as you can see in step **1**, '

```

```

'then export and introduce them into the multiple file uploader. For more details about this sampling process watch this video: https://www.youtube.com/watch?v=EccJgM05Mfc&list=LL&index=17.')
st.image('https://raw.githubusercontent.com/solor5/elliptical_adjustment_app/main/i1.png', use_column_width=True)
st.write('The input file contains X, Y, and Z coordinates of each sample point. X and Y coordinates let the elliptical adjustment of the orthogonal projection of the fitted curve, as consequence the coefficients'
' of the ellipse ( $Ax^2 + Bxy + Cy^2 + Dx + Ey + F = 0$ ) are obtained. The fitted curve is the intersection between elliptical cylinder (adjusted ellipse with Z direction) with a plane ( $z = Gx + H$ ), G and H constants'
' are fitted employing linear regression from the X and Z coordinates (step **2**).')
st.image('https://raw.githubusercontent.com/solor5/elliptical_adjustment_app/main/i2.png', use_column_width=True)
st.write('There are two ways to export the fitted curve to NX. Step **3A** permits that the user obtains the points of the fitted curve in DAT format by clicking on **Download DAT file** then import these points to NX'
' and with its spline tool get the fitted curve. Likewise, the program provides a 2D graph of the orthogonal projection onto XY-Plane, this graph has its parameters (Xc, Yc, major and minor radius, and the angle),'
' they are introduced to the ellipse tool of NX and finally, the ellipse is projected to the plane to obtain the fitted curve (step **3B**). Furthermore, the program allows downloading the 2D graph of the orthogonal'
' projection and provides the user with a 3D view of the fitted curves.')
st.image('https://raw.githubusercontent.com/solor5/elliptical_adjustment_app/main/i3.png', use_column_width=True)
st.write('Result (step **4**)\n')
st.image('https://raw.githubusercontent.com/solor5/elliptical_adjustment_app/main/i4.png', use_column_width=True)
st.write('For more details, please contact us at wsrequejo@gmail.com')
st.write('Download examples of input data: [test1.dat] (https://drive.google.com/file/d/1ySmmEaRndP8I5008w2HTt6dszTK7HnZ1/view?usp=sharing) and [test2.dat] (https://drive.google.com/file/d/1E9cR7NHix1tBGLpGaPQ_c_y5o vv-UfB9/view?usp=sharing)')
multiple_files = st.file_uploader("Multiple File Uploader", accept_multiple_files=True, type='dat')

count=0
df_united = pd.DataFrame() #empty dataframe

if len(multiple_files)>0:
    st.header('**Input data**\n')
    for file in multiple_files: #multiple file uploader

```

```

file_container = st.beta_expander(f"File name: {file.name} (" + str
(count+1) + "°)")
data = io.BytesIO(file.getbuffer())
#Preprocessing
df = pd.read_csv(data, sep=",", names=('X','Y','Z')) #Input data in
DAT format
df=df.drop([0,1,2,df.shape[0]-
1],axis=0) #the first three rows are deleted
df.reset_index(drop=True, inplace=True)
df = df.astype(float)

file_container.table(df)
locals()["df_" + str(count)] = df.copy()
count += 1

st.header('\n**Elliptical adjustment**\n')

for i in range(0,len(multiple_files),1):
    locals()["coef_" + str(i)] = adjustment(locals()["df_" + str(i)]) #
adjustment, the coef is obtained
    locals()["prm_" + str(i)] = parameters(locals()["coef_" + str(i)])
#parameters, the prm is obtained
    locals()["fig_" + str(i)], locals()["v_" + str(i)], locals()["df_"
+ str(i)] = graph(locals()["df_" + str(i)], locals()["coef_" + str(i)],
i, locals()["prm_" + str(i)])
    st.pyplot(locals()["fig_" + str(i)])
    st.markdown(get_image_download_link(locals()["fig_" + str(i)]), uns
afe_allow_html=True)

    df_united = pd.concat((df_united, locals()["df_" + str(i)]), axis=0
, ignore_index=True)
    st.markdown(get_table_download_link(locals()["v_" + str(i)]), unsaf
e_allow_html=True)

    df_prm = pd.DataFrame(locals()["prm_" + str(i)], index = ['Xc', 'Yc
', 'Major radius', 'Minor radius', 'Angle'], columns=['parameters'])
    if st.checkbox("Parameters of " + str(i+1) + "° XY-
Plane projection"):
        st.table(df_prm)

st.header('\n**3D View**\n')
fig = px.line_3d(df_united, x="X", y="Y", z="Z", color='section')
st.write(fig)

```

Apéndice C: Resultados de las simulaciones²⁷

Tabla 1. Resultado de las simulaciones del paciente P1 sometido a la carga ISO.

Región	Z	$\bar{\epsilon}_{intacto}$	Ti6Al4V			Ti21S		
			$\bar{\epsilon}_{V1}$	$\bar{\epsilon}_{V2}$	$\bar{\epsilon}_{V3}$	$\bar{\epsilon}_{V1}$	$\bar{\epsilon}_{V2}$	$\bar{\epsilon}_{V3}$
M	-29.026	0.197	0.136	0.144	0.144	0.141	0.146	0.146
M	-5.109	0.143	0.054	0.064	0.064	0.066	0.072	0.072
M	-7.597	0.144	0.063	0.073	0.073	0.075	0.081	0.081
M	-9.197	0.141	0.066	0.076	0.077	0.077	0.084	0.084
M	-14.308	0.138	0.076	0.086	0.086	0.085	0.092	0.092
M	-15.583	0.130	0.073	0.081	0.081	0.081	0.086	0.087
M	-24.486	0.160	0.106	0.113	0.113	0.112	0.116	0.116
M	-23.893	0.162	0.107	0.114	0.114	0.113	0.117	0.117
M	7.542	0.151	0.014	0.016	0.016	0.018	0.019	0.019
M	6.880	0.158	0.014	0.017	0.017	0.018	0.020	0.020
M	1.335	0.152	0.031	0.036	0.036	0.039	0.042	0.042
M	-29.832	0.208	0.143	0.151	0.151	0.148	0.154	0.154
M	5.123	0.154	0.015	0.018	0.018	0.020	0.021	0.021
M	-18.654	0.127	0.076	0.083	0.083	0.083	0.087	0.087
M	-30.691	0.212	0.149	0.156	0.156	0.153	0.158	0.158
M	3.712	0.153	0.020	0.023	0.023	0.025	0.027	0.027
M	5.388	0.159	0.015	0.017	0.017	0.019	0.021	0.021
M	-22.042	0.141	0.086	0.092	0.092	0.092	0.096	0.096
M	-31.557	0.218	0.153	0.161	0.161	0.158	0.164	0.164
M	-25.202	0.168	0.113	0.119	0.119	0.118	0.123	0.123
M	-16.482	0.129	0.074	0.082	0.082	0.081	0.087	0.087
M	-27.059	0.176	0.122	0.129	0.129	0.127	0.131	0.132
M	-16.710	0.136	0.080	0.088	0.088	0.088	0.094	0.094
M	2.023	0.150	0.027	0.031	0.031	0.034	0.037	0.037
M	-19.988	0.135	0.082	0.089	0.089	0.089	0.094	0.094
M	-0.382	0.149	0.037	0.043	0.043	0.046	0.050	0.050
M	-25.648	0.166	0.112	0.118	0.118	0.117	0.121	0.121
M	-13.079	0.132	0.071	0.081	0.081	0.081	0.087	0.087
M	-7.005	0.139	0.058	0.068	0.068	0.069	0.076	0.076
M	3.456	0.149	0.021	0.025	0.025	0.027	0.029	0.029
M	-27.760	0.178	0.123	0.130	0.130	0.129	0.133	0.133
M	-0.127	0.152	0.037	0.043	0.043	0.046	0.049	0.049
M	-3.856	0.138	0.048	0.057	0.057	0.059	0.064	0.064
M	-3.320	0.136	0.046	0.054	0.054	0.056	0.061	0.062
M	-3.967	0.145	0.050	0.058	0.058	0.061	0.066	0.066
M	-11.633	0.135	0.070	0.080	0.080	0.080	0.087	0.087
M	-13.398	0.139	0.073	0.083	0.083	0.083	0.089	0.090
M	-8.127	0.143	0.065	0.075	0.075	0.076	0.082	0.083

²⁷ Descargar de https://github.com/solor5/elliptical_adjustment_app/raw/main/Appendice%20C.xlsx

M	-8.925	0.141	0.066	0.076	0.076	0.077	0.083	0.084
M	-2.095	0.144	0.043	0.050	0.050	0.053	0.057	0.058
M	-1.551	0.144	0.041	0.048	0.048	0.050	0.055	0.055
M	-7.540	0.140	0.060	0.071	0.071	0.072	0.078	0.079
M	-10.989	0.138	0.069	0.080	0.080	0.080	0.087	0.087
M	-5.651	0.144	0.057	0.066	0.066	0.068	0.074	0.074
M	-22.238	0.152	0.095	0.102	0.102	0.101	0.106	0.106
M	-17.978	0.140	0.084	0.092	0.092	0.092	0.098	0.098
M	-20.882	0.128	0.080	0.086	0.086	0.086	0.090	0.090
M	-4.506	0.147	0.053	0.061	0.062	0.064	0.070	0.070
L	-8.513	0.050	0.014	0.013	0.014	0.023	0.021	0.023
L	-8.949	0.050	0.014	0.013	0.014	0.023	0.021	0.023
L	38.407	0.013	0.002	0.002	0.002	0.004	0.004	0.004
L	23.445	0.011	0.003	0.003	0.003	0.004	0.004	0.004
L	1.364	0.010	0.003	0.003	0.003	0.005	0.004	0.005
L	14.472	0.014	0.004	0.004	0.004	0.006	0.006	0.006
L	15.780	0.013	0.004	0.003	0.003	0.006	0.006	0.006
L	30.249	0.010	0.002	0.002	0.002	0.004	0.004	0.004
L	-14.235	0.072	0.024	0.024	0.024	0.035	0.035	0.035
L	-10.230	0.054	0.016	0.015	0.016	0.025	0.023	0.025
L	8.986	0.013	0.004	0.003	0.003	0.006	0.006	0.006
L	-22.013	0.074	0.030	0.033	0.033	0.038	0.040	0.040
L	-27.043	0.074	0.036	0.042	0.042	0.041	0.044	0.044
L	25.560	0.009	0.002	0.002	0.002	0.004	0.004	0.004
L	-28.641	0.073	0.039	0.046	0.045	0.042	0.046	0.046
L	-1.396	0.014	0.004	0.004	0.004	0.007	0.006	0.007
L	-29.969	0.071	0.039	0.046	0.046	0.041	0.045	0.045
L	-30.303	0.074	0.042	0.049	0.049	0.043	0.047	0.047
L	-28.313	0.070	0.037	0.043	0.043	0.040	0.043	0.043
L	39.858	0.013	0.002	0.002	0.002	0.003	0.004	0.003
L	-6.167	0.038	0.011	0.010	0.011	0.018	0.016	0.018
L	23.962	0.011	0.003	0.003	0.003	0.004	0.004	0.004
L	39.567	0.013	0.002	0.002	0.002	0.004	0.004	0.004
L	5.122	0.011	0.003	0.003	0.003	0.005	0.005	0.005
L	7.694	0.012	0.003	0.003	0.003	0.006	0.005	0.006
L	39.691	0.013	0.002	0.002	0.002	0.004	0.004	0.004
L	39.307	0.013	0.002	0.002	0.002	0.004	0.004	0.004
L	-2.292	0.018	0.005	0.005	0.005	0.008	0.008	0.008
L	8.443	0.012	0.003	0.003	0.003	0.006	0.006	0.006
L	10.789	0.013	0.004	0.004	0.004	0.006	0.006	0.006
L	10.452	0.013	0.003	0.003	0.003	0.006	0.006	0.006
L	20.077	0.013	0.003	0.003	0.003	0.006	0.005	0.006
L	39.861	0.014	0.002	0.002	0.002	0.003	0.004	0.004
L	39.893	0.014	0.002	0.002	0.002	0.004	0.004	0.004
L	13.061	0.014	0.004	0.004	0.004	0.006	0.006	0.006
L	25.040	0.009	0.002	0.002	0.002	0.004	0.004	0.004

L	-16.022	0.072	0.025	0.026	0.026	0.035	0.036	0.036
L	-17.043	0.074	0.027	0.028	0.028	0.037	0.039	0.038
L	19.999	0.012	0.003	0.003	0.003	0.005	0.005	0.005
L	-18.927	0.078	0.031	0.033	0.033	0.041	0.043	0.042
L	-11.312	0.058	0.017	0.017	0.017	0.026	0.025	0.026
L	6.945	0.012	0.003	0.003	0.003	0.006	0.005	0.006
L	10.996	0.013	0.004	0.003	0.004	0.006	0.006	0.006
L	-2.903	0.020	0.006	0.005	0.006	0.010	0.009	0.010
L	-9.780	0.054	0.015	0.015	0.016	0.025	0.023	0.025
L	-3.632	0.025	0.007	0.006	0.007	0.012	0.011	0.012
L	-4.018	0.026	0.008	0.007	0.008	0.013	0.012	0.013
L	39.508	0.013	0.002	0.002	0.002	0.004	0.004	0.004
L	-24.159	0.080	0.036	0.040	0.040	0.043	0.046	0.046
L	32.241	0.010	0.002	0.002	0.002	0.004	0.004	0.004
L	38.708	0.013	0.002	0.002	0.002	0.004	0.004	0.004
L	-4.613	0.032	0.009	0.008	0.009	0.015	0.014	0.015
L	-26.605	0.080	0.040	0.045	0.045	0.045	0.048	0.048
L	-25.277	0.082	0.039	0.043	0.043	0.045	0.048	0.048
L	-24.976	0.079	0.036	0.041	0.041	0.043	0.046	0.046
L	-22.308	0.076	0.032	0.035	0.035	0.040	0.042	0.042
L	2.102	0.011	0.003	0.003	0.003	0.005	0.004	0.005
L	39.831	0.014	0.002	0.002	0.002	0.004	0.004	0.004
L	29.607	0.008	0.002	0.002	0.002	0.003	0.003	0.003
L	35.157	0.011	0.002	0.002	0.002	0.004	0.004	0.004
L	36.420	0.011	0.002	0.002	0.002	0.004	0.004	0.004
L	-5.751	0.038	0.011	0.010	0.011	0.018	0.016	0.018
L	33.941	0.010	0.002	0.002	0.002	0.003	0.003	0.003
L	30.237	0.009	0.002	0.002	0.002	0.003	0.003	0.003
L	30.850	0.011	0.002	0.002	0.002	0.004	0.004	0.004
L	29.127	0.009	0.002	0.002	0.002	0.003	0.003	0.003
L	34.537	0.010	0.002	0.002	0.002	0.003	0.003	0.003
L	16.319	0.013	0.004	0.003	0.004	0.006	0.006	0.006
L	17.631	0.013	0.003	0.003	0.003	0.006	0.005	0.006
L	-15.019	0.076	0.026	0.027	0.027	0.037	0.038	0.038
L	36.880	0.012	0.002	0.002	0.002	0.004	0.004	0.004
L	31.365	0.011	0.002	0.002	0.002	0.004	0.004	0.004
L	35.988	0.010	0.002	0.002	0.002	0.004	0.004	0.004
L	37.333	0.011	0.002	0.002	0.002	0.004	0.004	0.004
L	37.693	0.012	0.002	0.002	0.002	0.004	0.004	0.004
L	5.688	0.011	0.003	0.003	0.003	0.005	0.005	0.005
L	3.932	0.011	0.003	0.003	0.003	0.005	0.005	0.005
L	38.274	0.013	0.002	0.003	0.002	0.004	0.004	0.004
L	-6.942	0.043	0.012	0.011	0.012	0.020	0.018	0.020
L	-11.531	0.060	0.018	0.018	0.018	0.027	0.027	0.027
L	-12.659	0.065	0.021	0.021	0.021	0.031	0.032	0.031
L	18.177	0.013	0.003	0.003	0.003	0.006	0.005	0.006

L	19.475	0.012	0.003	0.003	0.003	0.005	0.005	0.005
L	20.610	0.013	0.003	0.003	0.003	0.006	0.005	0.006
L	-0.252	0.012	0.003	0.003	0.003	0.006	0.005	0.006
L	3.360	0.011	0.003	0.003	0.003	0.005	0.005	0.005
L	0.060	0.012	0.003	0.003	0.003	0.006	0.005	0.006
L	-1.684	0.015	0.004	0.004	0.004	0.007	0.007	0.007
L	-5.010	0.033	0.009	0.008	0.009	0.016	0.014	0.015
L	-12.456	0.063	0.020	0.020	0.020	0.030	0.030	0.030
L	22.350	0.012	0.003	0.003	0.003	0.005	0.005	0.005
L	21.816	0.012	0.003	0.003	0.003	0.005	0.005	0.005
L	-14.096	0.069	0.022	0.023	0.023	0.033	0.033	0.033
L	34.688	0.011	0.002	0.002	0.002	0.004	0.004	0.004
L	12.515	0.014	0.004	0.004	0.004	0.006	0.006	0.006
L	28.683	0.008	0.002	0.002	0.002	0.003	0.003	0.003
L	15.023	0.014	0.004	0.004	0.004	0.006	0.006	0.006
L	26.609	0.008	0.002	0.002	0.002	0.003	0.003	0.003
L	26.943	0.010	0.002	0.002	0.002	0.004	0.004	0.004
L	11.348	0.014	0.004	0.004	0.004	0.006	0.006	0.006
L	33.190	0.011	0.002	0.002	0.002	0.004	0.004	0.004
L	-7.367	0.043	0.012	0.011	0.012	0.020	0.018	0.020
L	-17.283	0.076	0.028	0.030	0.029	0.039	0.040	0.040
L	-23.859	0.077	0.034	0.038	0.038	0.042	0.044	0.044
L	-15.557	0.076	0.026	0.028	0.027	0.037	0.038	0.038
L	-20.756	0.075	0.030	0.033	0.033	0.040	0.042	0.041
L	27.417	0.010	0.002	0.002	0.002	0.004	0.004	0.004
L	37.931	0.013	0.002	0.003	0.002	0.004	0.004	0.004
L	27.531	0.008	0.002	0.002	0.002	0.003	0.003	0.003
L	-18.664	0.076	0.030	0.032	0.031	0.040	0.041	0.041
L	-20.181	0.078	0.032	0.034	0.034	0.041	0.043	0.043
L	36.327	0.012	0.002	0.002	0.002	0.004	0.004	0.004

Tabla 2. Resultado de las simulaciones del paciente P1 sometido a la carga trotar.

Región	Z	$\bar{\epsilon}_{intacto}$	Ti6Al4V			Ti21S		
			$\bar{\epsilon}_{V1}$	$\bar{\epsilon}_{V2}$	$\bar{\epsilon}_{V3}$	$\bar{\epsilon}_{V1}$	$\bar{\epsilon}_{V2}$	$\bar{\epsilon}_{V3}$
M	-29.026	0.117	0.072	0.075	0.075	0.075	0.077	0.077
M	-5.109	0.118	0.039	0.046	0.046	0.048	0.053	0.053
M	-7.597	0.116	0.045	0.052	0.052	0.053	0.059	0.059
M	-9.197	0.111	0.045	0.053	0.053	0.054	0.059	0.059
M	-14.308	0.104	0.051	0.057	0.057	0.057	0.062	0.062
M	-15.583	0.097	0.049	0.055	0.055	0.055	0.059	0.059
M	-24.486	0.104	0.062	0.065	0.065	0.066	0.068	0.068
M	-23.893	0.107	0.063	0.066	0.066	0.067	0.069	0.069
M	7.542	0.142	0.010	0.011	0.011	0.013	0.014	0.014
M	6.880	0.148	0.010	0.012	0.012	0.014	0.014	0.014
M	1.335	0.136	0.025	0.028	0.028	0.031	0.034	0.034
M	-29.832	0.126	0.077	0.081	0.081	0.080	0.083	0.083
M	5.123	0.142	0.012	0.013	0.013	0.016	0.016	0.016
M	-18.654	0.092	0.050	0.054	0.054	0.054	0.058	0.058
M	-30.691	0.123	0.075	0.078	0.078	0.077	0.080	0.080
M	3.712	0.139	0.016	0.018	0.018	0.021	0.022	0.022
M	5.388	0.148	0.011	0.012	0.012	0.015	0.015	0.015
M	-22.042	0.098	0.054	0.057	0.057	0.058	0.061	0.061
M	-31.557	0.127	0.082	0.085	0.085	0.084	0.087	0.087
M	-25.202	0.107	0.064	0.067	0.067	0.068	0.070	0.070
M	-16.482	0.096	0.049	0.055	0.055	0.055	0.059	0.059
M	-27.059	0.109	0.067	0.069	0.069	0.070	0.072	0.072
M	-16.710	0.101	0.053	0.058	0.058	0.058	0.062	0.062
M	2.023	0.134	0.022	0.025	0.025	0.028	0.030	0.030
M	-19.988	0.097	0.053	0.057	0.057	0.057	0.060	0.060
M	-0.382	0.130	0.029	0.033	0.033	0.036	0.039	0.040
M	-25.648	0.106	0.064	0.067	0.067	0.067	0.069	0.069
M	-13.079	0.101	0.048	0.055	0.055	0.055	0.060	0.060
M	-7.005	0.111	0.040	0.048	0.048	0.049	0.054	0.054
M	3.456	0.134	0.017	0.019	0.019	0.022	0.023	0.023
M	-27.760	0.111	0.068	0.071	0.071	0.071	0.073	0.073
M	-0.127	0.133	0.029	0.033	0.033	0.036	0.039	0.039
M	-3.856	0.114	0.035	0.041	0.041	0.043	0.048	0.048
M	-3.320	0.113	0.033	0.039	0.039	0.042	0.046	0.046
M	-3.967	0.122	0.037	0.043	0.043	0.046	0.050	0.050
M	-11.633	0.104	0.048	0.055	0.055	0.055	0.061	0.061
M	-13.398	0.105	0.049	0.056	0.056	0.056	0.061	0.061
M	-8.127	0.115	0.046	0.053	0.053	0.054	0.060	0.060
M	-8.925	0.112	0.046	0.053	0.054	0.054	0.060	0.060
M	-2.095	0.122	0.032	0.037	0.038	0.040	0.044	0.044
M	-1.551	0.123	0.031	0.036	0.036	0.039	0.042	0.042
M	-7.540	0.112	0.042	0.049	0.049	0.050	0.056	0.056

M	-10.989	0.107	0.047	0.055	0.055	0.055	0.061	0.061
M	-5.651	0.118	0.041	0.048	0.048	0.050	0.055	0.055
M	-22.238	0.105	0.059	0.062	0.062	0.063	0.065	0.065
M	-17.978	0.102	0.055	0.060	0.060	0.060	0.064	0.064
M	-20.882	0.090	0.051	0.055	0.055	0.055	0.058	0.058
M	-4.506	0.123	0.039	0.045	0.046	0.048	0.053	0.053
L	-8.513	0.025	0.010	0.009	0.010	0.016	0.015	0.016
L	-8.949	0.025	0.010	0.009	0.010	0.016	0.015	0.016
L	38.407	0.011	0.002	0.002	0.002	0.003	0.003	0.003
L	23.445	0.008	0.002	0.002	0.002	0.004	0.004	0.004
L	1.364	0.007	0.002	0.002	0.002	0.004	0.004	0.004
L	14.472	0.010	0.003	0.003	0.003	0.005	0.005	0.005
L	15.780	0.010	0.003	0.003	0.003	0.005	0.005	0.005
L	30.249	0.008	0.002	0.002	0.002	0.003	0.003	0.003
L	-14.235	0.024	0.010	0.011	0.011	0.016	0.017	0.017
L	-10.230	0.025	0.010	0.010	0.010	0.016	0.015	0.016
L	8.986	0.009	0.003	0.003	0.003	0.005	0.005	0.005
L	-22.013	0.023	0.011	0.009	0.009	0.014	0.013	0.013
L	-27.043	0.040	0.030	0.026	0.026	0.034	0.031	0.031
L	25.560	0.007	0.002	0.002	0.002	0.003	0.003	0.003
L	-28.641	0.046	0.038	0.034	0.034	0.042	0.039	0.039
L	-1.396	0.009	0.003	0.003	0.003	0.005	0.005	0.005
L	-29.969	0.052	0.045	0.042	0.042	0.049	0.047	0.047
L	-30.303	0.051	0.045	0.042	0.042	0.049	0.047	0.047
L	-28.313	0.047	0.038	0.034	0.034	0.042	0.039	0.039
L	39.858	0.012	0.002	0.002	0.002	0.003	0.004	0.004
L	-6.167	0.022	0.008	0.008	0.008	0.014	0.013	0.014
L	23.962	0.008	0.002	0.002	0.002	0.004	0.004	0.004
L	39.567	0.011	0.002	0.002	0.002	0.003	0.004	0.004
L	5.122	0.008	0.003	0.002	0.003	0.004	0.004	0.004
L	7.694	0.009	0.003	0.003	0.003	0.005	0.005	0.005
L	39.691	0.012	0.002	0.002	0.002	0.004	0.004	0.004
L	39.307	0.011	0.002	0.002	0.002	0.003	0.004	0.004
L	-2.292	0.012	0.004	0.004	0.004	0.007	0.007	0.007
L	8.443	0.009	0.003	0.003	0.003	0.005	0.005	0.005
L	10.789	0.010	0.003	0.003	0.003	0.005	0.005	0.005
L	10.452	0.009	0.003	0.003	0.003	0.005	0.005	0.005
L	20.077	0.010	0.003	0.003	0.003	0.005	0.005	0.005
L	39.861	0.012	0.002	0.002	0.002	0.004	0.004	0.004
L	39.893	0.012	0.002	0.002	0.002	0.004	0.004	0.004
L	13.061	0.010	0.003	0.003	0.003	0.005	0.005	0.005
L	25.040	0.008	0.002	0.002	0.002	0.003	0.003	0.003
L	-16.022	0.021	0.008	0.009	0.009	0.013	0.014	0.014
L	-17.043	0.019	0.007	0.009	0.009	0.012	0.013	0.013
L	19.999	0.009	0.003	0.003	0.003	0.005	0.004	0.005
L	-18.927	0.018	0.006	0.007	0.007	0.010	0.011	0.011

L	-11.312	0.025	0.010	0.010	0.010	0.016	0.016	0.016
L	6.945	0.009	0.003	0.003	0.003	0.005	0.005	0.005
L	10.996	0.009	0.003	0.003	0.003	0.005	0.005	0.005
L	-2.903	0.013	0.005	0.004	0.005	0.008	0.008	0.008
L	-9.780	0.025	0.010	0.010	0.010	0.016	0.015	0.016
L	-3.632	0.016	0.006	0.005	0.006	0.009	0.009	0.009
L	-4.018	0.017	0.006	0.006	0.006	0.010	0.010	0.010
L	39.508	0.011	0.002	0.002	0.002	0.004	0.004	0.004
L	-24.159	0.026	0.016	0.012	0.013	0.018	0.016	0.016
L	32.241	0.008	0.002	0.002	0.002	0.003	0.003	0.003
L	38.708	0.011	0.002	0.002	0.002	0.003	0.004	0.003
L	-4.613	0.019	0.007	0.007	0.007	0.012	0.011	0.012
L	-26.605	0.034	0.026	0.022	0.022	0.030	0.027	0.027
L	-25.277	0.028	0.020	0.016	0.016	0.023	0.020	0.020
L	-24.976	0.029	0.019	0.016	0.016	0.022	0.020	0.020
L	-22.308	0.022	0.011	0.009	0.009	0.014	0.012	0.012
L	2.102	0.007	0.002	0.002	0.002	0.004	0.004	0.004
L	39.831	0.012	0.002	0.002	0.002	0.004	0.004	0.004
L	29.607	0.007	0.002	0.002	0.002	0.003	0.003	0.003
L	35.157	0.009	0.002	0.002	0.002	0.003	0.003	0.003
L	36.420	0.008	0.002	0.002	0.002	0.003	0.003	0.003
L	-5.751	0.022	0.008	0.008	0.008	0.013	0.013	0.014
L	33.941	0.008	0.002	0.002	0.002	0.003	0.003	0.003
L	30.237	0.007	0.002	0.002	0.002	0.003	0.003	0.003
L	30.850	0.009	0.002	0.002	0.002	0.004	0.004	0.004
L	29.127	0.007	0.002	0.002	0.002	0.003	0.003	0.003
L	34.537	0.008	0.002	0.002	0.002	0.003	0.003	0.003
L	16.319	0.010	0.003	0.003	0.003	0.005	0.005	0.005
L	17.631	0.010	0.003	0.003	0.003	0.005	0.005	0.005
L	-15.019	0.023	0.009	0.010	0.010	0.014	0.016	0.015
L	36.880	0.010	0.002	0.002	0.002	0.003	0.003	0.003
L	31.365	0.009	0.002	0.002	0.002	0.004	0.004	0.004
L	35.988	0.008	0.002	0.002	0.002	0.003	0.003	0.003
L	37.333	0.009	0.002	0.002	0.002	0.003	0.003	0.003
L	37.693	0.009	0.002	0.002	0.002	0.003	0.003	0.003
L	5.688	0.008	0.003	0.003	0.003	0.004	0.004	0.004
L	3.932	0.007	0.002	0.002	0.002	0.004	0.004	0.004
L	38.274	0.010	0.002	0.002	0.002	0.003	0.003	0.003
L	-6.942	0.023	0.009	0.008	0.009	0.014	0.014	0.015
L	-11.531	0.025	0.010	0.010	0.010	0.016	0.016	0.016
L	-12.659	0.024	0.010	0.011	0.011	0.016	0.016	0.017
L	18.177	0.010	0.003	0.003	0.003	0.005	0.005	0.005
L	19.475	0.009	0.003	0.003	0.003	0.005	0.004	0.005
L	20.610	0.010	0.003	0.003	0.003	0.005	0.005	0.005
L	-0.252	0.008	0.003	0.003	0.003	0.005	0.004	0.005
L	3.360	0.007	0.002	0.002	0.002	0.004	0.004	0.004

L	0.060	0.008	0.003	0.003	0.003	0.005	0.004	0.005
L	-1.684	0.010	0.003	0.003	0.003	0.006	0.006	0.006
L	-5.010	0.020	0.007	0.007	0.007	0.012	0.012	0.012
L	-12.456	0.024	0.010	0.010	0.011	0.016	0.016	0.016
L	22.350	0.009	0.003	0.003	0.003	0.004	0.004	0.004
L	21.816	0.009	0.003	0.003	0.003	0.004	0.004	0.004
L	-14.096	0.024	0.010	0.011	0.011	0.015	0.016	0.016
L	34.688	0.009	0.002	0.002	0.002	0.003	0.003	0.003
L	12.515	0.010	0.003	0.003	0.003	0.005	0.005	0.005
L	28.683	0.007	0.002	0.002	0.002	0.003	0.003	0.003
L	15.023	0.010	0.003	0.003	0.003	0.005	0.005	0.005
L	26.609	0.007	0.002	0.002	0.002	0.003	0.003	0.003
L	26.943	0.008	0.002	0.002	0.002	0.004	0.004	0.004
L	11.348	0.010	0.003	0.003	0.003	0.005	0.005	0.005
L	33.190	0.009	0.002	0.002	0.002	0.003	0.003	0.003
L	-7.367	0.023	0.009	0.008	0.009	0.015	0.014	0.015
L	-17.283	0.019	0.007	0.009	0.008	0.012	0.013	0.013
L	-23.859	0.026	0.015	0.012	0.012	0.018	0.016	0.016
L	-15.557	0.022	0.009	0.010	0.010	0.014	0.015	0.015
L	-20.756	0.021	0.008	0.007	0.007	0.011	0.011	0.011
L	27.417	0.008	0.002	0.002	0.002	0.004	0.004	0.004
L	37.931	0.010	0.002	0.002	0.002	0.003	0.003	0.003
L	27.531	0.007	0.002	0.002	0.002	0.003	0.003	0.003
L	-18.664	0.018	0.006	0.007	0.007	0.010	0.011	0.011
L	-20.181	0.017	0.006	0.006	0.006	0.009	0.010	0.009
L	36.327	0.010	0.002	0.002	0.002	0.003	0.003	0.003



Tabla 3. Resultado de las simulaciones del paciente P2 sometido a la carga ISO.

Región	Z	$\bar{\epsilon}_{intacto}$	Ti6Al4V			Ti21S		
			$\bar{\epsilon}_{V1}$	$\bar{\epsilon}_{V2}$	$\bar{\epsilon}_{V3}$	$\bar{\epsilon}_{V1}$	$\bar{\epsilon}_{V2}$	$\bar{\epsilon}_{V3}$
M	-28.610	0.254	0.121	0.169	0.171	0.146	0.185	0.187
M	-29.982	0.269	0.135	0.181	0.184	0.158	0.196	0.198
M	-34.322	0.310	0.169	0.208	0.210	0.188	0.221	0.222
M	-26.247	0.243	0.100	0.145	0.148	0.126	0.163	0.165
M	-23.482	0.237	0.088	0.135	0.137	0.115	0.153	0.155
M	-22.286	0.231	0.082	0.126	0.129	0.110	0.146	0.148
M	-37.586	0.332	0.204	0.239	0.240	0.218	0.248	0.249
M	-15.968	0.205	0.062	0.097	0.099	0.091	0.118	0.120
M	0.550	0.251	0.032	0.040	0.041	0.049	0.055	0.056
M	-39.200	0.340	0.222	0.251	0.252	0.232	0.258	0.259
M	-13.192	0.200	0.060	0.089	0.091	0.088	0.110	0.112
M	-14.773	0.202	0.060	0.093	0.095	0.089	0.114	0.116
M	-38.151	0.330	0.215	0.247	0.248	0.227	0.255	0.256
M	-36.654	0.329	0.202	0.234	0.236	0.214	0.243	0.244
M	-40.979	0.353	0.242	0.269	0.270	0.251	0.276	0.276
M	-40.715	0.363	0.230	0.254	0.255	0.238	0.260	0.261
M	-1.912	0.244	0.046	0.059	0.060	0.070	0.079	0.081
M	2.274	0.262	0.018	0.023	0.023	0.029	0.031	0.032
M	4.656	0.263	0.013	0.015	0.015	0.021	0.023	0.023
M	-0.967	0.247	0.039	0.050	0.051	0.060	0.068	0.069
M	4.343	0.259	0.013	0.015	0.015	0.021	0.023	0.023
M	3.195	0.263	0.016	0.019	0.019	0.025	0.027	0.027
M	-27.876	0.252	0.111	0.158	0.161	0.137	0.175	0.177
M	-5.487	0.225	0.052	0.069	0.071	0.079	0.092	0.094
M	-33.706	0.302	0.164	0.204	0.206	0.183	0.217	0.218
M	-11.779	0.201	0.058	0.085	0.087	0.086	0.106	0.108
M	0.886	0.256	0.030	0.038	0.039	0.047	0.052	0.053
M	-0.300	0.252	0.038	0.049	0.050	0.059	0.066	0.067
M	-18.609	0.209	0.069	0.106	0.109	0.097	0.127	0.129
M	-36.913	0.327	0.215	0.249	0.250	0.228	0.258	0.259
M	-16.203	0.207	0.063	0.099	0.101	0.092	0.120	0.123
M	-3.341	0.237	0.049	0.063	0.065	0.074	0.085	0.087
M	-4.526	0.227	0.050	0.065	0.067	0.077	0.088	0.090
M	-20.608	0.225	0.074	0.116	0.118	0.102	0.136	0.138
M	-9.216	0.209	0.058	0.081	0.084	0.087	0.104	0.106
M	-17.180	0.210	0.066	0.102	0.104	0.094	0.123	0.125
M	-20.844	0.228	0.078	0.118	0.121	0.105	0.138	0.140
M	-22.517	0.234	0.081	0.122	0.125	0.107	0.141	0.143
M	-31.624	0.287	0.150	0.194	0.196	0.170	0.207	0.208
M	-31.397	0.283	0.152	0.195	0.197	0.173	0.209	0.210
M	-7.091	0.215	0.055	0.075	0.077	0.083	0.098	0.100
M	-32.991	0.298	0.158	0.199	0.201	0.178	0.212	0.214

M	-32.760	0.296	0.185	0.221	0.222	0.200	0.232	0.233
M	-30.208	0.276	0.140	0.187	0.189	0.162	0.201	0.203
M	-19.891	0.213	0.073	0.112	0.115	0.101	0.132	0.134
M	-20.132	0.217	0.069	0.109	0.112	0.098	0.130	0.132
M	-5.835	0.221	0.050	0.066	0.068	0.076	0.088	0.090
M	-6.741	0.219	0.059	0.079	0.081	0.088	0.104	0.106
M	-11.099	0.202	0.057	0.082	0.084	0.085	0.104	0.106
M	-24.776	0.240	0.094	0.138	0.140	0.120	0.156	0.158
M	-8.600	0.209	0.056	0.077	0.080	0.084	0.100	0.102
M	-35.311	0.322	0.191	0.226	0.228	0.206	0.236	0.237
M	-10.746	0.204	0.059	0.083	0.085	0.087	0.105	0.107
M	-8.248	0.213	0.057	0.079	0.081	0.086	0.102	0.104
M	-35.560	0.323	0.195	0.228	0.230	0.208	0.238	0.239
M	-16.942	0.207	0.066	0.104	0.107	0.095	0.126	0.128
M	-9.570	0.206	0.057	0.080	0.082	0.085	0.103	0.105
M	-29.252	0.265	0.126	0.175	0.178	0.150	0.191	0.193
L	-3.572	0.024	0.005	0.005	0.006	0.009	0.009	0.009
L	-32.911	0.179	0.082	0.095	0.097	0.095	0.106	0.107
L	-16.071	0.121	0.028	0.026	0.030	0.047	0.042	0.048
L	-37.991	0.189	0.117	0.133	0.136	0.122	0.133	0.135
L	-21.506	0.153	0.033	0.041	0.037	0.054	0.060	0.057
L	-18.023	0.134	0.029	0.031	0.031	0.048	0.049	0.050
L	-28.897	0.166	0.059	0.069	0.070	0.077	0.085	0.086
L	-6.067	0.035	0.010	0.010	0.010	0.017	0.016	0.017
L	-7.674	0.045	0.011	0.011	0.011	0.018	0.017	0.018
L	25.897	0.013	0.002	0.002	0.002	0.003	0.003	0.003
L	-1.807	0.020	0.004	0.004	0.004	0.007	0.007	0.007
L	-1.207	0.019	0.004	0.004	0.004	0.007	0.007	0.007
L	-23.899	0.161	0.037	0.047	0.043	0.058	0.066	0.063
L	-31.139	0.175	0.070	0.082	0.082	0.086	0.096	0.096
L	3.487	0.016	0.004	0.004	0.004	0.006	0.006	0.006
L	-28.967	0.168	0.056	0.067	0.066	0.074	0.083	0.083
L	-25.424	0.158	0.043	0.053	0.050	0.064	0.072	0.070
L	-40.459	0.200	0.137	0.153	0.156	0.139	0.149	0.151
L	-4.091	0.025	0.007	0.006	0.007	0.011	0.010	0.011
L	-36.221	0.189	0.109	0.124	0.128	0.117	0.127	0.129
L	-36.501	0.183	0.115	0.131	0.135	0.121	0.132	0.134
L	-34.693	0.182	0.094	0.107	0.111	0.104	0.114	0.116
L	-29.362	0.167	0.057	0.067	0.068	0.076	0.083	0.084
L	-32.470	0.178	0.079	0.092	0.093	0.093	0.103	0.104
L	-8.092	0.050	0.015	0.014	0.015	0.024	0.022	0.024
L	-39.714	0.196	0.127	0.144	0.146	0.130	0.141	0.143
L	-39.639	0.199	0.126	0.142	0.145	0.129	0.140	0.142
L	-40.829	0.196	0.131	0.147	0.149	0.133	0.143	0.144
L	-34.438	0.185	0.099	0.112	0.116	0.109	0.119	0.121
L	11.859	0.015	0.004	0.004	0.004	0.006	0.006	0.006

L	-19.419	0.139	0.032	0.035	0.034	0.052	0.054	0.054
L	23.896	0.013	0.003	0.003	0.003	0.004	0.004	0.004
L	17.191	0.014	0.003	0.003	0.003	0.005	0.005	0.005
L	-23.439	0.160	0.037	0.046	0.041	0.058	0.065	0.062
L	-39.305	0.195	0.120	0.136	0.140	0.125	0.136	0.138
L	20.090	0.014	0.003	0.003	0.003	0.004	0.004	0.004
L	-29.435	0.169	0.055	0.065	0.064	0.073	0.081	0.081
L	14.584	0.015	0.003	0.003	0.003	0.006	0.005	0.006
L	-9.814	0.068	0.020	0.017	0.020	0.032	0.028	0.032
L	-30.684	0.174	0.067	0.079	0.080	0.084	0.094	0.094
L	0.759	0.018	0.004	0.004	0.004	0.007	0.007	0.007
L	-13.083	0.097	0.024	0.020	0.025	0.040	0.033	0.041
L	-11.714	0.086	0.024	0.019	0.024	0.039	0.032	0.039
L	-26.785	0.160	0.047	0.058	0.056	0.067	0.076	0.075
L	-27.255	0.161	0.049	0.059	0.057	0.069	0.077	0.076
L	9.086	0.015	0.004	0.004	0.004	0.006	0.006	0.006
L	-23.355	0.159	0.041	0.051	0.048	0.063	0.071	0.069
L	21.585	0.013	0.003	0.003	0.003	0.004	0.004	0.005
L	-23.829	0.160	0.042	0.053	0.049	0.064	0.072	0.070
L	-13.684	0.105	0.028	0.025	0.029	0.046	0.041	0.046
L	-17.545	0.132	0.029	0.030	0.030	0.048	0.047	0.049
L	-15.583	0.118	0.031	0.034	0.033	0.051	0.053	0.053
L	8.492	0.015	0.004	0.003	0.004	0.006	0.006	0.006
L	6.281	0.015	0.004	0.004	0.004	0.006	0.006	0.006

