



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL.

SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN.

ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA.

**Diseño de prótesis personalizada de cadera
para paciente con coxartrosis unilateral.**

T E S I S.

**QUE PARA OBTENER EL GRADO DE:
MAESTRO EN CIENCIAS EN INGENIERÍA MECÁNICA.**

**P R E S E N T A:
ING. OMAR ROLANDO RUÍZ MUÑOZ.**

**DIRIGIDA POR: DR. JUAN ALFONSO BELTRÁN FERNÁNDEZ.
DR. LUIS HÉCTOR HERNÁNDEZ GÓMEZ.**

MÉXICO D.F.

2016



AGRADECIMIENTOS.

A mis padres Manuel y Manuela por el apoyo brindado en todo momento y quienes con cariño y confianza me alientan a seguir adelante.

A mis hermanos Edgar y Oscar gracias por todo, por sus consejos y aportaciones en todos los aspectos de mi vida.

A mis cuñadas Fatima y Aide y a mis sobrinos José Manuel y Ángel Rafael, por formar parte de mi familia.

A mis amigos y directores de tesis:

Dr. Juan Alfonso Beltrán Fernández.

Dr. Luis Héctor Hernández Gómez

Por confiar y transmitir sus enseñanzas en todo momento, gracias por todo.

A los profesores que tuve en mi formación en la SEPI ESIME Zacatenco y muy en especial al Dr. Guillermo Manuel Urriolagoitia Calderón por todas sus enseñanzas.

Al CONACyT por el apoyo brindado durante éste tiempo, para la formación, que en éste momento he conseguido.

A los amigos que tuve durante estos dos años de estudio con quienes generé una gran amistad.

Y finalmente a todos aquellos que me han alentado para culminar ésta etapa y seguirán animando para conseguir más.



ÍNDICE GENERAL.

Agradecimientos.	i
Índice general.	ii
Índice de figuras.	v
Índice de tablas.	xi
Resumen.	xii
Abstract.	xiii
Objetivo.	xiv
Objetivos particulares.	xiv
Justificación.	xv
Simbología.	xvi
Introducción.	xviii
CAPÍTULO 1. ESTADO DEL ARTE.	1
1. 1 Generalidades.	1
1. 1. 1 Coxartrosis de cadera.	1
1. 1. 2 Factores patogénicos que propician la artrosis de cadera.	2
1. 2 Antecedentes históricos de la artroplastia total de cadera.	4
1. 2. 1 Reseña histórica de la biomecánica de la cadera.	5
1. 2. 2 Antecedentes sobre la fijación de implantes protésicos de cadera.	8
1. 3 Tratamiento quirúrgico de la osteoartritis en la cadera.	15
1. 3. 1 Artroplastia total de cadera cementada	16
1. 3. 2 Artroplastia total de cadera no cementada.	16
1. 3. 3 Articulaciones alternativas.	17
1. 4 Complicaciones en la artroplastia total de cadera.	19
1. 5 Planteamiento del problema.	24
1. 6 Metodología.	26
1. 7 Referencias	27
CAPÍTULO 2. MARCO TEÓRICO.	29
2. 1 Generalidades del esqueleto humano.	29
2. 2 Clasificación de los huesos.	31
2. 3 Osificación y crecimiento de los huesos.	32
2. 3. 1 Periodos de maduración del esqueleto.	32
2. 4 Forma y arquitectura.	33
2. 4. 1 El hueso como estructura.	33
2. 4. 1. 1 Hueso cortical maduro.	34
2. 4. 1. 2 Hueso esponjoso maduro.	35
2. 5 Articulaciones.	37
2. 6 Huesos y articulaciones del miembro inferior.	40
2. 6. 1 Hueso coxal.	40



2. 6. 2 Pelvis ósea.	41
2. 6. 3 Articulación coxofemoral.	42
2. 6. 4 Fémur.	43
2. 7 Movimientos de la cadera.	45
2. 7. 1 Flexión.	45
2. 7. 2 Extensión.	45
2. 7. 3 Aducción.	46
2. 7. 4 Abducción	46
2. 7. 5 Rotación longitudinal.	46
2. 8 Mecanismos de lesión (fractura de la pelvis y extremidades inferiores).	47
2. 8. 1 Lesiones en el deporte.	48
2. 9 Propiedades mecánicas del hueso.	49
2. 9. 1 Propiedades estructurales.	49
2. 9. 2 Densidad.	49
2. 9. 3 Anisotropía.	51
2. 9. 4 Propiedades del material.	52
2. 10 Aspectos biomecánicos relacionados con el diseño e implantación de prótesis.	53
2. 10. 1 Rango de movimiento.	53
2. 10. 2 Fijación del implante.	56
2. 10. 3 Daño en el tejido y tensión en la articulación.	57
2. 10. 4 Orientación del componente.	58
2. 11 Biomateriales en medicina.	58
2. 11. 1 Biocompatibilidad.	58
2. 11. 2 Metales.	59
2. 11. 3 Cerámicas.	60
2. 11. 4 Polímeros.	61
2. 12 Diseño de prótesis.	61
2. 12. 1 Reemplazo total de cadera.	62
2. 13 Sumario.	64
2. 14 Referencias.	64
CAPÍTULO 3. GENERACIÓN DEL MODELO EN 3D.	67
3. 1 Métodos de adquisición de imágenes.	67
3. 2 Metodología para la construcción del modelo en 3D de la articulación de la cadera.	70
3. 3 Parametrización del modelo.	76
3. 4 Elaboración del modelo en 3D del sistema de prótesis de cadera personalizado.	88
3. 5 Sumario.	97
3. 6 Referencias.	98
CAPÍTULO 4. ANÁLISIS NUMÉRICO.	99
4. 1 Metodología para evaluar el modelo de la cadera por elementos finitos.	99
4. 1. 1 Asignación de propiedades mecánicas.	99



4. 1. 2 Aplicación de cargas y restricciones de movimiento.	100
4. 1. 2. 1 Cargas sobre la articulación fémur-cadera.	101
A. Postura de pie normal.	101
B. Posición monopodal (sobre un pie) sin andar.	102
C. Posición monopodal caminando.	102
D. Reducción de fuerza en el abductor por uso del bastón.	104
4. 2 Ejecución del estudio.	105
4. 2. 1 Condiciones de frontera para el caso 1; posición sobre un pie, sin andar.	106
4. 2. 2 Condiciones de frontera para el caso 2; caminando con bastón.	109
4. 2. 3 Condiciones de frontera para el caso 3; caminando sin bastón.	112
4. 2. 4 Condiciones de frontera para el caso 4; cargando una mochila.	115
4. 3 Sumario.	119
4. 4 Referencias.	119
CAPÍTULO 5. ANÁLISIS DE RESULTADOS.	121
5. 1 Generación del modelo.	121
5. 2 Análisis de posturas.	122
5. 2. 1 Caso 1; posición sobre un pie sin andar.	122
5. 2. 2 Caso 2; caminando con bastón.	124
5. 2. 3 Caso 3; caminando sin bastón.	125
5. 2. 4 Caso 4; cargando una mochila.	126
5. 3 Observaciones finales.	127
5. 4 Referencias.	128
Conclusiones.	129
Trabajos futuros.	131
Artículos publicados.	132
ANEXOS.	134
Glosario.	138

ÍNDICE DE FIGURAS.

CAPÍTULO 1. ESTADO DEL ARTE.

Figura 1.1. Patogenia de la artrosis y artrosis de cadera.	3
Figura 1.2. Diagrama de cuerpo libre de varios segmentos para una postura típica durante un ciclo de marcha cuasi-estático.	6
Figura 1.3. Sistema de coordenadas para medir las fuerzas de contacto en la cadera.	7
Figura 1.4. Sistema empleado para la comparación de parámetros de marcha.	8
Figura 1.5. a) Copa de Smith-Petersen y b) Prótesis acrílica de Judet.	9
Figura 1.6. Prótesis de Wiles.	9
Figura 1.7. Prótesis de Austin Moore.	10
Figura 1.8. Prótesis de Charnley.	11
Figura 1.9. Imagen de las tres prótesis utilizadas. La PCA ésta a la izquierda, AML en el centro y HP a la derecha.	12
Figura 1.10. Imagen de un fémur durante la prueba. El émbolo cilíndrico del sistema hidráulico MTS está presionando la cabeza protésica.	12
Figura 1.11. Osteólisis periprotésica en el fémur proximal debida al desgaste del material.	20
Figura 1.12. Defectos óseos acetabulares. Clasificación según AAOS.	21
Figura 1.13. Defectos óseos acetabulares. Clasificación según Paprosky.	22
Figura 1.14. Defectos óseos femorales. Clasificación según Paprosky.	23
Figura 1.15. Examinación microscópica de las áreas de interés.	24

CAPÍTULO 2. MARCO TEÓRICO.

Figura 2.1. Esqueleto humano, vista frontal.	30
Figura 2.2. Las tres formas de los huesos. A. hueso largo (húmero, vista anterior). B. hueso plano (escápula, vista posterior). C. hueso corto (calcáneo, vista lateral).	32
Figura 2.3. Fragmento de la diáfisis del peroné. Clara diferencia entre (A) hueso cortical y (B) hueso esponjoso.	34
Figura 2.4. Esquema idealizado de la configuración haversiana en el hueso cortical maduro.	35
Figura 2.5. Cuerpo vertebral. Complejo sistema de placas óseas y fenestradas conectadas entre sí por columnas redondeadas.	36
Figura 2.6. Detalle del cuerpo vertebral: (A) placas sólidas; (B) columnas redondeadas; (C) nótese las lagunas donde se alojan los osteocitos.	37
Figura 2.7. Superficies articulares.	37
Figura 2.8. Congruencia e incongruencia en las articulaciones. (A) Una articulación es totalmente congruente cuando dos superficies articulares se hallan simétricamente relacionadas y equidistantes en todos sus puntos: $A = B = C = D$. El eje de rotación permanece en el mismo sitio durante la misma, y la cápsula conserva su simetría. (B) Articulación incongruente con ambas superficies asimétricas (curvas diferentes). A, B, C y D no son idénticas, y la posición del eje cambia durante la rotación y el deslizamiento.	38
Figura 2.9. Movimiento articular. Giro o rotación. (A) se produce un cambio en el eje perpendicular, (B) durante el giro, (C) giro-rotación.	39

Figura 2.10. Movimiento articular. Movimientos de desplazamiento en un solo plano denominados balanceo. No hay rotación ni giro. Si se acompaña de rotación simultánea recibe el nombre de deslizamiento en arco.	39
Figura 2.11. Acetábulo (cavidad cotiloidea): 1, pubis; 2, isquion; 3, espina isquiática (ciática); 4 y 4', fosa del acetábulo (cavidad cotiloidea) y acetábulo; 5 y 5', rodete cotiloideo y ligamento transversal del acetábulo; 6, ligamento de la cabeza del fémur (redondo); 7, cápsula de la articulación coxal (de la cadera seccionada transversalmente); 8 y 8', tendones directo y reflejo del músculo recto femoral (anterior) del muslo.	40
Figura 2.12. Pelvis y sus partes.	41
Figura 2.13. Articulación de la cadera.	42
Figura 2.14. Superficie articular e inclinación del fémur a 125° y 115°.	43
Figura 2.15. Sistema trabecular proximal del fémur y del cotilo.	44
Figura 2.16. La flexión de la cadera aumenta al relajar los músculos isquiotibiales, flexionando la rodilla de forma pasiva la flexión es mayor.	45
Figura 2.17. Posibles ubicaciones para fracturas originadas por compresión lateral.	47
Figura 2.18. Izquierda: Dislocación de la cadera derecha. Derecha: Dislocación y fractura del acetábulo de la cadera izquierda después de un impacto lateral. La cabeza del fémur rompe la pared media del acetábulo.	47
Figura 2.19. Criterio de fuerza en el fémur como se indica en ECE R94.	48
Figura 2.20. Especímenes cilíndricos de hueso cortical extraídos en diferentes direcciones, muestran las características anisotrópicas del hueso cortical.	51
Figura 2.21. Gran variedad de diseños de componentes femorales con tamaños de cabeza que van desde 22 a 62 mm.	53
Figura 2.22. Parte trasera de componentes acetabulares; de izquierda a derecha (columnas): copas no cementadas de ajuste a presión, copas cementadas, copas roscadas y copas de monoblock.	54
Figura 2.23. Diámetro de conicidad.	55
Figura 2.24. Plano de entrada de la copa (hemisférico, sub-hemisférico).	56
Figura 2.25. Sección histológica y radiografía de contacto de un revestimiento de una prótesis (1374 días después de la implantación). La brecha de la fractura a través de la unión fémur-cabeza demostró tejido pseudoartrítico. La fractura podría haber sido ocasionada por elevadas fuerzas de impacto durante la cirugía, las cuales fueron necesarias para el asentamiento del implante debido a la enorme cantidad de cemento usado.	57
Figura 2.26. Radiografía de hueso con fijación cementada (componentes femoral y acetabular monolíticos).	62
Figura 2.27. Sistema total de cadera modular: cabeza, vástago femoral, cuña proximal recubierta de poros, soporte de metal para la copa, copa de UHMWPE y tornillos de fijación.	63

CAPÍTULO 3. GENERACIÓN DEL MODELO EN 3D.

Figura 3.1. (a). Sección lumbar de L2-L3 modelado en elementos finitos. (b) Modelo de vértebras lumbares porcinas creado en ANSYS® 9.0.	67
Figura 3.2. Imagen tomada en Auto CAD® 2004. Se muestra la superposición de imágenes y el trazo de contorno por medio de éste paquete computacional.	68

Figura 3.3. Técnicas de modelado y simulación en FEM para la placa cervical.	69
Figura 3.4. Software ScanIP® V. 3.2.	70
Figura 3.5. Selección del archivo a emplear para la reconstrucción.	70
Figura 3.6. Ventana de trabajo del programa ScanIP® 3.2.	71
Figura 3.7. Vista lateral XZ, a su vez se muestra un zoom del menú que permite el cambio de planos.	71
Figura 3.8. Contorno del fémur derecho con el uso de la herramienta “Pencil”	72
Figura 3.9. Área delimitada por el contorno antes mostrado	72
Figura 3.10. Modelo preliminar en 3D de la cadera.	73
Figura 3.11. Comando “Crop”.	74
Figura 3.12. Modelo final en 3D de la cadera.	74
Figura 3.13. Pasos a seguir para exportar el modelo a un archivo “*.stl”.	75
Figura 3.14. Daño causado por la enfermedad, a) fosa acetabular y b) cabeza femoral.	75
Figura 3.15. Software Rhinoceros® 4.0.	76
Figura 3.16. Selección del archivo a emplear para la parametrización.	76
Figura 3.17. Exceso de elementos sobre la superficie de la articulación de la cadera derecha.	77
Figura 3.18. Planos de visualización dentro del software Rhinoceros® 4.0	78
Figura 3.19. Generación de nueva capa y selección de la herramienta “Propiedades del objeto”.	78
Figura 3.20. Procedimiento de cambio de capa.	79
Figura 3.21. Cambio de asignación y color de capa.	79
Figura 3.22. Selección de la herramienta “RhinoResurf” para la generación del revestimiento.	80
Figura 3.23. Despliegado de pantalla para el inicio del nuevo revestimiento.	81
Figura 3.24. Generación de la nueva malla sobre la superficie.	81
Figura 3.25. Corrección de las líneas curvas de la nueva malla sobre la superficie del cuerpo de la pelvis.	82
Figura 3.26. Selección del cuerpo de la pelvis para ocultar los objetos de la primera superficie generada.	82
Figura 3.27. Generación de la nueva superficie, se aprecian isocurvas sobre el cuerpo de la pelvis.	83
Figura 3.28. Eliminación de las isocurvas de superficie.	83
Figura 3.29. Modelo de la pelvis sin isocurvas.	84
Figura 3.30. Defectos sobre la superficie a corregir.	84
Figura 3.31. Selección de la aplicación “Parche”.	85
Figura 3.32. Selección del orificio a cubrir.	85
Figura 3.33. Parche sobre la superficie.	86
Figura 3.34. Selección de la zona reconstruida con el parche.	86
Figura 3.35. Selección de la zona del cuerpo de la pelvis y selección de la aplicación “Unir”.	87
Figura 3.36. Parametrización del modelo concluida.	87
Figura 3.37. Cambio de extensión del archivo a “*.iges”.	88
Figura 3.38. Anillo de reconstrucción de Burch-Schneider® (<i>Zimmer</i>).	88
Figura 3.39. Tecnología de Metal Trabecular TMT® (<i>Zimmer</i>).	89
Figura 3.40. Ángulo de inclinación, empleado para colocar el sistema de reconstrucción.	90

Figura 3.41. Dimensiones del soporte del componente acetabular.	90
Figura 3.42. Soporte del componente acetabular.	91
Figura 3.43. Escariado dentro del acetábulo.	91
Figura 3.44. Copa colocada dentro del cuerpo del acetábulo.	92
Figura 3.45. Ángulos y dimensiones para la generación del dispositivo de anclaje.	92
Figura 3.46. Dimensiones para la generación de los soportes lateral y superior.	93
Figura 3.47. Dimensiones para el soporte que va colocado en la zona del isquion.	93
Figura 3.48. Dispositivo fijado con tornillería.	94
Figura 3.49. Vástago Femoral Taperloc® (<i>BIOMET</i>).	94
Figura 3.50. a) Diagrama del vástago siguiendo el contorno del canal diafisario y en b) diagrama con ángulo de CCD de 135° y longitud de 129.19 mm.	95
Figura 3.51. Diagrama muestra la longitud del offset de 28.28 mm y ángulo de conicidad de 6°.	95
Figura 3.52. Radio sobre la superficie del vástago de 0.5 mm y en la zona del cono Morse de 6 mm.	96
Figura 3.53. a) Cotilo de alúmina y b) cabeza modular.	96
Figura 3.54. Ensamble del “Sistema de prótesis personalizada de cadera”.	97

CAPÍTULO 4. ANÁLISIS NUMÉRICO.

Figura 4.1. Modelo por elementos finitos en el cual se muestran las condiciones de carga y frontera, en la articulación de la cadera.	101
Figura 4.2. Posición sobre un pie, sin andar.	102
Figura 4.3. Posición sobre un pie, andando.	102
Figura 4.4. Ciclo de marcha.	103
Figura 4.5. Configuraciones de carga al caminar. (a) 10% del ciclo. (b) 30% del ciclo. (c) 45% del ciclo.	104
Figura 4.6. Transferencia de carga de la pelvis hacia el fémur utilizando bastón.	104
Figura 4.7. Transferencia de carga. (a) Natural sin prótesis. (b) Artificial con prótesis.	105
Figura 4.8. Condición de frontera: posición sobre un pie, sin andar	106
Figura 4.9. Modelo en 3D por elementos finitos de la articulación de la cadera.	106
Figura 4.10. Concentración de esfuerzos máxima de 25.05 MPa sobre el cuerpo del implante.	107
Figura 4.11. Micro desplazamiento máximo de 61.64 μm en el cotilo de impacto a presión.	107
Figura 4.12. Deformación unitaria máxima de 5.947×10^{-4} ubicada en la zona diafisial del fémur; mientras que en el implante se tiene una deformación unitaria máxima de 8.504×10^{-5} sobre la base del cono Morse.	108
Figura 4.13. Concentración de esfuerzos máxima de 264.8 MPa ubicados sobre los orificios para la tornillería.	108
Figura 4.14. Micro desplazamiento máximo de 635.7 μm en la pelvis derecha; por otra parte, en el implante se tiene un micro desplazamiento máximo de 11.79 μm .	108
Figura 4.15. Deformación unitaria máxima de 6.051×10^{-3} ubicada en la parte superior del acetábulo; mientras que en el implante se tiene una deformación unitaria máxima de 1.97×10^{-3} localizada en la zona de los orificios para la tornillería.	109
Figura 4.16. Condición de frontera: caminando con bastón.	109

Figura 4.17. Concentración de esfuerzos máxima de 17.57 MPa ubicados en la base del cono Morse.	110
Figura 4.18. Micro desplazamiento máximo de 25.48 μm en el cotilo de impacto a presión.	111
Figura 4.19. Deformación unitaria máxima de 6.269×10^{-4} ubicada en la zona proximal del fémur; mientras que en el implante se tiene una deformación unitaria máxima de 9.704×10^{-5} en la base del cono Morse.	111
Figura 4.20. Concentración de esfuerzos máxima de 149.6 MPa ubicados en la cresta ilíaca; mientras que en el implante los esfuerzos máximos son de 82.04 MPa localizados en los orificios para la tornillería.	111
Figura 4.21. Micro desplazamiento máximo de 52.97 μm en la pelvis derecha; por otra parte, en el implante se tiene un micro desplazamiento máximo de 3.482 μm .	112
Figura 4.22. Deformación unitaria máxima de 6.885×10^{-3} ubicada en la pelvis; mientras que en el implante se tiene una deformación unitaria máxima de 5.743×10^{-4} localizada en los orificios para la tornillería.	112
Figura 4.23. Condición de frontera: caminando sin bastón.	113
Figura 4.24. Concentración de esfuerzos máxima de 118.8 MPa ubicados en la base del cono Morse.	113
Figura 4.25. Micro desplazamiento máximo de 172.5 μm en el cotilo de impacto a presión.	114
Figura 4.26. Deformación unitaria máxima de 4.239×10^{-3} ubicada en la zona proximal del fémur; mientras que en el implante se tiene una deformación unitaria máxima de 6.56×10^{-4} en la base del cono Morse.	114
Figura 4.27. Concentración de esfuerzos máxima de 1.038 GPa ubicados en la cresta ilíaca; mientras que en el implante los esfuerzos máximos son de 388.4 MPa localizados en los orificios para la tornillería.	114
Figura 4.28. Micro desplazamiento máximo de 1936 μm en la pelvis; por otra parte, en el implante se tiene un micro desplazamiento máximo de 18.31 μm .	115
Figura 4.29. Deformación unitaria máxima de 4.808×10^{-2} ubicada en la cresta ilíaca; mientras que en el implante se tiene una deformación unitaria máxima de 2.647×10^{-3} localizada en la zona de los orificios para la tornillería.	115
Figura 4.30. Condición de frontera: cargando una mochila.	116
Figura 4.31. Concentración de esfuerzos máxima de 171.6 MPa ubicados en la base del cono Morse.	117
Figura 4.32. Micro desplazamiento máximo de 250.1 μm en el cotilo de impacto a presión.	117
Figura 4.33. Deformación unitaria máxima de 6.139×10^{-3} ubicada en la zona proximal del fémur; mientras que en el implante se tiene una deformación unitaria máxima de 9.474×10^{-4} en la base del cono Morse.	117
Figura 4.34. Concentración de esfuerzos máxima de 1.423 GPa ubicados en la cresta ilíaca; mientras que en el implante los esfuerzos máximos son de 513.7 MPa localizados en los orificios para la tornillería.	118
Figura 4.35. Micro desplazamiento máximo de 2543 μm en la pelvis; por otra parte, en el implante se tiene un desplazamiento máximo de 24.37 μm .	118
Figura 4.36. Deformación unitaria máxima de 6.523×10^{-2} ubicada en la cresta ilíaca; mientras que en el implante se tiene una deformación unitaria máxima de 3.497×10^{-3} localizada en la zona de los orificios para la tornillería.	118

CAPÍTULO 5. ANÁLISIS DE RESULTADOS.

Figura 5.1. Planos de trabajo empleados para la generación del vástago femoral no cementado y el sistema de reconstrucción acetabular.	122
Figura 5.2. Gráfica Esfuerzo – Deformación unitaria. Caso 1; posición sobre un pie, sin andar.	123
Figura 5.3. Gráfica Esfuerzo – Deformación unitaria. Caso 2; caminando con bastón.	125
Figura 5.4. Gráfica Esfuerzo – Deformación unitaria. Caso 3; caminando sin bastón.	126
Figura 5.5. Gráfica Esfuerzo – Deformación unitaria. Caso 4; cargando una mochila.	127

ÍNDICE DE TABLAS.

CAPÍTULO 1. ESTADO DEL ARTE

Tabla 1.1. Causas de dolor en la cadera.	2
Tabla 1.2. Factores predisponentes de artrosis.	3
Tabla 1.3. Fuerzas de contacto de la cadera y rodilla medidas in vivo en pacientes con implantes instrumentados.	4
Tabla 1.4. Métodos analíticos de estimación de la fuerza de contacto pico de rodilla y cadera.	4
Tabla 1.5. Diagnóstico para realizar la artroplastia total de cadera.	14

CAPÍTULO 2. MARCO TEÓRICO.

Tabla 2.1. Propiedades mecánicas y densidades del hueso esponjoso.	50
Tabla 2.2. Propiedades mecánicas del hueso esponjoso.	52
Tabla 2.3. Propiedades mecánicas del fémur.	53
Tabla 2.4. Composición del Acero Inoxidable.	59
Tabla 2.5. Composición de la aleación Cromo Cobalto (ASTM F75; ASTM F90).	60
Tabla 2.6. Composición de la aleación de Titanio (ASTM F136).	60
Tabla 2.7. Combinaciones posibles de reemplazos totales de cadera.	63

CAPÍTULO 4. ANÁLISIS NUMÉRICO.

Tabla 4.1. Características físicas de biocerámicos de alúmina.	100
Tabla 4.2. Cargas que actúan sobre el bastón.	110

CAPÍTULO 5. ANÁLISIS DE RESULTADOS.

Tabla 5.1. Caso 1; posición sobre un pie, sin andar (Vástago no cementado).	123
Tabla 5.2. Caso 1; posición sobre un pie, sin andar (Sistema de Reconstrucción Acetabular).	123
Tabla 5.3. Caso 2; caminando con bastón (Vástago no cementado).	124
Tabla 5.4. Caso 2; caminando con bastón (Sistema de Reconstrucción Acetabular).	124
Tabla 5.5. Caso 3; caminando sin bastón (Vástago no cementado).	126
Tabla 5.6. Caso 3; caminando sin bastón (Sistema de Reconstrucción Acetabular).	126
Tabla 5.7. Caso 4; cargando una mochila (Vástago no cementado)	127
Tabla 5.8. Caso 4; cargando una mochila (Sistema de Reconstrucción Acetabular).	127

RESUMEN.

En el presente estudio se evaluó el padecimiento de la coxartrosis unilateral; el cual se presenta en la articulación de la cadera, afectando la región proximal del fémur (cabeza femoral) y la cavidad cotiloidea (acetábulo) en la pelvis; mismo que ésta enfocado en un paciente de nacionalidad mexicana de 31 años de edad; quien inició desde hace 22 años, como lo reporta su resumen clínico, con dolor sordo en la cadera derecha, siendo insidioso y progresivo, el cual, en la actualidad le impide realizar sus actividades cotidianas.

Como primera etapa de éste trabajo, se investigaron las causas y secuelas asociadas a la coxartrosis de cadera, la cual es una enfermedad de curso lento y de inicio insidioso debido a que el paciente casi nunca recuerda cuando comenzaron sus dolencias; lo cual no difiere mucho, con lo referido por el individuo, ya que, como éste lo señaló en su momento, mencionó no sentir dolor alguno pero cuando sintió dolor, es porque la enfermedad ya estaba en un estado muy avanzado, esto es debido que dicho padecimiento es de instauración progresiva, acompañado por rigidez articular y cuyo síntoma clínico más importante es el dolor.

Con base en el resumen clínico del paciente y haciendo uso de su tomografía bajo su consentimiento; se realizó el diseño de la parte afectada mediante el uso del programa ScanIP® 3.2, el cual permitió generar un modelo de acuerdo a las características del paciente; de dicho modelo se utilizó el lado derecho que es donde se reporta el daño, al finalizar el modelo éste se guardó con extensión “*.stl”. Posteriormente, el modelo fue exportado al programa Rhinoceros® 4.0 con el objetivo de realizar el parametrizado de las zonas de estudio; al finalizar se cambió la extensión del archivo por “*.iges”.

Posteriormente, se generó el diseño de la prótesis de cadera utilizando el programa Solidworks® 2015 y haciendo caso de las sugerencias de un médico experto; mismas que fueron de utilidad para lograr el diseño personalizado del implante para el fémur y el acetábulo.

Finalmente, mediante el uso del método del elemento finito (MEF) se realizó el análisis de distintas posturas, tales como: (1) posición sobre un pie sin andar, (2) caminando con bastón, (3) caminando sin bastón y (4) cargando una mochila, considerando el peso total del sujeto sobre una pierna; por lo tanto, se realizó la evaluación numérica, con efecto de estimar las mejores opciones para la selección del biomaterial y el análisis estructural de las prótesis, esto con motivo de garantizar la integridad del fémur y el acetábulo del paciente, después de la cirugía.

Como se comprobó, en los casos en donde se proyectó la estabilidad primaria y secundaria al caminar con y sin bastón, respectivamente; donde a partir de algunas consideraciones, las cuales fueron: la reducción de esfuerzos en la interface implante/hueso debida a la rigidez de los biomateriales utilizados y los micro desplazamientos medidos durante la realización de los análisis numéricos, fue posible predecir el comportamiento de las prótesis; concluyendo que el diseño sugerido es óptimo debido a que se garantiza la correcta osteointegración a largo plazo en la interface.



ABSTRACT.

In this thesis, the unilateral hip osteoarthritis was discussed. It takes place at the hip joint, affecting the proximal femur (femoral head) and the acetabular cavity (acetabulum) in the pelvis. For this purpose, the case of a Mexican individual was analysed. He was thirty one years old. In his clinical report, it was reported that he started to feel a dull pain in the right hip twenty two years ago. Such pain was insidious and progressive. Actually, this pain prevents him from performing daily activities.

In the first part of this work, the root-caused associated with the hip osteoarthritis were discussed. It is a condition of slow progress and insidious onset because patients rarely remember when they started their ailments.

In the problem at hand, the individual mentioned that at the beginning he did not feel any pain. He was upset when his disease was in an advanced stage. This condition developed progressively. Besides articular stiffness took place. Its major clinical symptom was pain

The clinical report of the individual and his tomographies were evaluated. It was done under his consent. A biomechanical design of the affected part was carried out. For this purpose, the ScanIP® 3.2 code was used. A customized model was obtained in accordance with his anthropometric characteristics. The data was saved in *.stl files. In the next step, the model was exported to the Rhinoceros® 4.0 code. The hip zone of interest was parameterized. The new data was saved in *.iges files.

The design of the hip prosthesis was carried out with Solidworks® 2015. The ideas of the orthopedist were considered. A customized implant of the femur and acetabulum was obtained.

Finally, the Finite Element Method was used to determine the structural integrity under different postures. The cases, which were considered, were the following: (1) standing on one leg, (2) walking with a cane, (3) walking without a cane and (4) carrying a back bag, considering the weight of the individual is sustained with one leg. The purpose was to determine the best options in the selection of the biomaterial and in the structural integrity of the prosthesis. In this way, a long life of the bone prosthesis system is guaranteed and the integrity of the femur and acetabulum of the patient is ensured after surgery.

It was possible to establish the performance of the prosthesis. In all the analyzed cases, the primary and secondary stability of the individual was determined when he walked with and without a cane. These results were supported based on some considerations as: the reduction of the stresses at the interface implant/bone due to stiffness of the biomaterials and microstrains on the implants. The conclusions established that a good design was obtained and a long-term osseointegration is ensured at the interface.



OBJETIVO GENERAL.

A partir de las secuelas de la coxartrosis unilateral, generar un modelo de prótesis personalizada de cadera en 3D para un paciente y validarlo numéricamente, con el fin de garantizar la correcta osteointegración a largo plazo en la interface implante/hueso.

OBJETIVOS PARTICULARES:

- El cumplimiento de éste objetivo implica estudiar las causas y secuelas de la artrosis de cadera o coxartrosis.
- Discusión del problema a tratar con el médico del hospital y obtención de la tomografía computarizada del paciente.
- Modelado de la tomografía y delimitación de la zona afectada.
- Parametrización del modelo.
- Generación del sistema de prótesis personalizada de cadera en 3D.
- Análisis numérico y analítico de los modelos generados.
- Impresión del modelo en 3D.

JUSTIFICACIÓN.

La artrosis se define como una enfermedad caracterizada por la alteración del equilibrio entre la formación y degradación del cartílago articular y el hueso subcondral que origina áreas de lesión morfológica a veces de dolor e incapacidad; es una enfermedad relativamente frecuente a partir de los 50-55 años, a ésta edad puede presentarse en alrededor del 20-30% de la población. Al tener en cuenta que la cadera desempeña un papel primordial en el equilibrio y en el soporte del cuerpo, la coxartrosis puede considerarse como una de las artrosis más invalidantes.

La incidencia de la fractura de cadera se incrementa con la edad, ocurriendo el 90% de éstas en mayores de 50 años. La edad media de presentación es de 80 años y cerca del 80% de los afectados son mujeres, en quienes el riesgo anual alcanza el 4% sobre los 85 años de edad. La mayoría de las fracturas son resultado de caídas o tropiezos. (Muñoz S, 2008)

En muchos países, el número de lesiones en la cadera se han duplicado en los últimos 30 años y, por ende, los costos asociados al tratamiento son altos y superan a cualquier otro tratamiento para otro tipo de lesión.

La artroplastia de cadera es uno de los procedimientos quirúrgicos más exitosos en cirugía ortopédica, ha probado ser uno de los procedimientos más efectivos para mejorar la calidad de vida de pacientes con osteoartritis en la cadera. Existen dos métodos distintos para la fijación a largo plazo de los implantes: la fijación cementada y la fijación no cementada.

Tradicionalmente se ha tenido la percepción de que los implantes cementados son de menor costo que los no cementados. Pero, cuando se utilizan todos los elementos requeridos para obtener mantos de cemento de buena calidad y se considera el mayor tiempo quirúrgico que se requiere para esperar el fraguado del cemento, el costo de ambas técnicas es muy similar.

Por otra parte, las complicaciones que se llegan a tener en la restauración de la anatomía de la cadera van desde rangos de dislocación hasta pérdida temprana del implante, a su vez el problema de la longevidad de los sistemas ésta vinculado a la osteólisis siendo una respuesta biológica al uso de materiales que producen desechos (polietileno de alta densidad).

Por lo tanto, con el presente trabajo se busca generar un modelo de prótesis personalizada de cadera para un paciente con coxartrosis unilateral en el cual en primera instancia se pretende seleccionar un biomaterial adecuado que permita reducir los esfuerzos en la interface implante/hueso, que garantice una menor resorción del hueso y una reducida longitud de los desplazamientos; a su vez esto será aunado, a la geometría del diseño de la prótesis propuesta.

Es importante aclarar que el diseño se llevara a cabo utilizando programas de diseño como lo son ScanIP® 3.2 y Solidworks® 2015. El trabajo por su parte se llevará a cabo en conjunto con el Hospital Regional 1° de Octubre con el Jefe de Cirugía de Columna Dr. Alejandro González Rebattú quien sugirió como alternativa de implantación el sistema de reconstrucción acetabular de Burch-Schneider.

SIMBOLOGÍA.

km	Kilómetros
HHS	Escala de Harris
AML	Anatomic Micro Luck
PCA	Porous Coated Anatomic
HH	Harris Precoat
mm	Milímetros
CLS Spotorno	Sistema de fijación sin cemento
AAOS	Asociación Americana de Cirugía Ortopédica
cm	Centímetros
μ	Micras
CCD	Cervicodiafisiario
FFC	Criterio de fuerza en el fémur
ECE R94	Comisión Económica de las Naciones Unidas por Europa
kN	Kilonewton
MPa	Megapascal
GPa	Gigapascal
gr	Gramos
cm ³	Centímetros cúbicos
n	Número de muestra
SI	Superior-Inferior
AP	Anterior-Posterior
ML	Medial-Lateral
RoM	Rango de movimiento
ASTM	American Society for Testing and Materials
TiO ₂	Óxido de Titanio
Ti-6Al-4V	Aleación de Titanio
Al ₂ O ₃	Alúmina
ZrO ₂	Zirconia
CaO	Óxido de Calcio
MgO	Óxido de Magnesio
Y ₂ O ₃	Óxido de Itrio
PSZ	Zirconia Parcialmente Estable
TZP	Zirconia Tetragonal
HA, [Ca ₁₀ (PO ₄) ₆ (OH) ₂]	Hidroxiapatita
TCP, [Ca ₁₀ (PO ₄) ₆]	Fosfato de Tricalcio
SiO ₂	Óxido de Silicio
P ₂ O ₅	Óxido de Fósforo
CaF ₂	Fluoruro de Calcio
MgF ₂	Fluoruro de Magnesio
Na ₂ O	Óxido de Sodio
K ₂ O	Óxido de Potasio
B ₂ O ₃	Óxido de Boro



PE	Polietileno
PMMA	Polimetilmetacrilato
UHMWPE	Polietileno de ultra alto peso molecular
PEEK	Poli Éter Cetona
PTFE	Politetrafluoroeteno
PLLA	Poli-L-láctico
Ti	Titanio
CrCo	Cromo-Cobalto
TC	Tomografía Computarizada
MEF	Método de Elemento Finito
HU	Número de Hounsfield
TMT	Tecnología de Metal Trabecular
Φ_{exterior}	Diámetro exterior
Φ_{interior}	Diámetro interior
tg.	Tangente
CAD	Diseño Asistido por Computadora
dc	Brazo efectivo de palanca
da	Brazo de palanca para los abductores
Fz	Fuerza vertical en el eje z
kg	Kilogramos
W	Peso
M	Momento
N	Newton
Cr₂O₃	Óxido de Cromo
CoCrMo	Cobalto-Cromo-Molibdeno

INTRODUCCIÓN.

Aunque se desconoce la causa de la artrosis de cadera, la mejor forma de definirla es a partir de los aspectos que caracterizan a la enfermedad, que incluyen un grupo heterogéneo de patologías con manifestaciones clínicas comunes. Por otra parte, el número de personas sometidas a cirugía de reemplazo de cadera se ha incrementado en las últimas décadas.

El curso lento de la enfermedad, sumado a otros factores, hacen que el dolor sea el síntoma clínico más importante; como ocurre en el caso del paciente en estudio donde el dolor al caminar y la rigidez articular al iniciar el movimiento hacen que tenga una impotencia funcional y cogerá progresiva, impidiéndole desarrollar sus actividades cotidianas como lo son sentarse, pararse, subir y bajar escaleras, caminar entre otras con muchas limitaciones.

Por ende, éste trabajo tiende a mostrar una alternativa para la disminución del padecimiento mediante la propuesta de un implante personalizado de cadera.

Para reportar ésta investigación, la presente tesis se ha organizado de la siguiente manera:

El Capítulo 1 consiste en el Estado del arte donde se dan a conocer los antecedentes sobre las técnicas cementadas y no cementadas, así como de otras técnicas empleadas para la disminución del daño ocasionado por la artrosis de cadera. En este contexto se plantea la generación un diseño de una prótesis personalizada de cadera para un paciente con coxartrosis unilateral, el cual presenta el daño en la articulación derecha de la cadera.

El Capítulo 2 se aborda la anatomía del cuerpo humano, enfocándose en el esqueleto y su constitución; describiendo al hueso como una estructura, articulaciones y los huesos que forman parte de la articulación de la cadera; por otra parte, también se describirán las propiedades mecánicas del hueso, así como de los diversos biomateriales empleados día a día en los recambios articulares.

En el capítulo 3 se dan a conocer las técnicas de modelado y parametrizado mediante una serie de pasos, los cuales serán de utilidad para la manipulación del modelo en las paqueterías de diseños descritas en éste trabajo; donde a su vez, al hacer uso de las herramientas de simulación se puedan llevar a cabo los análisis numéricos correspondientes mediante el método del elemento finito.

En el capítulo 4 se describen los análisis numéricos de las distintas zonas de estudio, mediante una metodología que permitirá comprender paso a paso lo que se va realizando desde la importación del modelo, la selección de las propiedades de los distintos componentes, las condiciones de frontera para cada uno de los análisis de postura analizados hasta finalizar con la validación numérica.

En el capítulo 5 se dan a conocer los análisis de resultados, mismos que se sustentan con tablas y gráficas con relación a los distintos análisis realizados; mismas que permitirán la comprensión del comportamiento de los biomateriales empleados y su entorno; generando una conclusión propia con respecto a los objetivos trazados.



Se agradece el apoyo en las diferentes etapas del presente estudio al Dr. Alejandro Rebattú, Jefe de Cirugía de Columna del Hospital Regional 1° de Octubre y a los investigadores de la SEPI ESIME Zacatenco el Dr. Juan Alfonso Beltrán Fernández y el Dr. Luis Héctor Hernández Gómez. También se agradece el apoyo económico brindado por el Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACyT) esto a través del proyecto CONACYT-PDCPN2014-01-247840-DISEÑO Y MANUFACTURA DE PRÓTESIS MAXILOFACIALES Y ORTOPÉDICAS USANDO BIOMATERIALES COMPUESTOS Y TECNOLOGÍA DE PUNTA (3D, CAE, CAM) y al Instituto Politécnico Nacional a través de programa IPN-SIP-20150586-EVALUACIÓN BIOMECÁNICA DE CAJAS TORÁCICAS DE PACIENTES CON COLUMNA ESCOLIÓTICA USANDO TECNOLOGÍA DE IMPRESIÓN RÁPIDA Y BIOMATERIALES.

CAPÍTULO 1. ESTADO DEL ARTE.

Aunque se desconoce la causa de la artrosis de cadera, la mejor forma de definirla es a partir de los aspectos que caracterizan a la enfermedad, que incluyen un grupo heterogéneo de patologías con manifestaciones clínicas comunes. Por otra parte, el número de personas sometidas a cirugía de reemplazo de cadera se ha incrementado en las últimas décadas.

En éste capítulo se darán a conocer los antecedentes sobre las técnicas cementadas y no cementadas, así como de otras técnicas empleadas para la disminución del daño ocasionado por la artrosis de cadera.

1.1 Generalidades. [1]

La artrosis o coxartrosis se define como una enfermedad caracterizada por la alteración del equilibrio entre la formación y degradación del cartílago articular y el hueso subcondral que origina áreas de lesión morfológica a veces de dolor e incapacidad.

Es una enfermedad relativamente frecuente a partir de los 50-55 años, a ésta edad puede presentarse en alrededor del 20-30% de la población. Al tener en cuenta que la cadera desempeña un papel primordial en el equilibrio y en el soporte del cuerpo, la coxartrosis puede considerarse como una de las artrosis más invalidantes.

1.1.1 Coxartrosis de cadera.

La artrosis de cadera o coxartrosis es una enfermedad de curso lento, en donde el dolor suele ser el síntoma clínico más importante. Su inicio es insidioso, de modo que el paciente casi nunca recuerda cuando comenzaron sus dolencias. Suele ser de instauración progresiva, de intensidad variable y se acompaña de rigidez articular al iniciar el movimiento, se produce tras un uso excesivo de la articulación; se presenta al andar como al permanecer en bipedestación y desaparece al permanecer en reposo.

Suele localizarse en la ingle o en sus proximidades, aunque también puede referirse a la región trocantérea, a la cara interior del muslo o a la rodilla; en algunas ocasiones, el dolor se hace presente en la cadera, en la región lumbar, la cara posterior del muslo o incluso en los glúteos.

Otro síntoma propio de la artrosis de cadera es la limitación de la movilidad con impotencia funcional y cojera progresiva, además de algunos actos cotidianos, como: la dificultad para sentarse y levantarse de una silla, cruzar las piernas para calzarse, imposibilidad de ponerse a horcajadas o al intentar recoger algo del suelo.

En la cadera los síntomas se correlacionan más estrechamente con los hallazgos radiológicos que en otras articulaciones. Atendiendo el desplazamiento de la cabeza femoral respecto al acetábulo, se distinguen tres variantes radiológicas de artrosis coxofemoral:

- a) Superior, en la cual la pérdida del cartílago se produce fundamentalmente a expensas de la porción craneal de la cabeza femoral;

- b) Medial, donde la pérdida se produce a expensas de la porción inferior de la cabeza;
- c) Axial, (artrosis concéntrica o coxa profunda), la disminución del espacio articular es simétrica ésta clasificación sólo es útil cuando se valoran radiografías frontales.

En la tabla 1.1 se recogen diferentes causas de dolor en la cadera, a tenerse en cuenta en el diagnóstico diferencial de la coxartrosis, en particular durante las fases de inflamación.

Tabla 1.1. Causas de dolor en la cadera [1]

Transtornos locales de origen periarticular
Origen en partes blandas
Bursitis (trocantérea, isquioglútea ...)
Tendinitis de los abductores
Cadera en resorte
Meralgía parestésica
Origen óseo
Enfermedad de Paget
Osteomielitis
Osteonecrosis aséptica
Distrofia simpaticorrefleja
Tumores óseos
Fracturas de estrés
Transtornos locales de origen articular
Artrosis
Enfermedades inflamatorias articulares (artritis reumatoide, espondilitis anquilosante...)
Artritis infecciosa
Enfermedades por depósito de microcristales (gota, condrocalcinosis, hidroxipatita)
Enfermedades por depósito (ocronosis, hemocromatosis, amiloidosis...)
Tumores sinoviales (sinovitis villonodular, sarcoma sinovial...)
Transtornos regionales
Origen óseo
Espondilosis lumbar
Sacroileítis
Osteítis de pubis
Origen viscerosomático
Apendicitis
Enfermedad inflamatoria pélvica
Absceso primario del psoas
Litiasis renal
Abscesos retroperitoneales
Origen vascular
Trombosis venosa
Aneurismas

1.1.2 Factores patogénicos que propician la artrosis de cadera.

En la artrosis de cadera, como en la de otras localizaciones, influyen diversos factores locales y generales, como se observa en la tabla 1.2. Los factores locales, principalmente biomecánicos, controlan la localización y la gravedad del proceso; de forma conjunta o separada condicionan la manifestación de la artrosis por dos vías patogénicas distintas, como se aprecia en la figura 1.1. La primera se produce cuando cargas biomecánicas normales actúan sobre un cartílago alterado

estructuralmente (factores sistémicos) y la segunda cuando sobre un cartilago normal inciden cargas biomecánicas aumentadas (factores locales).

Tabla 1.2. Factores predisponentes de artrosis. [1]

Factores locales
Sobrecarga articular
Traumatismo previo
Alteraciones congénitas o del desarrollo
Enfermedad articular previa
Alteraciones de la estática
Factores generales
Edad avanzada
Obesidad
Trastornos metabólicos y hormonales
Predisposición genética

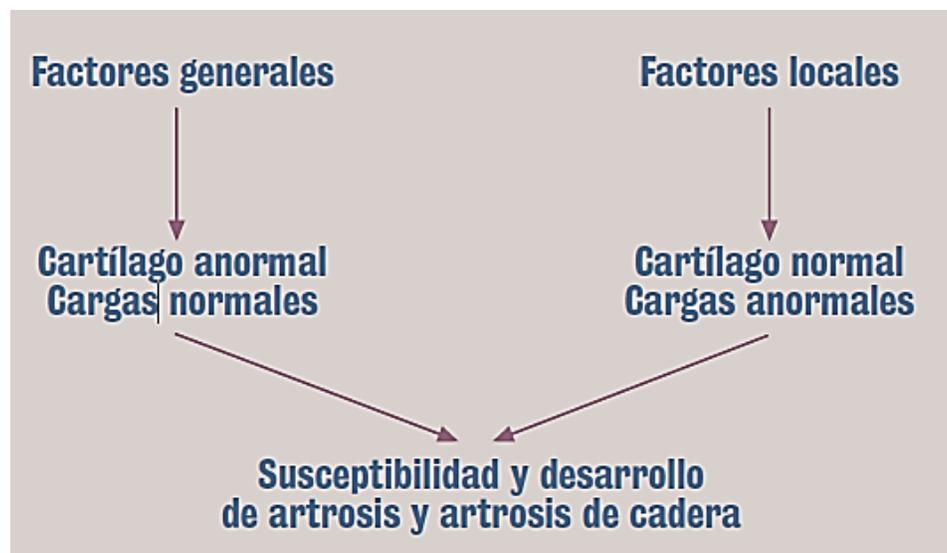


Figura 1.1. Patogenia de la artrosis y artrosis de cadera. [1]

Según se identifique un agente causal o no, la artrosis de cadera se clasifica en primaria o secundaria. La primaria surge sobre caderas de conformación anatómica normal y sin ningún factor etiológico conocido. Las secundarias suelen ser consecuencia de otras patologías (enfermedades de Perthes, osteonecrosis aséptica de la cabeza femoral, coxitis, etc.), o bien de un sobreuso profesional o deportivo. En más de la mitad de los casos, la coxartrosis es secundaria a otras anomalías. La artrosis de cadera puede ser uni o bilateral; cuando es unilateral puede pensarse que es secundaria a la presentación de defectos articulares previos; sin embargo, se ha visto que, con los años, los pacientes con afección unilateral de la cadera desarrollan cambios similares en el lado opuesto.

1.2 Antecedentes históricos de la artroplastia total de cadera.

Debido a que los diseños para las prótesis totales de articulaciones evolucionan, existe un incremento en la necesidad de mejorar la comprensión de la biomecánica de estas articulaciones. Los problemas mecánicos asociados con un reemplazo total de la articulación incluyen aspectos relacionados con las superficies de carga, fallos mecánicos, desprendimiento y dislocaciones del implante en la superficie articular. Es por esto, que la información biomecánica relacionada con cada uno de estos aspectos ha sido obtenida a partir de pruebas sobre cadáveres *in vitro*, modelos de simulación de los movimientos, cargas articulares y de estudios *in vivo* de la locomoción humana.

Las fuerzas articulares han sido medidas con transductores implantados o estimadas usando métodos analíticos y dinámicos inversos (tablas 1.3 y 1.4). En el caso de las fuerzas pico resultantes durante la marcha éstas han sido medidas con galgas de deformación en las prótesis oscilando entre 1.8 a 4.36 veces el peso corporal (tabla 1.3). [2]

Tabla 1.3. Fuerzas de contacto de la cadera y rodilla medidas *in vivo* en pacientes con implantes instrumentados [2]

Actividad	Fuerza pico típica (peso corporal)	Número de pacientes	Tiempo desde la cirugía (meses)	Bibliografía
Fuerza de la cadera				
Andar normal a velocidades rápidas	2.7-3.6	2	1-2	Kotzar y cols, 1991
Subir escaleras	2.6			
Andar a velocidades lentas (muletas)	2.6	1	1	Davy y cols, 1988
Subir escaleras	2.6			
Andar	2.7-4.3	2	8-33	Bergmann y cols, 1993, 1995
Subir escaleras	3.9-5.1			
Bajar escaleras	3.4-5.5			
Andar con velocidades de normal a rápidas	1.8-3.3	2	6	Rydell, 1966
Andar a velocidad lenta	2.7	1	15	English y Kelvington, 1979
Fuerza de contacto en la rodilla				
Andar con velocidades de normal a rápidas	2.3-2.5	1	12	Taylor y cols, 1997

Tabla 1.4. Métodos analíticos de estimación de la fuerza de contacto pico de rodilla y cadera [2]

Actividad	Magnitud	Método	Bibliografía
Fuerza de la cadera			
Andar	4.8	Método de reducción	Paul, 1976
Subir escaleras	7.2	Método de reducción	Paul, 1976
Subir escaleras	7.1		
Andar despacio con bastón	2.2	Optimización-maximar Resistencia	Brand y Crowninshield, 1980
Andar despacio sin bastón	3.4		
Andar	5.0	Cuasi-estático-minimizar fuerzas	Crowninshield y cols, 1978
Subir escaleras	7.4		
Ponerse de pie desde la silla	3.3		
Andar	5.5		Seireg y Avikar, 1975
Fuerzas en la rodilla			
Andar	3.2	Método de reducción	Harrington, 1983
Andar	4	Método de reducción	Morrison, 1970
Andar	3	Optimización	Schipplein y Andriacchi, 1991
Andar	7	Optimización	Seireg y Avikar, 1975

1.2.1 Reseña histórica de la biomecánica de la cadera.

Generalmente los análisis de marcha han sido empleados para la medición y evaluación cuantitativa de la locomoción humana. Por ejemplo, en el caso de los protocolos de medición de la marcha en el entorno de la investigación estos incluyen análisis físicos extensos para determinar la caracterización de la antropometría de cada sujeto. [3]

El interés por el estudio del control muscular de la locomoción citado en [4], se desencadenó en los primeros trabajos de los hermanos Weber (1836), quienes afirmaron que, durante la fase de oscilación de la marcha, el control de los músculos no era necesario y el movimiento de la pierna era muy parecido al de un péndulo simple. Contribuciones adicionales al estudio de la marcha humana fueron realizadas por Marey y cols (1885, 1887, 1895) en Francia y Braune y Fischer (1889) en Alemania. Elftman (1934) estudió la distribución del peso en el pie, la función de los brazos al caminar, la rotación del cuerpo y las funciones de los músculos en locomoción.

Por otra parte, Pawels (1935) estimó que la fuerza en la articulación de la cadera fue de 3 veces el peso del cuerpo para una persona al permanecer en una sola pierna, también encontró que, bajo condiciones dinámicas de marcha, la fuerza puede incrementarse hasta 4.5 veces durante una estancia de apoyo.

Bresler y Frenkel (1950) haciendo uso de una plataforma de fuerza midieron las fuerzas de contacto entre el pie y el suelo, registraron simultáneamente las posiciones de la pierna en el espacio y obteniendo curvas demostraron la variación en el tiempo de fuerzas y momentos transmitidos a las articulaciones del tobillo, rodilla y cadera al caminar sobre una superficie plana, pero no estimaron los valores de las fuerzas musculares y las reacciones en las articulaciones; a su vez Murray y cols (1964) investigaron los desplazamientos asociados en la locomoción en hombres con un amplio rango de edad y altura.

La determinación directa de la fuerza de la articulación fue llevada a cabo por Rydell (1965, 1966), quien colocó galgas de deformación en las prótesis de dos de sus pacientes, un hombre y una mujer. Los valores máximos registrados de la fuerza en la articulación fueron de 4.33 veces el peso del cuerpo, el cual ocurrió en la mujer cuando ésta corría. Al caminar, el máximo valor registrado fue de 3.3 veces el peso del cuerpo.

A su vez, Paul (1966, 1967, 1971) reportó cargas máximas en la articulación de la cadera entre 2.3 y 5.8 veces el peso del cuerpo en dos pacientes al variar su estructura. Otros análisis de fuerzas en la cadera fueron realizados por Inman (1947); Blount (1956); Strange (1963); Williams y Svenson (1968); McLeish y Charnley (1970).

Con base en los antecedentes anteriormente expuestos; en 1975, Seireg y Arvikar [4], determinaron mediante un ciclo de marcha cuasi-estático tratado como una sucesión de posturas estáticas en intervalos sucesivos, la minimización de las fuerzas musculares, así como las reacciones de las articulaciones correspondientes. Describiendo un modelo de extremidades inferiores con un sistema de 7 segmentos conectados en 31 músculos principales, como se aprecia en la figura 1.2. La fuerza de reacción en la articulación de la cadera que obtuvieron fue de 5.4 veces el peso del cuerpo.

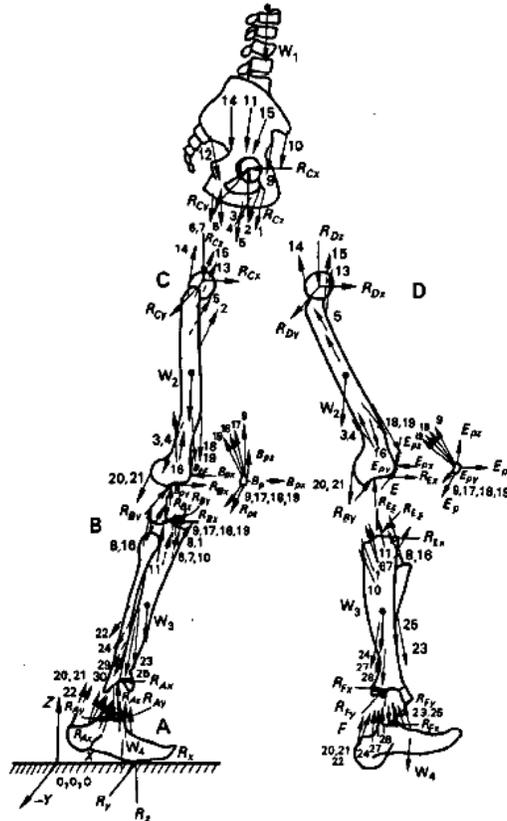


Figura 1.2. Diagrama de cuerpo libre de varios segmentos para una postura típica durante un ciclo de marcha cuasi-estático. [4]

Las fuerzas de contacto en la cadera medidas en pruebas in vivo con implantes instrumentados citadas en [5], han sido reportadas por English (1977, 1978) y English y Kelvington (1979), más datos son disponibles de Kotzar y cols (1988) y Davy y cols (1988). A su vez, el desarrolló de dos tipos de implantes instrumentados con datos de transmisión telemétrica fueron reportados por Bergmann y cols (1988), Graichen y Bergmann (1991); los resultados a largo plazo para una variedad de actividades fueron publicados por Bergmann y cols (1993, 1994, 1995) y las cargas en pacientes con implantes tumorales fueron publicadas por Taylor y cols (1997).

En 2001, Bergmann y cols [5], midieron las fuerzas de contacto en la cadera en 4 pacientes con padecimientos de cadera durante sus actividades cotidianas; utilizando implantes instrumentados realizaron análisis síncronos de marcha para medir las reacciones de las fuerzas sobre el suelo. Reportaron que la disfunción en un músculo incrementa la fuerza de contacto en la articulación; por otra parte, indicaron que existe una optimización biológica con respecto a la torsión del fémur y el implante; por lo tanto, concluyeron que el diseño de un implante con buena resistencia al torque es un requerimiento fundamental, en la figura 1.3 se aprecia el sistema de coordenadas que emplearon para medir las fuerzas de contacto en la cadera.

Los valores máximos que registraron fueron de 2.11 a 2.85 veces el peso del cuerpo durante una caminata normal de aproximadamente 4 km/h. Por otra parte, al subir escaleras el valor de la fuerza

de contacto fue de 2.51 veces el peso del cuerpo el cual fue menor que al bajar escaleras siendo de 2.6.

Sistema de coordenadas del fémur izquierdo

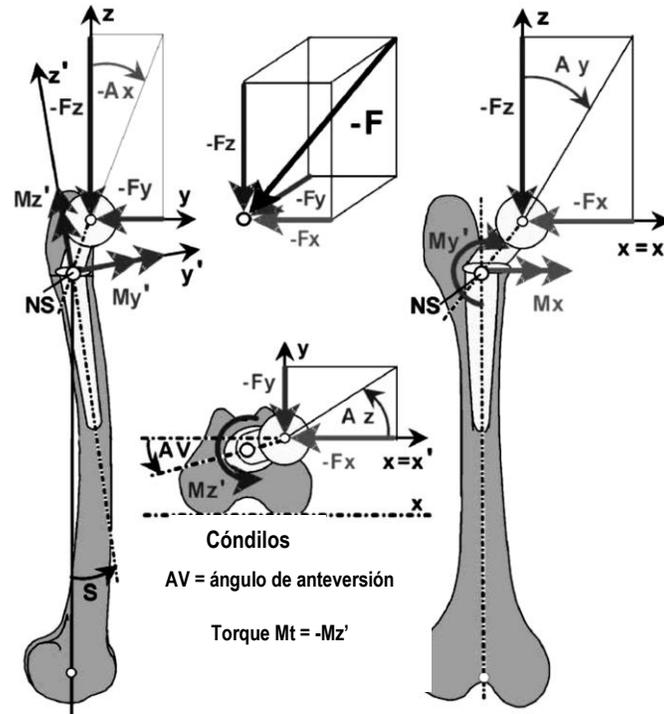


Figura 1.3. Sistema de coordenadas para medir las fuerzas de contacto en la cadera. [5]

La discapacidad de la función de la cadera en pacientes con coxartrosis afecta no sólo el movimiento de la cadera, también el movimiento de la rodilla y la pelvis. En 2006, Illyés y cols [6], compararon parámetros de marcha entre sujetos con artroplastia total de cadera y personas saludables mediante un análisis de la marcha. Los pacientes fueron evaluados con la escala de Harris; los individuos saludables obtuvieron excelentes resultados (HHS~100 puntos), mientras que los pacientes con coxartrosis unilateral tuvieron pobres resultados (HHS<70 puntos). El sistema empleado para las mediciones se observa en la figura 1.4. Sugirieron que una artroplastia total de cadera podría revertir la influencia adversa en otras articulaciones previas a la normalización simétrica de movimiento de la cadera.



Figura 1.4. Sistema empleado para la comparación de parámetros de marcha. [6]

Pruebas *in vitro* han sido comúnmente realizadas para evaluar el efecto pre clínico del diseño de implantes sobre la estabilidad de endoprótesis de cadera. En 2010, Park y cols [7], examinaron los efectos de la fuerza del musculo abductor con y sin la aplicación de fuerzas de contacto anterior-posterior en la cadera en una valoración *in vitro* sobre la estabilidad de implantes no cementados (VerSys Fiber Metal). Los vástagos fueron implantados en doce composiciones de fémur divididas en dos grupos: en el grupo 1 (N=6) aplicaron sólo fuerzas de contacto en la cadera, mientras que para el grupo 2 (N=6) incluyeron fuerzas del musculo abductor. Reportaron que la componente anterior posterior de la carga de contacto en la cadera tuvo un efecto significativo en el movimiento axial del vástago con relación al hueso, mientras que la inclusión de la fuerza del musculo abductor tuvo un efecto estabilizador al simular el ascenso de escaleras.

Por otra parte, en otro estudio realizado por Bergmann y cols (2010) [8], reportaron que las fuerzas pico durante la marcha, al subir escaleras y al tropezar fueron de 3.9, 4.2 y 11 veces el peso del cuerpo respectivamente.

1.2.2 Antecedentes sobre la fijación de implantes protésicos de cadera.

En las últimas décadas del siglo XVIII Temistocles Gluck en Berlín, fue el primero en intentar una artroplastia de cadera en pacientes con articulaciones de cadera destruida por tuberculosis, demostrando que el organismo era capaz de tolerar un cuerpo extraño por largos periodos de tiempo.

Marius Nygaard Smith-Petersen de Boston, influenciado por su odontólogo el Dr. John Cooke, introdujo por primera vez en 1930, el uso de una alineación metálica de vitalum en su copa de interposición como se observa en la figura 1.5a, con resultados alentadores; que reemplazo a la que originalmente fuera de "pyrex" un vidrio reforzado que tuvo roturas prematuras y fallas a corto plazo. El otro intento de la época fue la hemiarthroplastia de los hermanos Judet, utilizando una cabeza protésica de acrílico con un vástago dentro del cuello femoral como se visualiza en la figura 1.5b, la que mostró malos resultados debido al desgaste del acrílico.

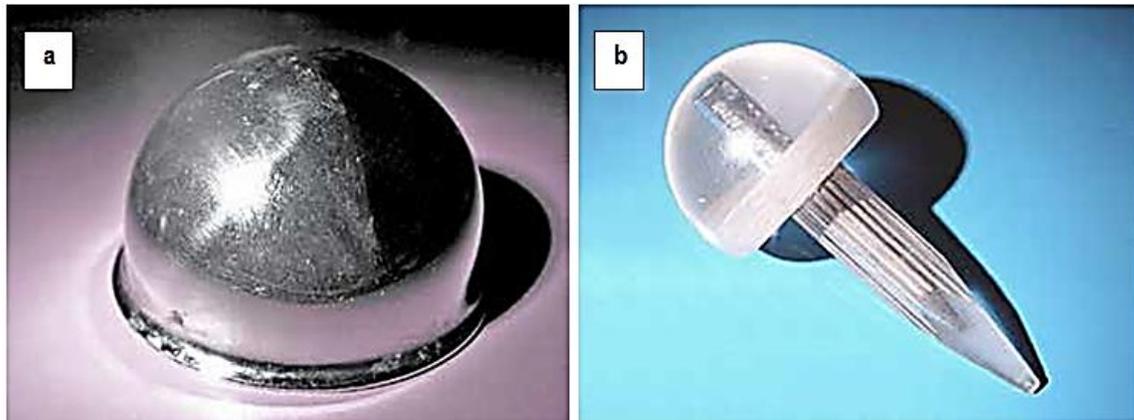


Figura 1.5. a) Copa de Smith-Petersen y en b) Prótesis acrílica de Judet. [9]

En esa misma época, en Argentina, el Dr. Atilio Risolfá, desarrolló una prótesis similar a la de Judet, de acrílico, a la que le agregó un vástago medular de acero para conseguir más estabilidad en el implante, pero observó también el desgaste rápido del acrílico de la cabeza, por lo que años después abandona el implante.

No fue sino hasta el año de 1938, cuando Philip Wiles implantó la primera prótesis total de cadera, con ambos componentes de acero inoxidable, en 6 pacientes con enfermedad de Still. La copa era de acero inoxidable que no llegaba a ser una hemiesfera y se apoyaba dentro del acetábulo. A su vez se mantenía en posición gracias a un reborde metálico que evitaba su luxación. La cabeza y el vástago, estaban unidos a una placa lateral la que a su vez se fijaba con tornillos a la diáfisis femoral, tal como se observa en la figura 1.6. [9]



Figura 1.6. Prótesis de Wiles. [9]

En 1940, en el hospital Johns Hopkins, el Doctor Austin Moore (1899-1963), cirujano ortopedista, realizó y reportó el primer reemplazo metálico de cadera. La prótesis original que el diseño, era solamente un reemplazo femoral con una cabeza grande hecha de aleación de cromo –cobalto y encajada en la diáfisis femoral sustituyendo la cabeza femoral conocida en la actualidad como hemiartroplastia. Este método que consistía en la introducción de la prótesis femoral en el canal medular, que para entonces era un procedimiento poco habitual, se consideró con los años como el método estándar para la colocación de componentes femorales.

Una versión posterior del diseño del Dr. Moore, conocida como prótesis de Austin Moore, fue desarrollada en 1952, la cual se encuentra aún en uso y en la actualidad, su empleo es muy controversial, como se visualiza en la figura 1.7.



Figura 1.7. Prótesis de Austin Moore. [9]

En 1960 un cirujano ortopédico, San Baw, pionero en el uso de marfil en la artroplastia de cadera en los casos de fractura femorales, realizó cerca de 300 reemplazos de cadera con marfil entre 1960 y 1980, reportándose en septiembre de 1969 en la Asociación Ortopédica Británica una tasa del 88% de éxito. [10]

La articulación artificial, como la conocemos actualmente, se debe en gran medida al trabajo de Sir John Charnley quien trabajó en el campo de la tribología. Su diseño consistía en 3 partes: un componente femoral metálico que originalmente era de acero inoxidable, un componente acetabular de teflón a partir del cual se desprendían múltiples partículas de desgaste produciendo osteólisis para lo cual posteriormente reemplazo el teflón con polietileno de alto peso molecular en 1962, y el tercer aspecto era la fijación de ambos con cemento de polimetilmetacrilato; este reemplazo de cadera fue conocido como la artroplastia de baja fricción, lubricada con líquido sinovial. Inicio su uso con cabeza femoral de 22 mm para poder disminuir la tasa de desgaste, dando como resultado una

pobre estabilidad, teniendo que llegar a un equilibrio entre el tamaño de la cabeza femoral más grande para poder estabilizar la articulación, pero sin generar demasiadas partículas de desgaste por el incremento de la superficie de fricción. El diseño de la prótesis se puede visualizar en la figura 1.8. [11]



Figura 1.8. Prótesis de Charnley. [12]

A principios de la década de los setenta, el manejo de fracturas trans-cervicales era principalmente realizado con hemiartroplastias unipolares. El primer diseño fue la prótesis de Austin-Moore y el segundo fue el de Thompson, ambos diseños protésicos de finales de la década de los 50. D'Arcy y Devas (1976), encontraron complicaciones en pacientes menores de 75 años, tales como erosión y protrusión acetabular asociada al dolor. [13]

En 1990, Phillips, Messieh y McDonald [14] compararon la inmediata fijación entre vástagos no cementados AML (Anatomic Micro Luck), PCA (Porous Coated Anatomic) y un vástago convencional cementado HP (Harris Precoat), como se muestra en la figura 1.9. Durante la implantación se aseguraron que los centros geométricos entre vástagos y fémures coincidieran. De los 18 pares de fémures implantados, en 13 pares hicieron la comparación entre el vástago no cementado PCA por un lado con el AML por el otro, mientras que en los otros 5 pares compararon al vástago no cementado PCA con el vástago cementado HP; aplicaron cargas cíclicas en dirección vertical sobre la cabeza de la prótesis con incrementos graduales de carga, para esto utilizaron una máquina servo hidráulica para pruebas mecánicas Modelo 880/858 MTS, como se observa en la figura 1.10. No encontraron diferencias estáticas significativas en cuanto al aflojamiento entre las prótesis no cementadas AML y PCA, pero en el caso del vástago cementado reportaron que resultó ser más resistente a las cargas que él no cementado.

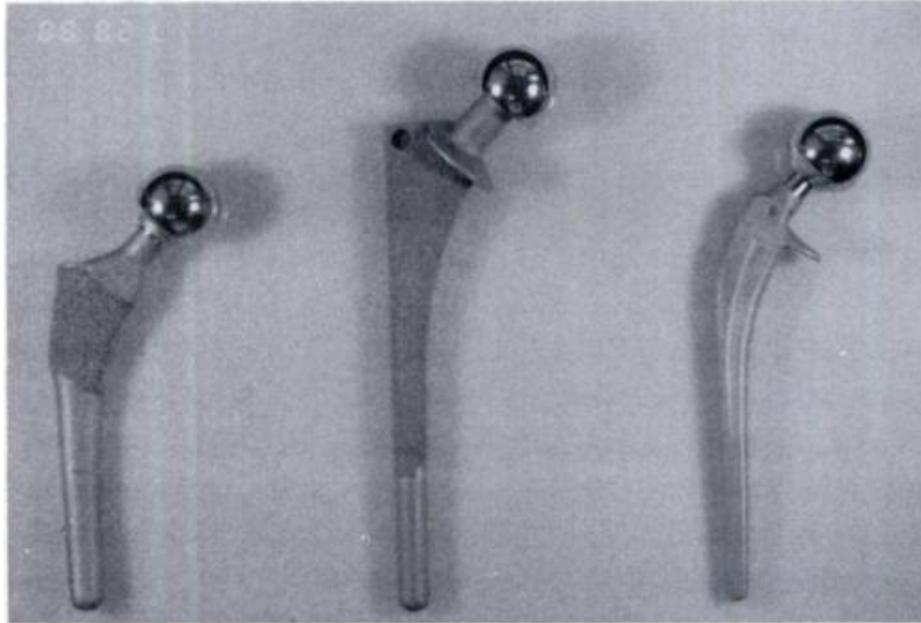


Figura 1.9. Imagen de las tres prótesis utilizadas. La PCA ésta a la izquierda, AML en el centro y HP a la derecha. [14]

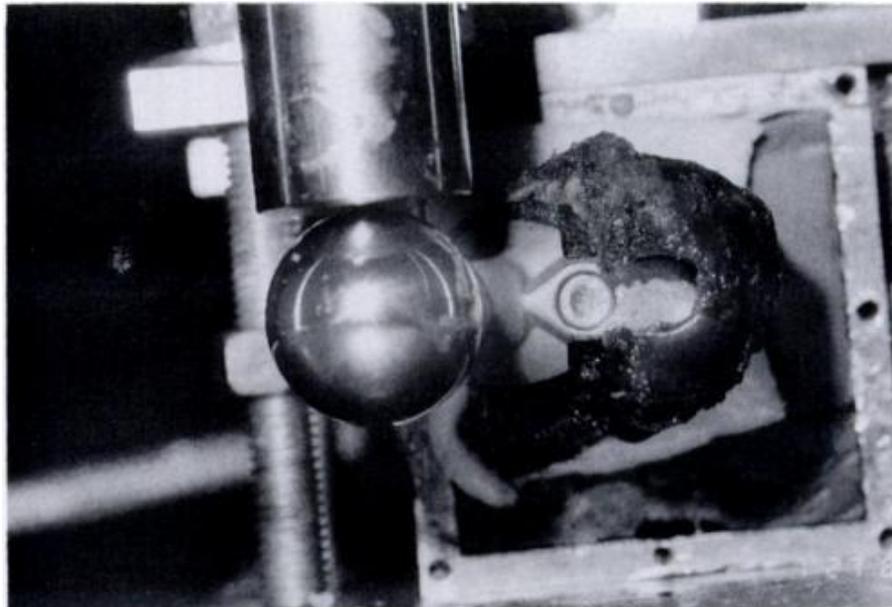


Figura 1.10. Imagen de un fémur durante la prueba. El émbolo cilíndrico del sistema hidráulico MTS está presionando la cabeza protésica. [14]

Posteriormente se introdujeron las hemiartróplastias bipolares, con la filosofía de minimizar el desgaste acetabular y como consecuencia el dolor. Éstas tuvieron buen resultado al principio, pero a largo plazo, Nakata y cols (1997), encontraron que los implantes presentaban los mismos problemas además de disociación de los componentes, metalosis y luxación.

Johansson y cols (2000), no encontraron diferencias significativas en los rangos de mortalidad a largo plazo, entre artroplastia total de cadera y osteosíntesis. Describiendo además que el índice de reoperación era mayor en pacientes manejados con osteosíntesis y para el caso de la artroplastia total la luxación posterior de cadera fue la complicación más frecuente (en relación con el tratamiento de las fracturas del cuello del fémur).

Ravikumar y Marsh (2000), en un estudio prospectivo en 290 pacientes de 65 años, tratados por fracturas de cuello femoral. Donde los pacientes fueron distribuidos en tres grupos de tratamiento: fijación interna (placa deslizante de cadera), hemiartroplastia (Austin-Moore), y artroplastia total de cadera (Howse II cementada); reportaron los índices de revisión a los 13 años de seguimiento con 33% para el grupo de fijación interna, 24% para el grupo de hemiartroplastia y de 6.75% para la artroplastia total con base en la escala de Harris. El promedio fue mayor para los pacientes que se sometieron a artroplastia total de cadera. Destacaron que el dolor y la movilidad a largo plazo, fue mejor en los pacientes con artroplastia total de cadera, a pesar de las complicaciones tempranas que se pudieron haber presentado.

Rodriguez-Merchan (2002), encontró resultados favorables en pacientes con fracturas de cuello femoral tratados con artroplastia total de cadera, mejorando los resultados funcionales y la longevidad de los implantes, incluso en ausencia de enfermedad articular degenerativa. [15]

En 2005, Dimian Mayorga y cols [16], evaluaron clínica y radiológicamente a 14 pacientes con displasia acetabular, mediante el uso de la técnica de profundización de copas acetabulares no cementadas en reemplazo total de cadera. Haciendo uso de la escala de Harris realizaron valoraciones antes y después de la operación donde evaluaron: dolor, ausencia de deformidad y arcos de movilidad. Reportaron que la cantidad de profundización de la cabeza femoral fue en promedio de 25 mm con un mínimo de 16 mm y un máximo de 35 mm. Además, para éste estudio utilizaron tornillos de fijación acetabular en 3 pacientes, sin presentar signos de aflojamiento del componente acetabular; no realizaron revisiones de las prótesis al final del proceso, el seguimiento promedio fue de 24 meses.

En México, en el Hospital Central Militar en el año de 1968, el Dr. Octavio Sierra Rojas realizó las primeras artroplastias totales de cadera no cementadas con la prótesis de Ring (metal-metal) de las cuales se reportó una alta tasa de aflojamiento, debido a la deficiente fijación mecánica al hueso y a la falta de experiencia en el uso del cemento por lo que cayeron en desuso. [17]

Por otra parte, en 1970, el Dr. Marco Antonio Lazcano Ortopedista y Cirujano de Cadera Mexicano, conocido por el diseño de hemiprótesis que llevan su nombre para el tratamiento de fracturas, colocó las primeras artroplastias tipo Charnley en el Hospital ABC y en el Instituto Nacional de Nutrición. [18]

En 1997, García-Juárez y cols [19] estudiaron los casos de 42 pacientes con 46 artroplastias, con una edad mínima de 17 años y máxima de 59, que ingresaron al Servicio de Ortopedia del Hospital General de México, con patología de cadera propuestos para artroplastia total de cadera no cementada. Las prótesis utilizadas fueron PCA (10), isoelásticas (12), Harris Galante (7), Osteonics (13), AML (2) y Lima Litto (2). Valoraron a los pacientes a las 2, 6 y 12 semanas de postoperatorio

utilizando la escala de Merle D'Aubigne. Reportaron que la gran variedad de prótesis no cementadas no había presentado buena respuesta en un principio, pero luego fueron mejorando notablemente la capacidad funcional del paciente.

En 1999, Rivera Hernández y cols [20], realizaron un estudio retrospectivo, descriptivo y observacional en pacientes a quienes se les colocó una prótesis total de cadera no cementada, con el sistema CLS Spotorno (Sistema de fijación sin cemento), durante el periodo comprendido de Noviembre de 1991 a Diciembre de 1996, en donde se colocaron un total de 48 prótesis totales primarias. Revisaron los expedientes clínicos y radiográficos, así como a los pacientes operados. Señalaron que en 8 casos se presentaron fisuras estables en la región calcar, sólo en 6 casos se presentaron líneas radiolúcidas a nivel acetabular, el 16% de los fémures presentaron líneas radiolúcidas a nivel hombro de prótesis. En dos casos se presentó dolor en la cara anterior del muslo durante más de tres meses. La movilidad y la funcionalidad de la cadera operada mejoraron en el 100% de los casos. Además, indicaron que el sistema de prótesis no cementada CLS Spotorno fue un buen sistema en reemplazo de cadera primarios, cuyo requisito es que el cotilo sea esférico o tenga poca deformidad.

En 2010, Benítez Romero, Pérez Méndez y Mejía Rohenes [21], en un estudio descriptivo, observacional, retrospectivo y tangencial en el Hospital Regional General Ignacio Zaragoza analizaron los expedientes de 47 pacientes que se sometieron, de Marzo de 2006 a Marzo de 2009 a una artroplastia total de cadera realizada con abordaje lateral directo, las causas para realizar la artroplastia de cadera se enlistan en la tabla 1.5. Reportaron que 9 pacientes experimentaron una complicación; la más frecuente fue luxación protésica, en general la mayoría de los pacientes no tuvieron complicaciones. Concluyeron que el abordaje lateral directo fue una buena opción para realizar artroplastia total de cadera, debido a que los tiempos quirúrgicos son cortos y la tasa de complicaciones es mínima.

Tabla 1.5 Diagnóstico para realizar la artroplastia total de cadera. [21]

Diagnóstico	Pacientes (%)
Coxartrosis	33 (70.2)
Fractura de cuello	13 (27.6)
Necrosis avascular	1 (2.1)
Otros	0
Total	47 (100)

La lesión del nervio ciático es una complicación reportada en la artroplastia total de cadera y su incidencia varía de acuerdo al tipo de abordaje realizado, creando morbilidad importante lo que nos alerta acerca de la vulnerabilidad transquirúrgica y la importancia del adecuado manejo de tejidos, instrumental y técnica para la inserción de componentes protésicos y de cementado.

En 2014, Altamirano-Cruz, Cervantes Orozco y Meza Reyes [22], realizaron un estudio retrospectivo en el servicio de Reemplazos Articulares del Hospital de Traumatología y Ortopedia de Lomas Verdes del Instituto Mexicano del Seguro Social. Revisaron con la ayuda del registro electrónico (ARMED VMD®) 1210 casos de pacientes operados de artroplastia total de cadera en búsqueda de aquellos pacientes que presentaron registro de lesión de nervio ciático comprobada por estudios

electromiográficos. Los motivos por los cuales se realizó la artroplastia total de cadera fueron: fracturas, coxartrosis, coxartritis, inestabilidad protésica por cirugía previa, displasia del desarrollo de la cadera y osteólisis.

De los 1210 casos de artroplastia total de cadera, 936 casos fueron intervenidos en una cirugía primaria y el resto en una cirugía de revisión. Se identificaron 16 pacientes (1.32%) con lesión de nervio ciático como complicación post quirúrgica. De estos, 12 pacientes (75%) presentaron lesión posterior a una cirugía primaria y el resto posterior a una cirugía de revisión. La edad promedio de todos los pacientes fue de 55 años. De las 274 cirugías de revisión solo 4 (1.46%) presentaron lesión de nervio ciático.

Actualmente el diseño de nuevas prótesis, como los vástagos de superficies ultra pulidas y los vástagos no cementados son más populares. Los vástagos cementados utilizados más comúnmente en gente mayor son de menor costo y menor longevidad. En cuanto a los vástagos no cementados, estos son utilizados en pacientes más jóvenes y más activos; evolucionando hasta el uso de materiales como el titanio y el tantalio, este último no disponible en México.

Otras innovaciones hechas en la artroplastia fue el uso del polietileno de ultra alto peso molecular, obteniendo una resistencia mayor al desgaste y con la posibilidad de mejorar ésta resistencia con los enlaces cruzados, permitiendo el uso de cabezas femorales de mayor diámetro de 32 a 36 mm y en algunos casos mayores obteniendo una mejoría en el rango de movimiento, menores tasas de luxación sin aumentar el número de partículas de desgaste y la consiguiente osteólisis, así mismo la investigación sobre superficies de fricción conocida como pares (metal-metal, cerámica-cerámica), abren nuevas opciones en la investigación de la artroplastia. [23]

1.3 Tratamiento quirúrgico de la osteoartritis en la cadera. [24]

La artroplastia de cadera es uno de los procedimientos quirúrgicos más exitosos en cirugía ortopédica. De la estabilidad de los implantes al hueso depende la duración del implante. La artroplastia total de cadera ha probado ser uno de los procedimientos más efectivos para mejorar la calidad de vida de pacientes con osteoartritis en la cadera.

Hay dos aspectos fundamentales que determinan la durabilidad de una artroplastia total de cadera: la capacidad de fijación de los implantes al hueso y la duración del par articular protésico. Para lograr una fijación exitosa y duradera de los implantes al hueso, es necesaria una meticulosa y adecuada técnica quirúrgica. Existen dos métodos distintos para la fijación a largo plazo de los implantes: la fijación cementada y la fijación no cementada. La combinación de ambas se denomina fijación híbrida (comúnmente acetábulo no cementado y componente femoral cementado).

El incremento en la expectativa de vida después del reemplazo total de cadera y el incremento de actividad física de los pacientes sometidos a dicho procedimiento han estimulado el desarrollo de articulaciones alternativas para incrementar la duración de los implantes. Otra área de reciente desarrollo es el uso de incisiones de menor extensión o la llamada técnica mínimamente invasiva.

1.3.1 Artroplastia total de cadera cementada. [24]

Gracias a la tecnología cementada, la artroplastia total de cadera se ha convertido en un procedimiento seguro y reproducible.

En el caso del implante femoral (vástago), cuando se logra obtener un manto de cemento adecuado, se puede obtener resultados con permanencia del implante de hasta el 90% en 20 años. Se considera que el manto de cemento es adecuado cuando envuelve con un espesor de 1.5–2 mm el implante femoral dentro del canal sin grietas o defectos de llenado en el interfaz cemento-hueso, cemento-implante o en su espesor. El manto de cemento debe situarse hasta 1 cm por debajo de la punta del implante femoral.

Para lograr un adecuado manto de cemento, la técnica de cementación debe ser adecuada y precisa, siendo 3 puntos los más importantes:

1. Oclusión o taponamiento del canal femoral, aproximadamente 1 cm por debajo de la posición de la punta del implante femoral.
2. Presurización del cemento dentro del canal femoral.
3. Introducción del vástago femoral en el centro del canal presurizado.

Si no se ocluye efectivamente el canal, lo que ocurre es el libre flujo del cemento distal que resulta de un inadecuado manto de cemento, con excesiva migración distal. Para la oclusión del canal se han utilizado tapones óseos tomados del fragmento de la cabeza y preferentemente los tapones artificiales de ellos hay dos tipos: los materiales absorbibles y los no absorbibles (polietileno). Ilizaliturri y cols (2004) citado en [24], realizaron un estudio comparativo entre tapones absorbibles y tapones de polietileno, obteniendo mantos de cemento de mejor calidad con los tapones de polietileno.

Una vez ocluido el canal, se debe verificar que esté seco, sin sangre o coágulos, lo que se logra con un lavado agresivo, preferentemente con dispositivos de lavado pulsátiles. Con el canal en condiciones adecuadas, se introduce el cemento utilizando una pistola de presurización que permite aplicar el cemento a presión y de forma retrógrada. Finalmente, se introduce el vástago femoral en el canal presurizado con cemento. Los implantes modernos cuentan con dispositivos centradores para asegurar que su posición final sea en el centro del manto de cemento.

Para el adecuado funcionamiento de las copas acetabulares cementadas, se debe lograr un manto de cemento sin defectos alrededor del implante de 1.5-2 mm de espesor. Al igual que para la colocación de los implantes femorales, se debe obtener una superficie ósea seca y sin coágulos en el acetábulo para la adecuada fijación del cemento. Los implantes acetabulares cementados cuentan con espaciadores para lograr un manto homogéneo alrededor de ellos.

1.3.2 Artroplastia total de cadera no cementada. [24]

La estabilidad inicial de dichos implantes depende de la colocación ajustada dentro del canal medular proximal del fémur, y a largo plazo se estabilizan mediante el crecimiento de hueso en la superficie porosa o texturizada del implante (osteointegración).

Los implantes femorales como los acetabulares son considerados de estabilidad biológica y ambos dependen de una adecuada salud ósea del paciente; Morsher y Wirz (2002), reportaron que para lograr estabilidad a largo plazo, en general es preferible utilizar implantes cementados en pacientes ancianos que presenten alguna condición que pudiera comprometer la capacidad biológica para la estabilización de implantes no cementados (diabetes mellitus, artritis reumatoide, lupus eritematoso sistémico, etc.).

Park y cols (2003), comunicaron 76 implantes de cadera en pacientes con edad promedio de 50 años utilizando el vástago Mallory Head (Biomet®, Warsaw, Indiana, Estados Unidos) con un seguimiento promedio de 10.1 años y permanencia del 97.3%.

Parvizi y cols (2004), publicaron una tasa de permanencia del 99.1% con el vástago Tapelock (Biomet®, Warsaw, Indiana, Estados Unidos) en 129 caderas de pacientes con un promedio de edad de 60 años y seguimiento promedio de 11 años.

Las copas hemisféricas acetabulares no cementadas con recubrimiento texturizado de titanio para su estabilidad inicial, dependen de una colocación ajustada en el hueso acetabular. La estabilidad inicial se puede incrementar usando tornillos, pernos o aletas; la estabilidad a largo plazo del implante depende de la osteointegración.

Berend y cols (2004) demostraron que es posible realizar artroplastia total de cadera no cementada en pacientes ancianos de manera reproducible y segura. Por otra parte, Odent y cols (2005) reportaron que, en el caso de las enfermedades reumáticas, el uso de diseños no cementados, conlleva a resultados adecuados a mediano plazo.

La técnica para la colocación de los implantes femorales no cementados es más sencilla si se compara con los implantes cementados, razón por la cual muchos cirujanos, principalmente en Estados Unidos, favorecen el uso de implantes no cementados. Tradicionalmente se ha tenido la percepción de que los implantes cementados son de menor costo que los no cementados. Es por esta razón que Yates y cols (2006), indicaron que cuando se utilizan todos los elementos requeridos para obtener mantos de cemento de buena calidad y se considera el mayor tiempo quirúrgico que se requiere para esperar el fraguado del cemento, el costo de ambas técnicas es muy similar.

1.3.3 Articulaciones alternativas. [24]

Al lograr la estabilidad del implante en el hueso a largo plazo, el eslabón débil de la artroplastia total de cadera es el par articular. Introducido por Charnley en los años sesenta, la articulación más común para la artroplastia total de cadera es el par de copas acetabulares de polietileno de alta densidad con cabezas protésicas metálicas.

El desgaste de polietileno de alta densidad es actualmente el elemento que limita la duración de los implantes. Las partículas producidas por el desgaste del polietileno acceden a la interfaz hueso-implante generando una reacción inflamatoria que produce osteólisis y aflojamiento de los implantes. Se han identificado numerosas variables que influyen en el comportamiento del polietileno, tales como el método de esterilización y la degradación *in vivo* del polietileno secundaria a la oxidación, el

tiempo de almacenamiento del implante equipamiento antes de uso, el método de fabricación y las características de la resina de polietileno utilizada, el flujo frío y el desgaste de tercer cuerpo.

Entender el desgaste ha derivado en la producción de polietilenos con mejores características de desgaste. Recientemente el polietileno con gran cantidad de enlaces cruzados (*highly crosslinked polyethylene*), se ha introducido a la aplicación clínica en artroplastia total de cadera. Es por esto que en estudios *in vitro* e *in vivo* realizados por Geerdink y cols (2006), reportan que el polietileno con gran cantidad de enlaces cruzados es superior al polietileno convencional en sus propiedades de resistencia al desgaste y generación de partículas.

Las articulaciones denominadas duro en duro son las que no tienen polietileno (articulaciones duro contra blando) y consisten en una superficie dura que se articula contra otra igualmente dura. Existen dos tipos de superficie duro en duro: metal contra metal y cerámica contra cerámica. El par articular metal contra metal es el más antiguo de todos; originalmente se usó en los primeros diseños de artroplastia total de los años cincuenta, ahora conocidos como artroplastias metal contra metal de primera generación. Publicaciones realizadas por Schmalzried y cols (1996) y Brown y cols (2002), describen a pacientes con articulaciones de metal contra metal de primera generación con permanencia de los implantes con más de 20 años.

Las articulaciones metal contra metal deben ser construidas en aleaciones de cromo cobalto con alto contenido de carbono, con esfericidad casi perfecta tanto en la cavidad acetabular como en la cabeza protésica y una estrecha tolerancia en las diferencias de diámetro entre cabeza y acetábulo (*clearance*). Cuando el claro entre el acetábulo y la cabeza es demasiada, se presenta desgaste polar y el sistema falla.

En los sistemas de metal contra metal se busca un tipo de lubricación hidrodinámica, que depende de una delgada capa de fluido entre ambas superficies. Para lograrlo, el claro adecuado debe ser 102-140 μm , dependiendo del diámetro de la cabeza. Los sistemas metal contra metal funcionan mejor con cabezas de mayor diámetro. Por otra parte, Saito y cols (2006), reportaron que las nuevas generaciones de articulaciones metal contra metal pueden ser opciones adecuadas para los pacientes jóvenes o con actividades físicas más exigentes.

Ante la preocupación de los probables efectos sistémicos o la carcinogénesis por la exposición a iones metálicos provenientes de los desgastes de los sistemas articulares metal contra metal. Visuri y cols (2006), indicaron que no se ha demostrado que dichos iones incrementen la incidencia de cáncer o tengan efectos sistémicos adversos.

Recientemente, se ha observado el resurgimiento de los sistemas de revestimiento, en los cuales se retira únicamente el cartílago desgastado de la cabeza femoral y se conserva el cuello y el núcleo de la cabeza sobre la cual se coloca un implante, generalmente cementado que únicamente reviste y reemplaza la porción articular de la cabeza femoral funcionando sobre el cuello femoral natural y con un diámetro externo muy cercano al de la cabeza femoral original. El acetábulo de revestimiento es obligadamente de tipo metal contra metal, es de paredes delgadas (de 4-6 mm de espesor) y cuenta en su interior con una articulación metal contra metal de cromo cobalto de última generación y en su

exterior una capa de recubrimiento poroso de titanio con o sin hidroxiapatita para la osteointegración; la tecnología de revestimiento actual sólo es posible con diseños metal contra metal.

En el caso de los sistemas cerámica contra cerámica, son los que menos desgaste presentan, ya que son los más hidrófilos, lo que proporciona mejor lubricación y menor generación de partículas; las partículas de desgaste son mejor toleradas por el organismo. La fricción de los sistemas cerámica contra cerámica es muy similar a la de los sistemas metal contra metal, requieren esfericidad casi perfecta y una tolerancia muy precisa en los claros entre las superficies articulares por las razones antes expuestas.

El principal riesgo de estas articulaciones es la posibilidad de fallo catastrófico por fractura de la cerámica. Como lo indican estudios realizados por Min y cols (2007), en donde indican que tales roturas son más probables en prótesis implantadas con angulaciones o rotaciones inadecuadas que producen contacto entre el borde de la copa y el cuello protésico femoral.

1.4 Complicaciones en la artroplastia total de cadera.

La restauración de la anatomía de la cadera mediante una artroplastia total de cadera provee una mejora en la función clínica. Las fallas asociadas con la restauración de la anatomía van desde rangos elevados de dislocación, debilitamiento del musculo, cojera, discrepancia en la longitud de la pierna y pérdida temprana del implante [25]. La pérdida en la fijación del componente acetabular ocurre aproximadamente entre el 2-8% del reemplazo de cadera y la pérdida del componente femoral entre el 6-18% de los casos.

Un dolor de cadera debe ser considerado inicialmente como una infección, ya que estas afectan aproximadamente entre el 2-3% de las artroplastias. El diagnostico de una infección depende de una combinación de características clínicas entre las cuales destacan: enrojecimiento de la piel, calor e hinchazón de la articulación y derrames.

Es por esto que la planificación pre operatoria es importante para el éxito de una cirugía de revisión protésica. Los objetivos que se deben cumplir son los siguientes:

- Identificación de las causas de la falla.
- Evaluación general de los pacientes.
- Evaluación de la pérdida de hueso acetabular y femoral.
- Evaluación de los cambios biomecánicos.

El cumplimiento de estos objetivos, permite que se obtengan los siguientes resultados:

- Elección de las estrategias terapéuticas más apropiadas.
- Anticipación ante complicaciones intraoperatorias.
- Preservación e incremento de las reservas de hueso
- Restauración articular biomecánica.

La movilidad en la cadera puede ocasionar pérdida en la estabilidad de una prótesis o estabilidad que requerirá de una integración secundaria para completar la estabilidad inicial primaria; la movilidad es un proceso gradual que reconoce dos tipos de causas: biológicas y mecánicas.

Las de tipo mecánico tienden al diseño, materiales de los implantes, calidad del hueso, técnicas de implantación (posicionamiento, con o sin cemento) y la calidad de la interface hueso-prótesis o hueso-cemento-prótesis. En el caso de las biológicas estas consisten en un uso gradual de materiales (polietileno, metal, etc.) que conllevan a la liberación de residuos en la articulación trayendo como consecuencia una inflamación debida a la movilidad de las prótesis.

En efecto, los factores mecánicos y biológicos están en continua sinergia por una parte la distribución de fuerzas sobre el hueso que implican causas biológicas debido a las reacciones de adaptación fisiológica y por otra parte la liberación de residuos que conllevan a los factores mecánicos acelerando el uso de materiales.

Actualmente, el problema de la longevidad de los sistemas es esencialmente vinculado a la osteólisis, como se aprecia en la figura 1.11; siendo ésta la respuesta biológica al uso de materiales que producen desechos, por acción química o mecánica; siendo la gran fuente de desechos el acetábulo articular. [26]



Figura 1.11. Osteólisis periprotésica en el fémur proximal debida al desgaste del material. [26]

La Asociación Americana de Cirugía Ortopédica (AAOS) ha pretendido unificar criterios confeccionando una clasificación única, pero con poco éxito. Clasifica los defectos acetabulares en cavitarios, segmentarios o combinados. Amplía la clasificación a artrodesis o a discontinuidad pélvica, que es la afectación lítica más grave y difícil de solucionar, como se aprecia en la figura 1.12.

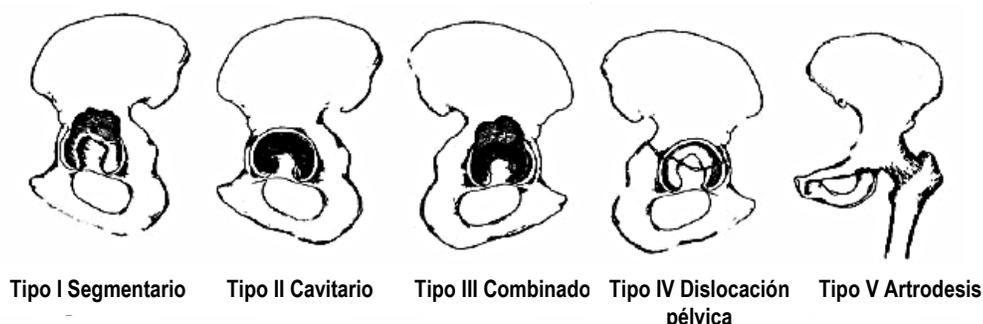


Figura 1.12. Defectos óseos acetabulares. Clasificación según AAOS. [27]

La clasificación de Praproski es quizás la más difundida. Utiliza criterios radiológicos de valoración que permiten conocer la extensión de la lesión hacia paredes o techo acetabular:

- Una migración superior de 3 cm de cúpula por encima de la línea obturatriz se asocia a defectos tipo III con osteólisis grave que afecta a paredes, fondo y techo.
- Una lisis isquiática significa defecto de la columna posterior.
- Una línea de Köhler rota significa lesión del fondo acetabular, pudiendo el implante desplazarse medialmente con relación a ésta línea.
- Una lisis de la imagen en lágrima significa lesión de columna anteroinferior.

Valorando estos parámetros radiológicos, se pueden clasificar los defectos óseos acetabulares según Paprosky en tres tipos como se aprecian en la figura 1.13 y establecer el tratamiento según ellos:

- Tipo I: El cotilo permanece hemisférico sin ningún defecto en el borde y en las columnas intactas. Pueden existir pequeños defectos por el anclaje del cemento, pero no dañan la placa subcondral. Estos defectos son compatibles con el uso de prótesis semejantes a las primarias pues tienen una pérdida ósea inferior superior al 30%.
- Tipo II: El cotilo es aún hemisférico, pero distorsionado con lisis anterior, posterior, medial o superior. Hay un mínimo de hueso esponjoso, pero las columnas anterior y posterior están intactas, con capacidad para soportar una prótesis. Lisis isquiática mínima y línea de Köhler intacta. Pérdida ósea superior al 30% con borde capaz de soportar una prótesis.
 - IIA: Defecto superior cavitario, produce un defecto cavitario en el techo del acetábulo.
 - IIB: Defecto superolateral, produce un defecto cavitario y segmentario en el techo del acetábulo.

- IIC: Defecto medial, con lisis de la lágrima moderada o grave y afectación de la pared medial del acetábulo.
- Tipo III: Hay una migración marcada del componente, con pérdida ósea grave en la cúpula superior y columnas. La migración acetabular superior es mayor de 3 cm. Hay afectación grave de la columna posterior (lisis isquiática) y lesión de la pared medial o anterior (línea de Köhler rota y lisis de la lágrima). El borde no puede ser utilizado como soporte; a su vez el cotilo es inestable y requiere de injertos óseos estructurales.
- IIIA: Hay afectación de la pared medial, pero sin protrusión pélvica. Pérdida ósea del 50%.
- IIIB: Pérdida ósea superior al 50% del acetábulo, con migración medial y lisis isquiática.

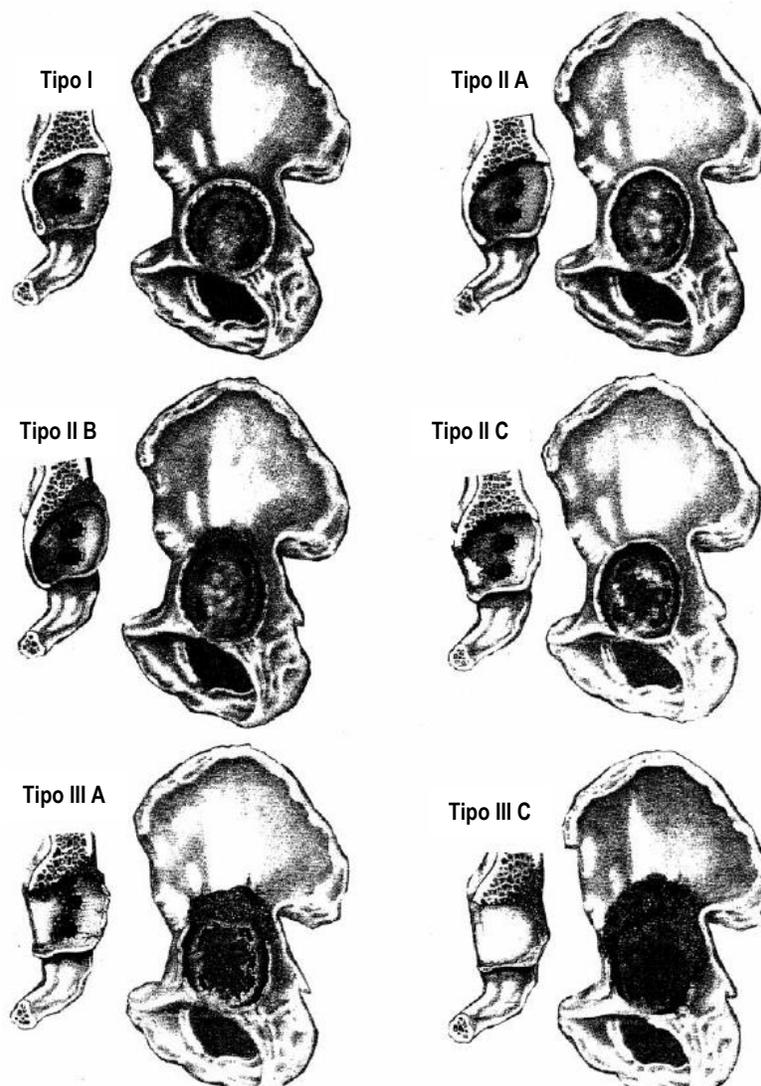


Figura 1.13. Defectos óseos acetabulares. Clasificación según Paprosky. [27]

En el caso de los defectos femorales estos tienen múltiples clasificaciones para tratar de unificar y validar los resultados de las técnicas de revisión según el defecto óseo. Las más utilizadas son la de la AAOS y la de Paprosky.

- Paprosky (1990) valora la capacidad del fémur para dar soporte a la prótesis y la necesidad de injertos óseos. Es una clasificación difícil para las artroplastias totales de cadera cementadas. No incluye la afectación del trocánter mayor. Según el grado de integridad del fémur recomienda un tipo de prótesis y la utilización o no de injertos óseos. La clasificación de defectos óseos femorales según Paprosky se ilustra en la figura 1.14. [27]

**Defectos óseos femorales:
(Clasificación de Paprosky)**

- Tipo I: Buen stock. Semejante a primaria.**
- Tipo II A: Defecto metafisiario. Ausencia de calcar.**
- Tipo II B: Defecto metafisiario anterolateral.**
- Tipo II C: Defecto metafisiario medial.**
- Tipo III: Defecto metafisiario diafisario.**

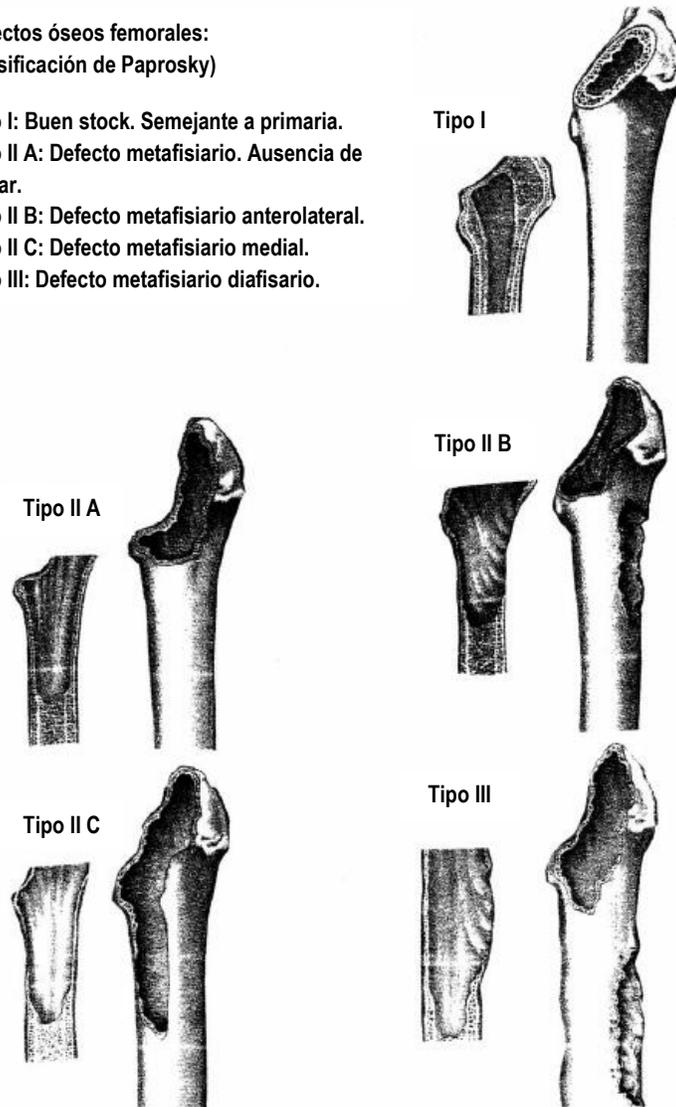


Figura 1.14. Defectos óseos femorales. Clasificación según Paprosky. [27]

Los defectos en los huesos, representan un problema difícil de resolver mediante cirugía. En ocasiones no es posible obtener suficientes cantidades de hueso autólogo y eso hace necesario recurrir a bancos de aloinjertos. Es por esto que, ante la deficiencia considerable del hueso acetabular vista en pacientes que presentan fallas en la artroplastia total de cadera o artritis destructiva los aloinjertos han sido utilizados para reconstruir el acetábulo [28], a la vez de darle soporte estructural a la copa. La mayoría de los aloinjertos funcionan bien a corto plazo, pero elevados rangos de falla han sido reportados en un intervalo de tiempo considerable, particularmente cuando han servido de soporte estructural en componentes acetabulares [29] [30]. Las fallas en estos injertos han sido atribuidas a la revascularización y al debilitamiento, produciendo un colapso.

Por otra parte, en un estudio realizado por Hooten y cols (1996) [31], en donde analizaron dos acetábulos recuperados de cadáveres; que contenían grandes cantidades de injertos óseos, localizados en defectos superiores como soporte de los componentes acetabulares cementados. En los cuales los especímenes mostraron un aumento del aloinjerto el cual se encapsuló en el tejido fibroso.

Señalaron que las fallas fueron poco probables debido al debilitamiento y la revascularización en los injertos con posterior colapso, pero a su vez estas pudieron ser provocadas por cargas repetidas de un injerto óseo produciendo una fatiga trabecular.

La examinación de los especímenes se centró en 4 áreas: 1) en la interface injerto-hueso receptor; 2) cuerpo del injerto; 3) unión del injerto de hueso con la copa acetabular; y 4) unión del hueso receptor con la copa acetabular, como se aprecia en la figura 1.15.

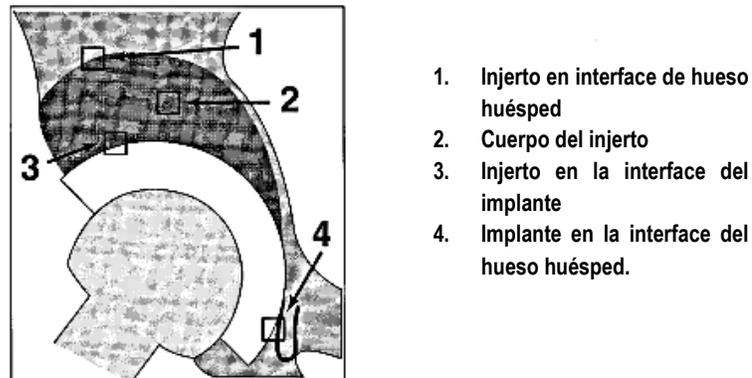


Figura 1.15. Examinación microscópica de las áreas de interés. [31]

1.5 Planteamiento del problema.

Un porcentaje sustancial del aumento previsible de las inversiones en bioingeniería tiene su destino en áreas traumatológicas y ortopédicas. Ello viene motivado por el considerable incremento del número de personas mayores de 65 años y también por las terribles secuelas de los accidentes de tráfico y laborales que continúan en aumento. El tratamiento de la fractura proximal del fémur representa en la actualidad una de las prácticas más comunes de la traumatología. [32]

El presente trabajo se centra en un paciente de sexo masculino de 31 años de edad, quien inicio desde hace 22 años con dolor sordo en pelvis derecha, moderado, intermitente e inadecuado a miembro inferior derecho; en el cual se encontró pérdida del espacio interarticular siendo diagnosticado con coxartrosis unilateral; mismo que se lleva en conjunto con el Hospital Regional 1° de Octubre con el Jefe de Cirugía de Columna Dr. Alejandro González Rebattú y la SEPI ESIME Zacatenco con los investigadores el Dr. Juan Alfonso Beltrán Fernández y el Dr. Luis Héctor Hernández Gómez.

El dolor como ya se mencionó, se encuentra localizado a nivel de la cadera derecha, el cual es insidioso y progresivo; mismo que le impide al paciente realizar sus actividades diarias, actualmente, con limitación para la marcha y para subir y bajar escaleras. A su vez, la extensión de las lesiones que presenta el paciente, tanto en el fémur como en la cavidad acetabular, se pueden entender a partir de la clasificación de defectos de Paproski; siendo del tipo IIB para el caso del acetábulo, como se observa en la figura 1.13, mientras que, para el caso del fémur presenta un defecto del tipo I, como se aprecia en la figura 1.14.

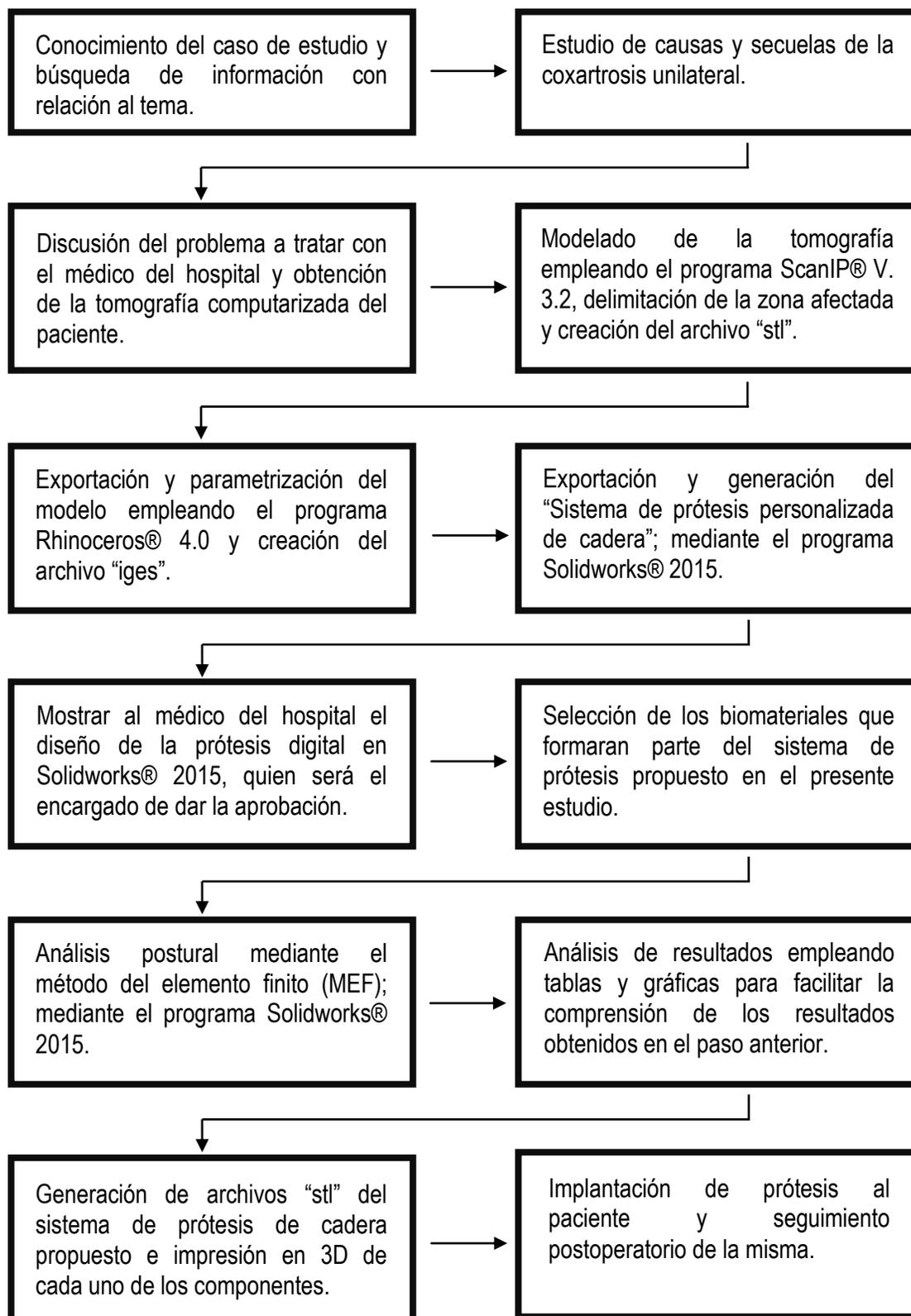
Tomando como base los antecedentes antes expuestos, se requiere en primera instancia de un diseño de prótesis, que minimice las complicaciones que conlleva la artroplastia total de cadera; así como, la optimización de la geometría del diseño para contrarrestar la distribución de esfuerzos en los distintos sitios anatómicos. Por otra parte, es importante mencionar que dicho sistema de reconstrucción propuesto será un diseño personalizado, con base en el deterioro patológico del paciente en estudio y además para el diseño propuesto se sugerirá una adecuada selección de biomateriales. Esto garantizará la osteointegración, que como se comentó previamente, es lograr la estabilidad del implante a largo plazo mediante el crecimiento de hueso en la superficie porosa o texturizada de la prótesis.

Otro aspecto que se pretende obtener con el sistema de prótesis de cadera personalizado es reducir en gran medida las fallas asociadas con la restauración de la anatomía, esto viene enfocado principalmente a problemas de osteólisis que genera aflojamiento del implante y a la postre la pérdida del mismo; también otro aspecto a considerar es la optimización del implante con respecto al tiempo de operación.

Como alternativa para la sujeción del sistema de reconstrucción de la zona del cotilo, se pretende utilizar tornillería de cuerda fina M3 de acero inoxidable y tornillería de titanio; mientras que, en la zona del canal femoral, se pretende realizar un ajuste a presión.

Por otra parte, para la evaluación numérica se pretende determinar mediante análisis de posturas los esfuerzos, deformaciones y desplazamientos a los que están sometidos los implantes en las distintas zonas anatómicas en estudio. Esto se evaluará mediante el uso del programa Solidworks® 2015, buscando así que los análisis numéricos sean los adecuados con respecto a las modificaciones que se realizarán.

1.6 Metodología.



1.7 Referencias.

1. Rozadilla, A., Mateo, L. y Romera M. (2002). Artrosis de cadera. *La medicina hoy*. 62 (1433), 31-37.
2. Hurwitz, D.E., Andriacchi, T.P. y Gunnar, A. (2004). Biomecánica de la Artroplastia. En Nordin, M. & Frankel, V.H. (Eds.), *Biomecánica Básica del Sistema Musculoesquelético* (413-420). España: McGRAW HILL – INTERAMERICANA.
3. Davis, R., De Luca, P. & Öunpuu, S. (2000). Analysis of Gait. In Bronzino, J. (Ed.), *Biomedical Engineering Handbook. Volume I* (25). Florida, USA: CRC PRESS.
4. Serieg, A. & Arvikar, R.J. (1975). The prediction of muscular load sharing and joint forces in the lower extremities during walking. *Journal of Biomechanics*. 8 (2). 89-102.
5. Bergmann, G., Deuretzbacher, G., Heller, M., Graichen, F., Rohlmann A., Strauss, J., & et al. (2001). Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *Journal of Biomechanics. ELSEVIER*. 34 (7). 859-871.
6. Illyés, A., Bejek, Z., Szilávik, I., Paróczai, R. & Kiss, R.M. (2006). Three-dimensional gait analysis after unilateral cemented total hip arthroplasty. *Physical Education and Sport*. 4(1). 27-34.
7. Park, Y., Albert, C., Yoon, Y., Fernlund, G., Frei, H. & Oxland, H.T. (2010). The effect of abductor muscle and anterior-posterior hip contact load simulation on the in-vitro primary stability of a cementless hip stem. *Journal of Orthopedic Surgery and Research*. 5 (40). 1-14.
8. Bergmann, G., Graichen, F., Rohlman, A., Bender, A., Heinlein, B., Duda, G.N. & et al. (2010). Realistic loads for testing hip implants. *Biomed. Mater. Eng*. 20 (2). 65-75.
9. Artroplastia no cementada de cadera. (s.f.). En *Cadera y Rodilla de slaot.org*. Recuperado de http://www.slaot.org/userfiles/file/Libro/Capitulo_Cadera_y_Rodilla.pdf
10. Learmonth, I.D, Young, C. & Rorabeck C. (2007). The operation of the century: total hip replacement. *Lancet*. 370 (9597). 1508-1519.
11. Villar, R. (2004). Resurfacing arthroplasty of the hip. *The Journal of bone & Joint Surgery (Br)*. 86-B (2). 157-158.
12. Prótesis total cementada. (n.d.). Extraído el 17 de abril de 2015 desde <http://publicacionesmedicina.uc.cl/AtlasArtroplastiaCadera/117.html>
13. D'Arcy, J. & Devas, M. (1976). Treatment of fractures of the femoral neck by replacement with the Thompson prosthesis. *J. Bone Joint Surg Br*. 58 (3). 279-286.
14. Phillips, T.W., Messieh, S.S. & McDonald, P.D. (1990). Femoral stem fixation in hip replacement. A biomechanical comparison of cementless and cemented prostheses. *Journal Bone Joint Surg*. 72 (3). 431-434.
15. González, B. (2012). Generalidades sobre el manejo de fracturas de cadera. *Revista Clínica de la Escuela de Medicina UCR – HSJD*. 2 (7), 8-20.
16. Dimián Mayorga, O.D., Sandoval Daza, A., Vargas Turriago, M. y Pérez Torres, J. (2005). Profundización de copas acetabulares no cementadas en reemplazo total de cadera en pacientes con displasia acetabular. Experiencia Hospital Universitario San Rafael. *Revista Colombiana de Ortopedia y Traumatología. Sección I Cadera y Rodilla*. 19 (4). 21-26.
17. Cruz Vázquez, F.J. y Velasco Leija, A. (2006). Artroplastia total de cadera con vástago no cementado. *Acta Ortopédica Mexicana*. 20 (3). 102-108.

18. Fernández Vázquez, J.M. y Camacho Galindo, J. (2009). Dr. Marco Antonio Lazcano Marroquín 1930-2006. *Acta Ortopédica Mexicana*. 23 (2). 112-114.
19. García-Juárez, J.D., Bravo-Bernabé, P.A., López-Valero, A. y García Hernández, A. (1997). Capacidad funcional postoperatoria en pacientes jóvenes con artroplastia total de cadera. *Revista Mexicana de Ortopedia y Traumatología*. 11 (6). 432-434.
20. Rivera Hernández, V., Mejía Rohenes, C., Negrete Corona, J., Ugalde Hernández, E., Leos Zierold, H. y Martínez Loera, V.J. (1999). Prótesis de cadera no cementada, sistema CLS. *Revista Mexicana de Ortopedia y Traumatología*. 13 (6). 575-578.
21. Benítez Romero, A., Pérez Méndez y L.A., Mejía Rohenes, C. (2010). Abordaje lateral directo, una buena opción en el reemplazo total de cadera. Experiencia en el Hospital General Ignacio Zaragoza. *Revista de Especialidades Médico-Quirúrgicas*. 15 (2). 53-58.
22. Altamirano-Cruz, M., Cervantes-Orozco, I.E. y Meza-Reyes, G.E. (2014). Lesión del nervio ciático asociado a artroplastia total de cadera con abordaje lateral directo. *Revista Médica*. 5 (3). 129-133.
23. Elsharkawy, K., Higuera, C.A., Klika, A.K., & Barsoum W.K. (2010). Evolution of bearing surfaces in total hip arthroplasty: a review. *Current Orthopaedic*. 21 (2). 198-208.
24. Ilizaliturri Sánchez, V.M., Mangino Pariente, G. y Camacho Galindo, J. (2007). Tratamiento quirúrgico de la osteoartritis en la cadera: actualidades en artroplastia total de cadera. *Reumatología clínica*. 3 (3). 57-62.
25. Girard, J., Lavigne, M., Vendittoli, P.A. & Roy A.G. (2006). Biomechanical reconstruction of the hip. A randomized study comparing total hip resurfacing end total hips arthroplasty. *The Journal of Bone & Joint Surgery (Br)*. 88-B (6). 721-726.
26. Spinarelli, A., Patella, V., Conserva, V., Vicenti, G., Pesce, V. & Patella, S. (2011). Hip painful prosthesis: surgical view. *Clinical Cases in Mineral and Bone Metabolism*. 8 (2). 14-18.
27. Sancho Navarro, R. (2006). Recambio de la artroplastia total de la cadera. *ARTHROS*. 3 (2). 5-24.
28. Chandler, H.P. (1992). Use allografts and prostheses in the reconstruction of failed total hip replacements. *Orthopedics*. 15 (10). 1207-1218.
29. Hooten, J.P. Jr., Engh, C.A. Jr. & Engh, C.A. (1994). Failure of structural acetabular allografts in cementless revision hip arthroplasty. *J. Bone Joint Surgical (Br)*. 76-B (3). 419-422.
30. Kwong, L.M., Jasty, M. & Harris, W.H. (1993). High failure rate of bulk femoral head allografts in total hip acetabular reconstructions at 10 years. *Journal Arthroplasty*. 8 (4). 341-346.
31. Hooten J.P. Jr., Engh, C.A., Heekin, R.D. & Vinh, T.N. (1996). Structural bulk allografts in acetabular reconstruction. Analysis of two grafts retrieved at postmortem. *J. Bone Joint Surgical (Br)*. 78-B. 270-275.
32. Estrada Cingualbres, R., Vargas Marrero, E., Gómez García, E., Bosh Cabrera, J. y Quintero Álvarez, G. (2007). Análisis por elementos finitos de fijador externo para la consolidación de fractura de cuello de fémur. *8° Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica*. 256-261.

CAPÍTULO 2. MARCO TEÓRICO.

En éste capítulo se abordará la anatomía del cuerpo humano, enfocado en el esqueleto y su constitución; describiendo al hueso como estructura, articulaciones y los huesos que forman parte de la articulación de la cadera; por otra parte, también se analizarán las propiedades mecánicas del hueso, así como los diversos aspectos biomecánicos que definen el diseño e implementación de las prótesis de cadera.

2.1 Generalidades del esqueleto humano. [1]

El esqueleto humano está constituido por un conjunto de huesos unidos entre sí. A su vez, es frecuente su exploración clínica mediante radiografías o palpaciones de referencias óseas de interés.

El esqueleto del hombre es osteocartilaginoso. Durante la vida fetal el esqueleto osteocartilaginoso que se forma es reemplazado por huesos de sustitución. En el adulto el esqueleto cartilaginoso persiste en forma limitada: cartílagos costales, articulares, septo nasal, etc.

Los huesos son piezas duras, resistentes, que sirven de sostén a los músculos que los rodean, pueden presentarse como:

- Elementos protectores: Un conjunto de huesos se conecta entre si y forman cavidades que alojan sistemas y sentidos (cráneo, órbitas, etc.).
- Elementos articulares: En las articulaciones móviles los huesos están unidos entre sí por cápsulas, ligamentos y músculos. Estos últimos forman los ligamentos activos y los cartílagos participantes como piezas pasivas.

La columna vertebral está constituida por la superposición de una serie de piezas óseas, se halla situada en la línea mediana posterior y constituye el eje vertical del esqueleto. Su parte superior sostiene el cráneo, delante del cual se encuentra un conjunto óseo completo con diversas cavidades: el macizo facial. En su extremo inferior las vértebras se unen y adelgazan, formando dos huesos: el sacro y el cóccix.

El conjunto craneovertebral o esqueleto axial presenta en su interior una cavidad donde se aloja el sistema nervioso central, con las raíces espinales y sus envolturas.

De la parte mediana de la columna vertebral se separan a ambos lados una serie regular de arcos óseos: las costillas, en un número de doce para cada lado. Estas se articulan por delante con el esternón por intermedio de los cartílagos costales, excepto las dos últimas que quedan libres "costillas flotantes". El conjunto de columna vertebral, costillas, cartílagos, esternón y espacios intercosto-condrales se integra en una caja de constitución especial: el tórax.

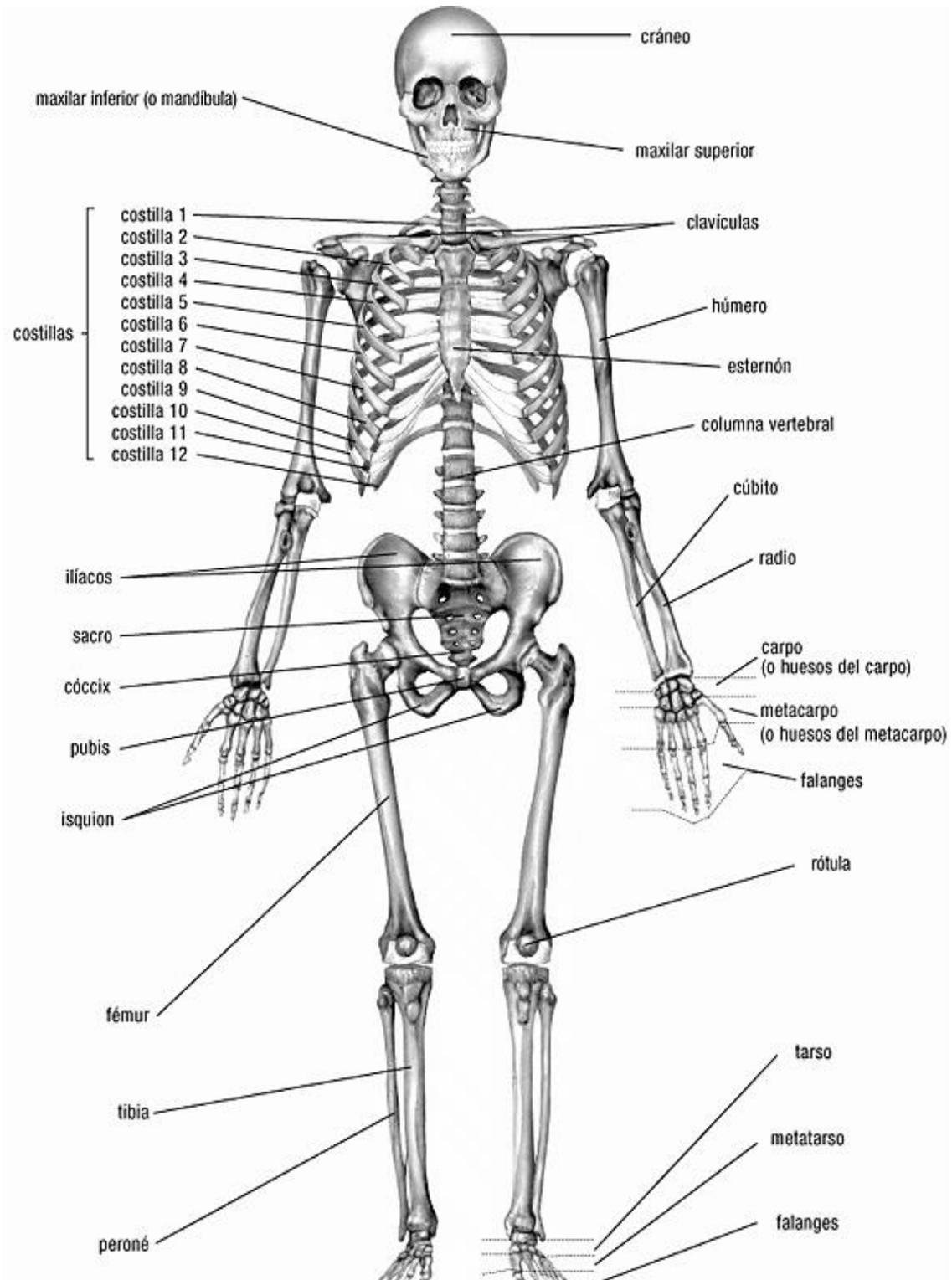


Figura 2.1. Esqueleto humano, vista frontal. [2]

En el esqueleto axial se diferencian:

- a) El *cíngulo torácico*, formado por la clavícula y la escápula, esqueleto de la cintura escapular o torácica, que une el miembro superior al tórax.
- b) El *cíngulo pelviano*, situado en la parte inferior de la columna vertebral, a ambos lados del sacro. A éste se unen los huesos coxales, con los que se conectan los miembros inferiores. Los huesos del coxal, el sacro y el cóccix delimitan un espacio: la cavidad pélvica.

El miembro superior comprende 3 segmentos con sus respectivos huesos: el brazo, con el húmero; el antebrazo, con la ulna y el radio; y la mano, con los huesos del carpo, el metacarpo y las falanges.

El miembro inferior también presenta 3 segmentos: el muslo, con el fémur; la pierna, con la tibia y el peroné (fibula); y el pie, con el tarso, el metatarso y las falanges.

Existe un único hueso, situado en el cuello, que no presenta conexiones directas con el esqueleto, se trata del hueso hioides, en la figura 2.1 se observa el esqueleto humano.

2.2 Clasificación de los huesos. [1]

En el adulto se cuentan 208 huesos, con excepción de los huesos suturales del cráneo y de los sesamoideos. El número de piezas óseas varía con la edad. En la infancia el hueso frontal comprende dos piezas; derecha e izquierda, que posteriormente se fusionan; el hueso coxal está formado por 3 huesos diferentes: isquion, ilion y pubis, que posteriormente se sueldan entre sí. En la vejez los huesos pueden soldarse, especialmente los del cráneo disminuyendo su número. Los huesos se clasifican en tres grupos, dependiendo su forma principal.

Huesos largos: Donde predomina la longitud sobre el espesor y el ancho. Están formados de un cuerpo o diáfisis y de dos extremos o epífisis. La unión de la diáfisis con la epífisis se llama metáfisis. A este grupo corresponden los huesos de los dos primeros segmentos de los miembros.

Huesos Cortos: Su volumen es restringido, sus 3 ejes son semejantes. De forma variable, generalmente cuboidea, se les encuentra en el carpo, el tarso, por nombrar algunos.

Huesos planos: Espesor reducido, con predominio de la longitud y el ancho. Constituyen las paredes de las cavidades craneana, nasal, orbitarias y pelviana. Estas pueden formar amplias superficies de inserción muscular: escapular, coxal y occipital. Las tres formas de hueso se observan en la figura 2.2.

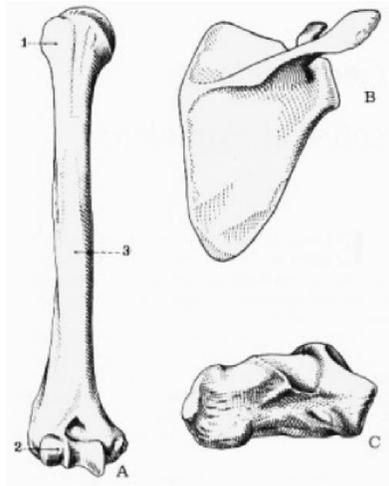


Figura 2.2. Las tres formas de los huesos. A. hueso largo (húmero, vista anterior). B. hueso plano (escápula, vista posterior). C. hueso corto (calcáneo, vista lateral). [1]

2.3 Osificación y crecimiento del hueso. [3]

Todos los huesos se inician con la proliferación del mesénquima, aparece en las primeras fases del periodo embrionario, aumentando el número de fibras del tejido conectivo. En los huesos que comprenden la clavícula, el maxilar inferior y algunos huesos del cráneo, las células se diferencian en osteoblastos, estos secretan una matriz orgánica llamada osteoide, en las que luego depositan las sales del hueso. Los osteoblastos que quedan atrapados en la matriz se transforman en osteocitos, los que continúan formando más osteoblastos en la superficie del hueso. El hueso crece por aposición, por el depósito del hueso nuevo sobre las superficies libres.

Sin embargo, la mayor parte de los huesos se desarrollan como huesos cartilaginosos. Las proliferaciones del mesénquima se condrican a medida que las células secretan matriz cartilaginosa y forman cartílagos hialinos que tienen la forma de los futuros huesos. Estos cartílagos son sustituidos después por hueso.

En el desarrollo del esqueleto participan tres factores relacionados entre sí: aumento de tamaño (crecimiento), aumento de madurez y envejecimiento.

2.3.1 Periodos de maduración del esqueleto. [3]

1. Periodo embrionario. Comprende las primeras ocho semanas del desarrollo posteriores a la ovulación. Durante las dos últimas semanas de este periodo comienza a osificarse la clavícula, los maxilares superior e inferior, el húmero, el radio, el cúbito, el fémur y la tibia.
2. Periodo fetal. Empieza a las ocho semanas después de la ovulación, cuando la longitud cráneo-rabadilla alcanza unos 30 mm, comienzan a osificarse el resto de los elementos al principio del periodo fetal, durante la vida intrauterina y antes del nacimiento.

3. Niñez. Durante la niñez comienzan a osificarse la mayor parte de las epífisis de los miembros, junto con los huesos del carpo, los del tarso y los sesamoideos. Además, las epífisis que aparecen primero, en un elemento esquelético suelen ser la últimas en unirse a la diáfisis
4. Adolescencia. Empiezan a osificarse la mayor parte de los centros secundarios de vértebras, costillas, clavícula, escápula y hueso coxal. La fusión entre los centros epifisarios y la diáfisis suele ocurrir durante la segunda y la tercera décadas de la vida.
5. Edad Adulta. El húmero es el primero de los huesos largos en que se une la epífisis distal, y el último en que se une la proximal (a los 19 años o más). El centro de la cresta iliaca se fusiona en los principios de la edad adulta (de los 21 a los 22 años). Las suturas de la bóveda craneal comienzan a cerrarse más o menos al mismo tiempo (a partir de los 22 años).

2.4 Forma y arquitectura. [3]

Los huesos son rígidos; resisten fuerzas de tensión y compresión con la misma eficacia, y pueden soportar cargas estáticas y dinámicas de hasta muchas veces el peso del cuerpo, propiedades que se pueden modificar bajo diversas condiciones mecánicas, tienen una admirable construcción que combina resistencia, elasticidad y poco peso.

La arquitectura del hueso esponjoso se ha interpretado con mayor frecuencia según la teoría de las trayectorias. Según ella, las trabéculas óseas siguen las líneas (trayectorias), de las máximas cargas internas del hueso, por tanto están adaptadas para resistir los esfuerzos y tensiones a las que está sometido el hueso. Algunas trabéculas son resistentes a las tensiones, en tanto que otras lo son a las fuerzas compresivas.

2.4.1 El hueso como estructura. [4]

Si se considera el hueso como una estructura, se observa que está compuesto de; hueso cortical, hueso esponjoso, periostio y endostio, vasos sanguíneos, nervios y médula ósea e intersecciones musculares, como se aprecia en la figura 2.3.

El hueso posee propiedades mecánicas características que se encuentran en íntima relación con su forma. Ésta puede ser estudiada tanto desde un punto de vista macroscópico, como microscópico:

Forma macroscópica. La forma de los huesos refleja una adaptación a cargas estáticas y dinámicas, así como a su función de protección y soporte de órganos adyacentes (huesos planos).

Forma microscópica. Depende de la organización del colágeno, de la hidroxiapatita y de los vasos sanguíneos.

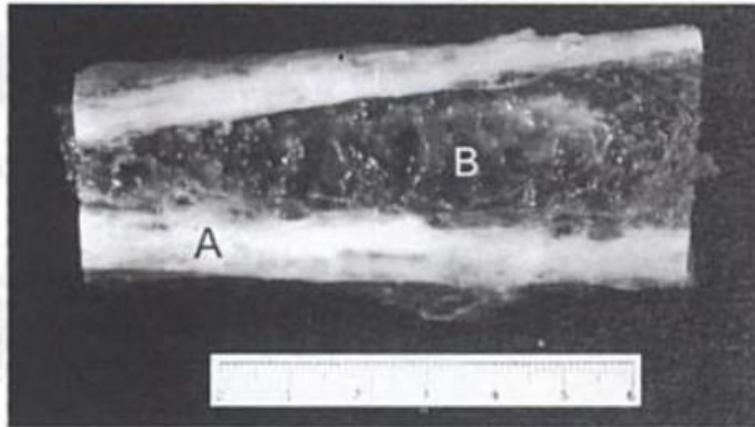


Figura 2.3. Fragmento de la diáfisis del peroné. Clara diferencia entre (A) hueso cortical y (B) hueso esponjoso. [4]

A pesar de las diferencias en la forma macroscópica, el hueso presenta una configuración estructural microscópica semejante, independientemente de que sea cortical o esponjoso.

1. Configuración laminar (hueso maduro).
2. Configuración no laminar –plexiforme- o en encaje (hueso inmaduro).

El hueso maduro tiene una estructura laminada, constituida por fibras colágenas mineralizadas y que guardan paralelismo entre ellas, bien sea en forma concéntrica o en forma longitudinal.

El hueso inmaduro se denomina así porque las fibras colágenas mineralizadas no guardan ningún paralelismo entre ellas. Ésta clase de huesos es el que primero aparece en cualquier tipo de osteogénesis y que más tarde es reemplazado por hueso laminar.

En el esqueleto adulto ha desaparecido por completo el hueso inmaduro pero puede reaparecer en caso de fracturas, tumores óseos o en cualquier situación de aumento en la producción de la matriz ósea.

2.4.1.1 Hueso cortical maduro.

El hueso cortical es el tejido óseo laminar de textura densa que rodea el hueso esponjoso. Su grosor es variable, pero en cualquier caso está formado por un complicado sistema de canales que en su mayoría siguen un curso paralelo al eje mayor del hueso (canales longitudinales) rodeados por un cilindro de láminas concéntricas (fibras de colágeno calcificadas) entre las cuales se encuentran los osteocitos.

A través de estos canales, los vasos sanguíneos permeabilizan todas las zonas del hueso cortical, de forma que no existe célula ósea que esté a más de 100/150 μ de un vaso sanguíneo, como se aprecia en la figura 2.4.

Existen otros canales (canales de Volkman) orientados perpendicularmente al eje longitudinal del hueso que sirven de conexión entre los canales longitudinales.

La estructura cilíndrica compuesta por un canal central que contiene vasos y nervios y está rodeada de láminas concéntricas de sustancia intercelular y osteocitos, recibe el nombre de sistema de Havers u osteona. En los huesos largos, los canales de Havers suelen ser paralelos al eje mayor del hueso y presentan numerosas ramificaciones y anastomosis entre ellos. El conocimiento de las relaciones tridimensionales de los sistemas de Havers es muy limitado, debido a las dificultades técnicas para su estudio. Entre un canal de Havers y otro puede existir una porción de hueso laminar que no posea canal central y cuyas laminillas de colágeno calcificado no estén ordenadas de forma concéntrica. A esta porción del hueso cortical se le denomina hueso intersticial.

El análisis tridimensional del hueso intersticial ha mostrado que estas láminas intersticiales están en continuidad con las láminas concéntricas periféricas del sistema de Havers y que, por tanto, pueden ser consideradas como una continuación de éstas.

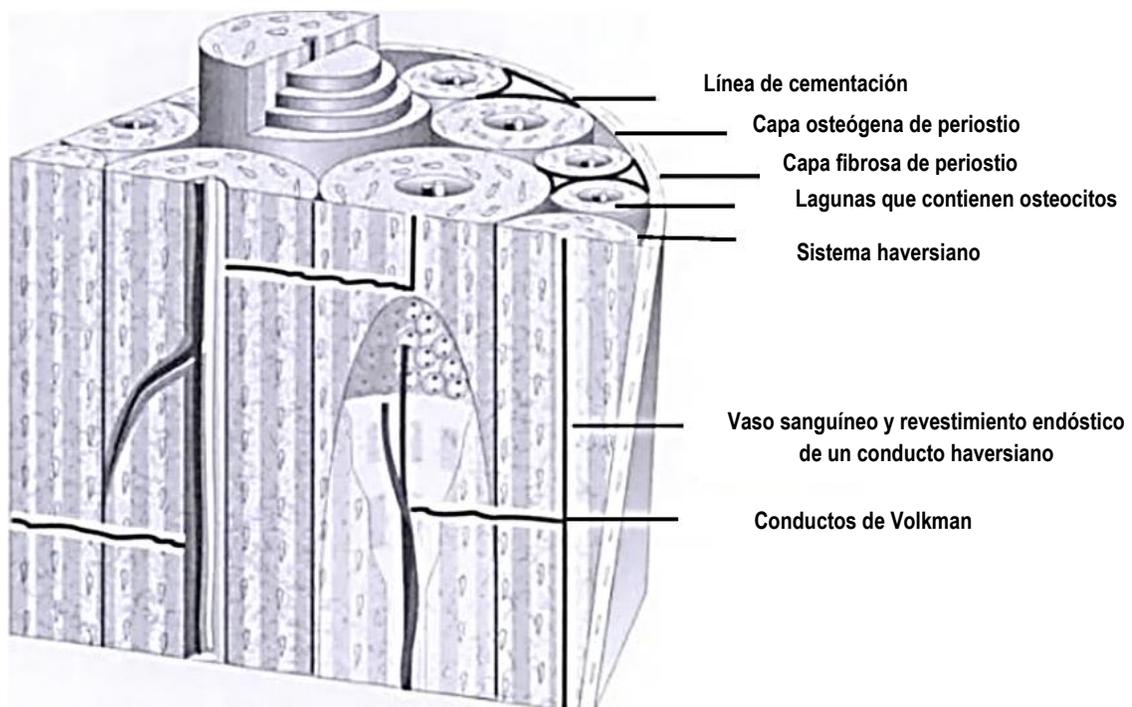


Figura 2.4. Esquema idealizado de la configuración haversiana en el hueso cortical maduro. [4]

2.4.1.2 Hueso esponjoso maduro.

El conocimiento de su estructura se debe a estudios realizados en la cresta ílaca y en los cuerpos vertebrales. Este tipo de tejido óseo laminar existe en mayor o menor cantidad en todos los huesos del cuerpo humano, y está dispuesto como un enrejado tridimensional de columnas y placas óseas que están rodeadas por el hueso cortical y en continuidad con él a través de su superficie interna (superficie endosteal).

Las trabéculas del hueso esponjoso están constituidas por hueso laminar no haversiano, aunque en ocasiones pueda observarse alguna osteona, y se orienta de manera que se obtenga el máximo de resistencia utilizando la mínima cantidad de material.

Se puede imaginar tridimensionalmente el hueso esponjoso, constituido por una serie de placas óseas, sólidas o fenestradas, paralelas entre sí y conectadas entre ellas por columnas redondeadas perpendiculares a estas placas. En el espacio entre ellas se sitúan los elementos propios de la médula ósea, como se observa en las figuras 2.5 y 2.6.

El grosor de las placas y de las columnas no excede nunca de 150 μ . En los huesos humanos ésta imagen idealizada varía según el hueso de que se trate, y a veces en diferentes zonas de un mismo hueso.

Además de sus propiedades mecánicas, el hueso posee tres características (mecanismos adaptativos) que lo hacen peculiar y distinto a los demás tejidos y le permiten una respuesta dinámica frente a condiciones cambiantes. Estas características son:

1. El hueso no es un tejido que cuando llega a su madurez permanece inerte. Al contrario, durante toda su vida está en constante cambio a diferencia de los demás tejidos. En otras palabras, existe un modelado óseo fisiológico constante, que puede alterarse por múltiples factores entre ellos los factores mecánicos.
2. El hueso posee un potencial de regeneración mayor que cualquier otro tejido.
3. El hueso posee una habilidad especial para mineralizarse, a diferencia de otros tejidos que están constituidos por materiales bioquímicos similares.

Éstas tres características influyen además de una manera específica en la estructura ósea y en sus propiedades mecánicas.

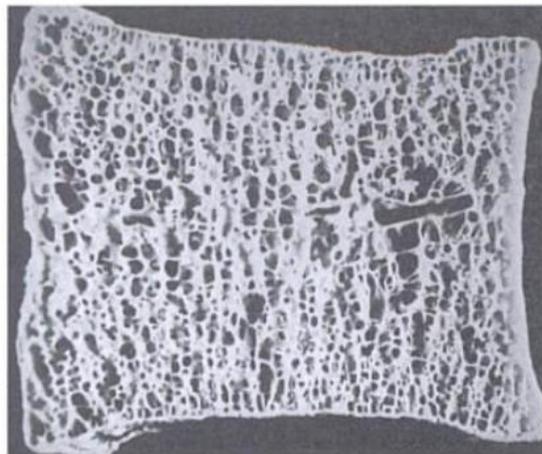


Figura 2.5. Cuerpo vertebral. Complejo sistema de placas óseas y fenestradas conectadas entre sí por columnas redondeadas. [4]

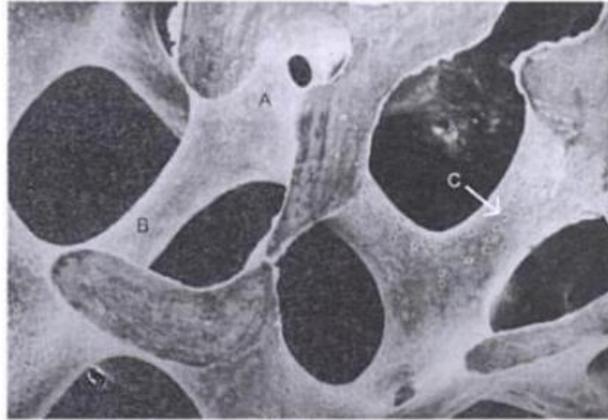


Figura 2.6. Detalle del cuerpo vertebral: (A) placas sólidas; (B) columnas redondeadas; (C) nótese las lagunas donde se alojan los osteocitos. [4]

2.5 Articulaciones.

Los huesos se unen unos con otros, constituyendo lo que se denomina articulación o coyuntura. Éstas pueden ser de diferentes tipos según los tipos de unión, las características de las superficies óseas y el mayor grado de movilidad o fijeza que presentan. [5]

Hay dos tipos fundamentales de superficie articular: condílea y troclear, tal como se observan en la figura 2.7. La condílea es uniformemente cóncava o convexa, y la troclear es convexa en un plano y cóncava en el plano perpendicular.

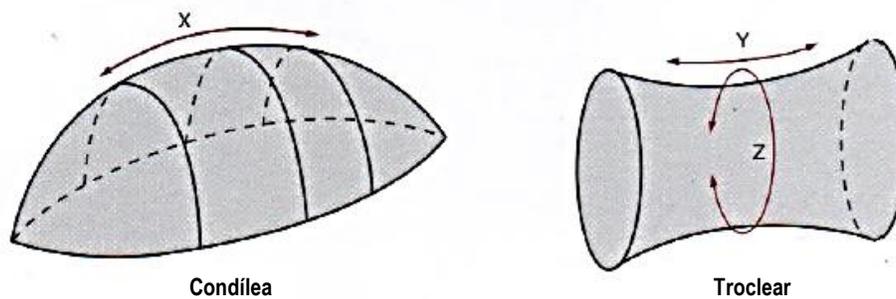


Figura 2.7. Superficies articulares. [6]

Según las curvaturas opuestas en una articulación, se pueden considerar como congruentes o incongruentes, dependiendo del arco de curvatura y de su relación con la superficie opuesta, como se observa en la figura 2.8. En el caso de las congruentes las superficies son idénticas en su curvatura existiendo un contacto equidistante entre todos los puntos de las curvas, lo que es aceptable mecánicamente, pero funcionalmente inaceptable con respecto a la lubricación. Esto puede provocar un estrecho contacto fijando a la articulación, debido a una lubricación deficiente. Todas las articulaciones deben ser, por lo tanto, incongruentes en algún lado.

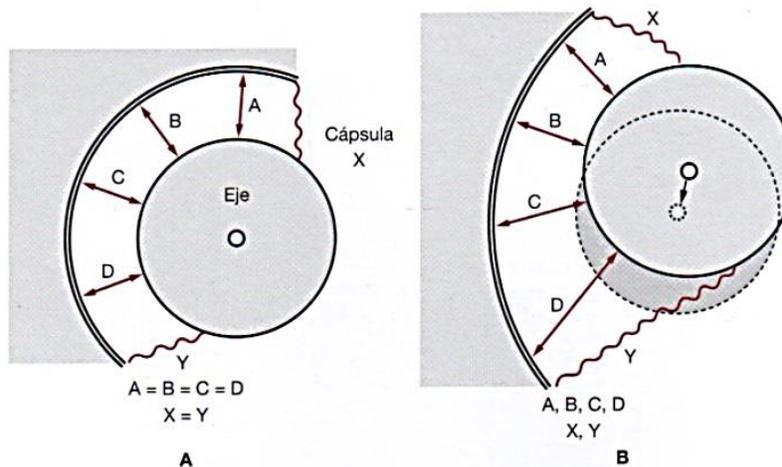


Figura 2.8. Congruencia e incongruencia en las articulaciones. (A) Una articulación es totalmente congruente cuando dos superficies articulares se hallan simétricamente relacionadas y equidistantes en todos sus puntos: $A = B = C = D$. El eje de rotación permanece en el mismo sitio durante la misma, y la cápsula conserva su simetría. (B) Articulación incongruente con ambas superficies asimétricas (curvas diferentes). A, B, C y D no son idénticas, y la posición del eje cambia durante la rotación y el deslizamiento. [6]

Las articulaciones también pueden ser clasificadas en inmóviles (sinartrosis), ligeramente móviles (anfiartrosis) o libremente móviles (diartrosis). Las sinartrosis tienen dos superficies óseas separadas únicamente por una membrana.

Las articulaciones diartrodiales se caracterizan porque sus superficies están cubiertas por lechos cartilagosos limitados a ambos lados por una sinovial. Las articulaciones también se clasifican de acuerdo con su movimiento:

- Enartrosis (esfera y superficie que se adaptan a ella)
- Troclear (bisagra)
- Condílea
- Trocoide (eje)
- Artrodia (superficie plana)
- Encaje recíproco

Una definición más avanzada de las articulaciones puede incluir:

- Deslizamiento; una superficie se desliza sobre la otra en una dirección, sin movimiento angular o rotatorio.
- Angular; los dos huesos opuestos forman un ángulo cambiante.
- Circunducción; los huesos opuestos forman un arco o un círculo alrededor de un cono.
- Rotación; uno de los huesos de la articulación se mueve alrededor de un eje central sin movimiento de alejamiento de dicho eje como se ilustra en las figuras 2.9 y 2.10.

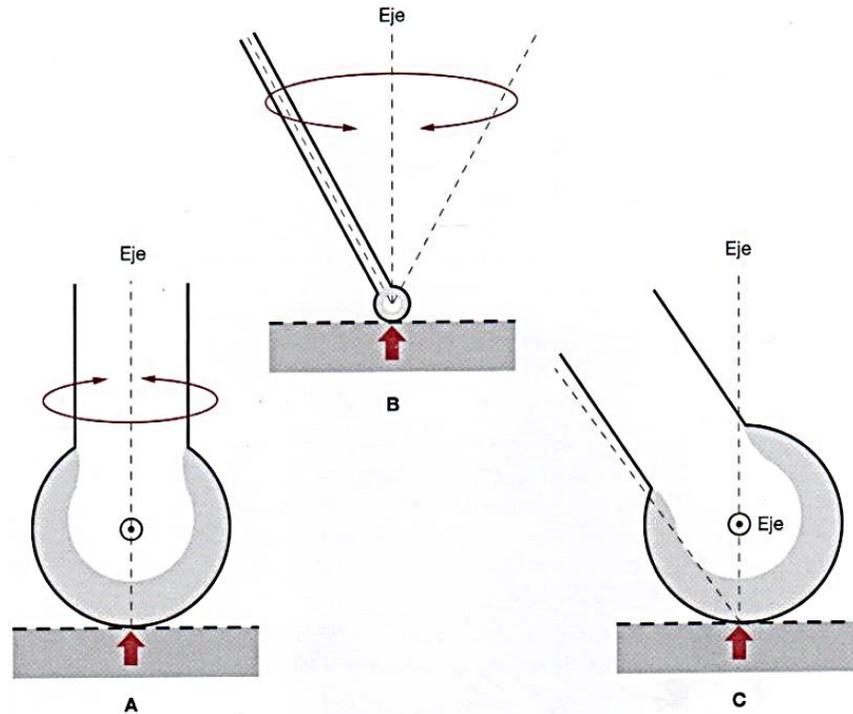


Figura 2.9. Movimiento articular. Giro o rotación. (A) se produce un cambio en el eje perpendicular, (B) durante el giro, (C) giro-rotación. [6]

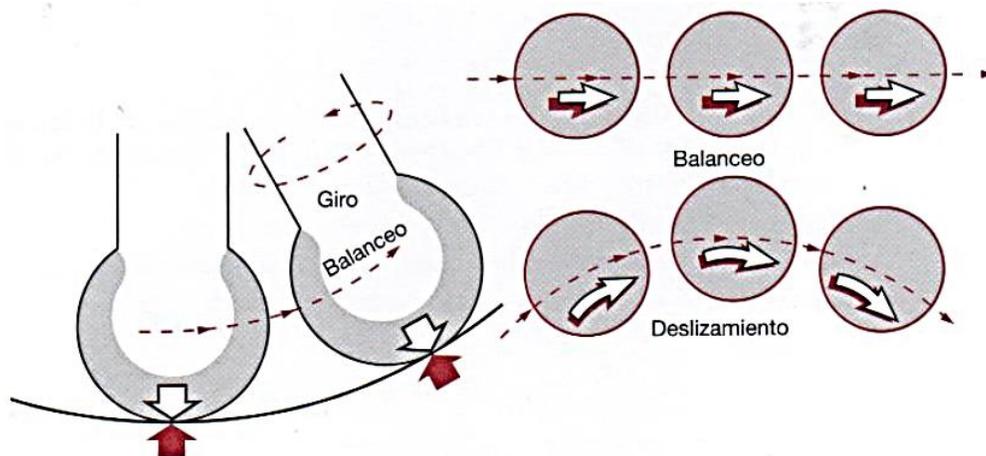


Figura 2.10. Movimiento articular. Movimientos de desplazamiento en un solo plano denominados balanceo. No hay rotación ni giro. Si se acompaña de rotación simultánea recibe el nombre de deslizamiento en arco. [6]

Por otra parte, las articulaciones diartrodiales poseen una superficie cartilaginosa, interpuesta entre dos superficies opuestas. El cartílago es necesario para el movimiento libre y sin dolor de la articulación y con una adecuada lubricación, suaviza y amortigua los impactos articulares. [6]

2.6 Huesos y articulaciones del miembro inferior.

2.6.1 Hueso coxal.

El hueso coxal tiene la forma de un 8; se articula hacia atrás con el sacro, hacia adelante con el coxal del lado opuesto, para formar la pelvis ósea. En la cara externa, el rasgo principal es la cavidad cotiloidea o acetábulo como se muestra en la figura 2.11, que aloja la cabeza femoral redondeada.

El acetábulo o cavidad cotiloidea, es el área articular lisa en forma de herradura que circunscribe una depresión no articular. Hacia abajo entre los extremos de la herradura, está situada la escotadura isquiopubiana cerrada en la porción anterior por el ligamento transversal del acetábulo. Del ligamento transversal y de los extremos del área articular nace el ligamento redondo de la cabeza del fémur.

La zona articular en forma de herradura es más ancha y gruesa hacia arriba, a causa de que transmite el peso del cuerpo a la cabeza femoral, por medio de un contrafuerte grueso que parte de la articulación sacroilíaca. El trasfondo de la cavidad cotiloidea es mayor en el varón, y la distancia que lo separa de la sínfisis púbica es igual a su diámetro; en la mujer, el trasfondo es menor y más alejado.

El coxal consta de tres partes: el ilion que se extiende hacia arriba; hacia abajo el pubis por delante y el isquion por detrás se unen y circunscriben una abertura ovalada el agujero obturado o isquiopubiano. [7]

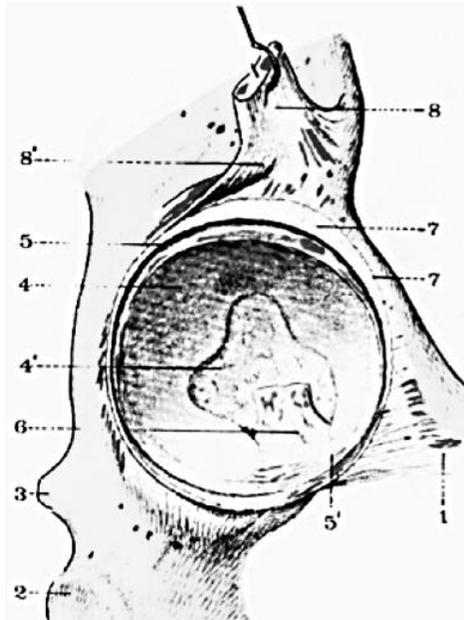


Figura 2.11. Acetábulo (cavidad cotiloidea): 1, pubis; 2, isquion; 3, espina isquiática (ciática); 4 y 4', fosa del acetábulo (cavidad cotiloidea) y acetábulo; 5 y 5', rodete cotiloideo y ligamento transversal del acetábulo; 6, ligamento de la cabeza del fémur (redondo); 7, cápsula de la articulación coxal (de la cadera seccionada transversalmente); 8 y 8', tendones directo y reflejo del músculo recto femoral (anterior) del muslo. [1]

2.6.2 Pelvis ósea.

La pelvis formada por el sacro (y el cóccix) encajados entre los coxales es en esencia un arco óseo fuerte que transmite el peso del cuerpo de la base del sacro a la cavidad cotiloidea y a la cabeza de los fémures o a las tuberosidades isquiáticas voluminosas, en las posiciones de pie y sentada, respectivamente.

El hundimiento de este arco es impedido porque las porciones inferior y anterior de los coxales se unen en la línea media, en la sínfisis del pubis, actuando como un contrafuerte en el primer caso y como un tirante de refuerzo en el segundo. Las alas extendidas y grandes del ilion de uno y otro lado y la porción superior de los huesos coxales forman las paredes laterales de la pelvis falsa, que en realidad es la porción más baja de la cavidad abdominal verdadera. La cavidad pélvica está situada exclusivamente dentro de la pelvis verdadera esto es, la porción inferior de la pelvis ósea constituida por el resto del ilion, el isquion y el pubis a los lados, y hacia atrás por el sacro y el cóccix. El estrecho superior de la cavidad pélvica está formado por el promontorio sacro y la línea innominada o arqueada del coxal, en la figura 2.12 se observa la imagen de la pelvis. [7]

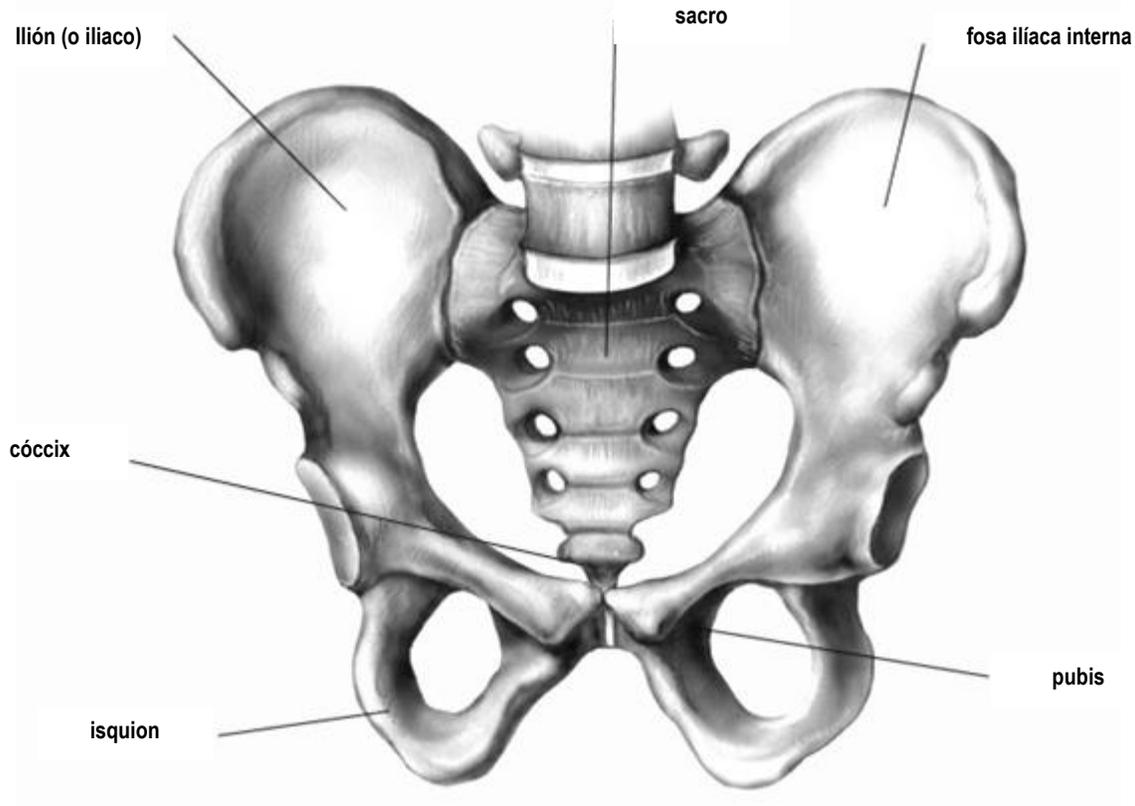


Figura 2.12. Pelvis y sus partes. [2]

2.6.3 Articulación coxofemoral.

En la articulación coxofemoral como se aprecia en la figura 2.13; la cabeza del fémur, encaja en la cavidad cotiloidea del coxal, la cavidad es completada por el ligamento transverso del acetábulo. Las superficies articulares se adaptan de manera tan exacta que basta un pequeño defecto para trastornar gravemente el movimiento; esto se manifiesta en la postura corporal incluso cuando el individuo ésta sentado y puede provocar esfuerzos excesivos en otras articulaciones.

La cápsula articular se inserta en el coxal siguiendo el borde de la cavidad cotiloidea y en el ligamento transverso del acetábulo alcanzando casi la base del cuello del fémur. Debe señalarse que las fracturas del cuello femoral pueden ser completamente intracapsulares o parcialmente extracapsulares, en tanto que la línea epifisiaria de la cabeza, donde la epífisis puede deslizarse sobre la metáfisis en la adolescencia, es por completo intracapsular.

Los tejidos que rodean a la articulación coxofemoral están rodeados por músculos; en el caso de los tejidos adyacentes están cubiertos por el glúteo mediano hacia arriba, el glúteo mayor hacia atrás y los músculos posteriores del muslo y los abductores hacia abajo. El ipsoas y el iliaco cruzan la cara anterior de la articulación, y el recto anterior del muslo y el pectíneo cruzan hacia afuera y adentro, respectivamente. El pectíneo pasa por debajo de la articulación y delante del obturador externo, que separa al cuadrado crural de la cápsula. El obturador interno y el piramidal de la pelvis están situados hacia abajo y hacia arriba el glúteo menor. Todos los músculos mencionados, y en cierta forma el sartorio y el recto interno participan en la movilidad de la articulación coxofemoral.

Los músculos motores principales son los más grandes y de inserciones: el psoasíliaco en la flexión, el glúteo mayor en la extensión, los dos glúteos restantes en la abducción, y los aductores en el movimiento que les ha dado su nombre. Los músculos más pequeños que funcionan como auxiliares en estos movimientos en la rotación, tiene como función primordial la estabilización. [7]

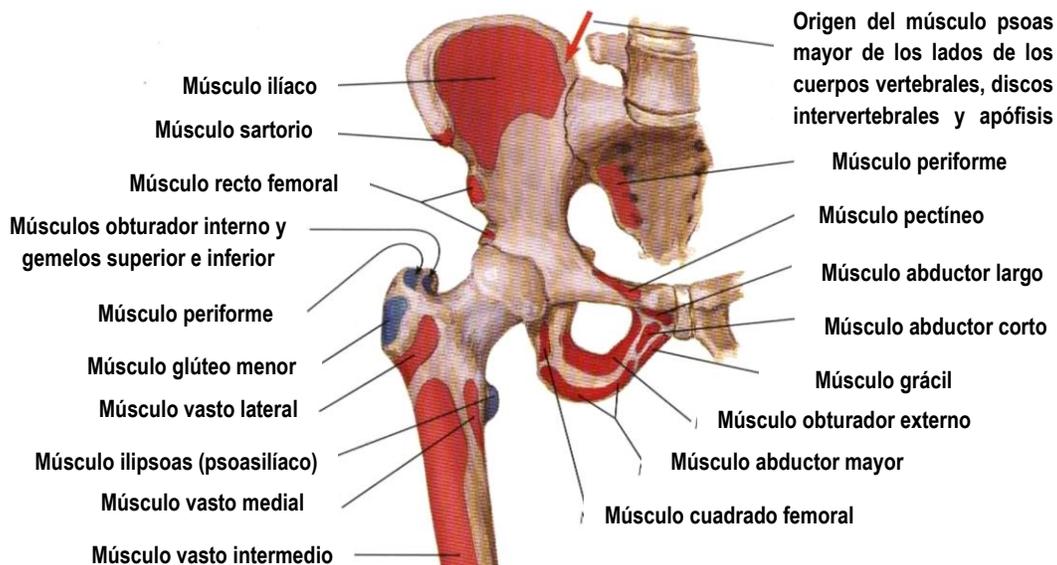


Figura 2.13. Articulación de la cadera. [8]

2.6.4 Fémur.

La diáfisis de los fémures es la más larga, gruesa y fuerte; tiene situación oblicua, pues ambos huesos están bastante separados hacia arriba por la pelvis, y se acercan entre sí a la altura de las rodillas. El extremo superior lleva la cabeza redondeada que participa en la formación de la articulación coxofemoral; el extremo inferior se ensancha constituyendo dos cóndilos que se articulan con superficies correspondientes de la tibia para formar la articulación de la rodilla.

La disposición de las trabéculas en la cabeza y el cuello del fémur es un ejemplo de arquitectura ósea. Los arcos que forman las laminillas de compresión y de tensión, por las caras superior e inferior del cuello del fémur, respectivamente prolongan la diáfisis tubular hacia arriba, un ejemplo claro se puede tener comparando a una persona de 96 años de edad, en la cual las trabéculas son mucho menos abundantes que en un individuo de 40 años. Por la disminución del número de trabéculas, las personas de edad son más propensas a la fractura del cuello femoral. [7]

A su vez el cuello femoral que une a la cabeza con la diáfisis femoral, forma un ángulo aproximado de 125° en el plano frontal (ángulo de inclinación o cervicodiafisiario (CCD) de Lanz), y de $12-15^\circ$ hacia adelante (anteversión) [9], con variaciones de 115 a 140° según Kapandji [10] o de 95 a 135° según Frenkel [11] como se muestra en la figura 2.14.

Por otra parte, Schidlo (1999) en una muestra de 52 pacientes midió un ángulo de CCD preoperatorio de $128 \pm 8,9^\circ$. [12]

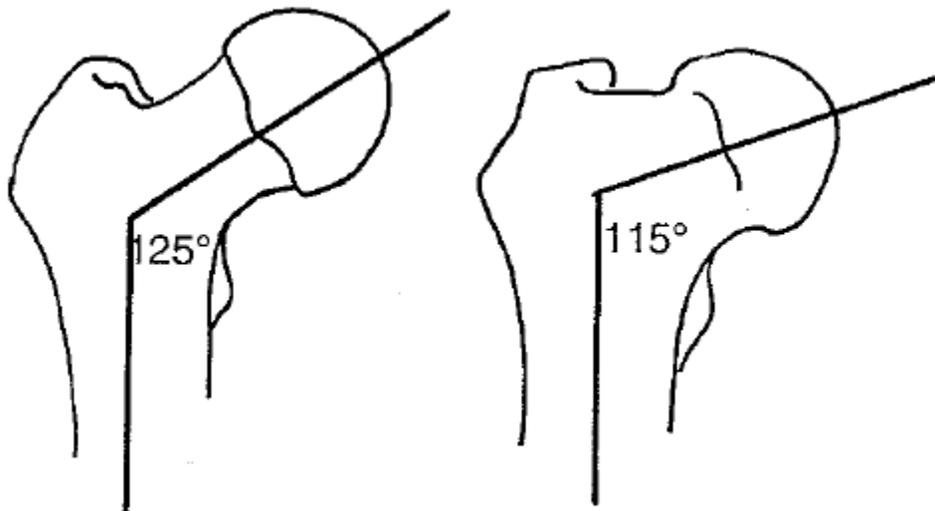


Figura 2.14. Superficie articular e inclinación del fémur a 125° y 115° . [13]

A nivel femoral existen dos sistemas de trabéculas, el principal está formado por dos tipos de fascículos: el arciforme, que es de tracción, nace de la cortical externa de la diáfisis y finaliza en la zona inferior de la cortical de la cabeza. El otro fascículo, el cefálico o en abanico de sustentación, es de compresión, se origina en la cortical interna de la diáfisis y en la inferior del cuello, y va a la parte superior de la cortical de la cabeza.

El sistema trabecular accesorio también está formado por dos fascículos que terminan en el trocánter mayor. El fascículo trocantéreo, de compresión, se origina en la cortical diafisaria interna de la base del cuello. El fascículo del trocánter mayor menos importante, está compuesto por fibras verticales y paralelas a su cortical.

Los sistemas trabeculares de tracción se encuentran siempre donde se insertan ligamentos o músculos potentes, en éste caso en el trocánter mayor. Todos estos sistemas determinan zonas de diferentes resistencias, motivo por el cual deben definirse tres puntos especiales, como se observa en la figura 2.15; el cruce de los grupos arciforme y trocantéreo, macizo ojival en el macizo trocantéreo, denso, forman dos pilares.

El sistema cervicocefálico, ojival, formado por la convergencia de los fascículos arciforme y cefálico o de sustentación, que proporciona una zona de mayor densidad y forma el núcleo de la cabeza. Se apoya sobre la cortical inferior del cuello, formando el arco de Adams.

Entre los sistemas ojivales existe una zona de menor resistencia que tiende a ceder por las fuerzas de cizallamiento se denomina triángulo de Ward. Ésta zona suele volverse muy frágil, acentuada por la osteoporosis senil y es el lugar de asiento frecuente de fracturas cervicotrocantéreas.

Se han estudiado las propiedades mecánicas del hueso esponjoso de la cabeza del fémur en pacientes con osteoporosis y coxartrosis y se han comparado con las de individuos sanos, encontrándose que el hueso osteoporótico es menos resistente y que el artrósico es mucho más resistente que el normal. [13]

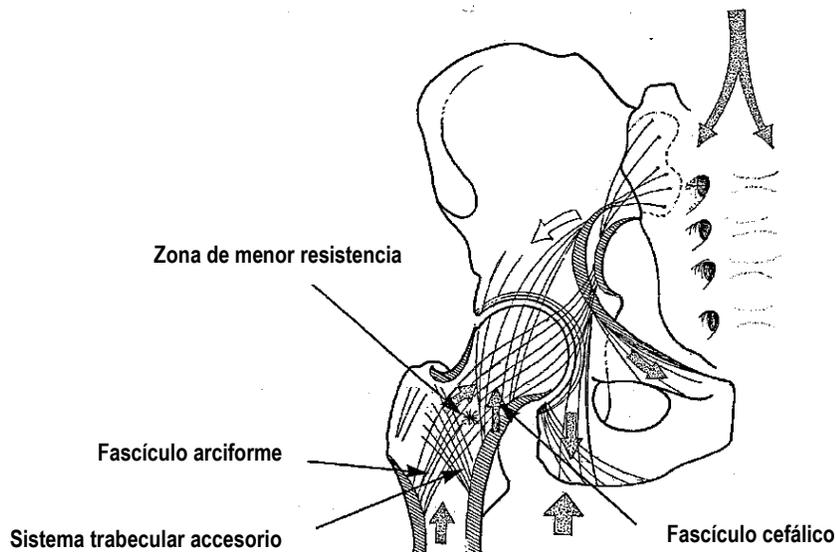


Figura 2.15. Sistema trabecular proximal del fémur y del cotilo. [13]

2.7 Movimientos de la cadera.

La cadera se mueve con tres grados de libertad, por lo que permite movimientos de flexo-extensión, abducción-aducción y rotación. Como en todas las articulaciones, existen movimientos activos y pasivos. La amplitud de movimientos es siempre mayor en la movilidad pasiva. [13]

2.7.1 Flexión.

La flexión de la cadera hace que la cara anterior del muslo se encuentre con el tronco. Es decir, el miembro pélvico se mueve hacia adelante del plano frontal. Su amplitud de flexión depende de los siguientes factores: si la rodilla se encuentra extendida a causa de la tensión de la musculatura isquiotibial, la cadera sólo podrá flexionarse 90°; si la rodilla está flexionada, la tensión de la musculatura isquiotibial cede, y por tanto, la cadera podrá flexionarse con más amplitud (hasta 120°). Asimismo, si la flexión es pasiva, alcanza hasta 145°, como se observa en la figura 2.16. Los músculos flexores de la cadera son el psoasíaco que es el más potente de todos, el sartorio, el recto anterior, el tensor de la fascia lata, el pectíneo, el abductor mediano, el vasto interno, el glúteo menor y glúteo mediano. [14]

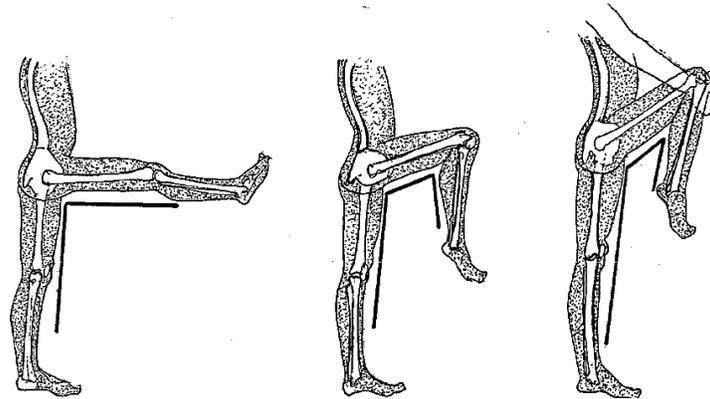


Figura 2.16. La flexión de la cadera aumenta al relajar los músculos isquiotibiales, flexionando la rodilla de forma pasiva la flexión es mayor. [13]

2.7.2 Extensión.

La extensión de la cadera hace que el miembro pélvico se mueva hacia atrás del plano frontal. La amplitud de la extensión, que es más reducida que la amplitud de la flexión, está limitada por el ligamento de Bertin y por la capacidad de elongación del psoasíaco. La amplitud de la extensión activa es mayor cuando la rodilla está extendida alcanzando los 20°.

Los músculos extensores de la cadera se distinguen en dos grupos. En el primer grupo se encuentra el glúteo mayor, el más importante de los músculos extensores, cuya acción es complementada por los haces más posteriores de los glúteos mediano y menor, músculos que son rotadores externos. En el segundo grupo se encuentran los músculos isquiotibiales: la porción larga del bíceps femoral, el semitendinoso y el semimembranoso. [14]

2.7.3 Aducción.

La aducción de la cadera hace que el miembro inferior se mueva hacia dentro, aproximándose al plano de simetría del cuerpo. No existe un movimiento de aducción puro debido a que la posición de referencia de ambos miembros inferiores está en contacto. Por eso, existe una aducción relativa que es el movimiento a partir de una abducción y una aducción con extensión de la cadera. Todos los músculos que intervienen en la aducción excepto las fibras superiores del glúteo mayor, que no son músculos aductores sino abductores pasan por debajo y por dentro del plano sagital, que pasa por el centro de la articulación.

Los músculos aductores son: el aductor mayor, el recto interno, el semimembranoso, el semitendinoso y la porción larga del bíceps femoral, el glúteo mayor, el cuadrado crural, el pectíneo, el obturador interno, el aductor mediano, el aductor menor y el recto interno. [14]

2.7.4 Abducción.

La abducción de la cadera hace que el miembro inferior se mueva hacia afuera, alejándose del plano de simetría del cuerpo. Teóricamente es factible realizar la abducción de una sola cadera, en la práctica la abducción de la cadera se acompaña de una abducción idéntica a la contralateral, lo cual ocurre a partir de 30°. Cuando se completa el movimiento de abducción, el ángulo formado por los dos miembros inferiores es de 90° y puede ser de 180° en personas entrenadas.

Los músculos abductores de la cadera son: el glúteo mediano, el glúteo menor, el tensor de la fascia lata, el glúteo mayor y el piramidal. [14]

2.7.5 Rotación longitudinal.

La posición de decúbito prono se obtiene cuando la rodilla, una vez flexionada en ángulo recto, está vertical. Cuando la pierna a partir de ésta posición se dirige hacia fuera, se mide la rotación interna, cuya amplitud máxima es de 30 a 40°. La rotación externa, cuya amplitud máxima es de 60°, se mide cuando la pierna se dirige hacia dentro.

Los músculos rotadores externos son los pelvitrocantéreos, como el piramidal de la pelvis, el obturador interno y obturador externo. Algunos músculos aductores también son rotadores externos, como el cuadrado crural, el pectíneo, los haces más posteriores del abductor mayor y los glúteos. Los músculos internos son el tensor de la fascia lata, el glúteo menor y el glúteo mediano. [14]

Por otra parte, el movimiento de la articulación de la cadera juega un papel importante en escenarios de falla de la artroplastia total de cadera. En 1970, Johnston y Smith [15] reportaron que el rango de movimiento (RoM) en la cadera durante las actividades diarias es considerable: la flexo/extensión puede llegar hasta 124°, la abducción/aducción hasta 28° mientras que la rotación interna/externa puede llegar hasta 33°.

2.8 Mecanismos de lesión (fractura de la pelvis y extremidades inferiores). [16]

Las fracturas de la pelvis y de las extremidades inferiores son las lesiones más comunes ocurridas en accidentes. Tales fracturas resultan en accidentes deportivos o caídas; por ejemplo, las fracturas de cadera, son causadas por caídas, particularmente en personas mayores. Alrededor del mundo hay aproximadamente 1.7 millones de personas que sufren de fracturas de cadera anualmente.

Las lesiones de la pelvis son categorizadas clínicamente como fracturas aisladas del anillo pélvico; una fractura aislada consiste de una sola fractura alrededor del anillo pélvico (por ejemplo en la rama púbica o el ilium). Las fracturas en la rama púbica son frecuentemente observadas en impactos laterales cuando el trocánter mayor es golpeado. Por otra parte las lesiones adicionales, especialmente las hemorragias, pueden ser asociadas con fracturas pélvicas.

Desde el punto de vista biomecánico, los mecanismos principales de las fracturas pélvicas son compresión, cortante vertical o una combinación de ambos. En la figura 2.17 se ilustran los posibles sitios de fractura para el caso de compresión lateral.

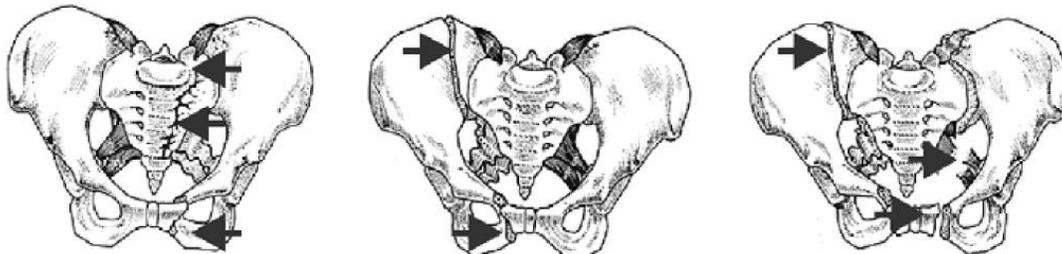


Figura 2.17. Posibles ubicaciones para fracturas originadas por compresión lateral. [16]

En la cadera, las lesiones se presentan frecuentemente en caídas, tales cargas laterales causan fracturas en el cuello femoral; estas fracturas en pacientes geriátricos tienden a ser con muy bajo consumo de energía. La luxación y dislocación de la articulación de la cadera como se observa en la figura 2.18, posiblemente en combinación con fracturas en el acetábulo, pueden también ser resultado de impactos laterales. En general, la articulación de cadera se disloca cuando está en flexión y aducción, y simultáneamente cargada a lo largo del fémur en la dirección trasera.



Figura 2.18. Izquierda: Dislocación de la cadera derecha. Derecha: Dislocación y fractura del acetábulo de la cadera izquierda después de un impacto lateral. La cabeza del fémur rompe la pared media del acetábulo. [16]

Por otra parte, para la evaluación de las cargas en la pelvis y en las extremidades inferiores en pruebas de impacto, pocos criterios han sido establecidos; el criterio de fuerza en el fémur (FFC) como lo define la Comisión Económica de las Naciones Unidas por Europa (ECE R94) evalúa la fuerza de compresión en kN que actúa sobre el fémur de forma axial, así como la duración en ms para la cual se aplica la fuerza. En la figura 2.19 se observa las fuerzas límites que no deben excederse en la prueba.

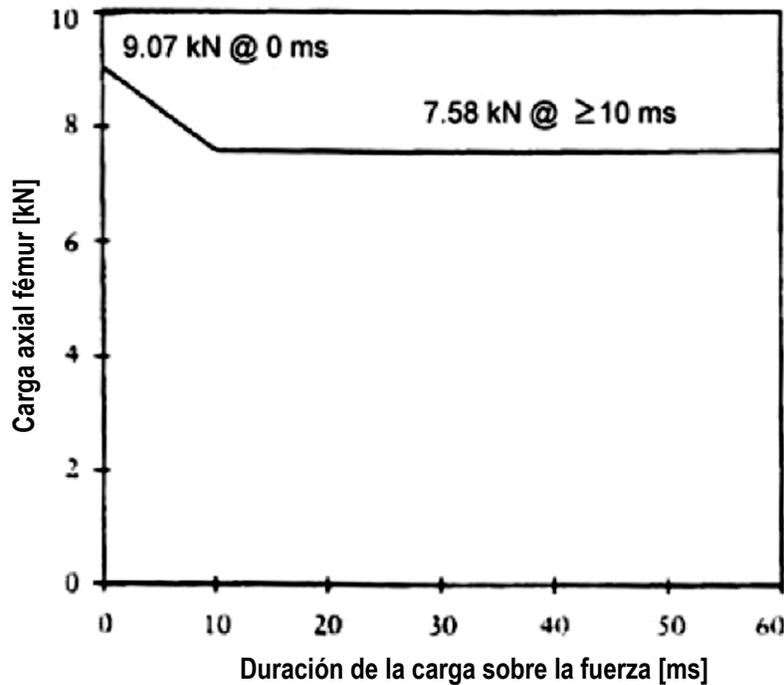


Figura 2.19. Criterio de fuerza en el fémur como se indica en ECE R94. [16]

2.8.1 Lesiones en el deporte

La elevada estabilidad de la articulación de la cadera asegura que la dislocación y la subluxación no son observadas comúnmente en las actividades deportivas, aunque no son imposibles. La dislocación anterior es en ocasiones reportada como energía de elevada colisión al esquiar y en deportes de contacto. Sin embargo, las fracturas pélvicas, son lesiones inusuales en atletas. A su vez, el fémur proximal es propenso a la fractura por cargas directas así como a lesiones por sobre uso en términos de fracturas por esfuerzos.

Bajo condiciones normales, el momento de flexión hacia abajo sobre la cabeza femoral, induce esfuerzo de tensión y deformación en la cara superior del cuello femoral y esto es contrarrestado por la contracción de los músculos abductores produciendo una deformación por compresión compensatoria sobre la cara superior del cuello femoral. Por otra parte, si el músculo del glúteo medio es fatigado, esto neutraliza el efecto minimizando la deformación por tensión en la cara superior del cuello femoral. Por lo tanto, si existen cargas repetidas la fractura puede ocurrir.

2.9 Propiedades mecánicas del hueso.

2.9.1 Propiedades estructurales.

Las propiedades estructurales del hueso esponjoso son comúnmente medidas en pruebas de compresión, tracción y flexión. Es bien conocido que el esfuerzo y el módulo de elasticidad en la prueba de tracción es más pequeño que en la prueba de compresión. Kaplan y cols (1985) [17], reportaron que el esfuerzo en la prueba de tracción es aproximadamente 60% del valor en la prueba de compresión, a su vez Keaveny y cols (1994) [18], reportaron que el módulo de elasticidad en tracción es aproximadamente 70% del valor por compresión. Las propiedades elásticas y la resistencia del hueso trabecular disminuyen con la edad, la salud del donante, el sitio anatómico y la dirección de la carga [19].

Por otra parte, las propiedades mecánicas del hueso cortical dependen del tipo de prueba mecánica utilizada. La resistencia y el módulo de elasticidad en el ensayo de compresión tiene un rango de 133-295 MPa (200 ± 36 MPa) y de 14.7-34.3 GPa (23 ± 4.8 GPa), respectivamente. La resistencia y el módulo de elasticidad en la prueba de tensión tiene un rango de 92-188 MPa (141 ± 28 MPa) y de 7.1-28.2 GPa (19.6 ± 6.2 GPa), respectivamente. En la prueba de torsión la resistencia y el módulo de elasticidad tienen un rango de 53-76 MPa (65 ± 9 MPa) y de 3.1-3.7 GPa, respectivamente. A su vez en la prueba de flexión la resistencia y el módulo de elasticidad tienen un rango de 35-283 MPa y de 5-23 GPa, respectivamente.

De acuerdo a la tabla 2.1, los valores de esfuerzo y módulo de elasticidad de hueso esponjoso son 1.5 a 38 MPa y de cortical de 10 a 1570 MPa, respectivamente. Las propiedades estructurales de hueso esponjoso son mucho más pequeñas que las de hueso cortical. El promedio de valores es de varios MPa para hueso esponjoso, comparado con 5 a 21 GPa de hueso cortical. [20]

2.9.2 Densidad.

La densidad del hueso cortical es la masa del hueso fresco dividido por el volumen del espécimen. El hueso cortical tiene en promedio una densidad aparente de aproximadamente 1.9 g/cm^3 . Para el hueso cortical la densidad aparente y el la densidad del material son básicamente las mismas, debido a que no hay espacio medular en el hueso compacto.

Por otra parte, existe una fuerte correlación entre las propiedades mecánicas del hueso esponjoso, ya que presentan resistencia, rigidez, densidad aparente y mineral. La densidad aparente del hueso esponjoso alcanza rangos de 0.14 a 1.10 g/cm^3 (promedio: 0.62 g/cm^3 , $n=16$ Tabla 2.1). [20]

En estudios experimentales se ha demostrado de manera empírica que el módulo elástico aparente y la resistencia presentan una relación potencial con la densidad aparente, y que las propiedades elásticas del hueso mejoran cuando se incrementa dicha densidad. [21]

Tabla 2.1 Propiedades mecánicas y densidades del hueso esponjoso. [20]

Hueso	Especimen	Esfuerzo último (MPa)	Módulo de Elasticidad (MPa)	Densidad Aparente (g/cm ³)	Densidad Mineral (g/cm ³)	Referencia
Humano						
Cabeza femoral	8 mm diam. cilindro	9.3 ± 4.5	900 ± 710	---	---	Martens 1983
Fémur Proximal	8 mm diam. cilindro	6.6 ± 6.3	616 ± 707	---	---	Martens 1984
	8 mm cubo	5.6 ± 3.8	298 ± 224	0.43 ± 0.15	0.26 ± 0.08	Kuhn 1989
Fémur Distal	10.3 mm diam., 5 mm cilindro	1.5-4.5 ^a	10-500 ^a	0.24 ± 0.09	-	Carter 1977
Tibia Proximal	5 mm diam./7.5 mm cilindro	5.96	103-1058 ^b	0.46	---	Odgaard 1989
Cuerpo vertebral	7.5/7.5 mm cilindro	5.3 ± 2.9	445 ± 257	---	---	Linde 1989
	Dimensiones ? Cilindro	---	165 ± 110	0.14 ± 0.06	---	Keaveny 1997
Mono						
Cabeza femoral	5 mm diam./6 mm cilindro	23.1 ± 5.4	372 ± 54	---	---	Kasra 1994
Ganado						
Fémur Distal	5.5 mm diam./8 mm cilindro	8.5 ± 4.2	117 ± 61	---	---	Poumarat 1993
Tibia Proximal	15 mm cubo, metodo ultrasonido	-	648 ± 430	0.41 ± 0.16	---	Rho 1997
Húmero Proximal	Dimensiones ? Cilindro	-	1570 ± 628	0.71 ± 0.22	---	Keaveny 1997
Cuerpo vertebral	6 mm diam./7.5 mm cilindro	7.1 ± 3.0	173 ± 97	0.45 ± 0.09	0.19 ± 0.06	Swartz 1991
Perro						
Cabeza femoral	5 mm cubo	12 ± 5.8	435	---	---	Vahey 1987
Fémur Distal	8 mm cubo	7.1 ± 4.6	209 ± 140	0.44 ± 0.16	0.26 ± 0.08	Kuhn 1989
	4 mm diam./5 mm cilindro	13-28 ^b	210-394 ^b	0.69 ± 0.98	0.40 ± 0.56 ^b	Kuhn 1998
Tibia Proximal	4 mm diam./5 mm cilindro	5-24 ^b	106 - 426 ^b	0.41 - 0.83 ^b	0.22 - 0.44 ^b	Kuhn 1989
	12.5 mm diam./10 mm cilindro	-	301 - 850	---	---	Summer 1977
	5 mm cubo	-	344 - 1278	---	---	Summer 1989
Cabeza humeral	4 mm diam./5 mm cilindro	18 ± 6	350 ± 171	0.84 ± 0.17	0.43 ± 0.06	Kuhn 1998
Húmero Distal	6 mm diam./15 mm cilindro	13 ± 3	1490 ± 300	---	---	Kanepps 1997
Cuerpo vertebral	5 mm diam./8 mm cilindro	10.1 ± 2.6	530 ± 40	---	---	Acto 1994
Cabra						
Cabeza femoral	4 mm diam./5 mm cilindro	19.2 ± 6.9	502 ± 268	0.91 ± 0.04	0.48 ± 0.03	An 1998
Fémur Distal	4 mm diam./5 mm cilindro	14.1 ± 23.5 ^b	399 - 429 ^b	0.54 - 0.66 ^b	0.32 - 0.40 ^b	An 1999
Tibia Proximal	4 mm diam./5 mm cilindro	24.7 ± 26.1 ^b	532 - 566 ^b	0.93 - 1.1 ^b	0.50 - 0.56 ^b	An 2000
Cabeza humeral	4 mm diam./5 mm cilindro	10.0 ± 1.0	247 ± 20	0.75 ± 0.03	0.36 ± 0.01	An 2001
Oveja						
Cuello Femoral	8 mm diam./10mm cilindro	3.2 ± 0.3	2.0 ± 0.2 ^c	---	---	Geusens 1996
Cuerpo vertebral	7 mm diam/9 mm cilindro	23.6 ± 4.4	---	---	---	Deloffre 1995
	0.5 mm diam/9 mm cilindro	22.3 ± 7.1	1510 ± 784	0.60 ± 0.16	0.37 ± 0.11	Mifton 1997
Puerco						
Cuerpo vertebral	7 mm diam/5 mm cilindro	27.5 ± 3.4	1080 ± 470	---	0.46 ± 0.04	Mosekilde 1987
Conejo						
Epifisial huesos largos	Superficie de hueso molido	35-81	---	---	---	An 1996
	Prueba de indentación	---	---	---	---	---
Rata						
Epifisial huesos largos	Superficie de hueso molido	38-71	---	---	---	An 1997
	Prueba de indentación	---	---	---	---	---

^a Rango de valores

^b Rango promedio de valores de diferentes partes

^c El valor es discutible (muy bajo)

2.9.3 Anisotropía.

Las propiedades mecánicas del hueso cortical dependen de las direcciones de las cargas en los métodos de prueba. Longitudinalmente (0°) el módulo elástico es elevado, transversalmente (90°) el módulo elástico es menor, y el módulo de los especímenes entre 0 y 90° tiene magnitudes intermitentes, como se aprecia en la figura 2.20.

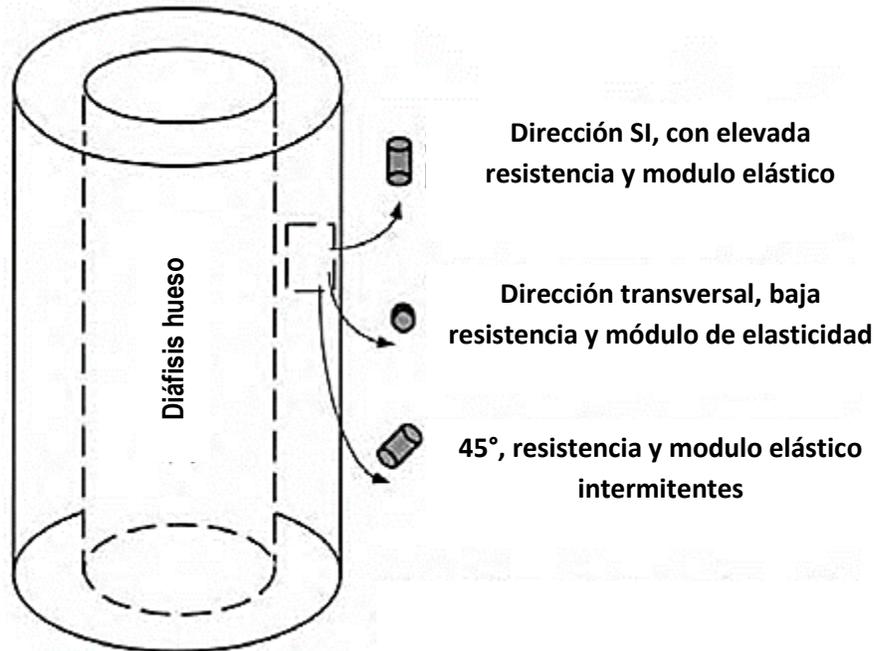


Figura 2.20. Especímenes cilíndricos de hueso cortical extraídos en diferentes direcciones, muestran las características anisotrópicas del hueso cortical. [20]

El hueso cortical es mecánicamente heterogéneo, esto fue documentado por Evans y Lebow en 1951, quienes reportaron que el tercio medio del eje femoral tiene una resistencia última y módulo de elasticidad elevados mientras que el tercio inferior tiene un promedio más bajo de resistencia y módulo de elasticidad.

A su vez, el hueso esponjoso es anisotrópico en función de su morfología trabecular. El esfuerzo y el módulo de elasticidad del hueso esponjoso dependen de la dirección de carga empleada, como normalmente se mide en dirección SI (superior – inferior), AP (anterior – posterior), o ML (medial – lateral). Ciarelli y cols en 1991, encontraron la medida general más alta de módulo de elasticidad en la metáfisis de un hueso largo de humano siendo en la dirección SI, de aproximadamente 2.5 veces el valor de la dirección AP. Mientras que en la dirección de AP es superior a la dirección ML. Estudios anteriores realizados por Galante y cols en 1970, utilizando muestras de hueso esponjoso vertebral, mostraron un patrón similar. De acuerdo a un resumen de datos listado por Goldstein en 1987 en 21 conjuntos de datos generados mediante pruebas de compresión, el valor promedio de esfuerzo y módulo de elasticidad de hueso esponjoso de humano en diferentes lugares fue de 6.6 a 36.2 MPa y 130 a 1080 MPa, respectivamente. [20]

2.9.4 Propiedades del material.

Las propiedades del hueso esponjoso son definidas por las propiedades intrínsecas en trabéculas individuales, las cuales son medidas por pruebas mecánicas usando métodos tales como análisis de pandeo, prueba de compresión, microtensión o métodos de ultrasonido. El módulo de elasticidad del hueso trabecular (trabéculas individuales) es alrededor de 10% a 30% menor que en el hueso cortical (Tabla 2.2). Por ejemplo, el módulo de elasticidad es de 14.8 GPa para trabéculas y 20.7 GPa en hueso cortical medido por técnica de ultrasonido y de 10.4 y 18.6 GPa respectivamente, usando prueba de microtensión. [20]

Tabla 2.2 Propiedades mecánicas del hueso esponjoso. [20]

Especímen	Ensayo	Módulo de Elasticidad [GPa]	Referencia
Fémur distal humano	Pandeo	8.69 ± 3.17 (seco)	Runkle 1975
Tibia proximal humano	Pandeo	11.38 (húmedo)	Townsend 1975
Fémur humano	Ultrasonido	12.7 ± 2.0 (húmedo)	Ashman 1988
Fémur Bovino	Tracción	10.9 ± 1.6 (húmedo)	Ashman 1988
Tibia y Fémur humano	Viga voladiza	8.7 (6.2 - 11.2)	Menta 1989
Cresta iliaca humano	Tracción	0.8 ± 0.4	Ryan 1989
Tibia (parte superior) humano	Flexión a tres puntos	4.59	Choi 1990
Tibia humano	Flexión a cuatro puntos	5.7 ± 1.3	Choi 1990
	Tracción	10.4 ± 3.5	Rho 1993

Sin embargo, técnicamente no es adecuado el uso de ultrasonido, esto se debe a la imposibilidad de examinar el hueso subcortical; dado que el ultrasonido se refleja en la superficie del hueso y no penetra en él, sólo la superficie cortical ósea es visible. [22]

Las propiedades mecánicas del fémur han sido causa de incertidumbre para muchos autores, aunque en general el comportamiento del hueso es viscoelástico-no lineal, para no complicar excesivamente el problema la mayoría de los estudios de biomecánica consideran al hueso como un material elástico-lineal, lo que se aproxima razonablemente a la realidad, salvo en el caso de cargas de impacto. Algunos lo consideran con propiedades mecánicas isotrópicas adaptándose éste modelo más a la parte esponjosa desde el punto de vista macro [23] [24], otros autores argumentan el comportamiento netamente ortotrópico o anisotrópico de la parte cortical, por lo que recomiendan que esa parte del hueso deba tomarse con dichas propiedades mecánicas para obtener resultados más exactos. En la tabla 2.3 se pueden apreciar los valores de las propiedades mecánicas de la parte cortical del fémur como material anisotrópico y de la parte esponjosa con características isotrópicas. [25]

Tabla 2.3 Propiedades mecánicas del fémur [25]

Parametros/Unidades	Denominación	Valor
Tejido cortical		
EX [Pa]	Módulo elástico en X	1.31 e+010
EY [Pa]	Módulo elástico en Y	1.36 e+010
EZ [Pa]	Módulo elástico en Z	2.07 e+010
μ XY	Coefficiente de Poisson	0,366
μ YZ	Coefficiente de Poisson	0,312
μ XZ	Coefficiente de Poisson	0,2
GXZ [Pa]	Módulo cortante	5.9 e+009
GXY [Pa]	Módulo cortante	5.02 e+009
GyZ [Pa]	Módulo cortante	4.67 e+009
Tejido esponjoso		
E [Pa]	Módulo elástico	2.17 e+009
μ	Coefficiente de Poisson	0,3

Por otra parte, en un estudio realizado por Udofia y cols (2007) [26] en el cual hacen uso del análisis por elemento finito para examinar la estabilidad inicial de un implante después una artroplastia total de cadera, emplearon para dicho análisis un módulo de elasticidad y relación de Poisson para el hueso cortical de 17 GPa y 0.3, respectivamente. Mientras que para el hueso esponjoso de la pelvis y el fémur el módulo de elasticidad fue de 0.5 GPa y 1.5 GPa, respectivamente, con una relación de Poisson de 0.3.

2.10 Aspectos biomecánicos relacionados con el diseño e implantación de prótesis. [27]

2.10.1 Rango de movimiento.

El rango de movimiento tiene una influencia elevada en el diseño de las prótesis; es por esto que los componentes femorales varían con respecto al material, la longitud, diámetro, forma, estructura, revestimiento de la superficie, fijación y modularidad del vástago, como se aprecia en la figura 2.21. Todos los componentes femorales tienen en común una cabeza en forma de bola (modular o monoblock), que va articulada al componente acetabular. Los diámetros de las cabezas están disponibles en una amplia variedad que van desde 22.25 mm hasta 60 mm, como se visualizan en la figura 2.21.



Figura 2.21. Gran variedad de diseños de componentes femorales con tamaños de cabeza que van desde 22 a 62 mm. [27]



Figura 2.22. Parte trasera de componentes acetabulares; de izquierda a derecha (columnas): copas no cementadas de ajuste a presión, copas cementadas, copas roscadas y copas de monoblock. [27]

Los componentes acetabulares varían en su mayoría con respecto al mecanismo de fijación y el material de soporte, mientras la forma de las copas es completamente distinta, llegando a ser hemisféricas (sub hemisféricas) o cónicas, como se aprecia en la figura 2.22. El tamaño de la cabeza, el espesor requerido de la carcasa y el soporte del inserto son restringidos por el diámetro exterior de la copa.

En las copas de monoblock, la carcasa y soporte del inserto son una sola pieza y están hechos del mismo material (en el caso cementado de Polietileno y para el no cementado una aleación Cromo-Cobalto).

El tamaño de la cabeza influye directamente en la técnica del (RoM). Al incrementar el tamaño de 28 a 36 mm permite un incremento de 13° (de 123° a 136°). El (RoM) es fuertemente influido por la orientación de los componentes, la posición de los músculos y los tejidos suaves así como de las características del paciente. Desde el punto de vista biomecánico es importante considerar la posición del fémur con respecto a la pelvis, ya que una vez alcanzado el (RoM), el cuello de la prótesis incide sobre la copa o tiene incidencia en algún otro punto entre el fémur y la pelvis, lo que puede generar una sub-luxación o inclusive dislocación en la articulación de la cadera.

La ventaja de las cabezas grandes radica en el contrapeso debido a los momentos de fricción elevados originados al incrementar la distancia de salto, el cual es soportado por la fijación de los componentes de soporte. El incremento de la fricción con el diámetro de la cabeza es pronunciado para articulaciones metal-metal y empeora en los periodos de descanso de forma negativa en la fricción de arranque con este material. El incremento de la fricción es uno de los factores más importantes con respecto al aflojamiento de las copas y la corrosión cónica. Una segunda desventaja es la amplia separación de la articulación que llega a ser alcanzada cuando se reubica la cabeza dentro del acetábulo. Consecuentemente, las fuerzas requeridas para reubicar la articulación se incrementan con el uso de las cabezas grandes. Un debilitamiento o daño en las estructuras del tejido suave puede ser la consecuencia.

El aumento en el rango de la dislocación se debe a incrementos en los diámetros de las cabezas. Para diámetros de 28 mm, el rango es de 0.6% a 2.5% o inclusive del 3%, 3.1% y 3.6%. Para diámetros más pequeños los rangos son más amplios y van desde 3.8% hasta 18.8% considerando cabezas de 22 mm. Para diámetros mayores, los rangos son más bajos: para 32 mm sólo el 0.5% y 38 mm 0%. Esto indica que el diámetro de la cabeza por si sólo es responsable de la dislocación; pero la posición del implante y la tensión alcanzada del tejido suave son igual o incluso más importantes.

La ganancia teórica en la estabilidad obtenida por el uso de cabezas femorales amplias (36 mm) es despreciable en casos donde existe un elevado ángulo de abducción de la copa. Por otra parte, la geometría del vástago cónico es un factor importante a considerar en el (RoM): vástagos cónicos delgados tienen incidencia tardía sobre la copa como se aprecia en la figura 2.23, lo mismo aplica en la geometría del cuello. Los tamaños cónicos disponibles van desde 8/10 a 14/16, las conicidad más delgadas tienen la desventaja que el torque requerido para aflojar la cabeza disminuye sobre la conicidad, lo cual puede originar que la rotación de la cabeza se vea en desventaja con respecto a la conicidad en situaciones de fricción elevadas. Éste problema es mejorado por la amplia variedad de tamaños disponibles (8/10, 9/11, 10/12, V40, 11/13, C-taper, 12/14, 14/16).

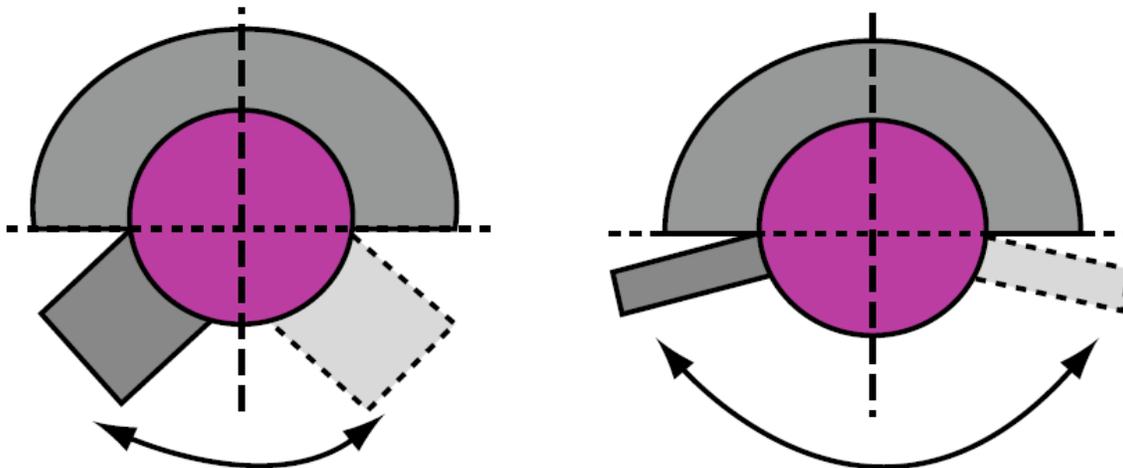


Figura 2.23. Diámetro de conicidad. [27]

En un diseño típico de una copa hemisférica con una línea de soporte hemisférico, el centro de rotación recae a la mitad del plano de entrada en donde ocurre el impacto, cuando la conicidad o el cuello de la prótesis está en contacto con el implante figura 2.24. En implantes con una elevada línea, el centro de rotación recae por debajo de la entrada del plano de la copa. Un efecto opuesto es alcanzado en copas sub hemisféricas, en tales diseños, la copa abarca entre 152° - 166° en lugar de 180° , además el centro de rotación recae arriba (en la superficie) del plano de entrada de la copa. El (RoM) se incrementa en copas sub hemisféricas, debido a que el impacto ocurre después, figura 2.24. La desventaja en estos diseños está en la disminución de la superficie de contacto, el cual es uno de los factores responsables del desgaste y el mal funcionamiento de las prótesis metal-metal.

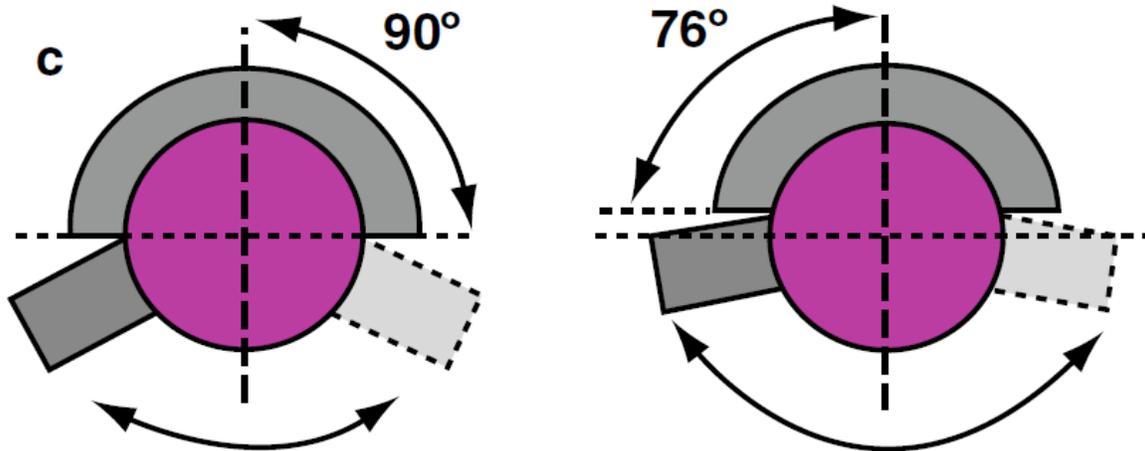


Figura 2.24. Plano de entrada de la copa (hemisférico, sub-hemisférico). [27]

2.10.2 Fijación del implante.

En la artroplastia total de cadera los componentes del implante son fijados en el hueso mediante el uso de cemento o en forma no cementada con o sin la adición de otros materiales (tornillos).

La técnica de cementación, ha sido continuamente mejorada a lo largo de las últimas dos décadas: cemento mezclado al vacío, tapones para canales medulares, elementos de centralización, y el uso de lavado a chorro para la limpieza de estructuras de hueso trabecular han mostrado una efectividad prolongada en la vida útil de las prótesis. La fijación cementada aún muestra estáticamente mejores resultados en términos de la artroplastia total de cadera. Esto cambia cuando pacientes jóvenes y activos son involucrados, ya que las prótesis cementadas no funcionan de la misma forma como en las personas de edad avanzada; ésta es la razón, por la cual la fijación no cementada o híbrida es utilizada en pacientes jóvenes.

El éxito de la fijación no cementada depende del crecimiento interno de hueso, ya que esto, es posible sólo si la actividad inducida en los pacientes es relativa al movimiento de la interface (micromovimiento) manteniéndose por debajo del umbral crítico en el periodo post operatorio inmediatamente (estabilización primaria). El micromovimiento es inducido por cargas sobre la articulación de la cadera, las cuales son casi imposibles de evitar. Medidas *in vivo* indican que incluso en actividades estáticas, tales como mantenerse acostados en la cama o trabajar en contra de la resistencia provista por los fisioterapeutas, crean fuerzas comparables a aquellas que ocurren al caminar sin apoyo. Los reportes de trabajos realizados por Bergmann han desafiado las advertencias de los cirujanos en pacientes para evitar la carga completa y realizar actividades físicas en las primeras semanas después de la cirugía. Como consecuencia, hoy en día pocos cirujanos insisten en una carga parcial después de una artroplastia total de cadera.

El método más utilizado en la colocación de implantes no cementados es “el ajuste a presión”, éste método implica el impacto del implante dentro de una cavidad que es ligeramente más pequeña. Por otra parte, el aumento en las dimensiones de los implantes es crucial en éste contexto: ya que

demasiado dimensionamiento hace imposible el asentamiento del implante, requiriendo fuerzas elevadas durante su implantación las cuales pueden causar fracturas o fisuras en el hueso, dando como resultado áreas de contacto pequeñas entre el implante y el hueso. En el caso de implantes con dimensiones pequeñas, pueden tener movimiento con respecto al hueso, especialmente en situaciones donde estén involucradas fuerzas compresivas moderadas sobre la articulación.

2.10.3 Daño en el tejido y tensión en la articulación.

La cantidad de tejido dañado durante una cirugía y la tensión acumulada en el tejido suave después de la artroplastia total de cadera son factores importantes para la estabilidad de la articulación. Se ha demostrado que el abordaje quirúrgico influye en el rango de dislocación. Sin embargo, otros estudios han investigado la función de la articulación de la cadera con diferentes enfoques y no han demostrado diferencia funcional.

Por otra parte, el daño al tejido duro puede ocurrir durante la implantación. Esto puede resultar ya sea por fracturas o por fisuras en el hueso, o en micro fracturas de hueso trabéculas, las cuales pueden generar fracturas, tal como se observa en la figura 2.25.

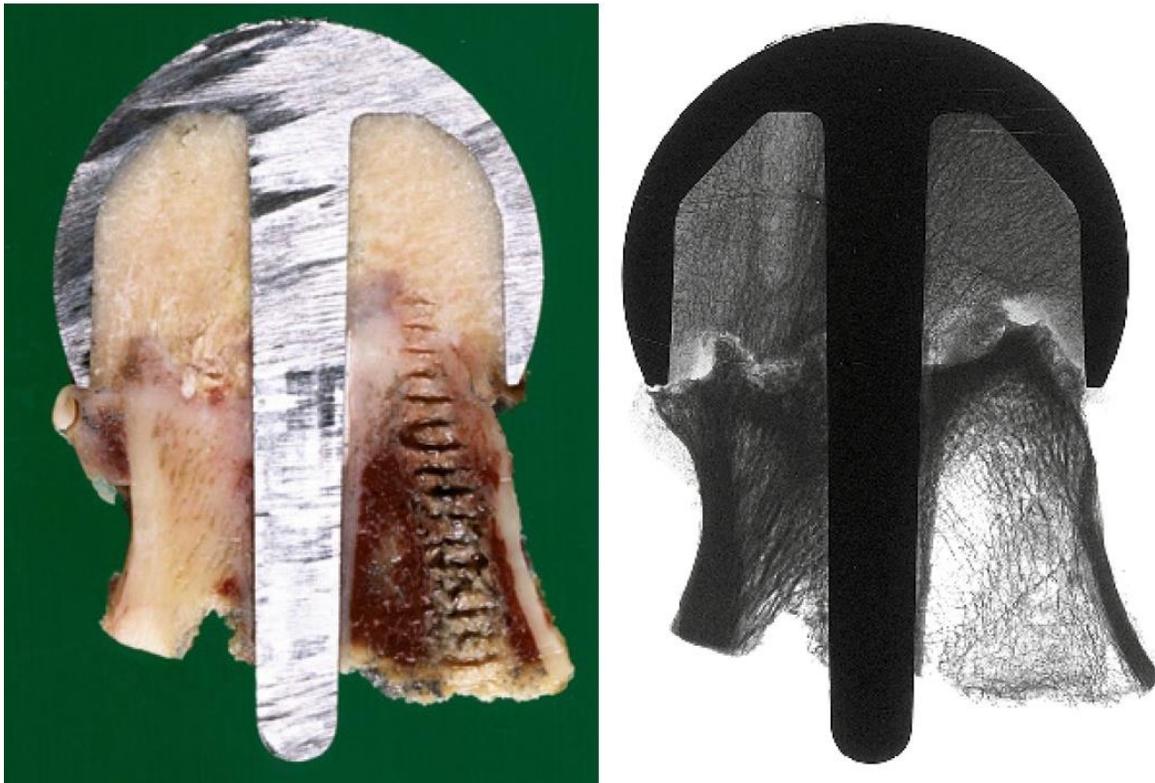


Figura 2.25. Sección histológica y radiografía de contacto de un revestimiento de una prótesis (1374 días después de la implantación). La brecha de la fractura a través de la unión fémur-cabeza demostró tejido pseudoartrítico. La fractura podría haber sido ocasionada por elevadas fuerzas de impacto durante la cirugía, las cuales fueron necesarias para el asentamiento del implante debido a la enorme cantidad de cemento usado. [27]

2.10.4 Orientación del componente.

La orientación del componente y la posición es probablemente el aspecto biomecánico más importante para el éxito tribológico y funcional de la artroplastia total de cadera. El material y los problemas de fabricación, los cuales han sido un factor limitante para el éxito de los procedimientos quirúrgicos en el pasado, se han abordado con éxito en las últimas décadas.

Por el lado acetabular, la pobre posición de los componentes influye en la fricción, desgaste y el riesgo de dislocación debida a la reducción efectiva de la distancia de salto. En articulaciones metal-metal, el uso desmedido con todas las implicaciones biológicas tales como metalosis o pseudotumores pueden ser la consecuencia. El mal posicionamiento en amplios soportes usualmente implica inclinaciones arriba de los 50° y/o ángulos de anteversión por arriba de los 15°. En soportes cerámica-cerámica, el borde de carga puede ocasionar desgaste resultando un incremento en la fricción.

El incremento de la fricción también causa elevados momentos en la copa-hueso y cabeza-prótesis-interface hueso, los cuales pueden causar problemas de fijación en el vástago y la copa o en la fijación de la cabeza sobre el vástago.

En la parte femoral, la posición del componente llega a ser un tema importante ya que las prótesis más cortas llegan a ser cada vez más populares debido a la conservación del hueso. Por otra parte, entre más corta es la prótesis el brazo de palanca más corto lo que permite resistir los momentos inducidos por la fuerza de la articulación.

2.11 Biomateriales en medicina. [28]

Metales, cerámicos y polímeros son usados para reemplazar hueso en el cuerpo humano. Los metales tienen resistencia y rigidez que los hacen adecuados para muchas aplicaciones como soporte de carga. Sólo tres metales son comúnmente utilizados; en orden de resistencia al incremento de la corrosión, estos son acero inoxidable, aleación cromo-cobalto y aleación de titanio. Los cerámicos compuestos de elementos metálicos y no metálicos tienen un amplio rango de propiedades que los hacen adecuados para la implantación; en particular, las cerámicas de óxido son altamente resistentes al desgaste y las cerámicas de fosfato de calcio y vidrio bioactivo tienen excelentes propiedades osteoconductoras. Por otra parte, los polímeros son ampliamente utilizados en prótesis de reemplazo articular. En todos los casos, los materiales para las prótesis deben tener requerimientos de biocompatibilidad.

2.11.1 Biocompatibilidad.

En general, un implante altera el ambiente mecánico y químico a nivel local y a lo largo del cuerpo (sistémicamente). Williams (1998), clasificó los componentes de biocompatibilidad como a continuación se describe:

1. Proteína de absorción. Proteína que rápidamente cubre la superficie del implante y su interacción con la superficie del biomaterial, controlando el comportamiento de las células adjuntas en el implante.

2. Material de degradación a nivel atómico y molecular. Corrosión de metales, reabsorción de cerámicas, y la hidrólisis en los polímeros pueden todas ocurrir *in vivo*. La degradación puede ser altamente dependiente del medio fisiológico.
3. Evolución de la respuesta del huésped local. El traumatismo en la cirugía de implante inicia con un proceso de inflamación en el tejido circundante, seguido por un proceso de reparación que determina eventualmente la estabilidad del implante.
4. Efectos sistémicos. Ocurren a lo largo del implante, pequeñas partículas liberadas de la superficie del implante por uso o degradación pueden ser carcinogénicas, o pueden interferir con los sistemas metabólicos o inmunológicos.

2.11.2 Metales.

Quirúrgicamente los aceros inoxidables de especificaciones ASTM F138 y F139 (grado 316 y 316L) alcanzan resistencia a la corrosión mediante la formación de una capa de óxido de cromo (Cr_2O_3) sobre la superficie del implante. La adición de níquel mejora la resistencia a la corrosión y la capacidad para el conformado del metal. El molibdeno se agrega para incrementar la resistencia a la corrosión por picaduras. Los otros elementos son añadidos para contrarrestar los problemas de manufactura, en la tabla 2.4 se describen dichos elementos. El contenido de carbón es bajo, se utiliza para prevenir los carburos de cromo debido al debilitamiento del contenido de cromo cercano a los límites de grano, el cual podría generar una corrosión intergranular. El problema con el acero inoxidable es su baja, pero finita tasa de corrosión. Pueden existir orificios por corrosión si dos componentes de acero inoxidable están en contacto.

Tabla 2.4 Composición del Acero Inoxidable [28]

Elemento	%
Cromo	17-19
Níquel	13-15.5
Molibdeno	2-3
Manganeso	máx 2
Acero	Balanceado
P, S, Si, Cu, N	Cantidades mínimas

El cromo-cobalto muestra mejor resistencia a la corrosión que el acero inoxidable; esto puede ser por fundición o forja, esto último dando mucha mejor resistencia a la fatiga. La ASTM F-75 es para aleaciones por fundición mientras que la ASTM F-90 es para aleaciones por forja, éstas últimas contienen tungsteno y níquel, como se aprecia en la tabla 2.5.

Tabla 2.5 Composición de la aleación Cromo Cobalto (ASTM F75; ASTM F90) [28]

Elemento	% (F75-92) Fundición	%(F90-92) Forjado
Cromo	27-30	19-21
Niquel	máx 1	9-11
Molibdeno	5-7	-
Tungsteno	-	14-16
Manganeso	máx 1	1-2
Silicon	máx 1	máx 0.4
Acero	máx 0.75	máx 3
Carbon	máx 0.35	0.05-0.15
Fosforo	-	máx 0.040
Sulfuro	-	máx 0.030
Cobalto	Balanceado	Balanceado

El titanio y sus aleaciones tienen mejor resistencia a la corrosión que el Acero Inoxidable o las aleaciones de Cromo-Cobalto. Esto es conferido por una capa de TiO_2 sobre la superficie. Sin embargo, su rigidez es menor que la del acero inoxidable y las aleaciones de cromo-cobalto haciendo de estos materiales una mejor elección en ciertas situaciones. No existe evidencia de picaduras o corrosión intergranular. La aleación utilizada más comúnmente es Ti-6Al-4V, aunque su composición difiera de esta, por ejemplo, la ASTM F-136 como se observa en la tabla 2.6.

Tabla 2.6 Composición de la aleación de Titanio (ASTM F136) [28]

Elemento	%
Aluminio	5.5-6.5
Vanadio	3.5-4.5
Acero	máx 0.25
Titanio	Balanceado
H, C, O, N	Cantidades mínimas

2.11.3 Cerámicas.

Existen tres categorías de cerámicas utilizadas para reemplazar hueso. La primera consiste de cerámicas estructurales (alúmina, Al_2O_3 , y zirconia, ZrO_2). Estas tienen una mejor rigidez y dureza que los metales y son mucho más resistentes al desgaste. La zirconia pura puede someterse a una fase de transición al enfriar y, para evitar esto, ésta aleación forma con CaO , MgO o Y_2O_3 una zirconia parcialmente estable (PSZ) o zirconia tetragonal (TZP). La alúmina y la zirconia son utilizadas para cabezas en prótesis de cadera.

La segunda categoría de cerámicas utilizada para reemplazar hueso es el fosfato de calcio. La hidroxiapatita (HA), $[Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2]$, es un fosfato de calcio que se encuentra en el hueso naturalmente. Otro fosfato de calcio es el fosfato de tricalcio (TCP), $[Ca_{10}(PO_4)_6]$; el TCP se biogradea más rápido que la HA. Los fosfatos de calcio tienen propiedades osteoconductoras y son utilizados en implantes con recubrimientos metálicos cuyo objetivo es unir al hueso por osteointegración. También son utilizados como materiales de injerto.

La tercera categoría de cerámicos es el vidrio bioactivo, ésta categoría tiene una excelente biocompatibilidad. Los vidrios biocerámicos tienen grandes cantidades de SiO_2 , y de algunos otros compuestos tales como: P_2O_5 , CaO , $\text{Ca}(\text{PO}_3)_2$, CaF_2 , MgO , MgF_2 , Na_2O , K_2O , Al_2O_3 , B_2O_3 , y $\text{Ta}_2\text{O}_5/\text{TiO}_2$.

2.11.4 Polímeros.

Un amplio rango de polímeros es utilizado en implantes, la primera categoría que se destaca es la que no presenta entrecruzamiento de cadenas de polímeros, llamados termoplásticos. Los más conocidos son el polietileno (PE) y el polimetilmetacrilato (PMMA). El polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE), llamado así porque tiene una larga cantidad de cadenas moleculares, es muy resistente al desgaste y es utilizado en materiales de soporte en las superficies de las articulaciones y existen muchas articulaciones artificiales.

El poliacetal, la poliéter éter cetona (PEEK), y el politetrafluoroeteno (PTFE) son utilizados en prótesis de reemplazo de cadera. Los polímeros bioreabsorbibles son utilizados para pernos y tornillos en tratamientos de lesiones musculoesqueléticas. (poli-L-láctico PLLA), y en taponos de hueso en implantes modernos. La segunda categoría ésta formada por polímeros con una amplia cantidad de enlaces entrecruzados (termofijos), usados en el aumento de tejido blando en el sistema musculoesquelético.

El PMMA es usado como cemento óseo ortopédico para la fijación de prótesis; la polimerización toma lugar a partir de la mezcla polvos y componentes líquidos, la cual se lleva a cabo en el quirófano. En la reacción de polimerización, el material se solidifica y la prótesis es fijada en su posición final. Mientras el cemento PMMA presenta muchas ventajas, también tiene aspectos negativos tales como la necrosis térmica de hueso debido a las reacciones exotérmicas de polimerización.

2.12 Diseño de prótesis. [29]

En el pasado, los implantes eran diseñados con un conocimiento deficiente de la biomecánica. En consecuencia los resultados clínicos no eran muy alentadores. El auge de los biomateriales y el interés en la mecánica de las articulaciones ha traído como consecuencia mejores diseños. El éxito a largo plazo de los reemplazos totales de cadera para extremidades inferiores es testimonio claro de esto.

Las propiedades del material, forma y los métodos usados para la fijación del implante en los pacientes determinan las características de carga transferida. Esto es uno de los principales elementos que determina la sobrevivencia del implante a largo plazo, desde la respuesta del hueso los cambios en la transferencia de carga con el proceso de remodelación. Sarmiento y cols (1990) reportaron que la sobrecarga en la interface hueso-implante y la protección de la carga transferida pueden ocasionar una reabsorción del hueso y subsecuentemente la pérdida del implante.

2.12.1 Reemplazo total de cadera.

Las prótesis para un reemplazo total de cadera consisten de un componente femoral y un componente acetabular, como se aprecia en la figura 2.26. Los vástagos femorales se dividen en cabeza, cuello y eje; están hechos de aleaciones de titanio (Ti) y de cromo-cobalto (CrCo) (el acero inoxidable 316L se usaba con anterioridad). La cabeza femoral está hecha de aleación (CrCo), alúmina o zirconia. El componente acetabular está hecho generalmente de polietileno de ultra alta densidad (UHMWPE).

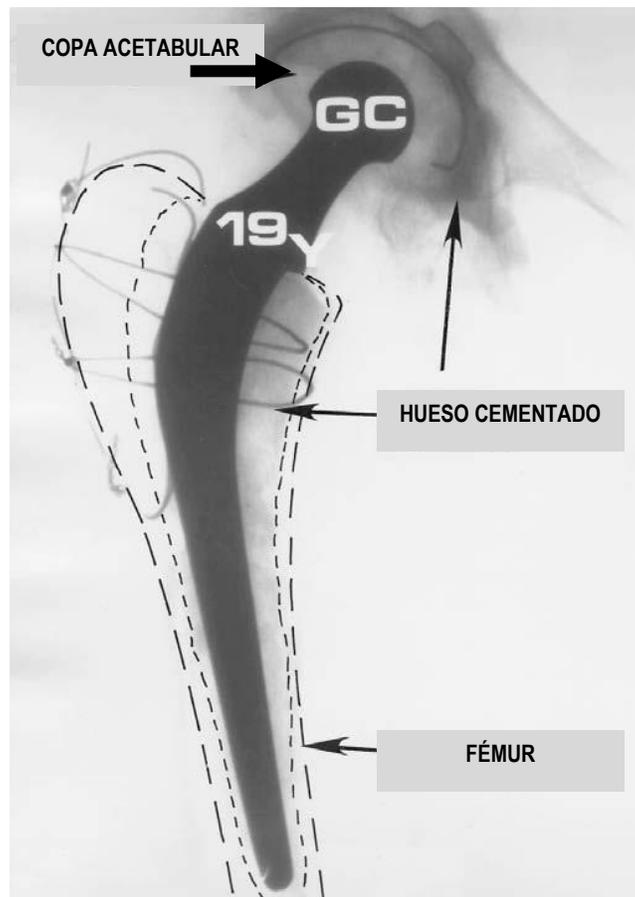


Figura 2.26. Radiografía de hueso con fijación cementada (componentes femoral y acetabular monolíticos). [29]

Las prótesis pueden ser monolíticas cuando consisten de una sola pieza, o modulares cuando consisten de dos o más partes y requieren ensamble durante la cirugía. Los componentes monolíticos son en ocasiones menos expansivos, y menos propensos a la corrosión. En los implantes modulares como se aprecia en la figura 2.27, la cabeza femoral es fijada al cuello femoral con un cono Morse, el cual permite cambios en el material de la cabeza y tamaño, así como en la longitud del cuello. En la tabla 2.7 se ilustran las combinaciones más frecuentes de material en el reemplazo total de cadera.

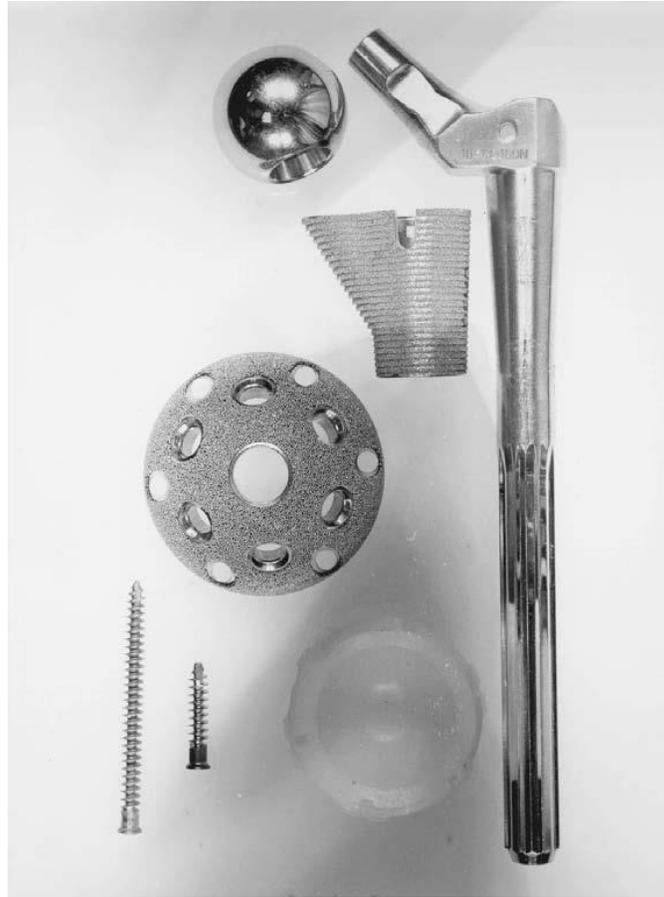
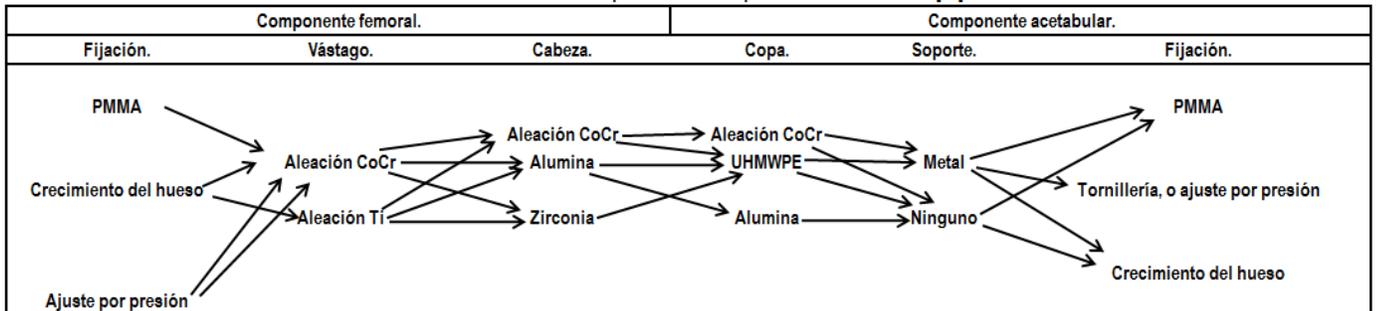


Figura 2.27. Sistema total de cadera modular: cabeza, vástago femoral, cuña proximal recubierta de poros, soporte de metal para la copa, copa de UHMWPE y tornillos de fijación. [29]

Cuando el componente acetabular es monolítico, está hecho de UHMWPE; cuando es modular, consiste de un revestimiento metálico y un inserto de UHMWPE. El revestimiento metálico busca disminuir la microdeformación del UHMWPE y provee una superficie porosa para la fijación de la copa.

Tabla 2.7 Combinaciones posibles de reemplazos totales de cadera. [29]



2.13 Sumario.

En éste capítulo, se abordaron las características y aspectos funcionales de los principales componentes de la articulación de la cadera; también se describió lo concerniente a la clasificación de los huesos y la arquitectura ósea, describiendo en ésta última al hueso como estructura y su composición (cortical y esponjosa), que es parte importante como mecanismo de adaptación a las condiciones mecánicas a las que se ve sometido y de ésta forma comprender los cambios o alteraciones patológicas presentes durante la presencia de algún padecimiento como el que se analiza en la presente investigación.

El estudio de la forma básica de los componentes que rigen el funcionamiento de la articulación de la cadera, brinda en primera instancia conocer los movimientos que la rigen, los cuales son: flexión, extensión, aducción, abducción y rotación longitudinal.

Por otra parte, también se describieron los aspectos biomecánicos relacionados con el diseño e implantación de prótesis; mismos que servirán de base para la metodología de diseño del sistema de reconstrucción de cadera personalizada, que se describirá a detalle en el Capítulo 3.

A su vez, es importante conocer los biomateriales que forman parte de las prótesis de cadera, y comprender las ventajas y desventajas de cada uno, mismos que se abordaron en éste capítulo y cuya información será de utilidad para la realización del Capítulo 4 "Análisis Numérico"; por otra parte, también cabe aclarar que, las propiedades mecánicas del hueso descritas en éste capítulo tanto para el fémur como para la pelvis, serán de importancia para la descripción del análisis por elementos finitos.

Con base en lo desarrollado en éste capítulo, cabe aclarar la aplicación que tiene con respecto al caso de estudio; que es la de dar un panorama más amplio con respecto a la generación de las prótesis, esto con base a lo que se ha venido reportando con respecto al conocimiento de las características de las zonas de interés (pelvis y fémur), los aspectos biomecánicos involucrados en el diseño e implantación de prótesis y a partir de la comprensión de los materiales involucrados en el diseño de los implantes; esto último será de vital importancia, debido a que se debe tener un buen conocimiento de las características del biomaterial seleccionado, para garantizar la supervivencia del implante a largo plazo.

2.14 Referencias.

1. Latarjet, M. y Ruiz Liard, A. (2006). Anatomía Humana. Tomo I (4a. ed.) Argentina.
2. Atlas del cuerpo humano. (2005). Grupo Hispánica. España
3. O'Rahilly, R. y Gardner-Gray, G.F. (1986). Anatomía (5a. ed.) México.
4. Viladot Voegeli, A. y Lorenzo Roldán, J.C. (2001). Biomecánica del hueso. En Viladot Voegeli, A. (Ed.), *Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor* (41-52). Barcelona: Springer.
5. Zamudio Villanueva, L., Ortiz Flores, A. y Urrutia Gutiérrez, A. (2005). Breviario de Zamudio Ortopedia y Traumatología (5a. ed.) México.
6. Caillet, R. (2005). Anatomía funcional, biomecánica (1a. ed.) México.

7. Lockhart, R.D., Hamilton, G.F. y Fyfe, F.W. (1965). Anatomía Humana (1a. ed.) México.
8. Netter, F.H. (2000). Atlas de Anatomía (2a. ed.) Canada.
9. Johnston, R.C. (1973). Mechanical considerations of hip joint. *Arch. Surg.* 107 (3). 411-417.
10. Kapandji, I.A. (1988). Cuadernos de fisiología articular (4a. ed.) Barcelona.
11. Frenkel, F.K. & Nordin M. (1980). Basic biomechanics of the skeletal system (6a. ed.) Philadelphia.
12. Schidlo, C., Becker, C., Jansson, V. & Reflor, J. (1999). Change in the CCD angle and the femoral anteversión angle by hip prosthesis implantation. *Z Orthop Ihre Grenzge.* 137 (3). 259-264.
13. Miralles, R.C. y Puig, M. (1998). Cadera. En Miralles Marrero, R.C. (Ed), *Biomecánica clínica del aparato locomotor* (211-224). Barcelona: Masson.
14. Benítez Romero, A., Pérez Mendez, L.A., Mejía Rohenes, C. (2010). Abordaje lateral directo, una buena opción en el reemplazo total de cadera. Experiencia en el Hospital General Ignacio Zaragoza. *Revista de Especialidades Médico-Quirúrgicas.* 15 (2). 53-58.
15. Johnston, R. & Smith, G. (1970). Hip motion measurements for selected activities of daily living. *Clinical Orthopaedics and Related Research.* (72). 205-215.
16. Schmitt, K-U., Niederer, P.F., Muser, M.H. & Walz, F. (2007). Trauma Biomechanics. Accidental injury in traffic and sports. (2nd. ed.) Germany.
17. Kaplan, S.J., Hayes, W.C., Stone, J.L. & Beaupré, G.S. (1985). Tensile strength of bovine trabécular bone. *J. Biomech.* 18 (9). 723-727.
18. Keaveny, T.M., Guo, X.E., Wachtel, E.F., McMahon, T.A. & Hayes, W.C. (1994). Trabecular bone exhibits fully linear elastic behavior and yields at low strains. *J. Biomech.* 27 (9). 1127-1136.
19. Keaveny, T.M., Morgan, E.F. & Yeh, O.C. (2009). Bone Mechanics. In Kutz, M. (Ed), *Biomedical Engineering and Design Handbook. Volume I* (221-243). USA: McGraw Hill.
20. An, Y.H. (1999). Mechanical Properties of Bone. In An, Y.H. & Draughn, R.A. (Eds), *Mechanical Testing of Bone and the Bone – Implant Interface* (41-63). USA: CRC Press.
21. Ruiz Cervantes, O. (2010). Efecto en la Resistencia mecánica del hueso esponjoso al variar la densidad y la arquitectura trabecular. (Tesis inédita de maestría). Universidad Nacional Autónoma de México. México D.F.
22. Vargas, A., Amescua Guerra, L.M., Bernal, A. y Pineda, C. (2008). Principios físicos básicos del ultrasonido, sonoanatomía del sistema musculoesquelético y artefactos ecográficos. *Acta Ortopédica Mexicana.* 22 (6). 361-373.
23. Fouad, H. (2011). Assessment of function-graded materials as fracture fixation bone plates under combined loading conditions using finite element modeling. *Medical Engineering & Physics.* 33 (4). 456-463.
24. Martel, O., Alfonso, H., Bermejo, J., Cuadrado, A. y Monopoli D. (2011). Análisis comparativo de prótesis de cadera: implantes tradicionales frente a implantes mínimamente invasivos. *Revista Iberoamericana de Ingeniería Mecánica.* 15 (2). 85-94.
25. Estrada Cingualbres, R.A., Ramos Botello, Y.M., y Bosch Cabrera, J.A. (2014). Estudio biomecánico hueso-implante DHS y fijador externo en la consolidación de la fractura de cadera. *Revista Cubana de Ortopedia y Traumatología.* 28 (1). 14-25.

26. Udofia, I., Liu, F., Jin, Z., Roberts, P. & Grigoris P. (2007). The initial stability contact mechanics of a press-fit resurfacing arthroplasty of the hip. *The Journal of Bone & Joint Surgery (Br)*. 89-B (4). 549-556.
27. Morlock, M., Bishop, N. & Huber, G. (2011). Biomechanics of Hip Arthroplasty. In Knahr, K. (Ed), *Tribology in Total Hip Arthroplasty* (11-24). Germany: Springer.
28. Prendergast, P.J. (2001). Bone Prostheses and Implants. In Cowin, S.C. (Ed), *Bone Mechanics Handbook* (35-1 – 35-29). USA: CRC Press.
29. Park, S-H., Llinás, A., Goel, V.K. & Keller, J.C. (2000). Hard Tissue Replacements. In Bronzino, J. (Ed.), *Biomedical Engineering Handbook. Volume I* (25). Florida, USA: CRC PRESS.

CAPÍTULO 3. GENERACIÓN DEL MODELO EN 3D.

En éste capítulo se abordará el diseño de la articulación de la cadera mediante el uso de una metodología de modelado en 3D, empleando el software ScanIP® 3.2 de la empresa DELCAM® y su posterior parametrización haciendo uso del software Rhinoceros® 4.0.

Una vez concluida la parametrización el modelo éste será exportado a la paquetería Solidworks® 2015 donde se efectuará el diseño de los componentes del sistema de prótesis de cadera y su respectivo análisis por elementos finitos.

3.1 Métodos de adquisición de imágenes.

La creación de modelos en 3D adquiere hoy en día mayor importancia en las etapas de análisis, planeación de riesgos, evaluación de costos y en general en la toma de decisiones de una organización. Es considerada además como una técnica que consiste en construir y posteriormente manipular el modelo de un sistema real para estudiar su comportamiento sin la necesidad de perturbar el sistema original.

La adquisición de imágenes y el uso de programas computacionales para la generación de modelos en 3D, es una técnica recurrente actualmente gracias a equipos como tomógrafos computacionales y resonadores magnéticos. Estas herramientas permiten crear los medios virtuales por medio de softwares, como lo son Auto CAD®, Mechanical Desktop®, Pro Engineer®, Solidworks®, ANSYS®, AbAQUUS®, Rhinoceros®, ScanIP®, por mencionar algunos, para el estudio del aparato músculo-esquelético y con el fin de determinar el comportamiento mecánico del sistema óseo sin necesidad de intervención y experimentación en el cuerpo humano. Al mismo tiempo es posible desarrollar y trabajar con modelos individualizados, que consideren las características particulares de cada paciente y que ayuden en la exploración y búsqueda de soluciones a problemas específicos antes de la intervención quirúrgica, como se ilustra en las figuras 3.1 y 3.2.

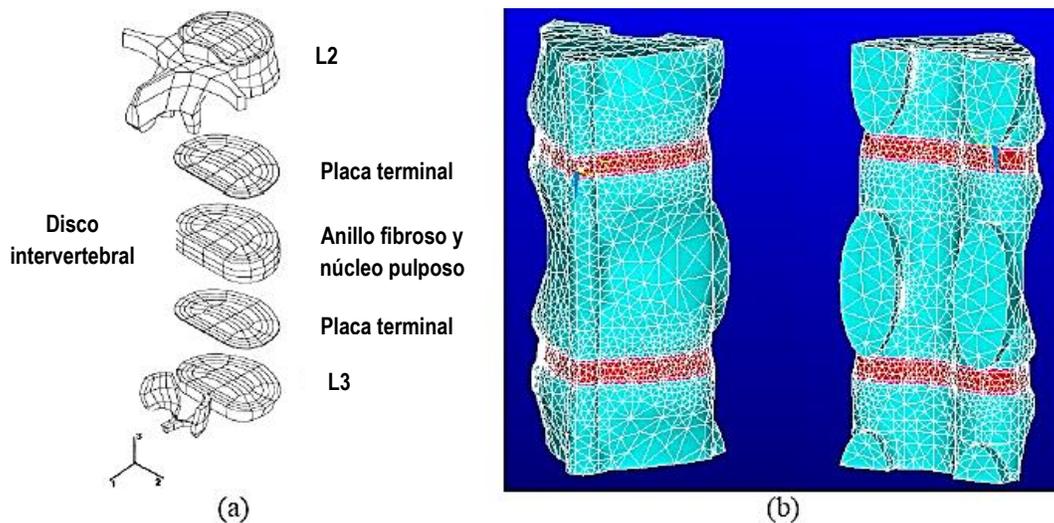


Figura 3.1. (a). Sección lumbar de L2-L3 modelado en elementos finitos. (b) Modelo de vértebras lumbares porcinas creado en ANSYS® 9.0. [1]

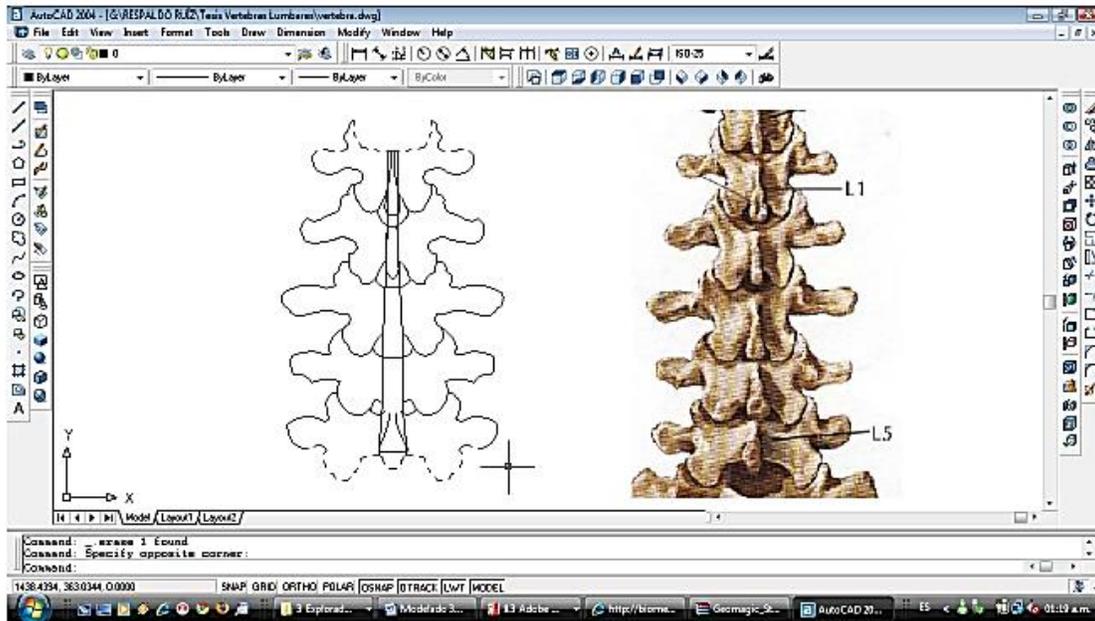


Figura 3.2. Imagen tomada en Auto CAD® 2004. Se muestra la superposición de imágenes y el trazo de contorno por medio de éste paquete computacional. [1]

Para la construcción de un modelo en 3D, se necesita definir la geometría (morfología ósea), junto con la información de sus propiedades mecánicas y cargas (fuerzas) aplicadas.

El procesamiento de las imágenes axiales de TC permite obtener la reconstrucción en los planos sagital, coronal y oblicuo o tridimensional (3D) mediante la utilización de software específico (Scan IP® 3.1).

Estas técnicas pueden ser muy eficientes y orientadas a la visualización y construcción de imágenes, pero, no proporcionan en forma directa la información necesaria para la construcción de modelos en 3D por lo que es necesario hacer uso de las TC ya que estas suministran la información detallada de la geometría y densidad de las mismas. Para la construcción de un modelo computacional, se requiere que la información sobre el problema éste dada en un formato compatible para su procesamiento por un algoritmo numérico.

Por otra parte, existen diversas metodologías para modelar estructuras óseas (de mayor o menor precisión), mientras que no se dispone aún de una herramienta exacta para determinar las propiedades (o constantes elásticas) a partir de la densidad del hueso.

La forma de realizar un modelado en 3D ayuda en muchas formas a entender el comportamiento mecánico, en éste caso en análisis de partes óseas. Cuando se trata de realizar modelos donde existen implantes, la tarea se vuelve más compleja. Beltrán (2008), realizó un modelo de vértebras cervicales porcinas de C3-C5, donde analizó el caso del implante de placa como elemento de sujeción entre las vértebras bajo carga de compresión desde tres puntos de vista. El primer caso se refiere al efecto del excedente principal del peso la sección considerada, el segundo caso, se asume

que el peso del paciente medio es apoyado por las vértebras C3 y C5, y el tercer punto, la falta de la carga de compresión se aplica a C3, para simular las condiciones de carga extremas debido a un accidente posible. La figura 3.3 muestra parte del modelo. [1]

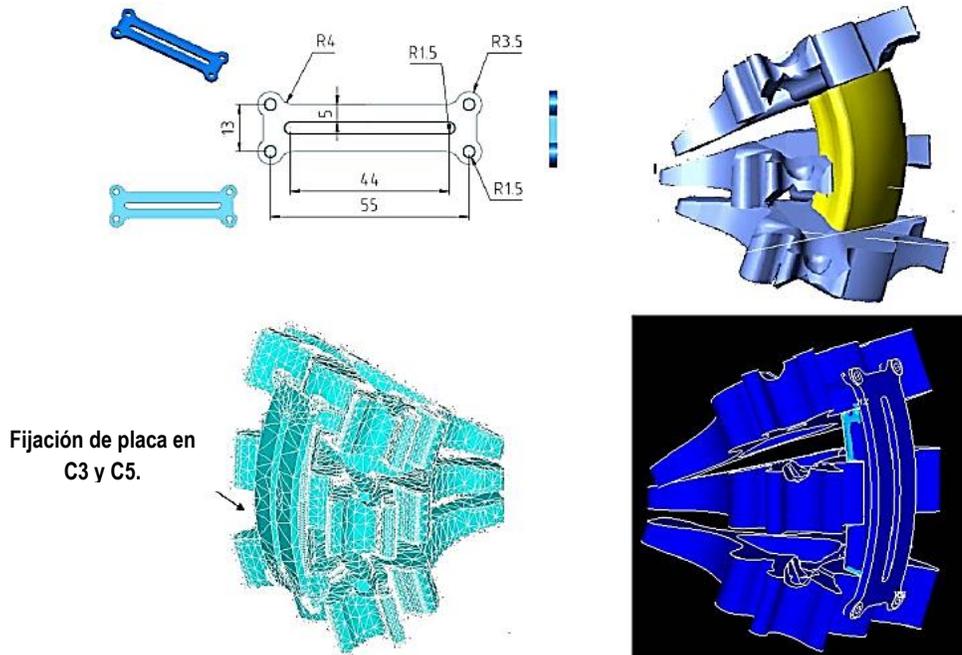


Figura 3.3. Técnicas de modelado y simulación en FEM para la placa cervical. [1]

La tecnología digital provee una capacidad computacional la cual, a su vez, ha fomentado el desarrollo de diferentes tipos de modelos biomecánicos. Algunos de estos modelos han sido formulados para determinar la localización del centro de gravedad del cuerpo cuando éste se encuentra en diferentes configuraciones. [2]

Los escáneres CT, han sido usados para el estudio de la microestructura en materiales en tres dimensiones, Ulrich y cols en 1999 utilizaron tales escáneres para estudiar la relación entre parámetros de micro-arquitectura; a su vez, Parfitt en 1988 adquirió un conjunto de imágenes de especímenes de hueso esponjoso de humano, de estas determinó parámetros de micro-arquitectura y elaboró modelos utilizando el Método del Elemento Finito (MEF). Con base en estos modelos calculó la resistencia mecánica ortotrópica y de esta manera aseguró que la resistencia mecánica obtenida fuera la esperada para la micro arquitectura. El objetivo de este estudio fue determinar la posible relación entre información generada por imágenes de tomografías computarizadas TC y conocer el número de Hounsfield (HU), para parámetros de micro arquitectura. [3]

El Método del Elemento Finito ha llegado a ser una herramienta para investigar la conducta mecánica de los huesos bajo condiciones fisiológicas o patológicas, así como el análisis numérico, mediante modelos en 3D bajo cargas a las cuales están sometidos constantemente. [4]

3.2 Metodología para la construcción del modelo en 3D de la articulación de la cadera.

Para la generación del modelo se contó inicialmente con los datos clínicos del paciente en estudio, cabe aclarar que el paciente dio su consentimiento para el uso de su tomografía. La descripción generalizada para reconstruir la zona afectada de la cadera se detalla a continuación usando el programa ScanIP® V. 3.2 como se aprecia en la figura 3.4, de la empresa DELCAM®.

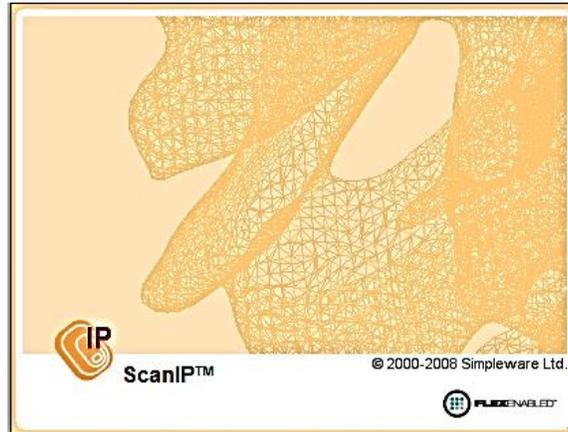


Figura 3.4. Software ScanIP® V. 3.2.

Primeramente, se abre el programa computacional ScanIP® 3.2 dando clic en la opción “File” en el menú superior y posteriormente en “Open”, se selecciona el archivo que lleva el nombre “CASO_JOSUE_V1.sip” como se observa en la figura 3.5, y después se le da clic en la opción “Abrir”.

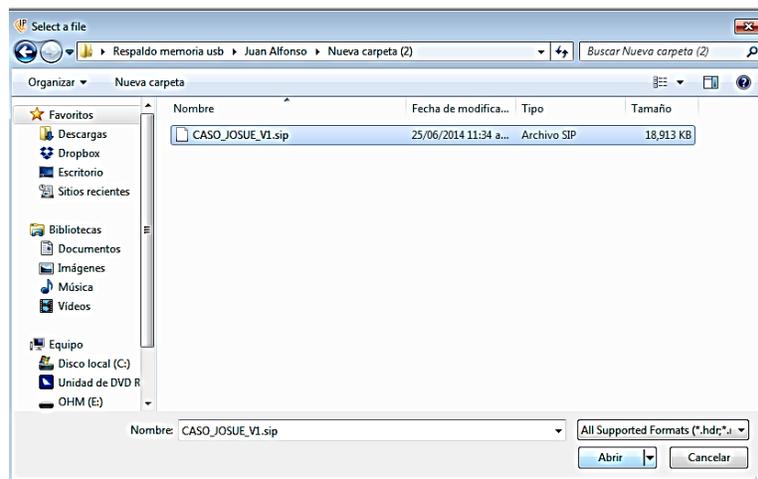


Figura 3.5. Selección del archivo a emplear para la reconstrucción.

Una vez procesadas las imágenes de los cortes del archivo DICOM, se tiene la ventana final para trabajar estos cortes como imagen, como se observa en la figura 3.6; en la cual se aprecian tres

planos, el plano axial y dos laterales y una cuarta ventana en donde se visualizará el modelo en 3D al procesar la tomografía.

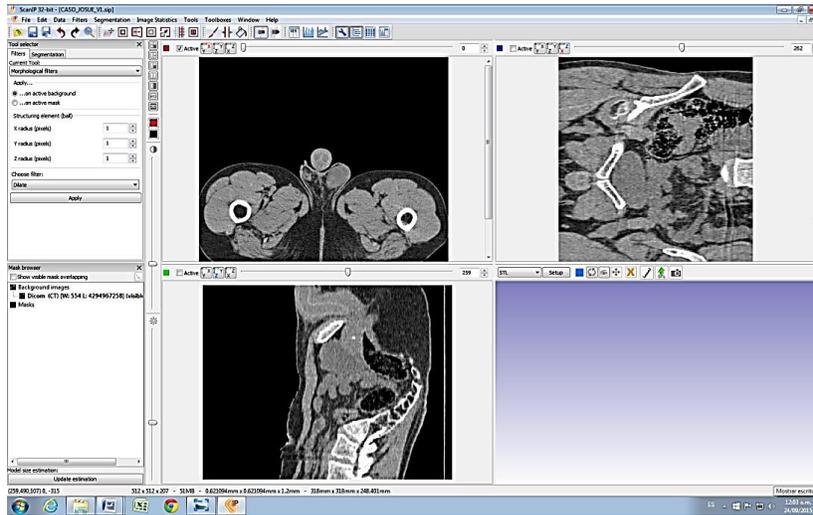


Figura 3.6. Ventana de trabajo del programa ScanIP® 3.2.

Una vez lista la ventana de trabajo, se procede a generar el modelo en los tres planos, por claridad y visión se elige el plano lateral XZ. La vista de la figura 3.7 se inicia activándola con el menú del lado izquierdo, donde se encuentra la barra de herramientas sobre la pantalla de visualización, se selecciona la opción de un cuadro de visualización. Posteriormente se observa en la pantalla la vista y se procede a trabajar sobre ella.

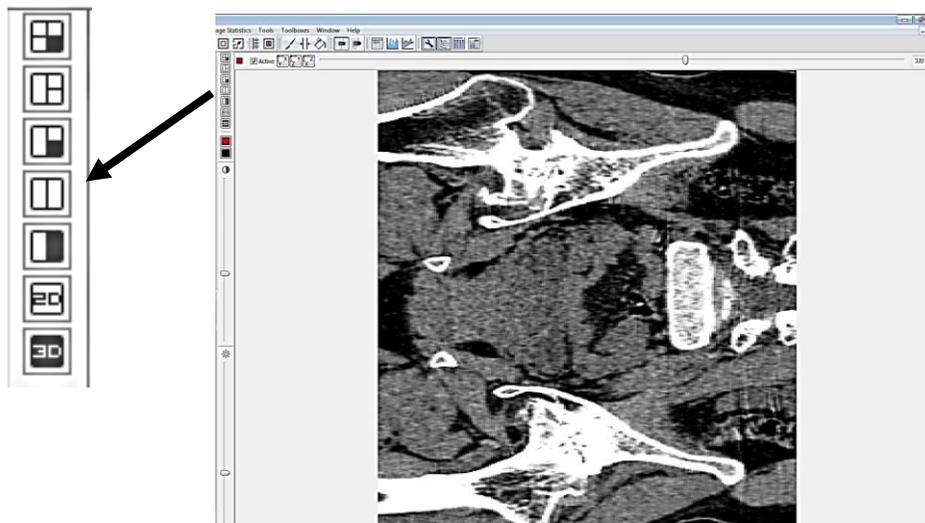


Figura 3.7. Vista lateral XZ, a su vez se muestra un zoom del menú que permite el cambio de planos.

Una vez seleccionada la vista, se procede a colorear los contornos de las imágenes por medio de la herramienta "Pencil" que se encuentra ubicada en la barra de herramientas superior en forma de pincel, y se pinta el contorno de la imagen visualizada como se aprecia en la figura 3.8.

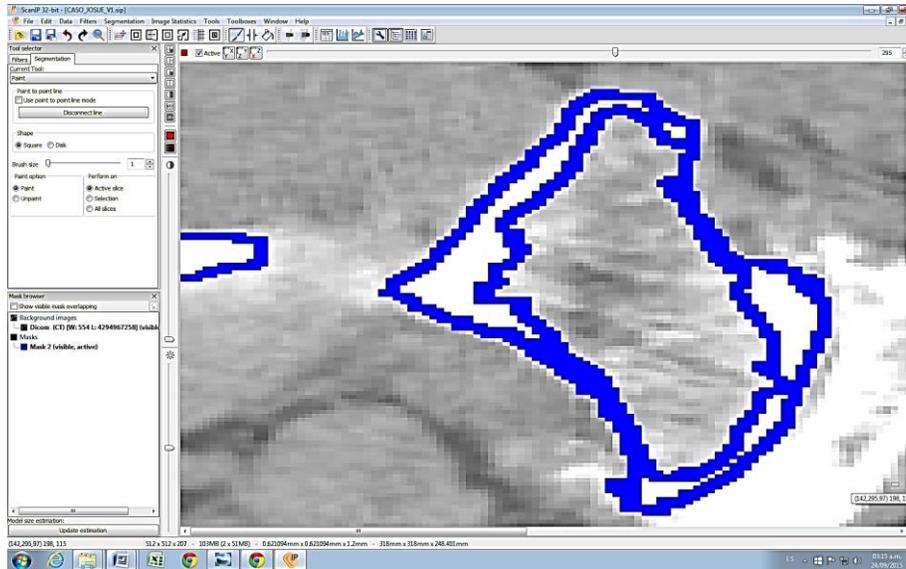


Figura 3.8. Contorno del fémur derecho con el uso de la herramienta "Pencil".

Posteriormente, se procede a rellenar el área comprendida por el contorno, utilizando la herramienta "FloodFill" ubicada en la misma parte superior de la ventana; cabe mencionar que el color azul se empleó para definir el fémur derecho, mientras que para la pelvis derecha se utilizó el color rojo esto se realizó para delimitar las áreas entre los huesos; como se aprecia en la figura 3.9.

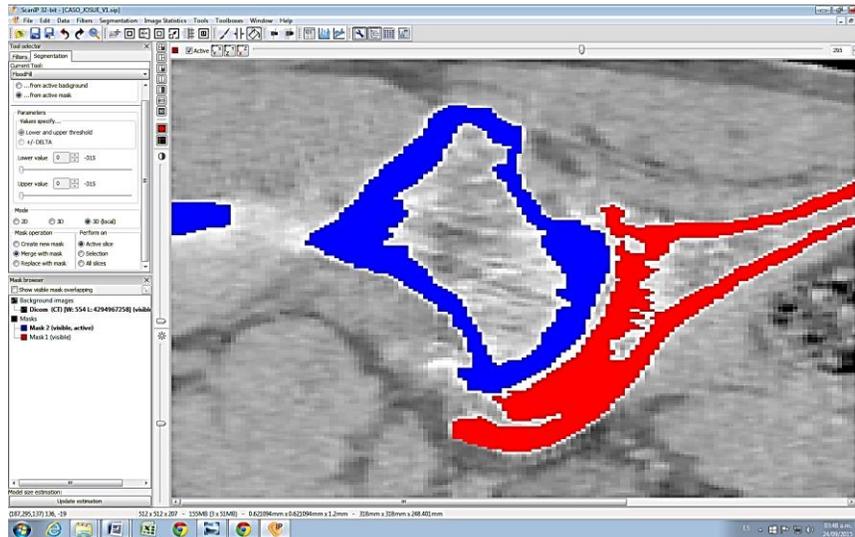


Figura 3.9. Área delimitada por el contorno antes mostrado.

Como se mencionó en el paso anterior se deben crear máscaras o capas de distinto color, para diferenciar los componentes de la cadera; es por esto que, a cada componente se le asignó una máscara. Como ya se mencionó, para el fémur y la pelvis derecha los colores asignados fueron azul y rojo, respectivamente; por otra parte, para la pelvis y fémur izquierdos los colores fueron verde agua y verde, mientras que para un pequeño segmento del cuerpo vertebral el color fue el amarillo.

Una vez concluido el llenado de las capas, se visualiza el modelo preliminar en 3D; dando clic en la opción “3D only view” ubicada en la barra de herramientas en la parte lateral izquierda de la pantalla de visualización; posteriormente se selecciona la opción “Refresh” para la generación del modelo como se observa en la figura 3.10.

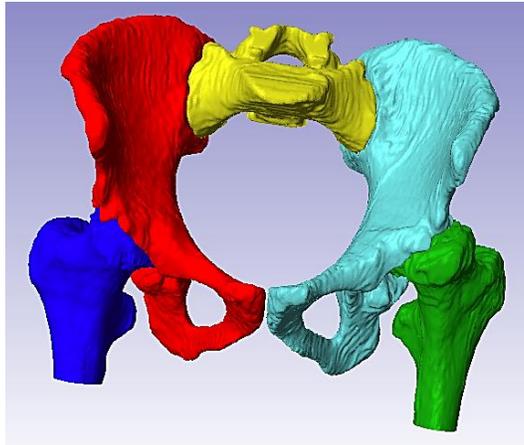


Figura 3.10. Modelo preliminar en 3D de la cadera.

Después, se procedió a mejorar la textura del modelo, esto se realiza seleccionando la opción “Filters” ubicada en la barra “Toll selector”. Una vez seleccionada se da clic en la aplicación “Smoothing-Recursive gaussian filter”, cabe recordar que se deben cuidar las imágenes generadas en los tres planos auxiliares para la generación del modelo.

Al concluir el filtrado se crea el modelo final en 3D y se genera el archivo con el formato STL (Estereolitografía). Para ser manipulado posteriormente mediante otro paquete computacional de diseño mecánico.

Para efectuar el último paso de éste modelo, se procede a seleccionar en la barra de menú superior a la opción “Data” la cual despliega una serie de aplicaciones, dentro de las cuales se elige el comando “Crop”, que delimita en cada plano de trabajo los cortes correspondientes para generar el modelo en 3D; con ésta opción se hace un recorte de todas aquellas entidades que no forman parte del modelo. Para ello se despliega una ventana donde se muestran las opciones de recortar imágenes en los tres planos (XY, XZ, YZ) como se muestra la figura 3.11.

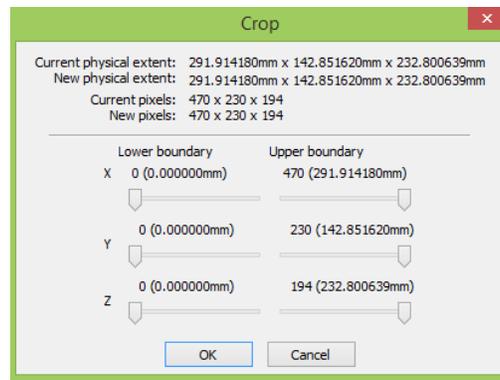


Figura 3.11. Comando "Crop".

Posteriormente, se procesa la información para generar el modelo en 3D de acuerdo a los cortes indicados para cada plano y poder obtener el modelo final que se utilizará en trabajos futuros a fines al área de investigación, como se observa en la figura 3.12.

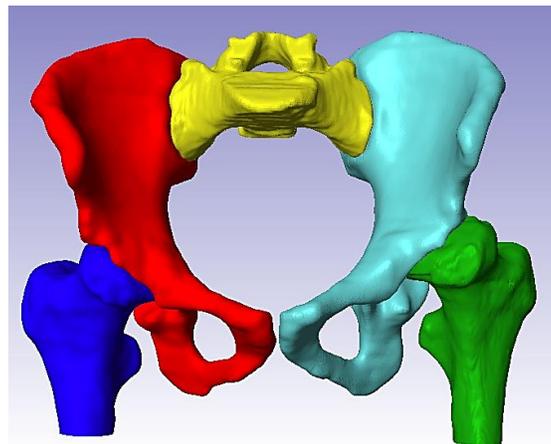


Figura 3.12. Modelo final en 3D de la cadera.

Una vez renderizado el modelo, en el recuadro donde se visualiza se encuentra en la parte superior la función "Export". Ésta se selecciona, apareciendo una nueva ventana, la cual permite guardar el modelo en dos modos, uno en un tipo de archivo Ascii y el otro en Binario. En éste caso se elige Ascii dado que es la que ocupa menos recursos; del lado derecho de ésta ventana existen dos opciones, una donde guarda el archivo como un solo segmento, es decir sin delimitar las partes que componen al espécimen y la segunda opción donde guarda el archivo como un solo segmento y a su vez las máscaras o capas generadas para la construcción del modelo en 3D. En éste caso se elige la segunda opción, como se ilustra en la figura 3.13.

Finalmente, el modelo se guarda en archivo "*.stl", éste tipo de formato permite trabajar o manipular el modelo en programas de diseño como Pro-Engineer®, Rhinoceros® y Autocad® para generar un nuevo formato para el archivo y poder ser importado a un programa de simulación. En éste caso el archivo se exporta a la paquetería Rhinoceros® 4.0.

El archivo STL-Estereolitografía, corresponde a la definición de la superficie que delimita exteriormente a una pieza o lo que es su geometría mediante una representación triangularizada y en consecuencia adaptada a ella. Ésta superficie está formada exclusivamente por pequeños triángulos (facetas). Cada una de ellas es descrita por una dirección perpendicular y tres puntos que representan los vértices del triángulo. Estos datos son los que realmente utilizan los algoritmos de corte para determinar las secciones transversales de la pieza.

Cabe mencionar que la metodología para la generación del modelo se apoyó en un procedimiento generado previamente en el trabajo de Ruiz Muñoz (2010) [4].

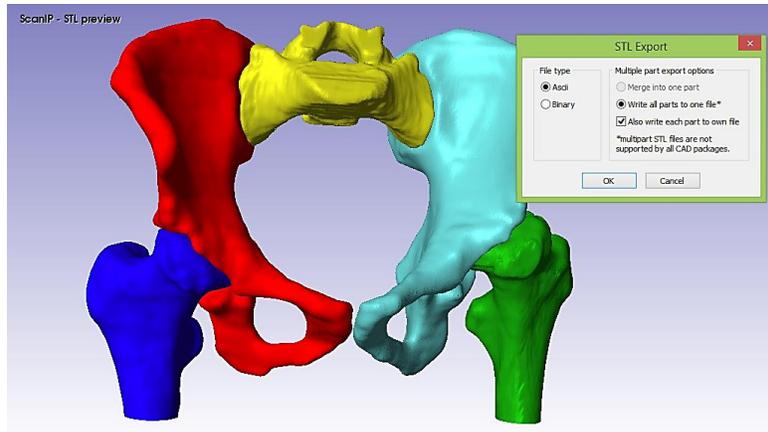


Figura 3.13. Pasos a seguir para exportar el modelo a un archivo “*.stl”.

Del modelo generado, se utiliza el lado derecho que es donde se localiza el daño patológico ocasionado por la coxartrosis; por otra parte, en el fémur el daño ésta localizado en la zona de la cabeza femoral mientras que en el acetábulo el daño se encuentra en la fosa acetabular, como se aprecia en la figura 3.14. Según la clasificación de Paproski, para el acetábulo el defecto es del Tipo IIB, mientras que, para el caso del fémur el defecto que presenta es del Tipo I, como se aprecia en las figuras 1.13 y 1.14, respectivamente; reportadas en (cfr. Cap. 1; 1.4).

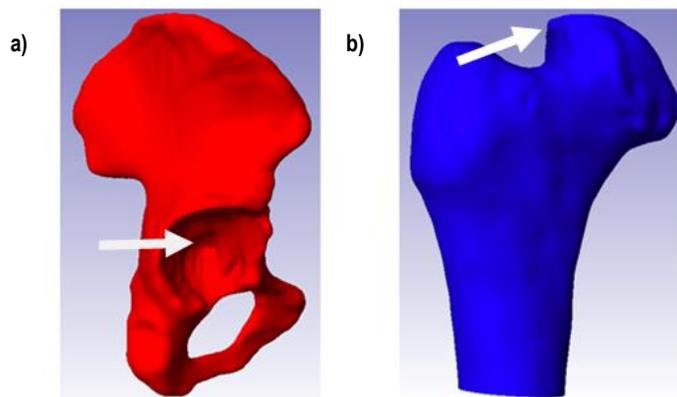


Figura 3.14. Daño causado por la enfermedad, a) fosa acetabular y b) cabeza femoral.

3.3 Parametrización del modelo.

La descripción generalizada para parametrizar el modelo en 3D se detalla a continuación usando el programa Rhinoceros® 4.0 como se aprecia en la figura 3.15.



Figura 3.15. Software Rhinoceros® 4.0.

Primeramente, se abre el documento dando clic en “Archivo” en el menú superior del panel de visualización y luego se da clic en la opción “Abrir”. Posteriormente se busca el archivo con la extensión Estereolitografía (*.stl.). Una vez encontrado, se selecciona la opción “Abrir”, como se muestra en la figura 3.16.

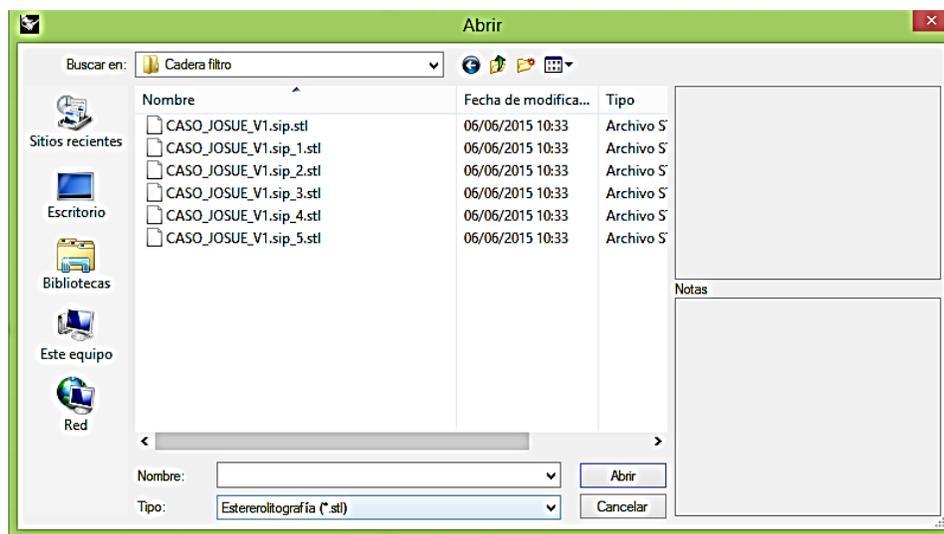


Figura 3.16. Selección del archivo a emplear para la parametrización.

En la figura 3.17 se muestra la articulación de la cadera derecha sobre la cual se va a realizar el análisis con un exceso de elementos sobre su superficie en la pantalla de visualización de Rhinoceros® 4.0. Cabe mencionar que para la pelvis derecha, el número de vértices y triángulos es de 646386 y 215462 respectivamente; mientras que para el fémur derecho el número de vértices y triángulos es de 400266 y 133422 respectivamente.

Por otra parte, el procedimiento de parametrización es el mismo tanto para pelvis como para el fémur derechos, para éste trabajo únicamente se describe el proceso de parametrización de la pelvis haciendo notar que se puede hacer la adecuación para el caso del fémur o para cualquier otra geometría, sin ningún problema.

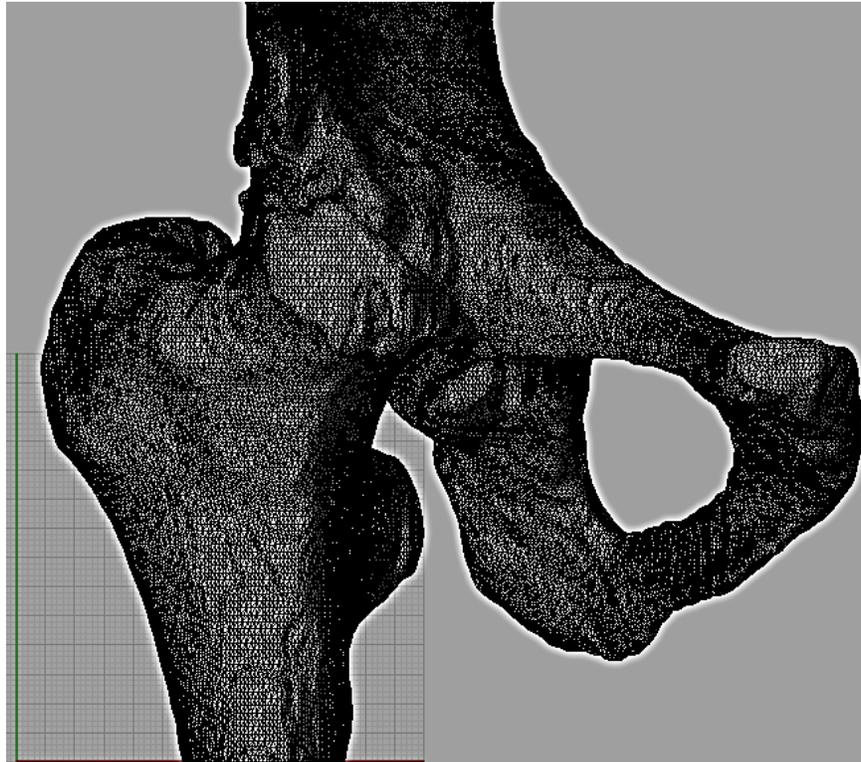


Figura 3.17. Exceso de elementos sobre la superficie de la articulación de la cadera derecha.

Una vez que se tiene el archivo seleccionado, en éste caso el de la pelvis se procede a realizar la parametrización; la pantalla de visualización del software Rhinoceros® 4.0 ofrece 4 vistas superior, perspectiva, derecha y frontal, como se observa en la figura 3.18; para nuestro caso de estudio se utiliza la vista en “Perspectiva” ya que nos permite manipular de mejor forma la imagen.

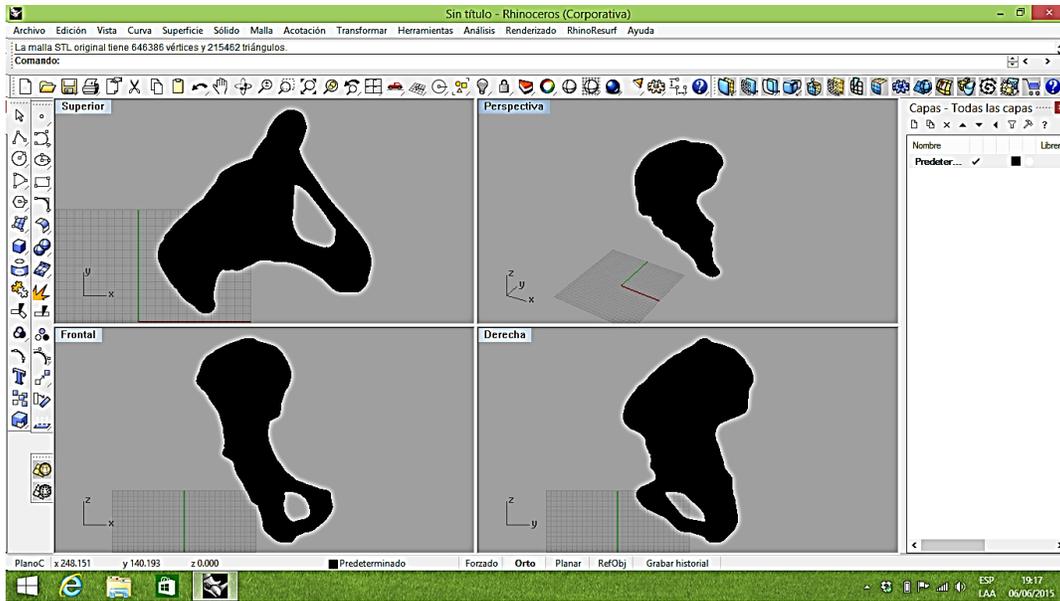


Figura 3.18. Planos de visualización dentro del software Rhinoceros® 4.0.

Una vez seleccionada la vista en “Perspectiva” lo primero que se crea es una nueva capa; la cual se genera seleccionando la opción “Propiedades del objeto” que se encuentra situada en la parte superior de la barra de herramientas como se ilustra en la figura 3.19.

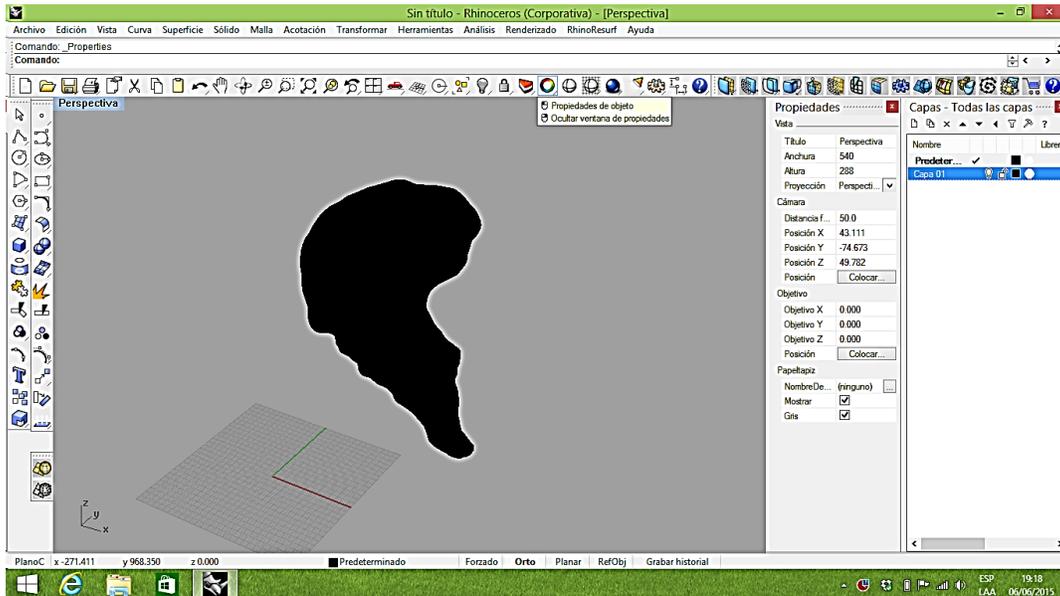


Figura 3.19. Generación de nueva capa y selección de la herramienta “Propiedades del objeto”.

Posteriormente, aparece una nueva ventana de nombre “Vista”. Esa no se utiliza para efectos de éste trabajo. Al dar clic sobre cualquier parte del cuerpo de la pelvis, la ventana automáticamente cambiará los requerimientos a “Objeto”, una vez situados en ésta los parámetros a cambiar serán el

de “Capa” de “Predeterminado” a “Capa 01” y el de “Color de visualización” que será de color azul, éste procedimiento se muestra en la figura 3.20 y 3.21.

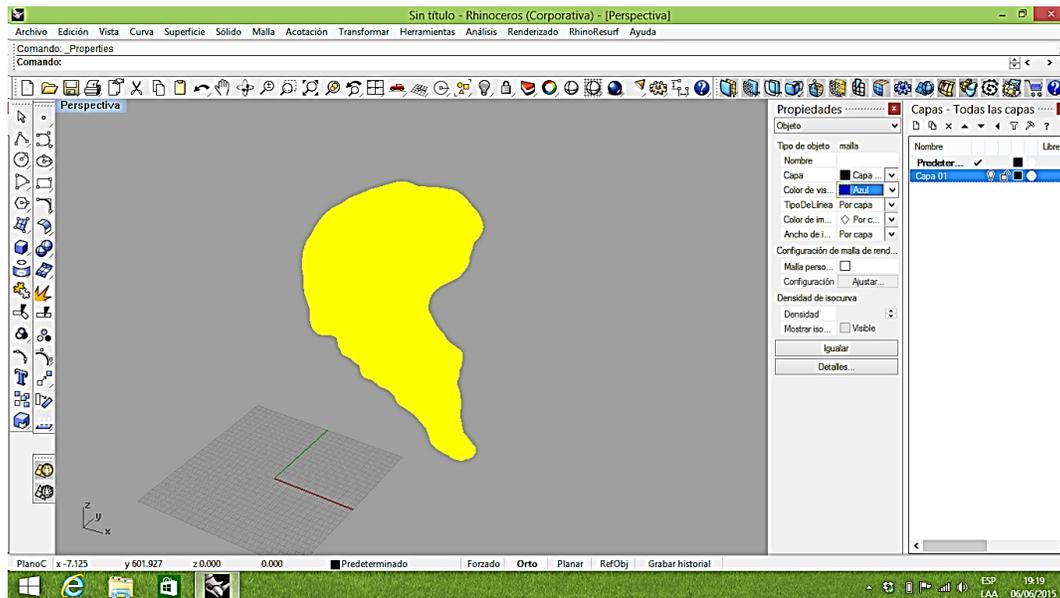


Figura 3.20. Procedimiento de cambio de capa.

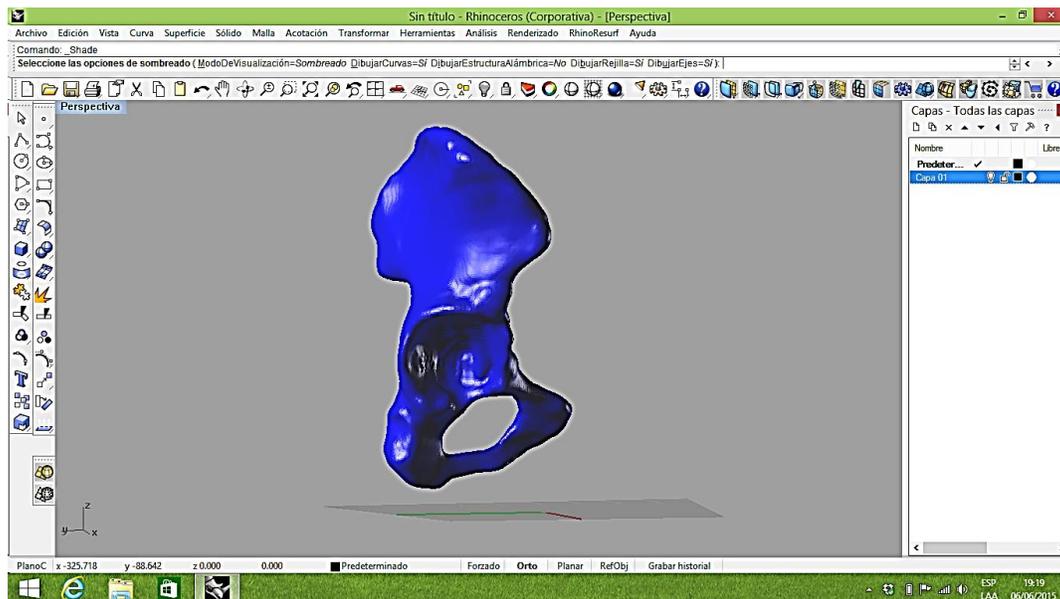


Figura 3.21. Cambio de asignación y color de capa.

Una vez realizado el cambio de capa, se procede a generar la nueva superficie, para éste paso lo primero que se realiza es la instalación de la actualización SR 3 (*Service Release*). Esto se lleva a cabo para poder instalar el plug-in “*RhinoResurf for Rhino*”, el cual es una herramienta importante para poder hacer el cambio de superficie.

La instalación del plug-in se realiza de la siguiente forma, en el menú superior se selecciona la opción “Herramientas”. Posteriormente se selecciona la pestaña “Opciones”, la cual despliega una pantalla de nombre “Opciones de Rhino”. A continuación, se da clic en “Instalar” y se busca el comando cuyo nombre es *RhinoResurf1_1* y se da clic en “Abrir”, para finalizar la instalación del plug-in se selecciona “Aceptar”.

Cabe mencionar que para versiones más recientes de Rhinoceros®, no es necesario realizar la actualización, pero se debe verificar que contenga la herramienta “*RhinoResurf*” en la parte superior del menú.

Una vez instalado, se procede a realizar el cambio de superficie; el siguiente paso a realizar es dar clic en la opción “*RhinoResurf*” de la barra de herramientas en la parte superior y se selecciona la aplicación “*Automatic surfaces generation for mesh*” como se observa en la figura 3.22.

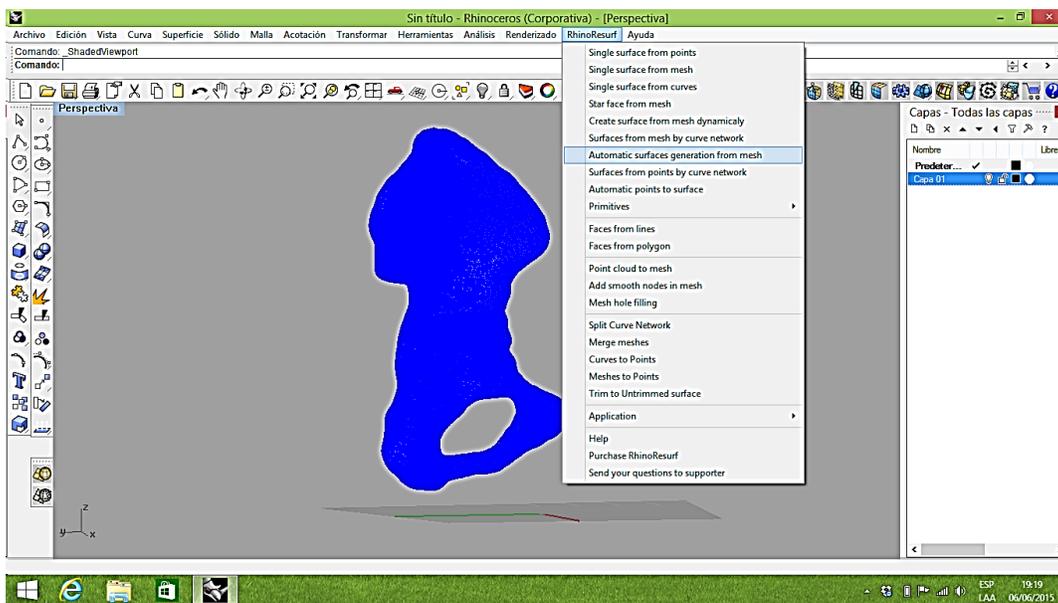


Figura 3.22. Selección de la herramienta “*RhinoResurf*” para la generación del revestimiento.

Seleccionada la aplicación, se da clic sobre el cuerpo de la superficie de la pelvis, para activar una nueva pantalla mediante la cual se realiza la transformación del modelo, como se observa en la figura 3.23; sin alterar ningún valor de la nueva pantalla lo primero que se selecciona es el botón “*Curve network*” esto con la finalidad de generar una nueva malla sobre la superficie como se aprecia en la figura 3.24. Cabe mencionar que, una vez que se elige la opción “*Curve network*” se genera el nuevo mallado.

El siguiente paso que se realiza es corregir cada una de las líneas distorsionadas en la nueva malla sobre la superficie, esto se realiza seleccionando la línea con el cursor y posteriormente se da clic en la opción “*Smooth curve*” y de ésta forma las líneas distorsionadas se van alineando, cabe mencionar que éste proceso es línea por línea, el proceso se ilustra en la figura 3.25.

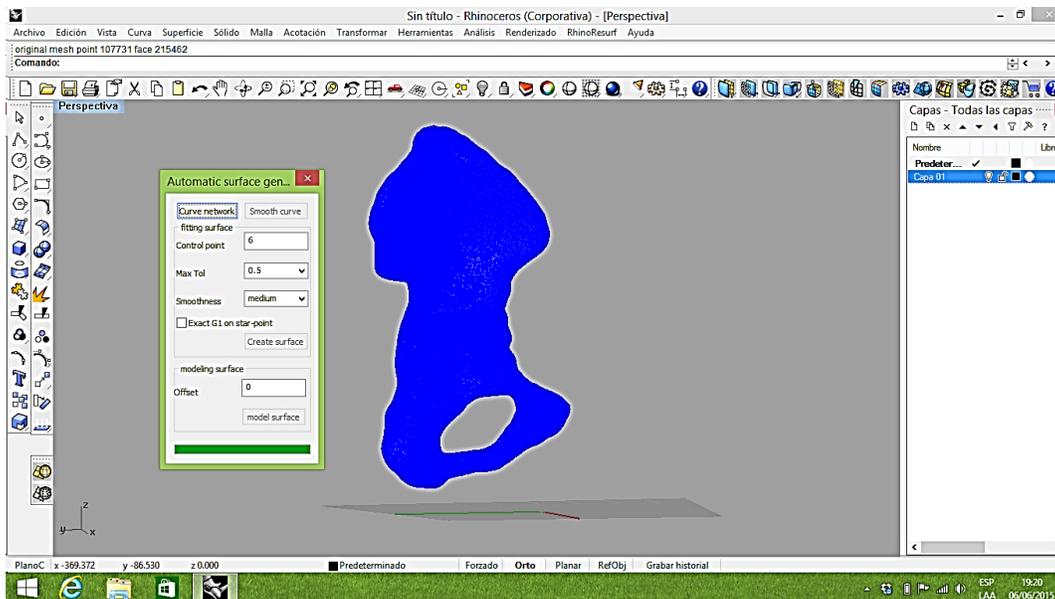


Figura 3.23. Despliegado de pantalla para el inicio del nuevo revestimiento.

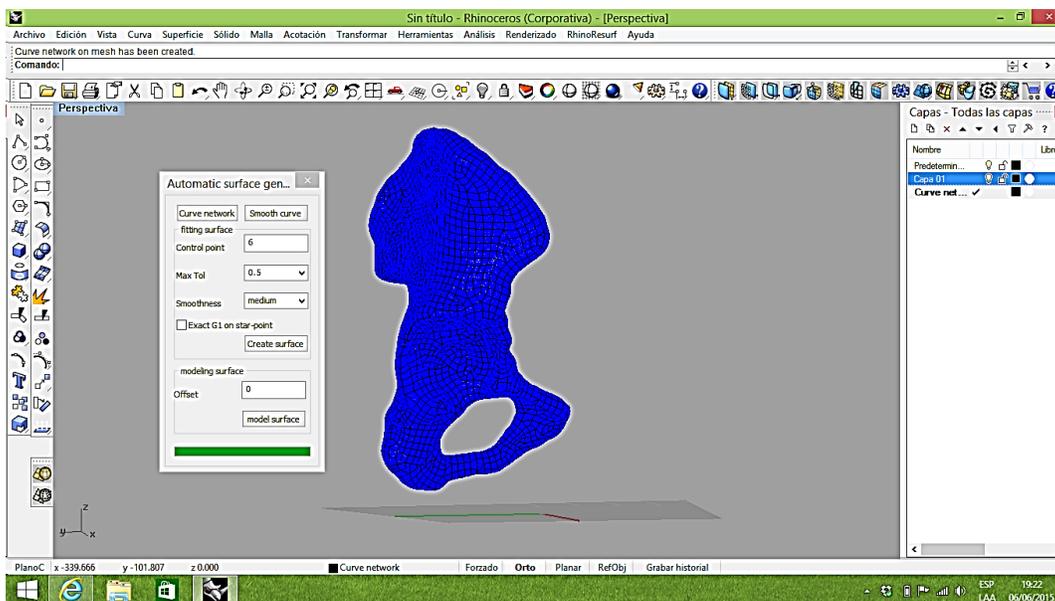


Figura 3.24. Generación de la nueva malla sobre la superficie.

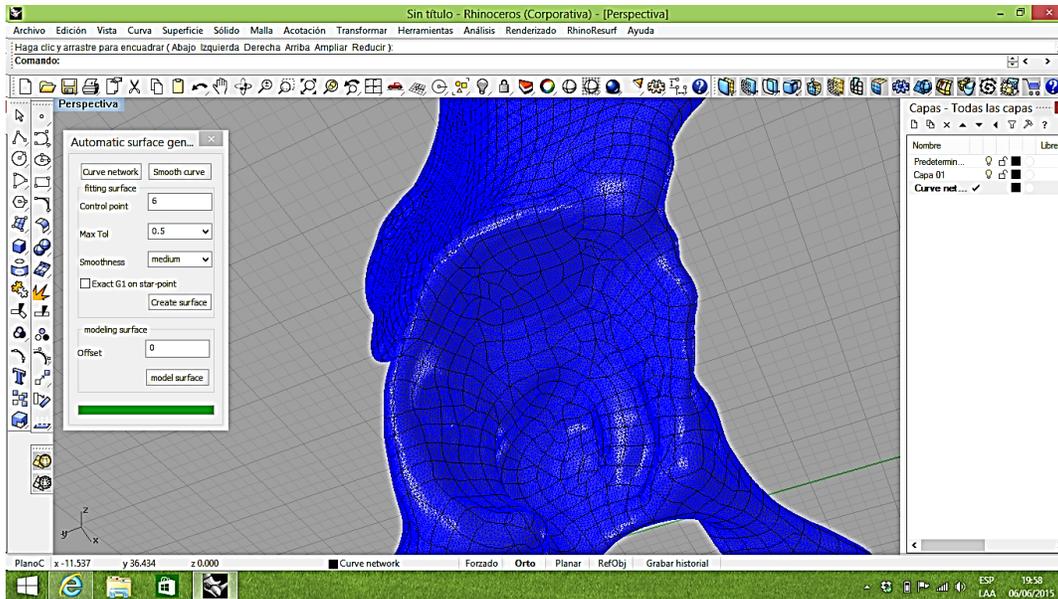


Figura 3.25. Corrección de las líneas curvas de la nueva malla sobre la superficie del cuerpo de la pelvis.

Una vez concluida la corrección de las líneas, se procede a crear la nueva superficie para éste paso se altera un valor de la tabla el cual fue el de “Control point” cambiando de 6 a 7 unidades; posteriormente, se da clic en el botón “Create surface”, después se procede a dar clic sobre el cuerpo de la pelvis y paso seguido se selecciona la opción “Ocultar objetos” con el botón izquierdo del mouse en la parte superior la barra de herramientas cuyo símbolo es un foco, como se aprecia en la figura 3.26 y 3.27.

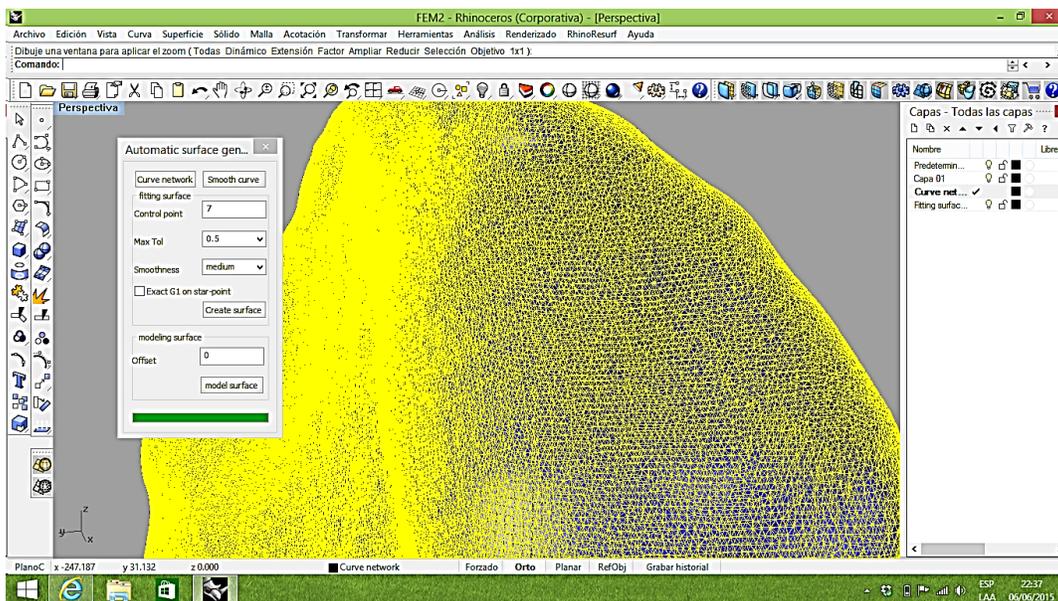


Figura 3.26. Selección del cuerpo de la pelvis para ocultar los objetos de la primera superficie generada.

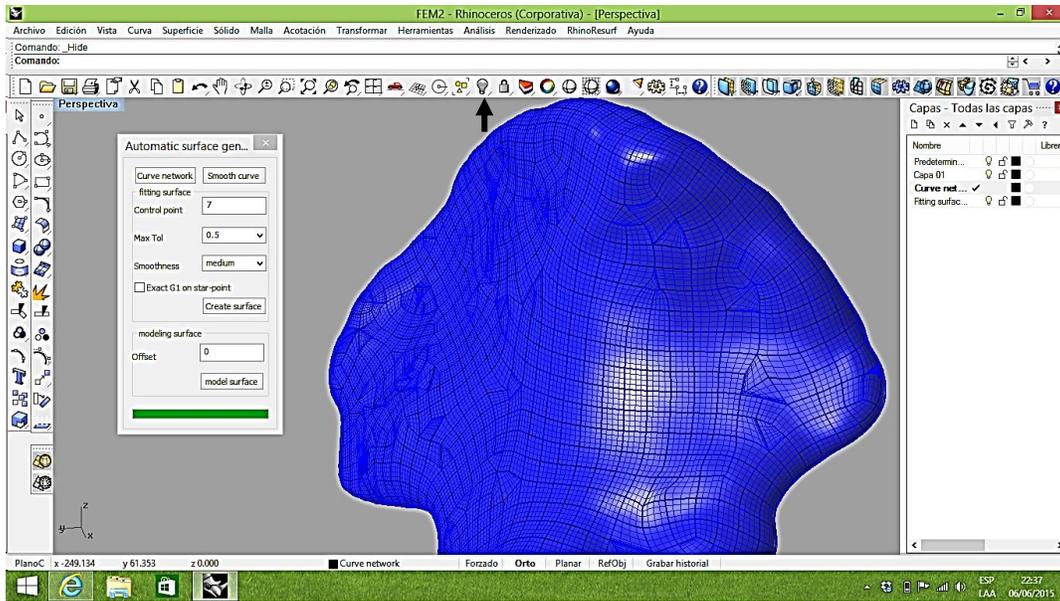


Figura 3.27. Generación de la nueva superficie, se aprecian isocurvas sobre el cuerpo de la pelvis.

Posteriormente, se vuelve a dar clic en “Propiedades del objeto” y se selecciona cualquier punto sobre la superficie de la pelvis; nuevamente se selecciona la ventana “Objeto”, en la parte inferior de ésta se elimina la opción “Mostrar isocurva de superficie” como se aprecia en la figura 3.28; por lo tanto, el modelo queda como se ilustra en la figura 3.29.

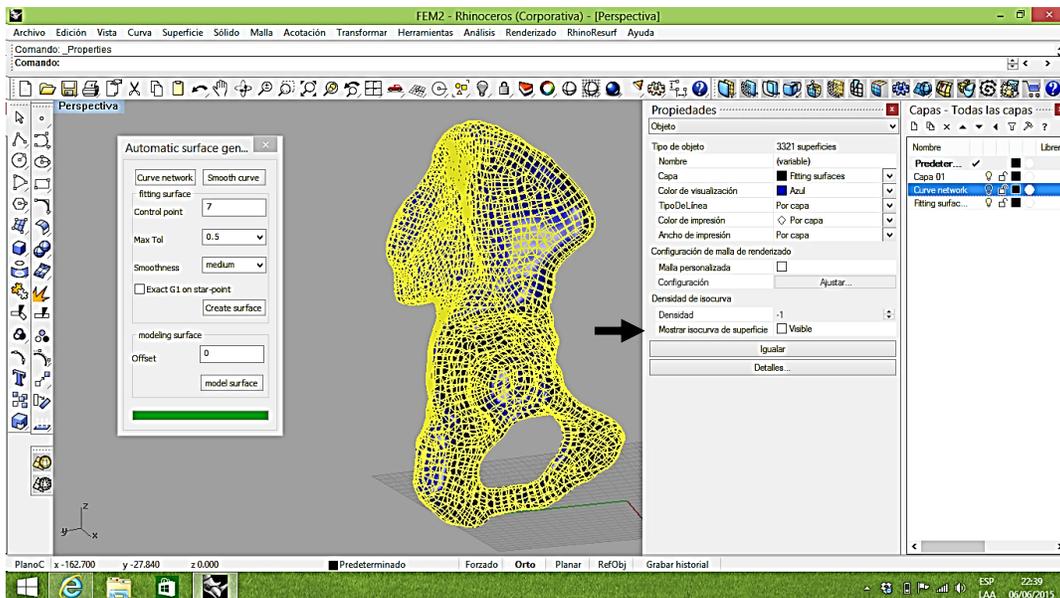


Figura 3.28. Eliminación de las isocurvas de superficie.

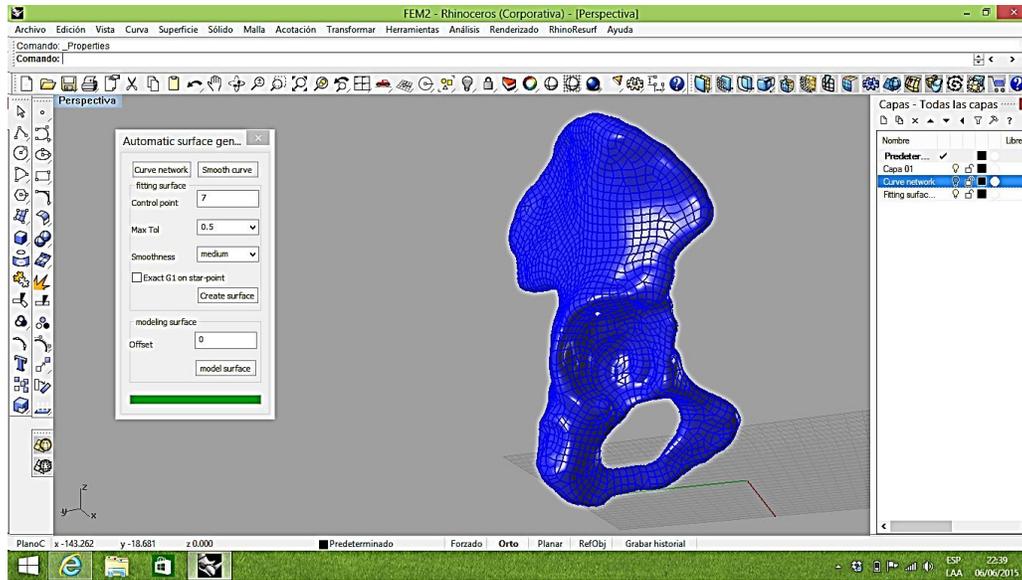


Figura 3.29. Modelo de la pelvis sin isocurvas.

Paso siguiente, se corrigen todos los defectos que quedaron sobre la superficie, como se muestra en la figura 3.30. Para corregir dichos defectos se selecciona la opción “Superficie” ubicada en la barra de herramientas en la parte lateral izquierda de la pantalla de visualización y de ahí se selecciona la aplicación “Parche” como se ilustra en la imagen 3.31; una vez seleccionada, se despliega una pantalla de nombre “Opciones de superficie de parchado”, acto seguido se seleccionan los bordes de la imagen a cubrir sin cambiar valores sobre la pantalla y se da clic en “Aceptar”, como se aprecia en la figura 3.32; finalmente se coloca el parche sobre la superficie como se observa en la figura 3.33.

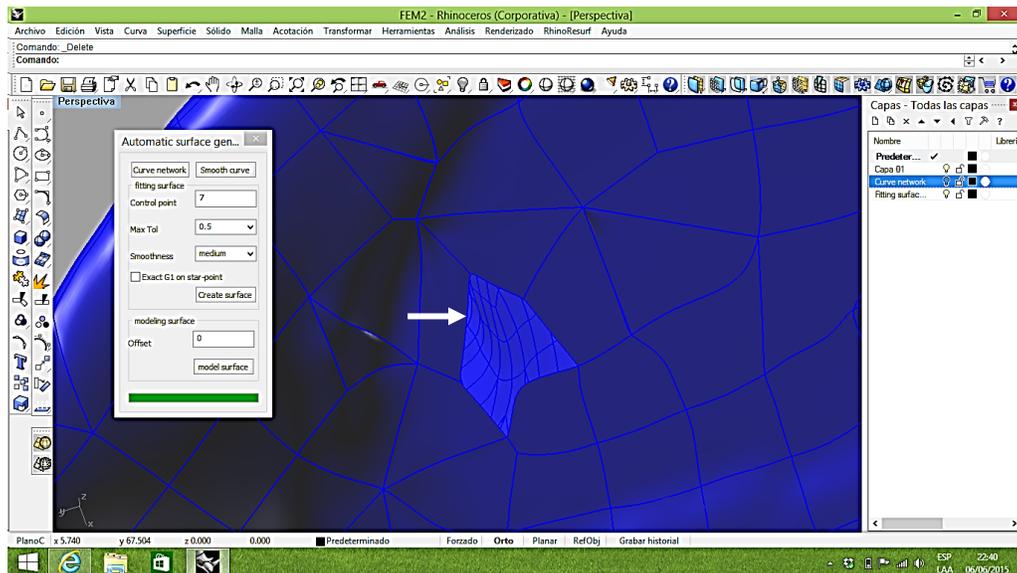


Figura 3.30. Defectos sobre la superficie a corregir.

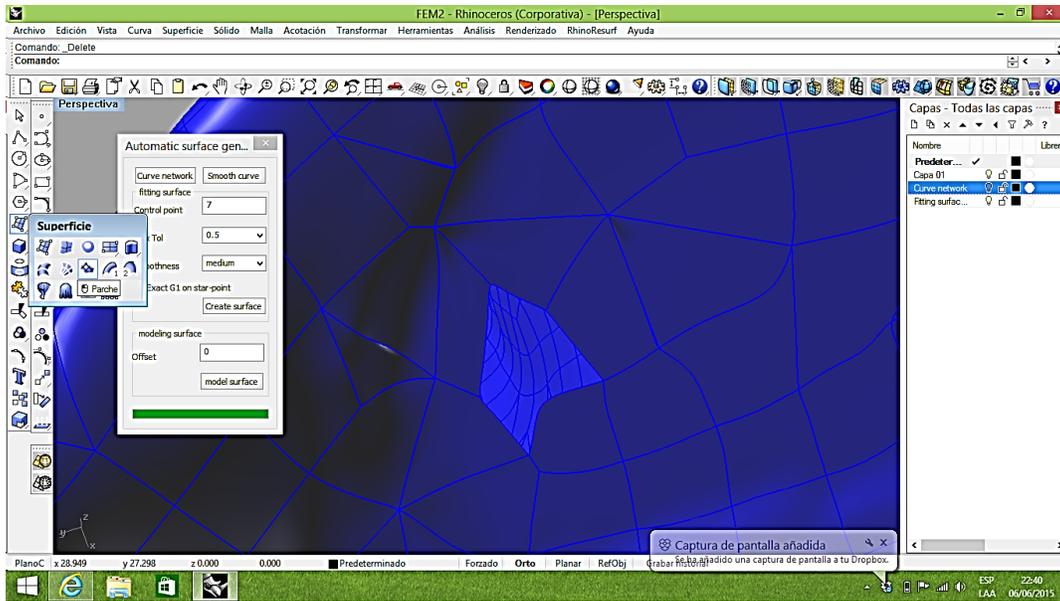


Figura 3.31. Selección de la aplicación “Parche”.

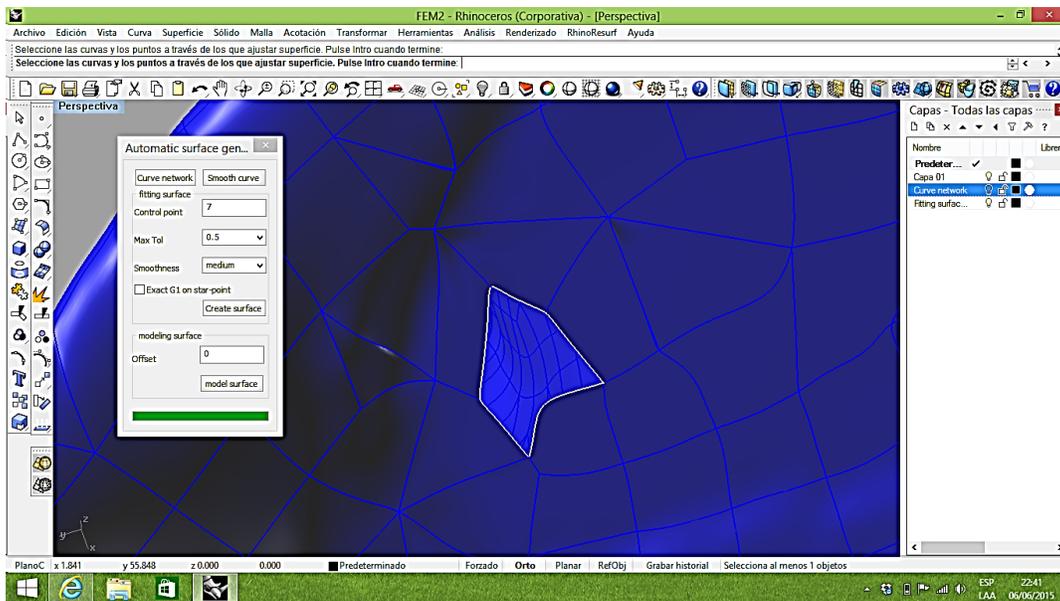


Figura 3.32. Selección del orificio a cubrir.

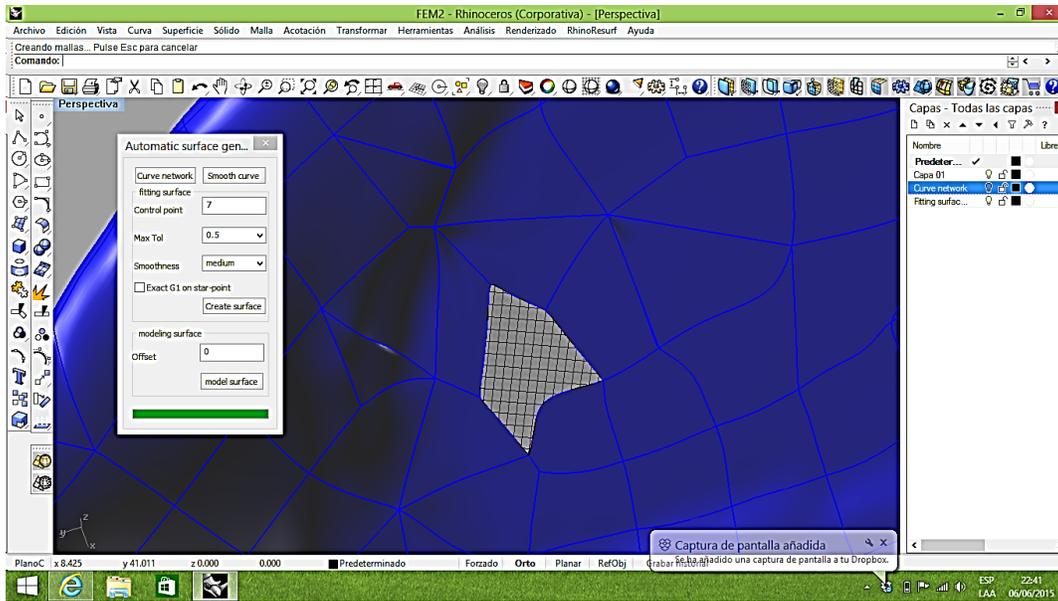


Figura 3.33. Parche sobre la superficie.

Una vez colocado el parche, se procede a realizar la unión de la zona reconstruida con el resto del cuerpo de la superficie de la pelvis; esto se lleva a cabo seleccionando la zona reconstruida y el cuerpo de la pelvis con el cursor del mouse dando clic izquierdo, como se aprecia en las figuras 3.34 y 3.35, después se da clic con el scroll del mouse, el cual ejecuta una nueva ventana donde aparecen varias aplicaciones, dentro de las cuales se selecciona la opción “Unir” como se aprecia en la figura 3.35.

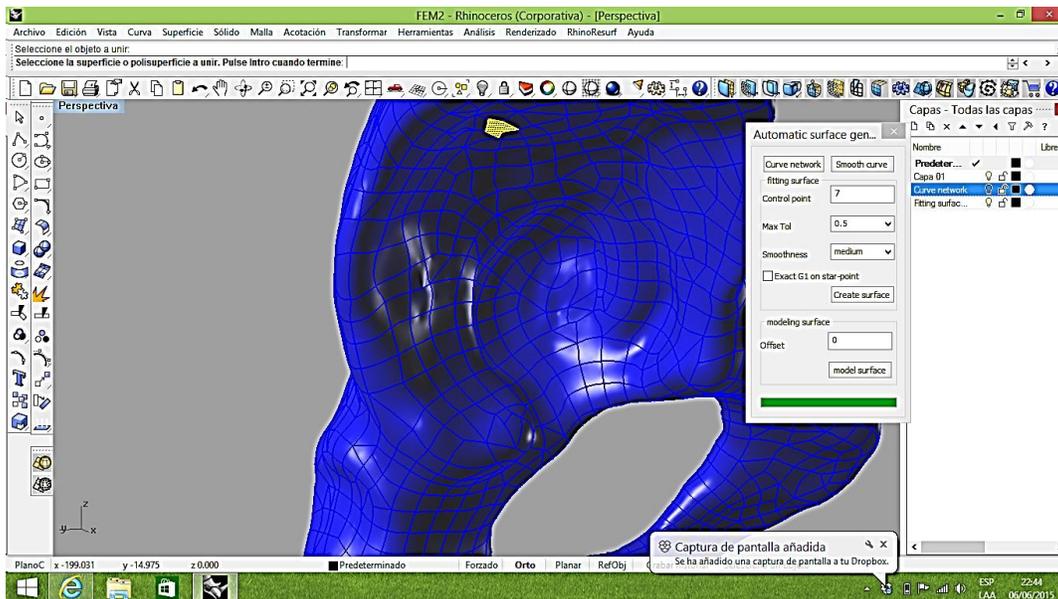


Figura 3.34. Selección de la zona reconstruida con el parche.

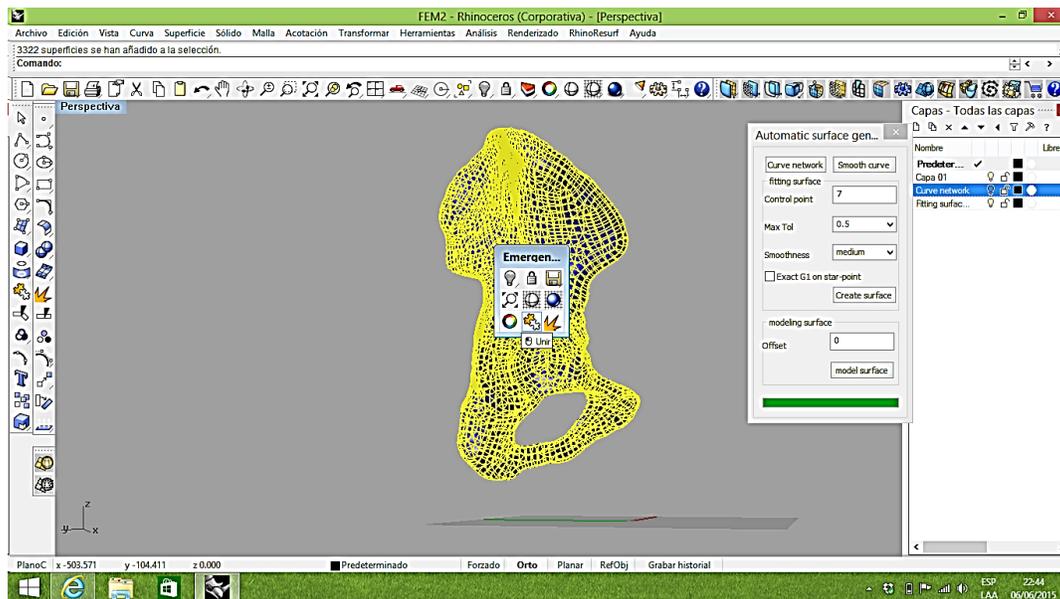


Figura 3.35. Selección de la zona del cuerpo de la pelvis y selección de la aplicación “Unir”.

Después de una serie de pasos, tanto el modelo de la pelvis derecha que fue el que se describió para éste trabajo y el del fémur, quedan listos como se aprecia en la figura 3.36.

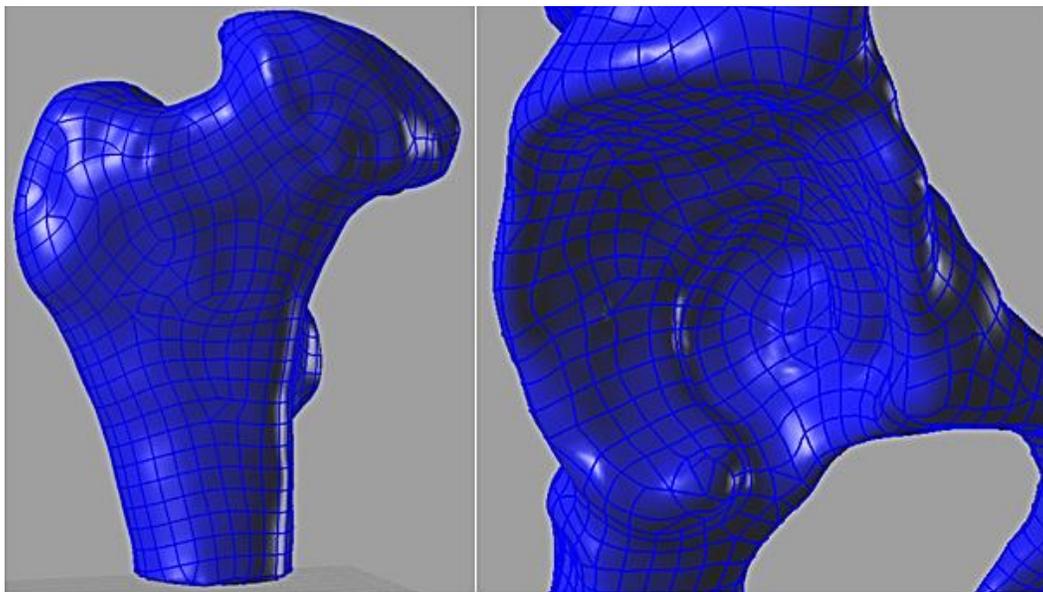


Figura 3.36. Parametrización del modelo concluida.

Una vez concluida la parametrización del modelo se selecciona “Archivo” en el menú de herramientas en la parte superior; luego se da clic en la opción “Exportar selección”, una vez

seleccionada se abre una ventana que dice “Exportar”, en dicha ventana es donde se realiza el cambio de extensión del archivo a “.iges” y se da clic en la opción “Guardar”, como se ilustra en la figura 3.37.

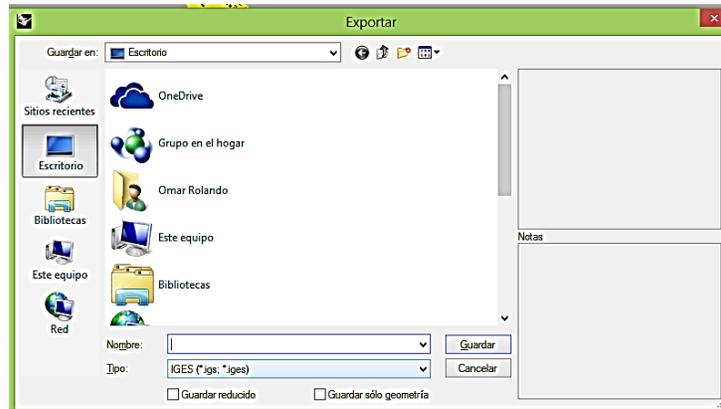


Figura 3.37. Cambio de extensión del archivo a “.iges”.

Posteriormente se despliega otra ventana de “Opciones de exportación IGES”, en la parte donde dice “Tipo IGES” se selecciona la opción “SolidWorks solids” y finalmente se guarda el archivo; listo para ser trabajado en la paquetería Solidworks® 2015.

3.4 Elaboración del modelo en 3D del sistema de prótesis de cadera personalizado.

Una vez exportado, se procede al diseño del “Sistema personalizado de prótesis de cadera”; la primera parte del diseño consiste en un dispositivo para ser ajustado dentro del cuerpo del acetábulo; el cual surge a partir de la observación realizada por el Dr. Alejandro González Rebattú médico del Hospital Regional 1° de Octubre, mediante el uso de un anillo de reconstrucción de Burch-Schnider® (Zimmer), como el que se aprecia en la figura 3.38.



Figura 3.38. Anillo de reconstrucción de Burch-Schnider® (Zimmer). [5]

Pero, en trabajos realizados por Paprosky y cols (1997) y Perka y cols (2001), reportan que el anillo de Burch-Schnider®, que durante muchos años ha sido considerado el implante de elección para la reconstrucción de defectos óseos de gran tamaño, también fracasa al cabo de 6-8 años en >30% de los casos cuando se trata de defectos mayores.

Por otra parte, en el recambio acetabular para el restablecimiento del centro de rotación original, a partir de indicaciones en la cual se observan defectos cavitarios, centrales u ovalados de mayor tamaño (tipo IIB según Paprosky); se utiliza una reconstrucción con la Tecnología de Metal Trabecular TMT® (*Zimmer*) el cual se muestra en la figura 3.39, es de un alto coeficiente de fricción (estabilidad primaria) y tiene buena osteointegración además de no presentar resorción; sin embargo, también presenta desventajas ya que no existen resultados a largo plazo, hay un desconocimiento de la interface metal-metal, además de la falta de experiencia en relación con la explantación de los aumentos en caso de infección tardía. [6]

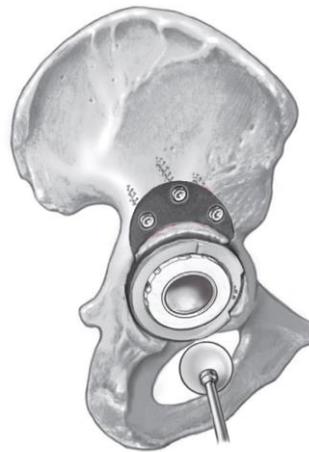


Figura 3.39. Tecnología de Metal Trabecular TMT® (*Zimmer*). [6]

Una vez analizados ambos dispositivos, lo primero que se realiza es abrir el archivo de la pelvis Acetabulo.igs en el programa Solidworks® 2015, cabe mencionar que para abrir dicho archivo sólo se da clic en la barra de menú en “Archivo” después en “Abrir”, posteriormente se selecciona el tipo de extensión en éste caso “*.igs” y finalmente se da nuevamente clic en “Abrir”, mismo procedimiento se aplica para el archivo Fémur.igs.

Una vez abierto el archivo de la pelvis, se procede al diseño del dispositivo como una fusión de ambos sistemas previamente expuestos; comenzando con la elaboración del sistema de reconstrucción acetabular, lo primero que se toma en cuenta es el ángulo en el cual éste se iba a posicionar, el cual debe ir con un ángulo de abducción de 45° como se aprecia en la figura 3.40, reportado por Udofia y cols (2007) [7].

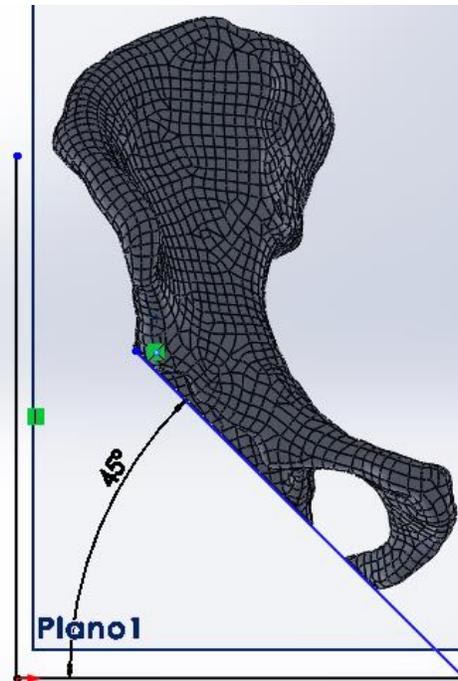


Figura 3.40. Ángulo de inclinación, empleado para colocar el sistema de reconstrucción.

Habiendo establecido el ángulo de inclinación, se procede al diseño del soporte del componente acetabular, cuyas dimensiones son las que se muestran en la figura 3.41, con $\Phi_{\text{exterior}} = 51.51 \text{ mm}$ y $\Phi_{\text{interior}} = 43.51 \text{ mm}$ con un espesor de 4 mm.

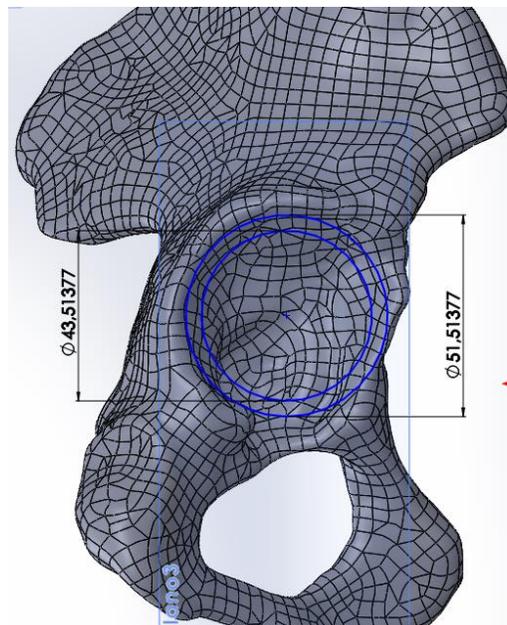


Figura 3.41. Dimensiones del soporte del componente acetabular.

Después se simula el escariado sobre la periferia del acetábulo, esto se realiza para poder colocar el soporte del sistema de reconstrucción, ya desbastada la zona se realizada una extrusión a 10 mm, como se aprecia en la figura 3.42.

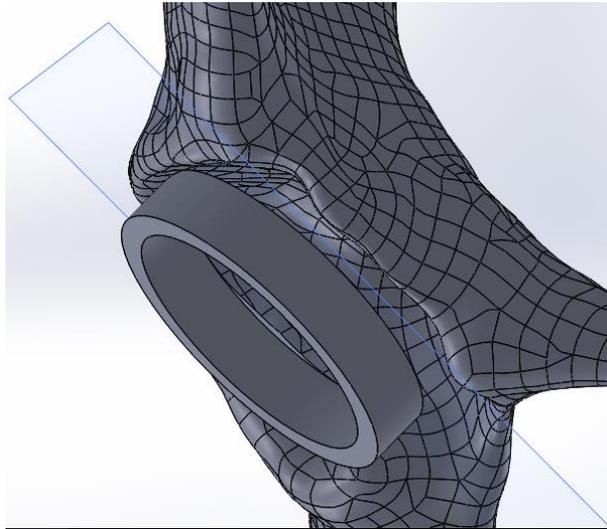


Figura 3.42. Soporte del componente acetabular.

Posteriormente se genera el componente acetabular, con una sección hemisférica con $\Phi_{\text{exterior}} = 25.75 \text{ mm}$ y $\Phi_{\text{interior}} = 21.75 \text{ mm}$, no sin antes generar el escariado necesario dentro del acetábulo para poder realizar la fijación como se ilustra en las figuras 3.43 y 3.44.

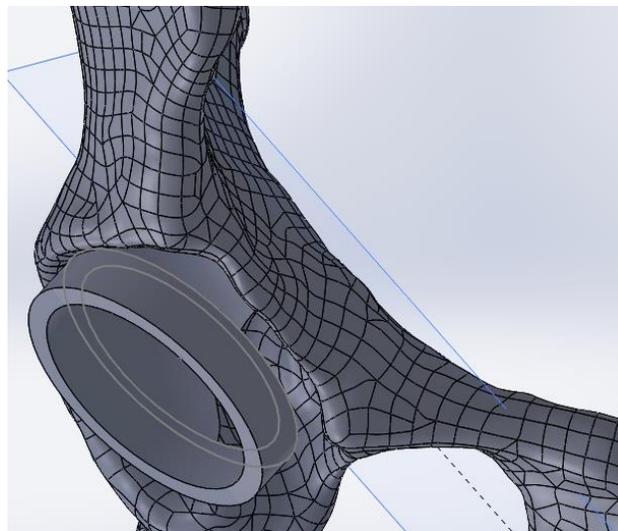


Figura 3.43. Escariado dentro del acetábulo.



Figura 3.44. Copa colocada dentro del cuerpo del acetábulo.

Una vez colocada la copa, se procede al diseño del sistema de reconstrucción acetabular, el cual parte de la base de la copa, como se aprecian las dimensiones en las figuras 3.45, 3.46 y 3.47; dicho dispositivo se genera con una especie de aletas ubicadas en la parte inferior, lateral y superior del acetábulo, para ser fijadas en la parte lateral y superior por tornillería de rosca métrica fina M3 - 0.35 mm x 16 mm y M3 - 0.35 mm x 18 mm respectivamente, con cabeza avellanada hueca hexagonal la cual atravesará al hueso y en la parte inferior en la zona del isquion por un tornillo quirúrgico de esponjosa de 6.5 mm x 25 mm como lo indica la Norma 060. Material de Curación Osteosíntesis. (1991) [8]; los barrenos de los tornillos localizados en la parte superior e inferior de sistema son de 3.2 mm de diámetro mientras que el barrenos del tornillo colocado en la parte del isquion es de 6.6 mm de diámetro, en la figura 3.48 se ilustra el sistema anclado ya con la tornillería colocada.

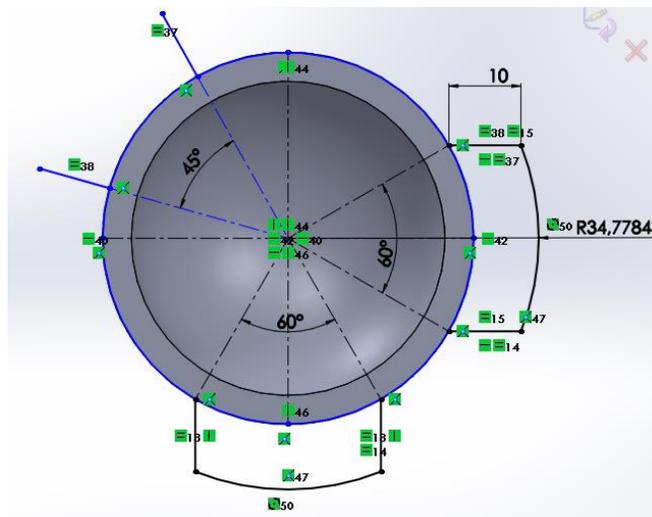


Figura 3.45. Ángulos y dimensiones para la generación del dispositivo de anclaje.

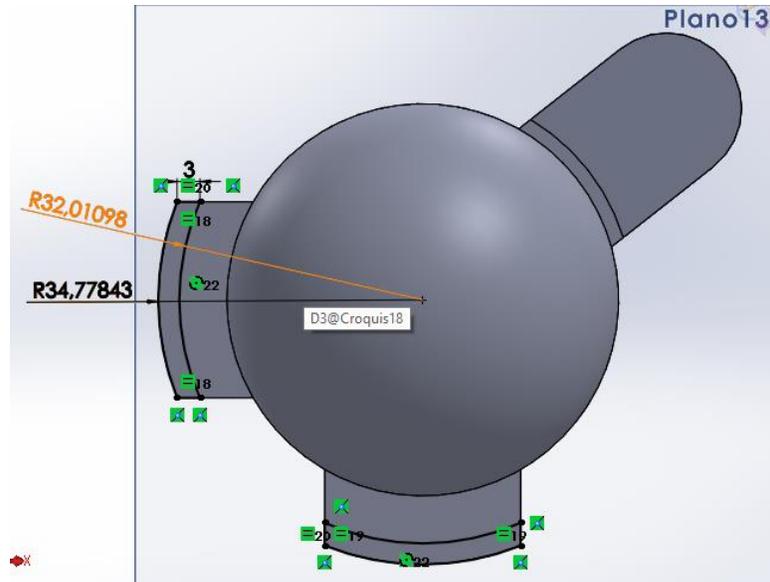


Figura 3.46. Dimensiones para la generación de los soportes lateral y superior.

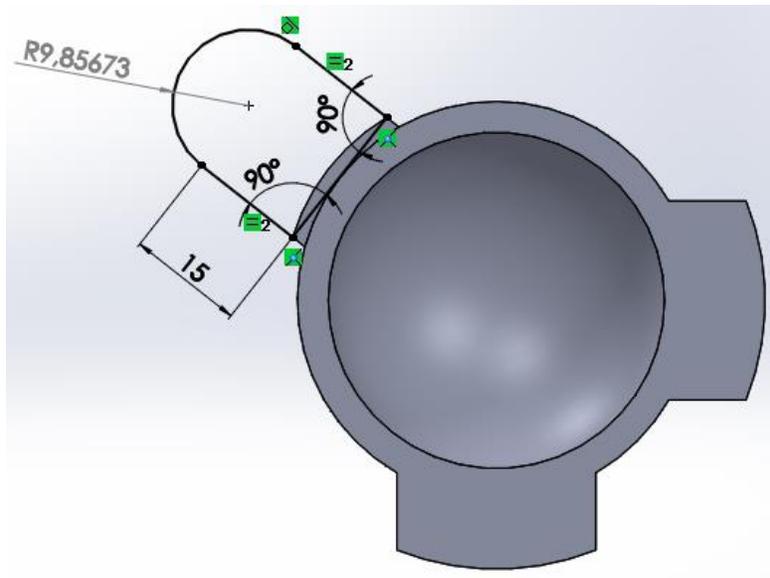


Figura 3.47. Dimensiones para el soporte que va colocado en la zona del isquion.

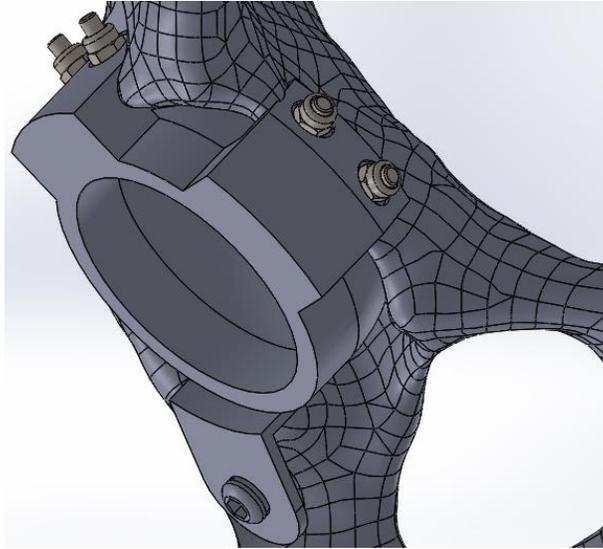


Figura 3.48. Dispositivo fijado con tornillería.

Para la generación del modelo del vástago no cementado se toma como base el diseño de un Vástago Femoral Taperloc® (*BIOMET*) el cual se muestra en la figura 3.49; como punto de partida del modelo se dispuso de las secciones del fémur, esto con la finalidad de proyectar el contorno del vástago sobre las paredes internas del mismo y de ésta manera poder tener el suficiente contacto anatómico, como se aprecia en la figura 3.50a. Posteriormente, se determinan una serie de trazos geométricos para darle mayor estabilidad al implante, lo primero que se define es el ángulo cervicodiafisial (CCD), para éste caso se considera un ángulo de 135° el cual se encuentra dentro del rango de tolerancia propuesto por, Schidlo y cols (1999) (cfr. Cap. 2; 2.6.4), por otra parte también se determina la longitud del vástago la cual fue de 129.19 mm, como se puede visualizar en la figura 3.50b.



Figura 3.49. Vástago Femoral Taperloc® (*BIOMET*). [9]

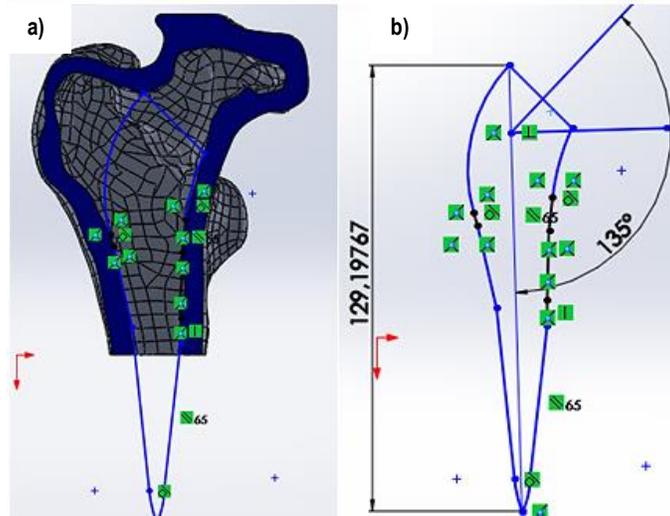


Figura 3.50. a) Diagrama del vástago siguiendo el contorno del canal diafisario y en b) diagrama con ángulo de CCD de 135° y longitud de 129.19 mm.

Posteriormente, se definen otros parámetros como el ángulo de conicidad, el cual se sugiere de 6° , con la finalidad de establecer la relación del coeficiente de fricción en la interface con la tangente del ángulo de conicidad del vástago, esto se debe a que el coeficiente más bajo de fricción en la interface que se presenta durante los primeros días después de la operación, alcanza el valor de 0.15 debido a la presencia de restos de sangre y médula, Shultz y cols (2006) [10]; por otra parte Ojeda (2009) [11], reportó que el ángulo de conicidad tiene la geometría adecuada para evitar el riesgo de rechazo, puesto que cumple que el coeficiente de fricción (0.15) es mayor que la tangente de ángulo de conicidad ($\text{tg. } 6^\circ = 0.105$). En cuanto al offset este se propone de 28.28 mm para compensar el deterioro patológico, como se observa en la figura 3.51.

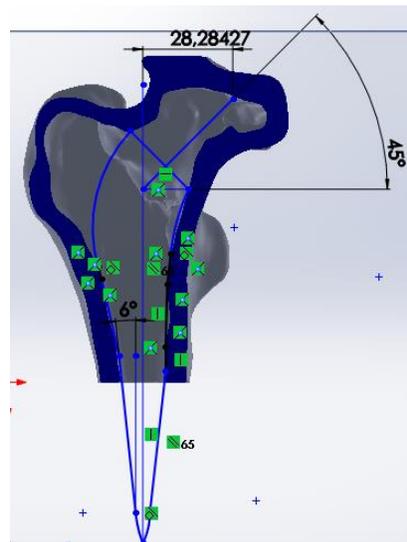


Figura 3.51. Diagrama muestra la longitud del offset de 28.28 mm y ángulo de conicidad de 6° .

Por último, se diseña el cono Morse al cual se le da un diámetro de 10 mm con una longitud de 29.82 mm, en su base se agrega un radio de 6 mm, tal como se observa en la figura 3.52.

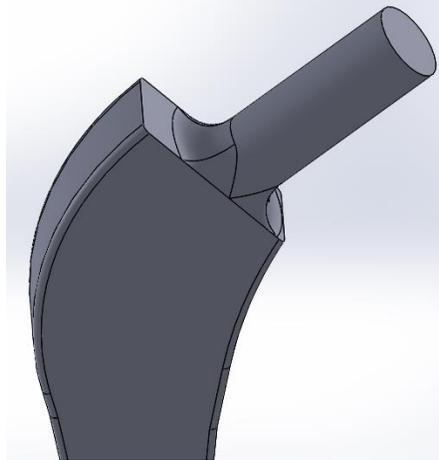


Figura 3.52. Radio sobre la superficie del vástago de 0.5 mm y en la zona del cono Morse de 6 mm.

Una vez concluido el vástago, se procede a realizar el diseño del cotilo de alúmina de impacto a presión. A éste se le asigna un diámetro de 43.51 mm en el soporte y de 21.75 mm en la semiesfera; por otra parte, también se realiza el diseño de la cabeza modular con diámetro de 28 mm y con extrusión en el centro con diámetro de 10 mm y profundidad de 20 mm como se observa en la figura 3.53.

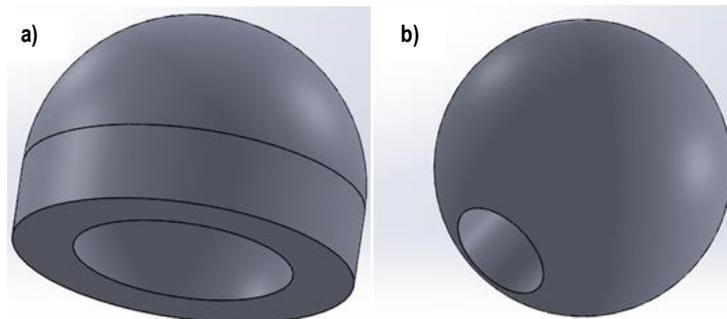


Figura 3.53. a) Cotilo de alúmina y b) cabeza modular.

Finalmente, se procede a realizar el ensamble tal como se muestra en la figura 3.54; y la selección de los biomateriales, el titanio y sus aleaciones ofrecen mejor resistencia a la corrosión que el Acero Inoxidable o las aleaciones de Cromo-Cobalto. No presenta evidencia de picaduras o corrosión intragranular en condiciones biológicas. La aleación más comúnmente usada es la llamada Ti-6Al-4V, (cfr. Cap. 2; 2.11.2). Es por estas razones por las que se decidió utilizar éste material como componente constitutivo del sistema de prótesis de cadera propuesto.

Por otra parte, se opta por la copa de alúmina debido a los pobres resultados que conlleva el uso de polietileno de alta densidad; ya que como comúnmente se describe es el eslabón más débil de la

artroplastia total de cadera porque es un elemento que limita la duración de las prótesis, debido a las partículas producidas por el desgaste, provocando una reacción inflamatoria que produce osteólisis y aflojamiento de los implantes, (cfr. Cap. 1; 1.3.3). La alúmina por su parte presenta mayor rigidez y dureza que los metales y tiene mejor resistencia al desgaste, (cfr. Cap. 2; 2.11.3).

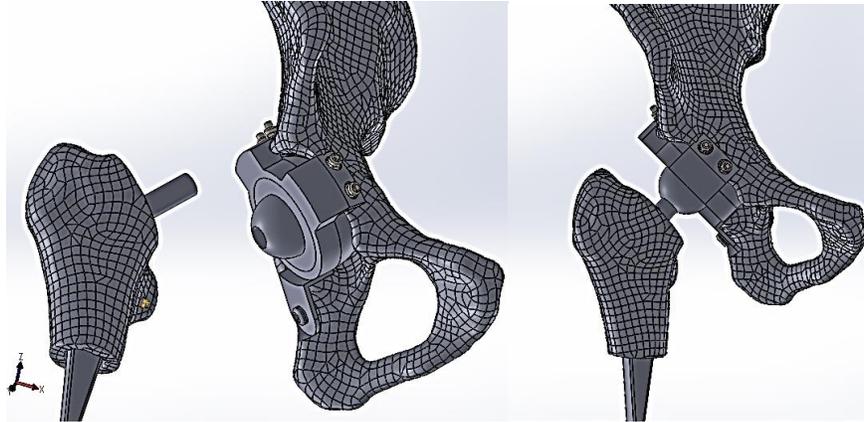


Figura 3.54. Ensamble del “Sistema de prótesis personalizada de cadera”.

3.5 Sumario.

En éste capítulo se abordó la metodología para la reconstrucción del modelo en 3D de la cadera; empleando la paquetería de diseño ScanIP® 3.2 de la empresa DELCAM®, la cual a partir de un archivo digital de la tomografía proporcionada por el paciente, permitió la visualización del archivo mediante capas en tres planos; una vez concluida la reconstrucción del modelo se procedió a utilizar del mismo, la articulación derecha de la cadera, que es como ya se ha comentado, la parte que presenta el deterioro patológico.

Cabe mencionar que una de las ventajas que ofrece la paquetería ScanIP® 3.2 es el tiempo de realización del modelo. Esto se debe a que el programa cuenta con herramientas para el fácil llenado de las capas, así como filtros que permiten mejorar el acabado de la superficie del modelo una vez finalizado; para concluir el modelo se exportó a otro programa con una extensión de archivo “*.stl”.

Posteriormente, con el programa Rhinoceros® 4.0 se realizó la parametrización del mismo; esto se llevó a cabo debido a que el modelo presentaba un exceso de elementos sobre su superficie mismos que impedían que se pudiera trabajar como un sólido en otro programa de diseño; por lo tanto se siguieron una serie de pasos para reducir el número elementos mediante la generación de una nueva superficie; una vez terminada la parametrización el modelo se guardó con una extensión “*.iges”;

finalizado el parametrizado éste se exportó a Solidworks® 2015 para realizar la generación del sistema de prótesis de cadera.

En Solidworks® 2015 se diseñaron cada uno de los componentes del sistema de prótesis de cadera; para la zona del acetábulo se adecuó un sistema de reconstrucción acetabular a partir de deterioro patológico que presenta el paciente mismo caso para el vástago que se diseñó para ser localizado

en la zona del fémur; una vez concluidos ambos sistemas se procedió al diseño de los otros componentes tales como la cabeza modular, la copa y la tornillería; finalmente se realizó selección del biomaterial y el ensamble de los componentes; dejando el modelo concluido para su posterior análisis numérico.

3.6 Referencias.

1. Ruiz—Muñoz, E.R., Beltrán-Fernández, J.A., Rodríguez-Cañizo, R.G., Hernández-Gómez, L.H., Urriolagoitia-Sosa, G. y Urriolagoitia-Calderón, G. (2009). Técnicas de modelado en 3D aplicado a casos de vertebras porcinas por medio de un escáner 3Dy tomografías. Conferencia. *XXV Congreso Nacional de Investigación Biomédica. UANL-Facultad de Medicina*. Monterrey-México. 1-10.
2. Chaffin, D.B. A computed biomechanical model development of and use in studying gross body actions. *J. Biomechanics*. 2. 429-441.
3. Teo, J.C., Si-Hoe, K.M., Keh, J.E & Teoh S.H. (2006). Relationship between CT intensity, micro-architecture and mechanical properties of porcine vertebral cancellous bone. *Clin. Biomech*. 21 (3). 235-244.
4. Ruiz Muñoz, E.R. (2010). Análisis de estabilización segmentaria en especímenes de columna lumbar porcina (L2L5) con cerclaje interespinoso, empleando cinturones de poliamida 6/6. (Tesis inédita de maestría). Instituto Politécnico Nacional. México D.F.
5. Burch-Schinder® Reinforcement Cage. (n.d). Extraído el día 15 de agosto de 2015 desde http://www.rpa.spot.pt/getdoc/9c3a8d36-1f2f-4087-915a-0ea395943b21/burch_schneider.aspx
6. Hasart, O., Perka, C., Lehnigk, R. y Thotz S. (2011). Reconstrucción de grandes defectos acetabulares con aumentos metálicos tecnología de metal trabecular. *Tec. Quir. Ortop. Traumatol*. 20 (4). 228-238.
7. Udofia, I., Liu, F., Jin, Z., Roberts, P. & Grigoris P. (2007). The initial stability contact mechanics of a press-fit resurfacing arthroplasty of the hip. *The Journal of Bone & Joint Surgery (Br)*. 89-B (4). 549-556.
8. Norma 060. Material de Curación (Osteosíntesis). (n.d). Extraído el 15 de agosto de 2015 desde <http://www.dvvimss.org.mx/pdf/normaqueeestablece.pdf>
9. Vástago Femoral Taperloc®. Técnica Quirúrgica. BIOMET. (n.d). Extraído el 15 de agosto de 2015 desde http://www.hospitrauma.com/download/HOSPITRAUMA_Biomet_Taperloc_TQ.pdf
10. Shultz, T., Blaha, R., Gruen, J.D. & Norman, T.A. (2006) Cortical Bone Viscoelasticity and fixation Strength of Press –Fit Femoral Stems: A Finite Element Model. *Journal of Biomechanical Engineering*. 128. 7-12.
11. Ojeda Díaz, C.J. (2009). Estudio de la influencia de estabilidad primaria en el diseño de vástagos de prótesis femorales personalizadas: aplicación a paciente específico. (Tesis inédita de doctorado). Universidad Politécnica de Madrid. España.

CAPÍTULO 4. ANÁLISIS NUMÉRICO.

En éste capítulo se describe el análisis numérico de la articulación de la cadera derecha mediante el uso de la paquetería Solidworks® 2015 y empleando el criterio de Von Mises.

A su vez se establecerán las características de cada uno de los biomateriales seleccionados para el sistema de prótesis de cadera y las condiciones de frontera para los distintos análisis de postura sugeridos para ésta investigación.

4.1 Metodología para evaluar el modelo de la cadera por elementos finitos.

Con la generación del modelo a partir de un sistema CAD (Diseño Asistido por Computadora), como se describe en el capítulo 3; se pretende simular las condiciones reales de carga a las que están sometidas las piezas y mostrar un panorama más amplio de las zonas de esfuerzos para realizar una adecuada validación del sistema.

Una vez realizado el ensamble final del sistema propuesto, se procede a importar el modelo dentro de la paquetería Solidworks® 2015 con la finalidad de llevar a cabo la validación numérica del mismo; para realizar este paso se selecciona la pestaña “Complementos de Solidworks” que está localizada en la barra de herramientas en la parte superior de la pantalla de visualización, posteriormente se realiza la siguiente operación Solidworks Simulation > Simulation > Asesor de estudios > Análisis Estático, como resultado de dicha instrucción aparecerá la ventana donde se realizará el análisis numérico.

4.1.1 Asignación de propiedades mecánicas.

Realizada la importación del modelo, se procede a determinar el tipo de análisis postural que se desea llevar a cabo; no sin antes definir las propiedades mecánicas asignadas a cada uno de los biomateriales involucrados durante el proceso.

Como ya se mencionó en el capítulo anterior, el biomaterial constitutivo del sistema de reconstrucción del acetábulo, cabeza modular y vástago femoral es la aleación de titanio, aluminio y vanadio Ti-6Al-4V como se reportó en (cfr. Cap. 3; 3.4), cuyas propiedades mecánicas son de acuerdo a las recomendaciones de la norma ASTM F136 las siguientes [1]: Módulo de elasticidad = 121 GPa, coeficiente de Poisson = 0.34, densidad = 4.3×10^{-6} kg/mm³ (4.3 g/cm³).

Para el cotilo de impacto a presión, el biomaterial seleccionado fue la alúmina (cfr. Cap. 3; 3.4), cuyas propiedades se resumen en la tabla 4.1.

Tabla 4.1 Características físicas de biocerámicos de alúmina. [2]

Propiedades de Al ₂ O ₃	
Contenido (% p/p)	>99,8
Densidad (g/cm ³)	>3,93
Tamaño medio de grano (μm)	3-6
Dureza (Vickers)	2300
Resistencia Mecánica a la Flexión (MPa)	550
Resistencia Mecánica a la Compresión (MPa)	4000
Módulo elástico (GPa)	380

Por otra parte, las propiedades mecánicas del fémur han sido causa de incertidumbre para muchos autores, aunque en general el comportamiento de hueso es viscoelástico-no lineal, para no complicar excesivamente el problema la mayoría de los estudios de biomecánica consideran al hueso como un material elástico-lineal, lo que se aproxima razonablemente a la realidad, salvo en el caso de cargas de impacto. Algunos lo consideran con propiedades mecánicas isotrópicas adaptándose éste modelo más a la parte esponjosa desde el punto de vista macro, [3] otros argumentan el comportamiento netamente ortotrópico o anisotrópico de la parte cortical, por lo que es recomendable que ésta parte del hueso deba tomarse con dichas propiedades mecánicas en aras de obtener resultados más exactos. [4]

Es por esta razón, que el módulo de elasticidad y la relación de Poisson para la pelvis derecha fue de 17 GPa y 0.3, respectivamente; mientras que para el fémur fue de 13.6 GPa y 0.3, respectivamente, como se reportó en (cfr. Cap. 2; 2.9.4).

Cabe mencionar que, para la selección de las propiedades de los materiales en estudio; se selecciona el componente de interés con clic derecho y posteriormente se sigue la siguiente ruta Aplicar/Editar Material > Aplicar > Cerrar y finalmente el componente queda listo para continuar con el proceso. Se puede dar el caso de que el material no exista, para este caso se selecciona en la parte inferior de la lista de materiales la opción "Material" y después en "Nuevo material" posteriormente se despliega una nueva ventana en la cual únicamente se modificarán los valores necesarios.

4.1.2 Aplicación de cargas y restricciones de movimiento.

Una vez definidos los materiales de estudio, se procede a definir las condiciones de aplicación de carga y restricciones de movimiento, con base en las condiciones de movimiento de la articulación de la cadera.

Para establecer las restricciones en el modelo se sigue la siguiente ruta Sujeciones > Geometría fija una vez estando dentro de la pantalla de "Sujeción"; una vez colocadas las sujeciones en el modelo se da clic en aceptar cuyo símbolo es un ✓.

Por otra parte, para el caso de las cargas se sigue la siguiente ruta Cargas externas > Fuerza > Valor de fuerza (se escribe la fuerza a aplicar); en algunos casos de estudio se modifica el proceso, para agregar las cargas en la parte de "Valor de fuerza" se utiliza la siguiente ruta de operación

Cargas externas > Fuerza > se agrega la fuerza > Dirección seleccionada (se agrega con respecto a un plano de referencia) > Valor de la fuerza (se escribe la fuerza a aplicar y finalmente se le da clic en aceptar ✓.

Un ejemplo sobre la aplicación de las restricciones y las cargas en un modelo de prótesis de cadera se ilustra en la figura 4.1; propuesto por Udofia y cols (2007) [5], en el cual aplicaron mediante un análisis por elementos finitos una fuerza de contacto de 3200 N en la articulación de la cadera y para simular el soporte sacral, las condiciones de frontera se establecieron con nodos que fueron situados en la articulación sacroiliaca y en la sínfisis del pubis para limitarlos completamente y prevenir el movimiento en alguna dirección. En la parte inferior alrededor de la sección transversal del fémur los nodos limitaron parcialmente la zona, permitiendo uno o dos grados de libertad.

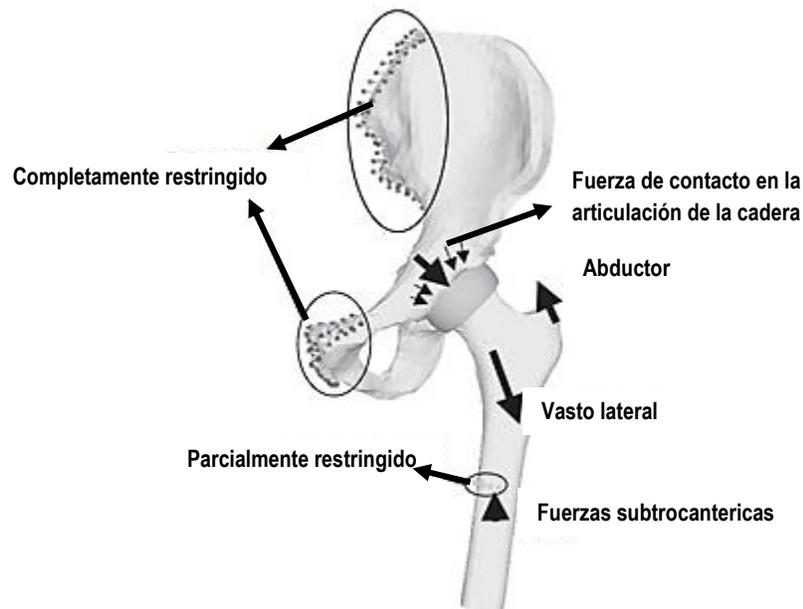


Figura 4.1. Modelo por elementos finitos en el cual se muestran las condiciones de carga y frontera, en la articulación de la cadera. [5]

4.1.2.1 Cargas sobre la articulación fémur-cadera. [6]

A. Postura de pie normal

En una persona media, el peso combinado de los miembros inferiores constituye aproximadamente un tercio del peso del cuerpo. La carga suprayacente a las articulaciones de la cadera es aproximadamente dos tercios del peso del cuerpo estando de pie; si el peso es distribuido por igual en ambos pies, la carga en cada articulación de la cadera es la mitad de esta cifra, o sea un tercio del peso del cuerpo.

B. Posición monopodal (sobre un pie) sin caminar.

Cuando se está sobre un pie, la línea del peso puede ser mantenida sobre la base de sustentación inclinando el tronco. La carga suprayacente al miembro en que se apoya es $5/6$ del peso del cuerpo, lo que se obtiene restando el peso del miembro de apoyo al peso total del cuerpo. Dado que la línea del peso pasa a través de la articulación de la cadera, la pelvis no tiende a caer hacia el lado sin apoyo. En consecuencia, el mecanismo abductor de la cadera se halla inactivo prácticamente, y no hace una contribución significativa a la carga aplicada al miembro que soporta el peso, como se observa en la figura 4.2.

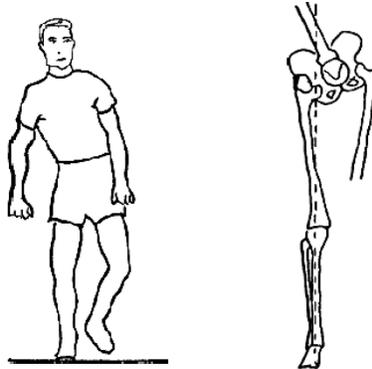


Figura 4.2. Posición sobre un pie, sin andar. [6]

C. Posición monopodal caminando

Durante la fase apoyo de la marcha o caminar, se desplaza lateralmente la pelvis y el tronco. Una posición similar se adopta repetidamente, mientras el peso se desplaza sobre la base de sustentación en la fase de apoyo de la marcha. Para esta posición, el peso suprayacente que debe ser soportado es también $5/6$ del peso del cuerpo, igual que en la posición sin andar; sin embargo, la línea del peso no pasa a través de la articulación de la cadera. En consecuencia, se genera un momento de fuerza que tiende a voltear la cadera en el lado sin apoyo. El momento de fuerza es igual al peso soportado, multiplicado por la distancia perpendicular desde la articulación de la cadera a la línea de acción del peso, en la figura 4.3 se aprecia la posición monopodal andando.

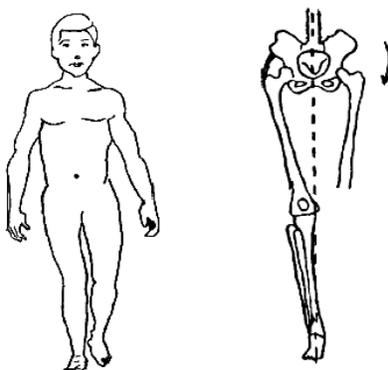


Figura 4.3. Posición sobre un pie, andando. [6]

Para impedir que la pelvis caiga hacia el lado sin apoyo, el mecanismo abductor debe generar una fuerza suficiente para establecer el equilibrio en torno a la articulación de la cadera.

El fémur presenta esfuerzos que son combinaciones de fuerzas externas de: compresión, tensión y torsión; debido a los movimientos durante las diversas actividades. Estas fuerzas externas aplicadas a los huesos, por ejemplo, al fémur, dependen de los músculos circundantes a él, que son los actuadores de un determinado movimiento, por ejemplo: caminar, correr, subir escaleras, saltar, etc.

En la acción del caminar, participan principalmente los músculos: vasto intermedio, vasto medial, vasto lateral y recto femoral; los músculos gastrocnemio, glúteo mayor, glúteo menor, glúteo medio, ilíaco, psoas y los abductores. A continuación, se describe la combinación de músculos actuantes en el ciclo de caminar; se muestran tres períodos o configuraciones de carga del ciclo del caminar humano, que son las siguientes:

- 10% del ciclo de caminar: Contacto del talón con la superficie, donde participan: la fuerza de contacto de la articulación de la cadera y los músculos: glúteo mayor, glúteo menor, glúteo medio, psoas, iliaco, pisiforme, aductor largo y aductor mínimo.
- 30% del ciclo de caminar: Contacto de la planta del pie con la superficie, participan: la fuerza de contacto de la articulación de la cadera y los músculos: glúteo menor, glúteo medio, psoas, iliaco y piriforme.
- 45% del ciclo de caminar: Contacto de los dedos con la superficie (empuje), la fuerza de contacto de la articulación de la cadera y los músculos: glúteo menor y glúteo medio, piriforme.

En la figura 4.4 se representa el ciclo completo del caminar humano, actualmente existen equipos con telecámaras para determinar con exactitud las características mecánicas y dinámicas del ciclo de cada persona, pues es una gran ayuda para conocer el tipo de comportamiento mecánico y estructural que posee el fémur, los demás huesos y músculos implicados

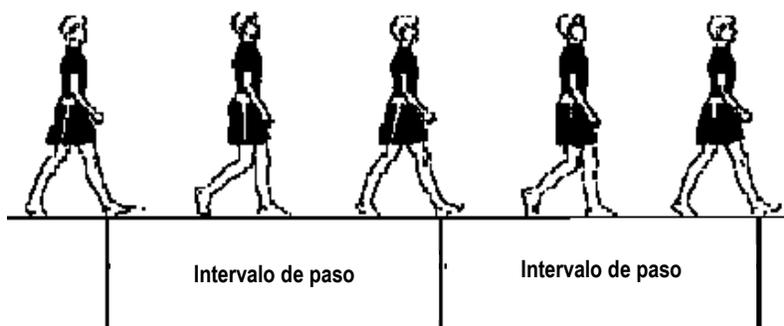


Figura 4.4. Ciclo de marcha. [6]

En la figura 4.5 se aprecia un ejemplo de una simulación con MEF de las fuerzas musculares presentes en los porcentajes más importantes del ciclo.

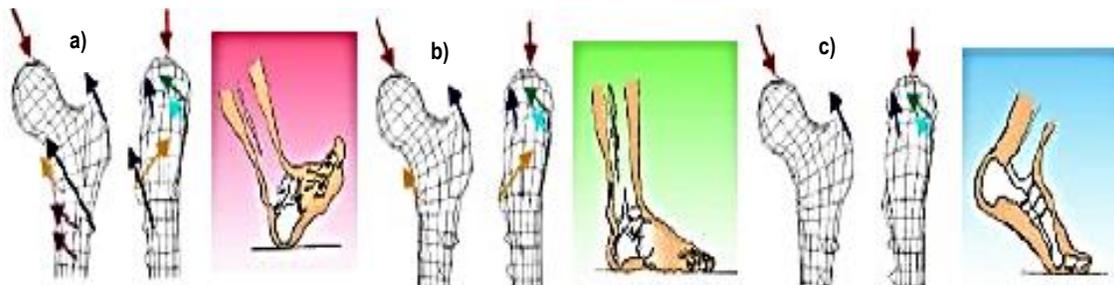


Figura 4.5. Configuraciones de carga al caminar. (a) 10% del ciclo. (b) 30% del ciclo. (c) 45% del ciclo. [6]

D. Reducción de fuerza en el abductor por uso de bastón.

El papel de un bastón o muleta en la reducción del peso en la cadera depende de cuál de los dos lados sea en el que se use. Cuando se usa en el lado de la cadera afectada, un bastón funciona principalmente reduciendo la fuerza hacia abajo, debida a la gravedad, pero no juega ningún papel importante en orden a reducir la fuerza generada por el mecanismo abductor. Cuando se usa en el otro lado, como en la figura 4.6, el bastón no sólo soporta parte de la carga primaria, sino reduce también la fuerza que debe ser asumida por el mecanismo abductor para estabilizar la pelvis. Por ejemplo, si la fuerza de soporte aplicada al bastón fuera “C” Newtons, la fuerza generada por el mecanismo abductor sería reducida aproximadamente $5 \times C$ Newtons, ya que el brazo efectivo de palanca (dc), desde la articulación de la cadera, aproximadamente es cinco veces la longitud del brazo de palanca para los abductores (da). El uso del bastón en este lado opuesto a la cadera afectada, reduce el componente de la fuerza debido a la acción muscular, soporta parte del peso del cuerpo y proporciona una base de sustentación más amplia cuando la pierna afectada se halla en la fase de apoyo de la marcha.

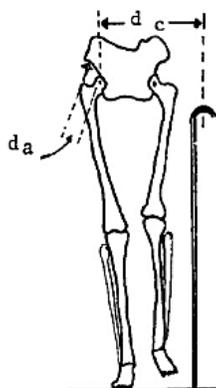


Figura 4.6. Transferencia de carga de la pelvis hacia el fémur utilizando bastón. [6]

El comportamiento mecánico del fémur humano en estado natural y en condiciones sanas es perfecto y asombrosamente exacto frente a la diversidad y complejidad de cargas estáticas y dinámicas. En su parte proximal, se aprecia que las cargas provenientes de la cabeza femoral se

transfieren de modo que los esfuerzos axiales de compresión simples y los esfuerzos normales de flexión, se distribuyen en toda la sección recta de la estructura vertical (diáfisis), las trabéculas son las responsables transferir la carga desde el extremo proximal hasta la parte distal.

Éste diseño natural y perfecto, es alterado cuando después de una fractura femoral o artrosis se realiza el reemplazo de la articulación mediante implante de prótesis femoral intramedular. El nuevo diseño en la parte proximal del fémur anatómicamente restablece la función de la articulación; no obstante, desde el punto de vista mecánico y de resistencia de materiales, la transferencia de carga es menos perfecta. Dicho implante, sirve como protección en la zona proximal, pero el fémur humano sufre una sobrecarga en la diáfisis.

Por esa razón, la transferencia de cargas dependerá del diseño de la prótesis, asimismo, los cambios de las propiedades físicas de uno de los componentes del sistema, ya sea en una prótesis cementada o no cementada, producen profundas alteraciones en la respuesta del resto. Si se diseña la prótesis de mayor tamaño y más rígida, puede aumentar su resistencia a la fractura, pero a su vez puede tener efectos negativos sobre la magnitud de las tensiones en el hueso o el cemento, que puede a largo plazo ocasionar osteólisis o aflojamiento.

En la figura 4.7, se aprecia la diferencia de ambos diseños, el natural (sin prótesis) y el artificial (con prótesis).

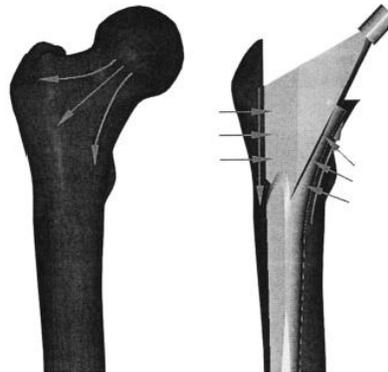


Figura 4.7. Transferencia de carga. (a) Natural sin prótesis. (b) Artificial con prótesis. [6]

4.2 Ejecución del estudio.

De forma breve, se muestran a continuación los resultados obtenidos en base a las condiciones de frontera mostradas, con el fin de obtener el comportamiento para cuatro casos diferentes de marcha.

Las condiciones planteadas están referidas a un paciente cuya masa corporal como marca su resumen clínico es de 48 kg y una estatura de 1.64 m; a continuación, se muestran los resultados y las consideraciones hechas para cada caso.

4.2.1 Condiciones de frontera para el caso 1; posición sobre un pie, sin andar.

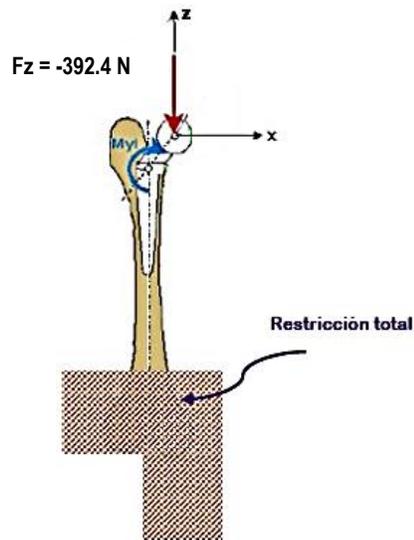


Figura 4.8. Condición de frontera: posición sobre un pie, sin andar. [6]

Para éste caso, la carga sólo es vertical y coincide con el eje femoral $F_z = -392.4 \text{ N}$ recordando que la carga es de $5/6$ del peso del cuerpo, como el peso es descendente se le da signo negativo.

En la figura 4.8 se ilustra la condición de frontera para una posición sobre un pie sin andar, cabe aclarar que para éste caso la carga aplicada es de $5/6$ del peso del cuerpo, debido a que se considera el peso total del cuerpo menos el peso del miembro de apoyo como se describió anteriormente.

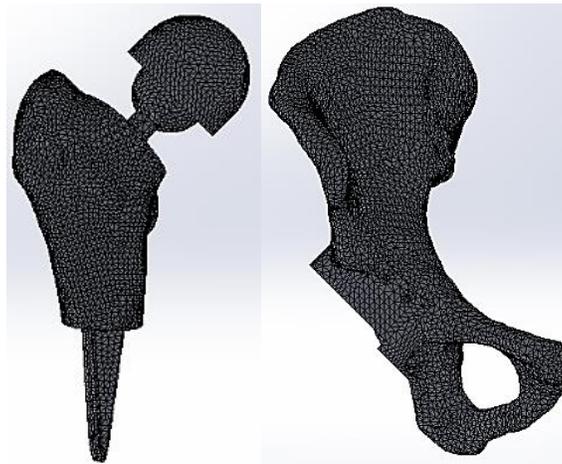


Figura 4.9. Modelo en 3D por elementos finitos de la articulación de la cadera.

El tipo de malla que se les aplicó a todos los modelos del sistema fémur-vástago-cabeza-copa, durante ésta investigación fue tipo sólido tetraédrico, como se aprecia en la figura 4.9; con un

tamaño por elemento de 2 mm y una tolerancia de 0.1 mm, no fue necesario aplicar técnicas en la generación de malla; para éste primer caso se obtuvo una red con 116461 nodos y 74808 elementos. Los resultados de las simulaciones se aprecian en las figuras 4.10, 4.11 y 4.12.

Mientras que para el caso del sistema de reconstrucción acetabular y la pelvis, se empleó el mismo tipo de malla solido tetraédrico como el que se ilustra en la figura 4.10, lo que varió fue en el tamaño por elemento de 3 mm y la tolerancia de 0.1 mm, no fue necesario aplicar técnicas adicionales, esto se aplicó a todos los modelos, por lo tanto, se obtuvo una red con 187956 nodos y 126537 elementos. Los resultados de las simulaciones se aprecian en las figuras 4.13, 4.14 y 4.15.

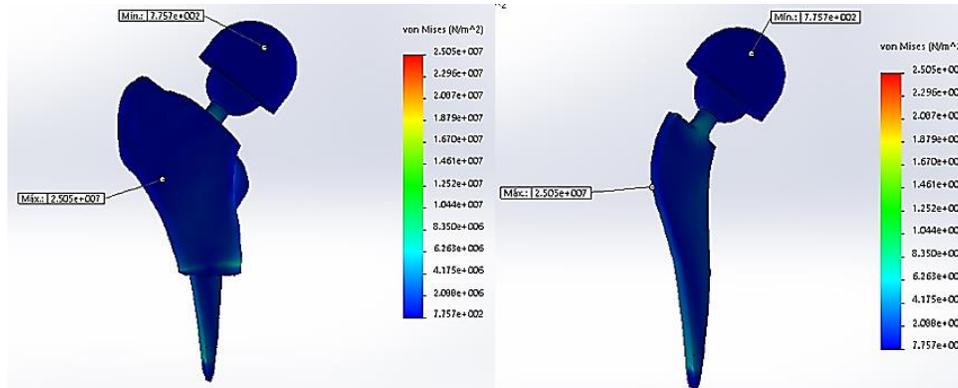


Figura 4.10. Concentración de esfuerzos máxima de 25.05 MPa sobre el cuerpo del implante.

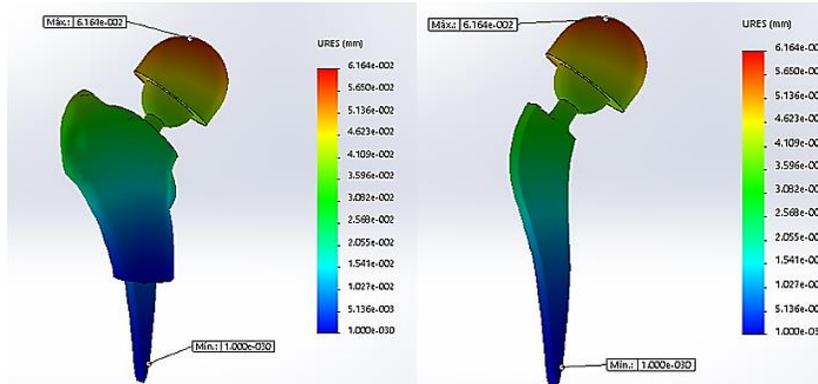


Figura 4.11. Micro desplazamiento máximo de 61.64 μm en el cotilo de impacto a presión.

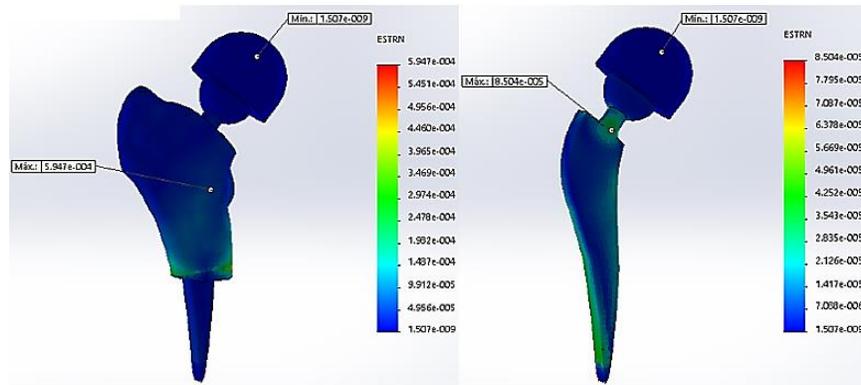


Figura 4.12. Deformación unitaria máxima de 5.947×10^{-4} ubicada en la zona diafisiel del fémur; mientras que en el implante se tiene una deformación unitaria máxima de 8.504×10^{-5} sobre la base del cono Morse.

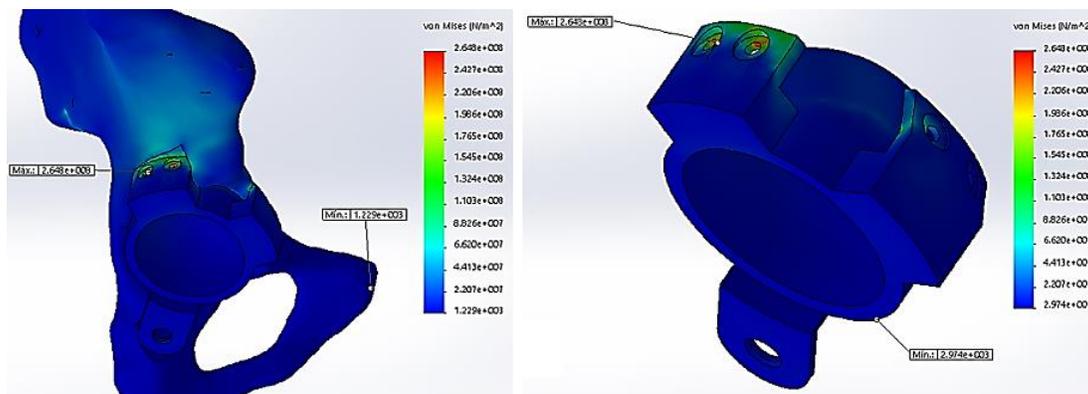


Figura 4.13. Concentración de esfuerzos máxima de 264.8 MPa ubicados sobre los orificios para la tornillería.

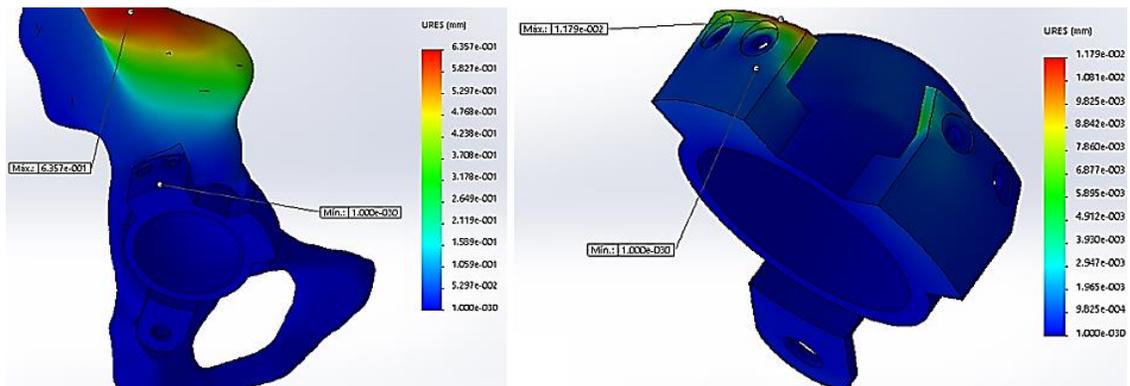


Figura 4.14. Micro desplazamiento máximo de 635.7 μm en la pelvis derecha; por otra parte, en el implante se tiene un micro desplazamiento máximo de 11.79 μm .

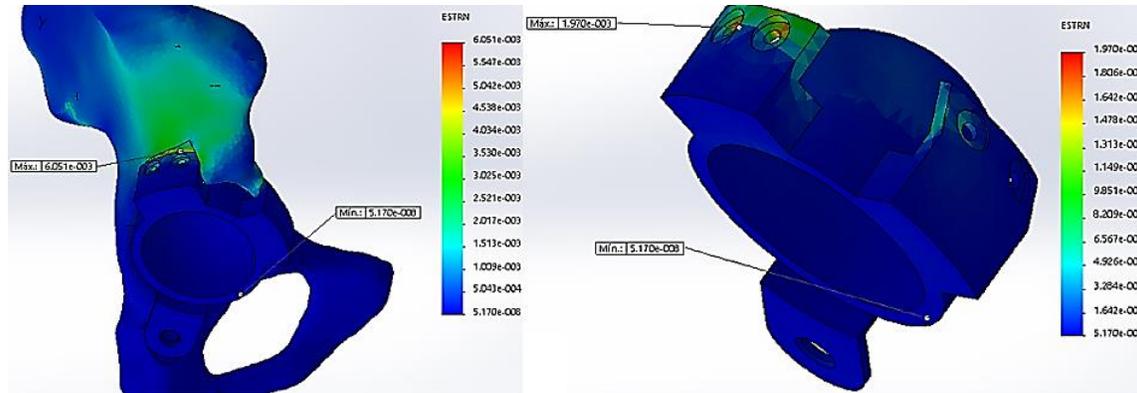


Figura 4.15. Deformación unitaria máxima de 6.051×10^{-3} ubicada en la parte superior del acetábulo; mientras que en el implante se tiene una deformación unitaria máxima de 1.97×10^{-3} localizada en la zona de los orificios para la tornillería.

Por lo tanto, se observa para éste primer caso que dichas fuerzas no afectan de manera drástica a la pieza; el esfuerzo máximo para el caso del fémur se encuentra localizado sobre el cuerpo del implante cuyo valor es de 25.05 MPa, mientras que para la pelvis el esfuerzo máximo se localizó en los orificios de la tornillería llegando a ser de 264.8 MPa. Además, cabe mencionar que la distribución de esfuerzos en ambas zonas es mínima, producto de la misma geometría.

4.2.2 Condiciones de frontera para el caso 2; caminando con bastón.

Para éste caso, la carga en la cadera se reduce en el lado en el cual se utiliza el bastón, mismo que se localiza en la mano izquierda con motivo de reducir la presión sobre la cabeza femoral derecha y de ésta forma eliminar la cojera, como se ilustra en la figura 4.16; a su vez, el soporte ofrece la tracción requerida para los músculos abductores y como soporte del peso del cuerpo, además de que trabaja a través de un brazo de palanca, que modera el apoyo para reducir la deformación sobre la cadera.

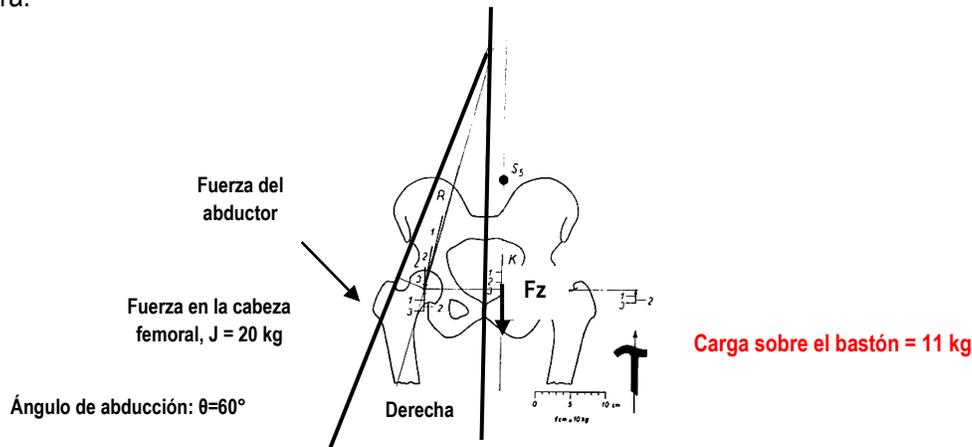


Figura 4.16. Condición de frontera: caminando con bastón. [7]

La reacción sobre del bastón se determinó a partir de las fuerzas relativas que se aprecian en la tabla 4.2 establecidas por Pauwels, quien estimó que, durante una fase de marcha sin un soporte una persona promedio ejerce una fuerza estática de 174 kg sobre la cadera, a su vez encontró que

la fuerza puede ser reducida a 99 kg empujando hacia abajo sobre un soporte en la mano opuesta con una carga de hasta 9 kg. [7]

Tabla 4.2 Cargas que actúan sobre el bastón. [7]

Fuerza designada	Carga sobre el bastón [kg]	Carga sobre la Cabeza Femoral [kg]
R	0	174
1	9	99
2	14	51
3	17	29

Lo primero que se determinó, fue la fuerza sobre la cabeza femoral; éste valor se obtuvo a partir de los datos establecidos por Inman (1947), en los cuales estimó que las fuerzas W y M, y sus respectivos brazos de palanca, eran tales que las fuerzas de compresión estática sobre la cabeza femoral fueron de 2.4 a 2.6 veces el peso corporal durante el apoyo unilateral. A partir de estos valores Blount (1956), estimó que una persona promedio cuya masa corporal de 69.84 kg al inclinarse con una fuerza de 174 kg, sobre un bastón sostenido con la mano opuesta reducía la fuerza sobrepuesta sobre la cabeza femoral de 174 a 29 kg [8], como se aprecia en la tabla 4.2.

Por lo tanto, para éste caso si la fuerza sobrepuesta sobre la cabeza femoral es de 2.5 veces el peso corporal, entonces $2.5 * 48 \text{ kg} = 120 \text{ kg}$, dicho valor obtenido será una fuerza asignada a la cabeza femoral; finalmente, al asociar éste valor con los de la tabla 4.2 se obtiene que, para una carga sobre el bastón de 11 kg, la fuerza sobre la cabeza femoral es de 20 kg (196.2 N) considerando la masa corporal del paciente de 48 kg; para la pelvis la carga es la misma de 20 kg (196.2 N), recordando que transmite el peso del cuerpo a la cabeza femoral.

Una vez obtenidos los valores se procede a la validación numérica, para el fémur con implante colocado, se obtuvo una red con 116424 nodos y 74791 elementos. Los resultados de las simulaciones se aprecian en las figuras 4.17, 4.18 y 4.19.

Mientras que para el caso del sistema de reconstrucción acetabular y la pelvis, se obtuvo una red con 187864 nodos y 126465 elementos. Los resultados de las simulaciones se aprecian en las figuras 4.20, 4.21 y 4.22.

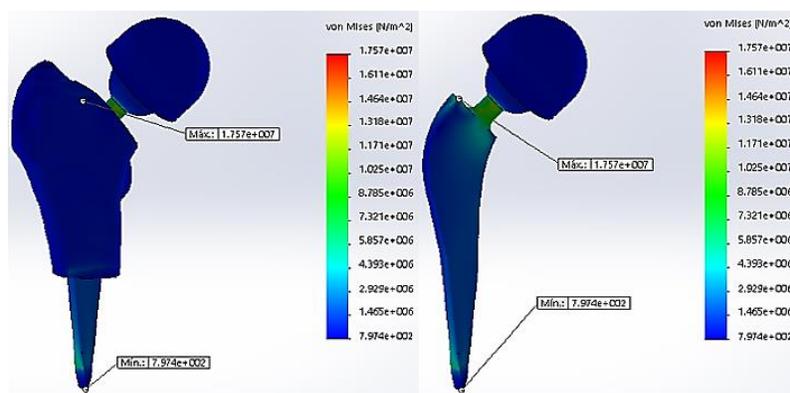


Figura 4.17. Concentración de esfuerzos máxima de 17.57 MPa ubicados en la base del cono Morse.

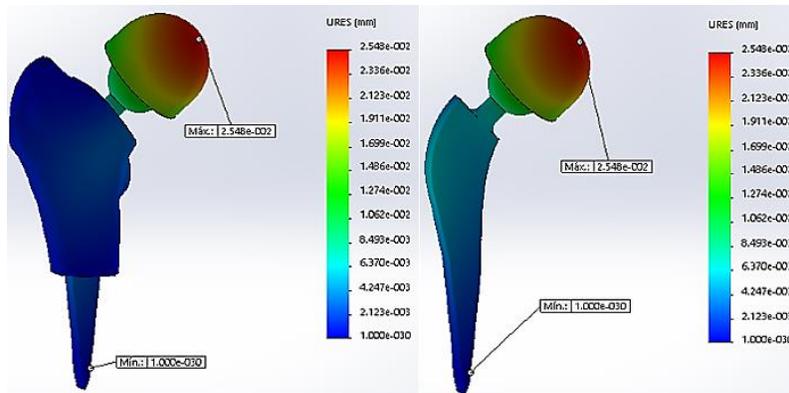


Figura 4.18. Micro desplazamiento máximo de 25.48 μm en el cotilo de impacto a presión.

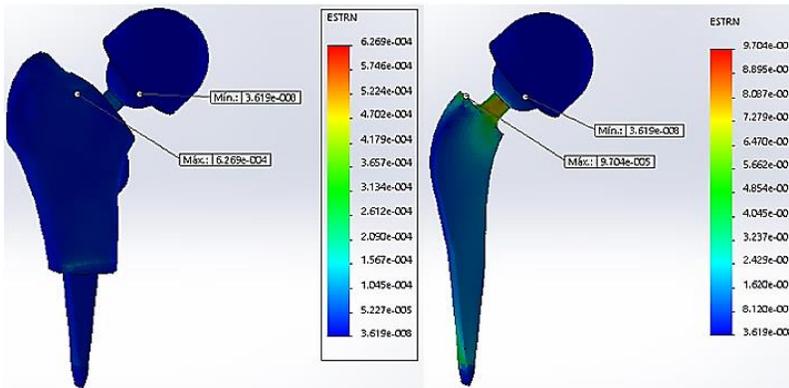


Figura 4.19. Deformación unitaria máxima de 6.269×10^{-4} ubicada en la zona proximal del fémur; mientras que en el implante se tiene una deformación unitaria máxima de 9.704×10^{-5} en la base del cono Morse.

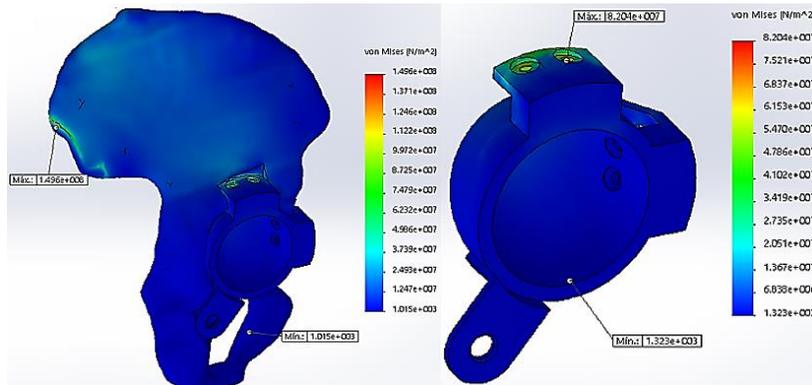


Figura 4.20. Concentración de esfuerzos máxima de 149.6 MPa ubicados en la cresta ilíaca; mientras que en el implante los esfuerzos máximos son de 82.04 MPa localizados en los orificios para la tomillería.

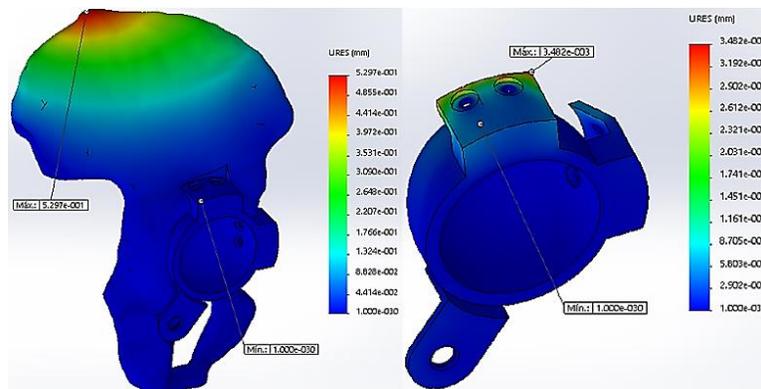


Figura 4.21. Micro desplazamiento máximo de 52.97 μm en la pelvis derecha; por otra parte, en el implante se tiene un micro desplazamiento máximo de 3.482 μm .

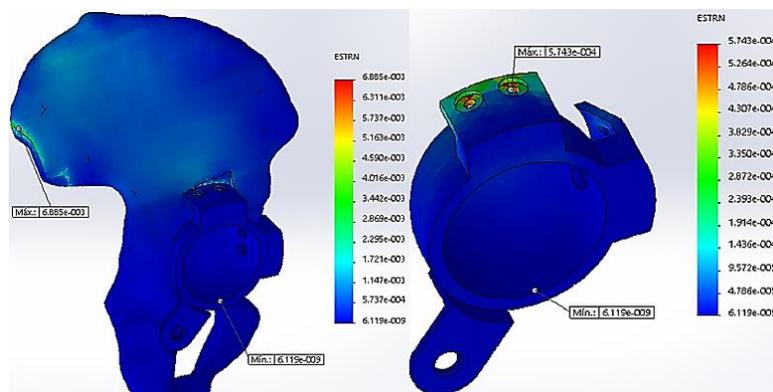


Figura 4.22. Deformación unitaria máxima de 6.885×10^{-3} ubicada en la pelvis; mientras que en el implante se tiene una deformación unitaria máxima de 5.743×10^{-4} localizada en los orificios para la tornillería.

Por lo tanto, se observa para éste caso que dichas fuerzas no afectan de manera drástica a la pieza como se observó en el caso anterior; el esfuerzo máximo para el caso del fémur se encuentra localizado en la base del cono Morse cuyo valor es de 17.57 MPa; mientras que para la pelvis los esfuerzos máximos se localizaron en la cresta ilíaca llegando a ser de 149.6 MPa y en el sistema de reconstrucción sobre los orificios de la tornillería como en el caso anterior llegando a ser de 82.04 MPa; la distribución de esfuerzos en ambas zonas es mínima, producto de la misma geometría.

4.2.3 Condiciones de frontera para el caso 3; caminando sin bastón.

Para este caso, la carga sobre la cabeza femoral se determinó a partir de la dirección de la resultante del grupo muscular abductor de la cadera que actúa sobre el trocánter mayor formando un ángulo de 71° como se ilustra en la figura 4.23. Cabe mencionar que la carga obtenida fue de 135.18 kg (1326.11 N) descendente y hacia la izquierda, ésta actúa sobre la horizontal con un ángulo de 75° , para éste caso los cálculos se muestran en los Anexos.

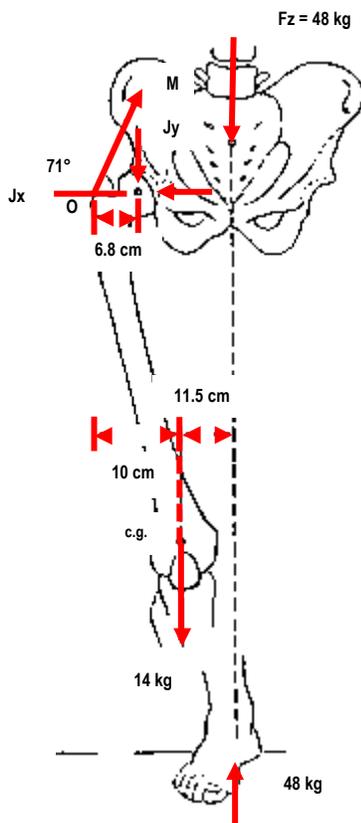


Figura 4.23. Condición de frontera: caminando sin bastón. [8]

En cuanto al análisis numérico, para el fémur con implante colocado, se obtuvo una red con 116424 nodos y 74791 elementos, como en el caso anterior. Los resultados de las simulaciones se aprecian en las figuras 4.24, 4.25 y 4.26.

Mientras que para el caso del sistema de reconstrucción acetabular y la pelvis, se obtuvo una red con 187864 nodos y 126465 elementos mismos del caso anterior. Los resultados de las simulaciones se aprecian en las figuras 4.27, 4.28 y 4.29.

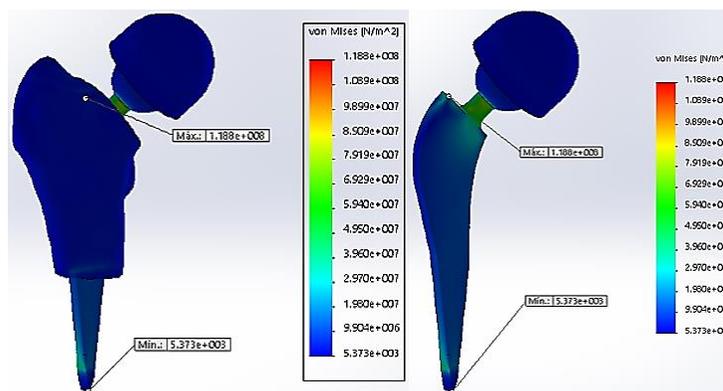


Figura 4.24. Concentración de esfuerzos máxima de 118.8 MPa ubicados en la base del cono Morse.

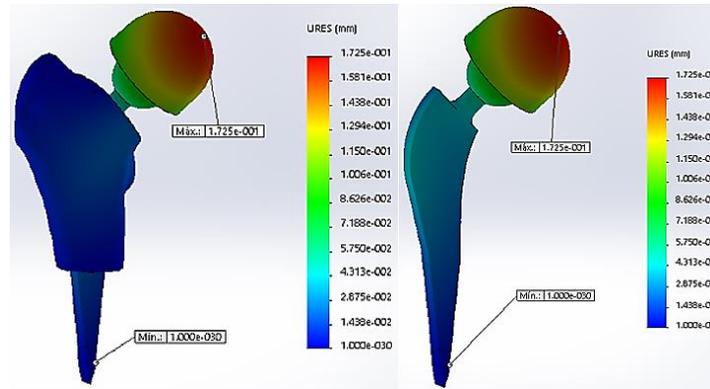


Figura 4.25. Micro desplazamiento máximo de 172.5 μm en el cotilo de impacto a presión.

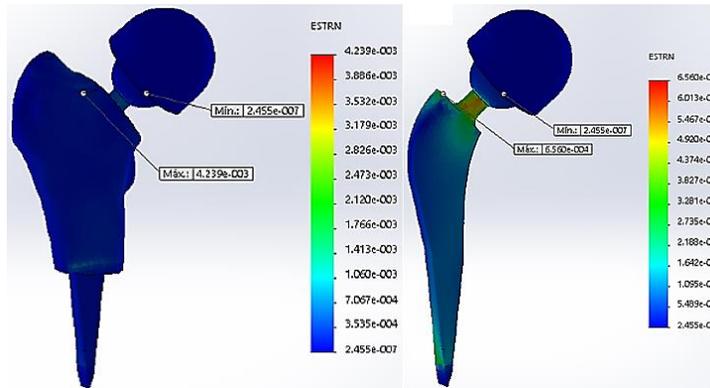


Figura 4.26. Deformación unitaria máxima de 4.239×10^{-3} ubicada en la zona proximal del fémur; mientras que en el implante se tiene una deformación unitaria máxima de 6.56×10^{-4} en la base del cono Morse.

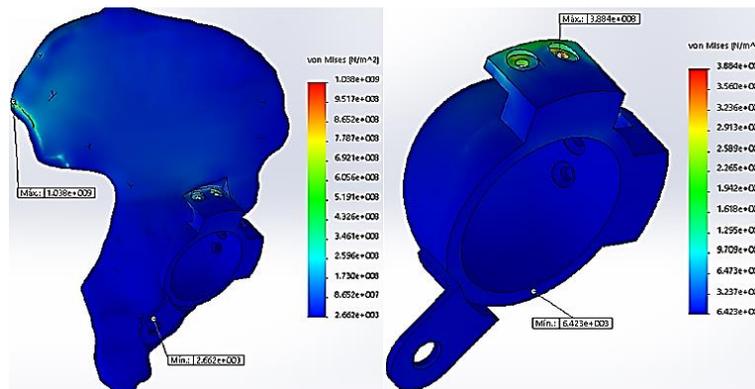


Figura 4.27. Concentración de esfuerzos máxima de 1.038 GPa ubicados en la cresta ilíaca; mientras que en el implante los esfuerzos máximos son de 388.4 MPa localizados en los orificios para la tornillería.

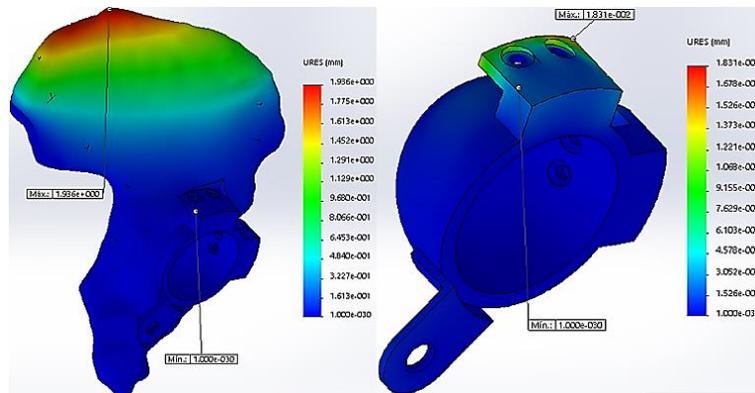


Figura 4.28. Micro desplazamiento máximo de 1936 μm en la pelvis; por otra parte, en el implante se tiene un micro desplazamiento máximo de 18.31 μm .

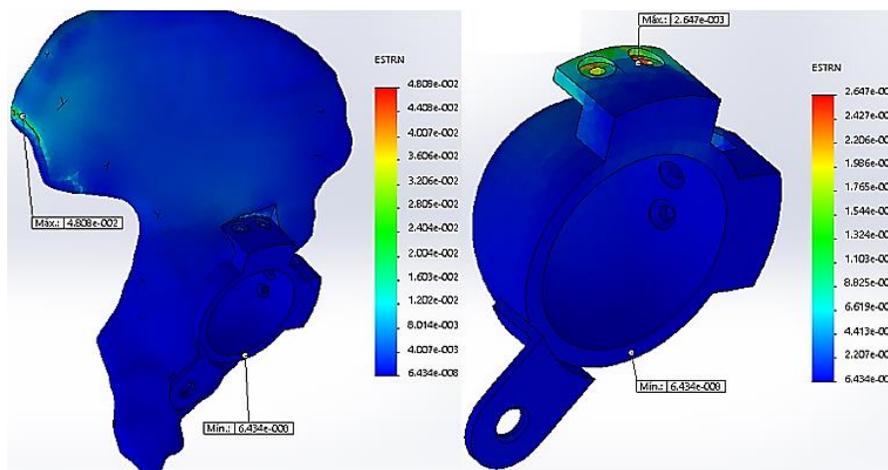


Figura 4.29. Deformación unitaria máxima de 4.808×10^{-2} ubicada en la cresta ilíaca; mientras que en el implante se tiene una deformación unitaria máxima de 2.647×10^{-3} localizada en la zona de los orificios para la tornillería.

Por lo tanto, se observa para éste caso que dichas fuerzas no afectan de manera drástica a la pieza mismo patrón que en los casos anteriores; a su vez, el esfuerzo máximo para el caso del fémur se encuentra localizado sobre la base del cono Morse como en el caso anterior cuyo valor es de 118.8 MPa; mientras que, para la pelvis los esfuerzos máximos se localizaron en la cresta ilíaca siendo de 1.038 GPa y en el sistema de reconstrucción en los orificios de la tornillería como en los casos 1 y 2 llegando a ser de 388.4 MPa; presenta el mismo patrón que los casos anteriores en cuanto a la distribución de esfuerzos siendo mínima, producto de la misma geometría.

4.2.4 Condiciones de frontera para el caso 4; cargando una mochila.

Como en el caso anterior, la carga sobre la cabeza femoral se determinó a partir de la dirección de la resultante del grupo muscular abductor de la cadera que actúa sobre el trocánter mayor siendo de 71° con una carga adicional de 6 kg, como se ilustra en la figura 4.30. Cabe mencionar que la carga obtenida sobre la cabeza femoral fue de 193.97 kg (1902.84 N) descendente y hacia la izquierda,

actuando sobre la horizontal con un ángulo de 74° , para éste caso los cálculos se muestran en los Anexos.

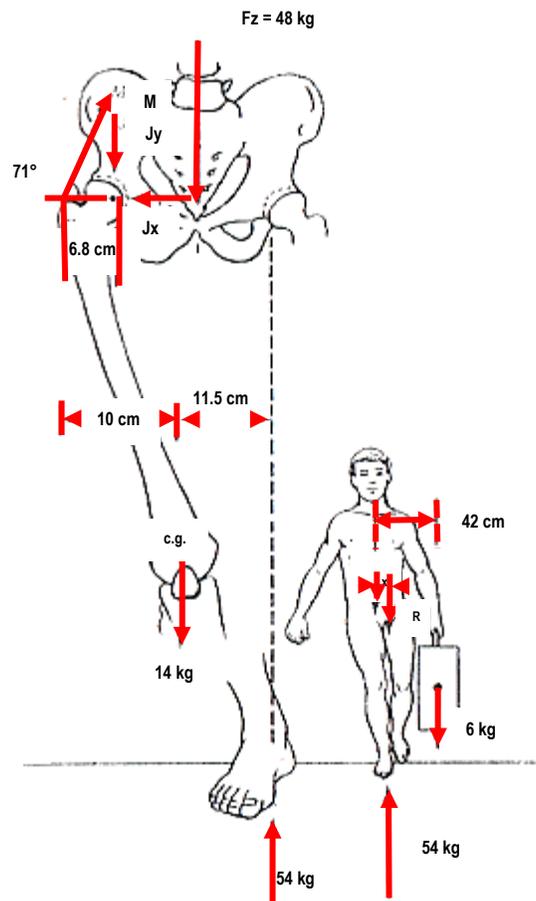


Figura 4.30. Condición de frontera: cargando una mochila. [8]

En cuanto al análisis numérico, para el fémur con implante colocado, se obtuvo una red con 116424 nodos y 74791 elementos, como en los casos 2 y 3. Los resultados de las simulaciones se aprecian en las figuras 4.31, 4.32 y 4.33.

Mientras que para el caso del sistema de reconstrucción acetabular y la pelvis, se obtuvo una red con 187864 nodos y 126465 elementos como en los casos 2 y 3. Los resultados de las simulaciones se aprecian en las figuras 4.34, 4.35 y 4.36.

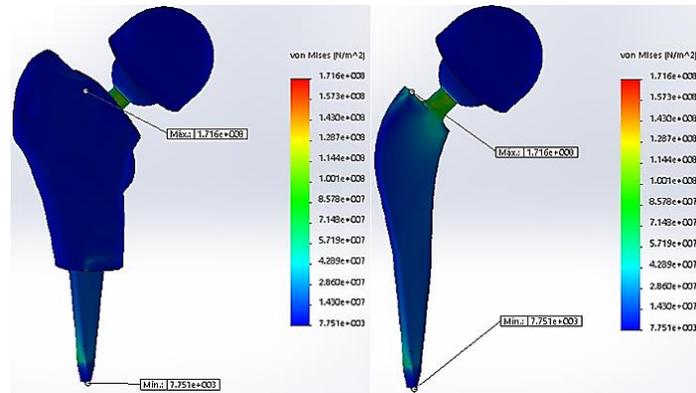


Figura 4.31. Concentración de esfuerzos máxima de 171.6 MPa ubicados en la base del cono Morse.

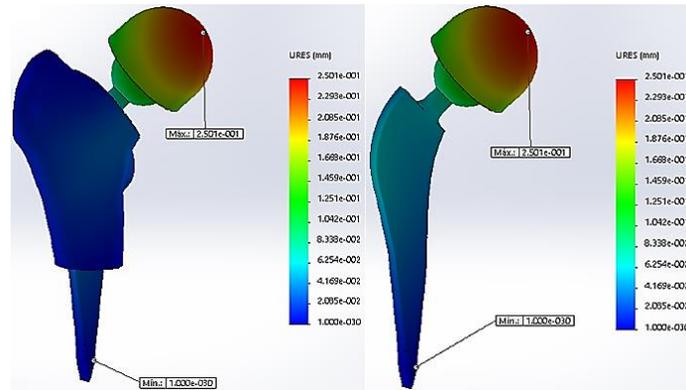


Figura 4.32. Micro desplazamiento máximo de 250.1 μm en el cotillo de impacto a presión.

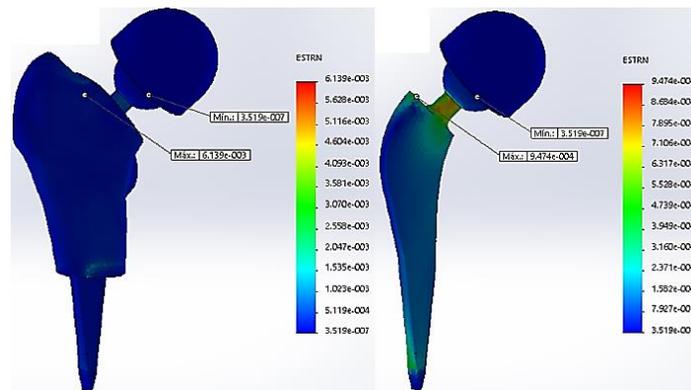


Figura 4.33. Deformación unitaria máxima de 6.139×10^{-3} ubicada en la zona proximal del fémur; mientras que en el implante se tiene una deformación unitaria máxima de 9.474×10^{-4} en la base del cono Morse.

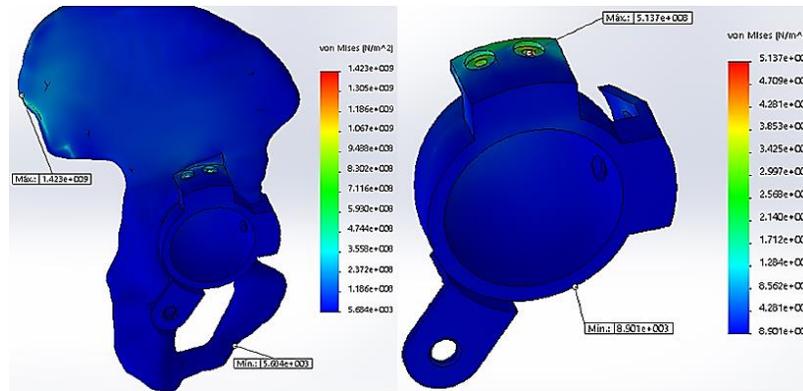


Figura 4.34. Concentración de esfuerzos máxima de 1.423 GPa ubicados en la cresta iliaca; mientras que en el implante los esfuerzos máximos son de 513.7 MPa localizados en los orificios para la tornillería.

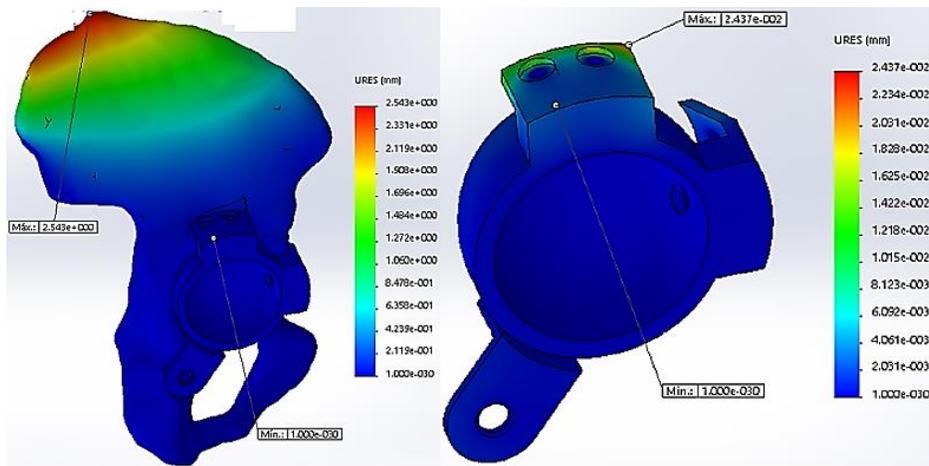


Figura 4.35. Micro desplazamiento máximo de 2543 μm en la pelvis; por otra parte, en el implante se tiene un desplazamiento máximo de 24.37 μm .

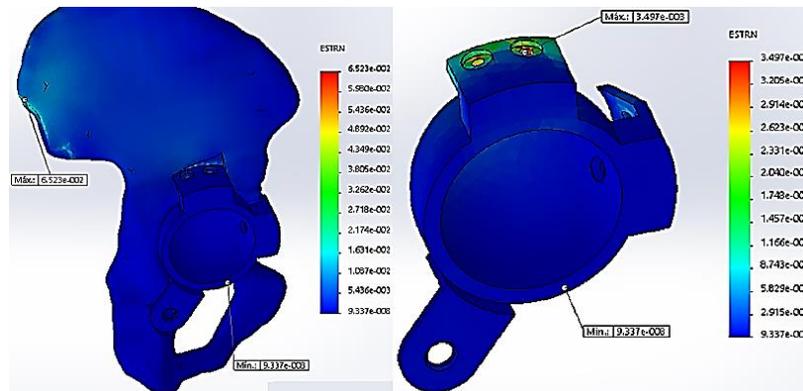


Figura 4.36. Deformación unitaria máxima de 6.523×10^{-2} ubicada en la cresta iliaca; mientras que en el implante se tiene una deformación unitaria máxima de 3.497×10^{-3} localizada en la zona de los orificios para la tornillería.

Por lo tanto, se observa para éste caso que dichas fuerzas no afectan de manera drástica a la pieza mismo patrón que en los casos anteriores; el esfuerzo máximo para el caso del fémur se encuentra localizado sobre la base del cono Morse mismo patrón que en los casos 2 y 3 cuyo valor es de 171.6 MPa; mientras que, para la pelvis los esfuerzos máximos se localizaron en la cresta ilíaca siendo de 1.423 GPa y en el sistema de reconstrucción en los orificios de la tornillería como en los casos anteriores llegando a ser de 513.7 MPa; la distribución de esfuerzos en ambas zonas es mínima, producto de la misma geometría.

4.3 Sumario.

En éste capítulo, se describió el análisis numérico de la articulación de la cadera derecha mediante el uso del programa Solidworks® 2015 y empleando el criterio de Von Mises, cabe mencionar que dicho criterio se empleó, debido a que todos los materiales fueron asumidos como isotrópicos, lineales y elásticos lo que permitió mayor precisión en los datos obtenidos.

Para realizar la validación del modelo se siguió una metodología descrita en el trabajo de Beriver Ríos y cols [9]; a partir de la generación del modelo y la selección de los biomateriales que forman parte del sistema de prótesis de cadera propuesto para ésta investigación, como se describió en el Capítulo 3; posteriormente se definieron las propiedades mecánicas de los biomateriales involucrados y de los distintos sitios anatómicos.

Para los fines que sustentan ésta investigación se decidió analizar a la articulación de la cadera a partir de distintos análisis de postura; para éste trabajo se consideraron cuatro: permanecer de pie sin caminar, caminando con bastón, caminando sin bastón y al cargar una mochila.

Cabe aclarar, que para el primer caso la restricción en la zona distal del fémur quedó completamente empotrada a diferencia de los otros casos donde la restricción en dicha zona quedó parcialmente restringida.

Por último, los análisis numéricos realizados permitieron conocer las zonas en donde se localizan los esfuerzos más críticos; de lo observado en las simulaciones se puede mencionar que las zonas con los esfuerzos más críticos fueron en el vástago la base del cono Morse y para el sistema de reconstrucción acetabular en los orificios para la tornillería; por otra parte, también se determinaron los micro desplazamientos, mismos que se analizarán más adelante para los casos 2 y 3, en los análisis de resultados.

4.4 Referencias.

1. Callaghan, J.J., Rosenberg, A.G. & Rubash, H.E. (2007). The Adult Hip. Volume 1. (2nd ed.) USA.
2. Calambas Pulgarín, H.L. (2014). Materiales compuestos de alúmina-zirconia para aplicaciones biomédicas. (Tesis inédita de Doctorado). Universidad Nacional de la Plata. Argentina.
3. Buroni, F.C., Commisso, P.E., Cisilino, A.P. y Sammartino, M. (2004). Determinación de las constantes elásticas anisótropas del tejido óseo utilizando tomografías computadas.

- Aplicación a la construcción de modelos de elementos finitos. *Mecánica computacional*. 23. 3009-3032.
4. Estrada Cingualbres, R.A., Ramos Botello, Y.M., y Bosch Cabrera, J.A. (2014). Estudio biomecánico hueso-implante DHS y fijador externo en la consolidación de la fractura de cadera. *Revista Cubana de Ortopedia y Traumatología*. 28 (1). 14-25.
 5. Udofia, I., Liu, F., Jin, Z., Roberts, P. & Grigoris P. (2007). The initial stability contact mechanics of a press-fit resurfacing arthroplasty of the hip. *The Journal of Bone & Joint Surgery (Br)*. 89-B (4). 549-556.
 6. Ojeda Díaz, C.J. (2009). Estudio de la influencia de estabilidad primaria en el diseño de vástagos de prótesis femorales personalizadas: aplicación a paciente específico. (Tesis inédita de doctorado). Universidad Politécnica de Madrid. España.
 7. Blount, W.P. (2008). Don't throw away the cane. *The Journal of Bone & Joint Surgery*. 38-A (3). 695-708.
 8. Le Veau, B. (2008). Biomecánica del movimiento humano. (2a ed.) México.
 9. Berver Ríos, R., Félix Heredia, C.E. y Ruiz Muñoz, O.D. (2006). Análisis numérico-experimental del brazo pitman del sistema de suspensión del Volkswagen Sedán usando el Método del Elemento Finito y la técnica de fotoelasticidad reflectiva. (Tesis inédita de maestría). Instituto Politécnico Nacional. México.

CAPÍTULO 5. ANÁLISIS DE RESULTADOS.

En éste capítulo se discutirán los resultados obtenidos a partir de la generación del modelo en 3D mediante el uso de los programas ScanIP® 3.2 de la empresa DELCAM® y su posterior parametrización haciendo uso del programa Rhinoceros® 4.0.

Por otra parte, también se abordará lo relacionado con el diseño y ensamble del modelo de prótesis de cadera; para finalmente discutir los resultados por elementos finitos de los distintos análisis de postura sugeridos en la presente investigación.

5.1 Generación del modelo.

Para la generación del modelo de la cadera en 3D se empleó el programa ScanIP® 3.2, que como ya se mencionó a partir del llenado de capas, que se sobreponen unas a otras se formó el sitio anatómico de la parte afectada, para ésta investigación se trató de la articulación derecha de la cadera.

Una de las ventajas que ofrece el uso de dicha paquetería es el tiempo de elaboración del modelo superando a métodos tradicionales donde el tiempo de elaboración es mayor, tomando en cuenta la complejidad de la pieza a modelar.

Para lograr que la elaboración de dicho modelo se realice en menor tiempo, se debe contar con un archivo con extensión DICOM que permita mediante el uso del programa controlar la escala de grises sobre las capas y de ésta forma evitar que existan complicaciones al momento del llenado de las mismas; sin embargo, si se cuenta con un archivo cuya extensión es “*.sip” se dificulta poder controlar la escala de grises y esto genera que al momento del llenado de las capas no se distingan los contornos de las secciones de interés.

Una vez concluido el modelo, éste fue exportado al programa Rhinoceros® 4.0 para reducir el número de elementos sobre la sección como se aprecia en la figura 3.35 (cfr. Cap. 3; 3.3); cabe mencionar que las ventajas que ofrece ésta paquetería para la reducción de los elementos sobre la superficie de los modelos es muy buena en cuanto al tiempo se refiere, siendo de 15 minutos como mínimo para el parametrizado de la superficie.

Cabe aclarar, que una de las bondades que ofrece la paquetería es que independiente de la complejidad de la geometría que se quiera parametrizar, prácticamente se sigue el mismo procedimiento como el que se describió en (cfr. Cap. 3; 3.3); ejemplos claro de lo expuesto es la reducción de elementos en los sitios anatómicos analizados para éste trabajo.

Finalmente, el modelo fue exportado al programa Solidworks® 2015 para el diseño del sistema de prótesis de cadera; se empleó ésta paquetería debido a la fácil manipulación de los planos de trabajo como se observa en la figura 5.1. Por otra parte, para el vástago el diseño que se utilizó como base fue el de un Vástago Femoral Taperloc® (*BIOMET*), mientras que el diseño para el sistema de reconstrucción acetabular se basó en la fusión de dos sistemas comerciales por un lado el sistema de Tecnología de Metal Trabecular TMT® (*Zimmer*) y por el otro el Anillo de Reconstrucción de Burch-Schneider® (*Zimmer*).

El biomaterial seleccionado para el sistema de reconstrucción, el vástago femoral y la cabeza modular fue la aleación de titanio Ti-6Al-4V mientras que para el cotilo de impacto a presión el biomaterial sugerido fue Alúmina.

Por otra parte, para darle soporte al sistema de reconstrucción en la parte lateral y superior del acetábulo se sugirió utilizar tornillería de rosca métrica fina M3 - 0.35 mm x 16 mm y M3 – 0.35 mm x 18 mm respectivamente; cabe aclarar el orden de la nomenclatura de la tornillería (Diámetro – Paso entre cuerdas x Longitud); a su vez, cabe mencionar que para la sujeción de la tornillería se sugirió utilizar tuercas de seguridad, el biomaterial seleccionado para la tornillería y tuercas de seguridad fue acero inoxidable, dicho biomaterial se seleccionó debido a que alcanza una resistencia a la corrosión mediante la formación de una capa de óxido de cromo (Cr_2O_3) sobre la superficie del implante, la adición de níquel mejora la resistencia a la corrosión mientras que el molibdeno se incrementa la resistencia a la corrosión por picaduras dichas especificaciones se pueden observar en (cfr. Cap. 2; 2.11.2); mientras que en la zona del isquion se utilizó un tornillo de esponjosa de 6.5 mm x 25 mm de aleación de titanio Ti-6Al-4V.

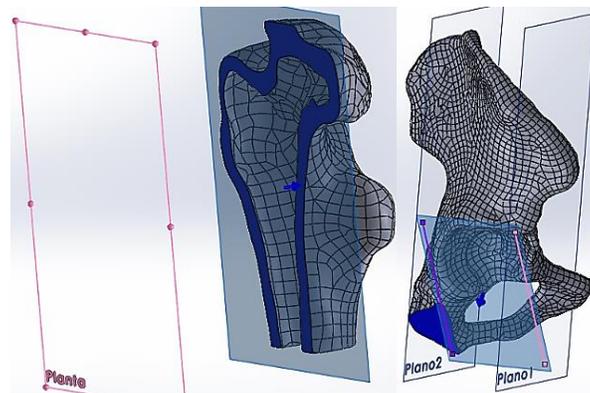


Figura 5.1. Planos de trabajo empleados para la generación del vástago femoral no cementado y el sistema de reconstrucción acetabular.

5.2 Análisis de las posturas.

Una vez concluido el modelo del sistema de prótesis para la articulación de la cadera derecha se procedió a realizar el análisis numérico de las distintas posturas sugeridas para ésta investigación.

5.2.1 Caso 1; posición sobre un pie, sin andar.

Los resultados obtenidos para éste caso en cuestión de esfuerzos fueron de 25.05 MPa sobre el cuerpo del vástago no cementado, mientras que para el sistema de reconstrucción los esfuerzos más críticos se localizaron sobre los orificios de la tornillería siendo de 264.8 MPa.

Cabe mencionar que para éste primer caso de estudio no hay presencia de ningún grupo muscular, la carga es vertical y coincide con el eje femoral. Los resultados de la simulación numérica se aprecian en las tablas 5.1 y 5.2 para el Vástago No Cementado y el Sistema de Reconstrucción Acetabular, respectivamente.

Considerando que el límite elástico para la aleación de titanio Ti-6Al-4V es de 895 MPa [1], se puede mencionar que los esfuerzos producidos tanto en el vástago como en el sistema de reconstrucción son relativamente bajos con respecto al valor del límite de cedencia, permitiendo decir que el material presenta un comportamiento dentro de la zona elástica.

En la figura 5.2 se aprecia que el incremento del esfuerzo y la deformación es proporcional cuando la fuerza es aplicada en la pelvis derecha no tanto así en el fémur, esto se debe posiblemente a la posición de los puntos de apoyo, mismo patrón que se repite en los otros casos.

Por otra parte, también se puede decir con base en el gráfico mostrado en la figura 5.2, que el comportamiento de las gráficas tanto para el Vástago No Cementado como para el Sistema de Reconstrucción Acetabular es distinto; esto es debido, a la forma en la cual se está aplicando la carga, ya que en el vástago la carga se aplica longitudinalmente ocasionando que los esfuerzos disminuyan debido a que la rigidez del material aumenta, mientras que, para el caso del sistema de reconstrucción la carga se aplica transversalmente causando que los esfuerzos aumenten debido a que la rigidez de material decrece, éste comportamiento se observa en todos los casos analizados.

Tabla 5.1. Caso 1; posición sobre un pie, sin andar
(Vástago no cementado)

Esfuerzo [MPa]	Deformación unitaria
7,76E-04	1,51E-09
2,088	7,09E-06
4,175	1,42E-05
6,263	2,13E-05
8,35	2,84E-05
10,44	3,54E-05
12,52	4,25E-05
14,61	4,96E-05
16,7	5,67E-05
18,79	6,38E-05
20,87	7,09E-05
22,96	7,80E-05
25,05	8,50E-05

Tabla 5.2. Caso 1; posición sobre un pie, sin andar
(Sistema de Reconstrucción Acetabular)

Esfuerzo [MPa]	Deformación unitaria
2,97E-03	5,17E-08
22,07	1,64E-04
44,13	3,28E-04
66,2	4,93E-04
88,26	6,57E-04
110,3	8,21E-04
132,4	9,85E-04
154,5	1,15E-03
176,5	1,31E-03
198,6	1,48E-03
220,6	1,64E-03
242,7	1,81E-03
264,8	1,97E-03

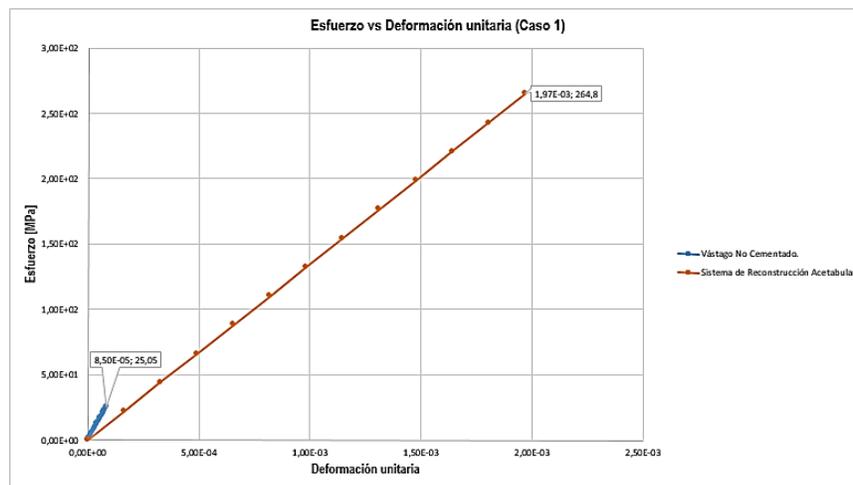


Figura 5.2. Gráfica Esfuerzo – Deformación unitaria. Caso 1; posición sobre un pie, sin andar.

5.2.2 Caso 2; caminando con bastón.

Los resultados obtenidos para éste caso en cuestión de esfuerzos fueron para el vástago de 17.57 MPa sobre la base del cono Morse, mientras que para el sistema de reconstrucción los esfuerzos más críticos se localizaron sobre los orificios de la tornillería siendo de 82.04 MPa, cabe destacar que los esfuerzos registrados para éste caso son menores a los del caso anterior.

Por otra parte, para éste caso de estudio existe la presencia del grupo muscular abductor con un ángulo de abducción de 60°. Los resultados de la simulación numérica se aprecian en las tablas 5.2 y 5.3 para el Vástago No Cementado y el Sistema de Reconstrucción Acetabular, respectivamente.

Para éste caso, el comportamiento de las gráficas, como se aprecia en la figura 5.3; es muy similar al del caso anterior, el cual permite decir que el material presenta un comportamiento de tipo elástico; por otra parte, en cuanto a la rigidez, para el Vástago No Cementado es mayor con relación al Sistema de Reconstrucción Acetabular, debido a la forma en la cual se están aplicando las cargas como se describió en el caso anterior.

Por otra parte, cabe aclarar que para éste caso de acuerdo con los resultados publicados por Davy y cols (1988) [2], quienes midieron por telemetría las fuerzas en la articulación de la cadera, en actividades diarias durante el primer mes después de la operación; determinaron que la acción de los abductores es mínima debido al uso del bastón y de acuerdo a las actividades de convalecencia; es por esto que se sugirió el uso del bastón para éste caso, como medio para proyectar la estabilidad primaria.

Para nuestro caso de estudio la carga sugerida en la articulación de la cadera fue de 20 kg (196.2 N) este valor es razonable si se toma en cuenta lo reportado por Hasart y cols (2011) [3], quienes sugieren que, si la reconstrucción de los defectos acetabulares y femorales es estable, puede procederse a la carga total; si los defectos óseos son muy extensos o en caso de una insuficiencia pélvica y trocantérea, recomiendan una carga parcial de 196.133 N durante 6 semanas.

Tabla 5.3. Caso 2; caminando con bastón
(Vástago no cementado)

Esfuerzo [MPa]	Deformación unitaria
7,97E-04	3,62E-08
1,465	8,12E-06
2,929	1,62E-05
4,393	2,43E-05
5,857	3,24E-05
7,321	4,05E-05
8,785	4,85E-05
10,25	5,66E-05
11,71	6,47E-05
13,18	7,28E-05
14,64	8,09E-05
16,11	8,90E-05
17,57	9,70E-05

Tabla 5.4. Caso 2; caminando con bastón
(Sistema de Reconstrucción Acetabular)

Esfuerzo [MPa]	Deformación unitaria
1,32E-03	6,12E-09
6,836	4,79E-05
13,67	9,57E-05
20,51	1,44E-04
27,35	1,91E-04
34,19	2,39E-04
41,02	2,87E-04
47,86	3,35E-04
54,7	3,83E-04
61,53	4,31E-04
68,37	4,79E-04
75,21	5,26E-04
82,04	5,74E-04

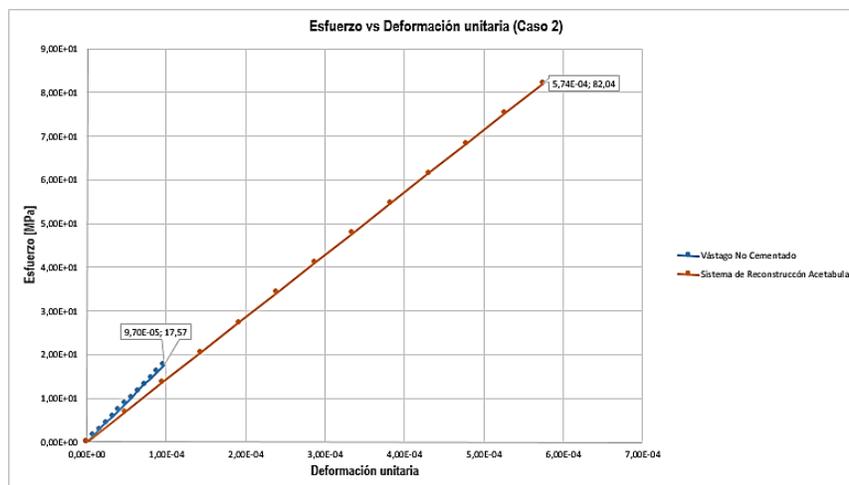


Figura 5.3. Gráfica Esfuerzo – Deformación unitaria. Caso 2; caminando con bastón.

5.2.3 Caso 3; caminando sin bastón.

Para proyectar la estabilidad secundaria en el presente caso, se sugirió aplicar una carga monopodal caminando sin bastón una vez concluidas las actividades de convalecencia.

Los resultados obtenidos para éste caso en cuestión de esfuerzos fueron para el vástago de 118.81 MPa sobre la base del cono Morse, mientras que para el sistema de reconstrucción los esfuerzos más críticos se localizaron sobre los orificios de la tornillería siendo de 388.4 MPa.

Cabe mencionar que para éste caso de estudio existe la presencia del grupo muscular abductor con un ángulo de abducción de 71° . Los resultados de la simulación numérica se aprecian en las tablas 5.5 y 5.6 para el Vástago No Cementado y el Sistema de Reconstrucción Acetabular, respectivamente.

Para éste caso, el comportamiento de las gráficas, como se aprecia en la figura 5.4; es muy similar al de los casos anteriormente expuestos, lo que permite decir que el material presenta un comportamiento dentro de la región elástica; en cuanto a la rigidez, para el Vástago No Cementado es mayor con relación al Sistema de Reconstrucción Acetabular, debido a la forma en la cual se aplican las cargas como se describió en los casos anteriores.

Tabla 5.5. Caso 3; caminando sin bastón
(Vástago no cementado)

Esfuerzo [MPa]	Deformación unitaria
5,37E-03	2,46E-07
9,904	5,49E-05
19,8	1,10E-04
29,7	1,64E-04
39,6	2,19E-04
49,5	2,74E-04
59,4	3,28E-04
69,29	3,83E-04
79,19	4,37E-04
89,09	4,92E-04
98,99	5,47E-04
108,9	6,01E-04
118,81	6,56E-04

 Tabla 5.6. Caso 3; caminando sin bastón
(Sistema de Reconstrucción Acetabular)

Esfuerzo [MPa]	Deformación unitaria
6,42E-03	6,43E-08
32,37	2,21E-04
64,73	4,41E-04
97,09	6,62E-04
129,5	8,83E-04
161,8	1,10E-03
194,2	1,32E-03
226,5	1,54E-03
258,9	1,77E-03
291,3	1,99E-03
323,6	2,21E-03
356	2,43E-03
388,4	2,65E-03

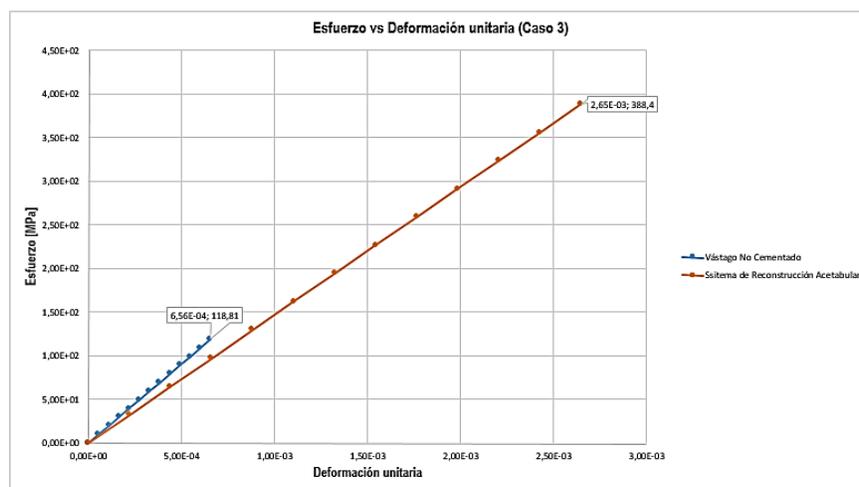


Figura 5.4. Gráfica Esfuerzo – Deformación unitaria. Caso 3; caminando sin bastón.

5.2.4 Caso 4; cargando una mochila.

Los resultados obtenidos para éste caso en cuestión de esfuerzos fueron para el vástago de 171.6 MPa sobre la base del cono Morse; mientras que para el sistema de reconstrucción los esfuerzos más críticos se localizaron sobre los orificios de la tornillería siendo de 513.7 MPa.

Cabe mencionar que para éste caso existe la presencia del grupo muscular abductor con un ángulo de abducción de 71° y una carga adicional de 6 kg. Los resultados de la simulación numérica se aprecian en las tablas 5.7 y 5.8 para el Vástago No Cementado y el Sistema de Reconstrucción Acetabular, respectivamente.

Considerando el límite elástico para la aleación de titanio Ti-6Al-4V descrito para en el caso 1, se puede mencionar que los esfuerzos producidos tanto en el vástago como en el sistema de reconstrucción son relativamente bajos con respecto al valor del límite de cedencia, como en los casos anteriores.

Para éste caso, el comportamiento de las gráficas, como se aprecia en la figura 5.5; es muy similar a los casos anteriores, lo que permite decir que el material presenta un comportamiento dentro de la

región elástica; en cuanto a la rigidez, para el Vástago No Cementado es mayor con relación al Sistema de Reconstrucción Acetabular, debido a la forma en la cual se están aplicando las cargas como se describió en los casos anteriormente analizados.

Tabla 5.7. Caso 4; cargando una mochila
(Vástago no cementado)

Esfuerzo [MPa]	Deformación unitaria
7,75E-03	3,52E-07
14,3	7,93E-05
28,6	1,58E-04
42,89	2,37E-04
57,19	3,16E-04
71,48	3,95E-04
85,78	4,74E-04
100,1	5,53E-04
114,4	6,32E-04
128,7	7,11E-04
143	7,90E-04
157,3	8,68E-04
171,6	9,47E-04

Tabla 5.8. Caso 4; cargando una mochila
(Sistema de Reconstrucción Acetabular)

Esfuerzo [MPa]	Deformación unitaria
8,90E-03	9,34E-08
42,81	2,92E-04
85,62	5,83E-04
128,4	8,74E-04
171,2	1,17E-03
214	1,46E-03
256,8	1,75E-03
299,7	2,04E-03
342,5	2,33E-03
385,3	2,62E-03
428,1	2,91E-03
470,9	3,21E-03
513,7	3,50E-03

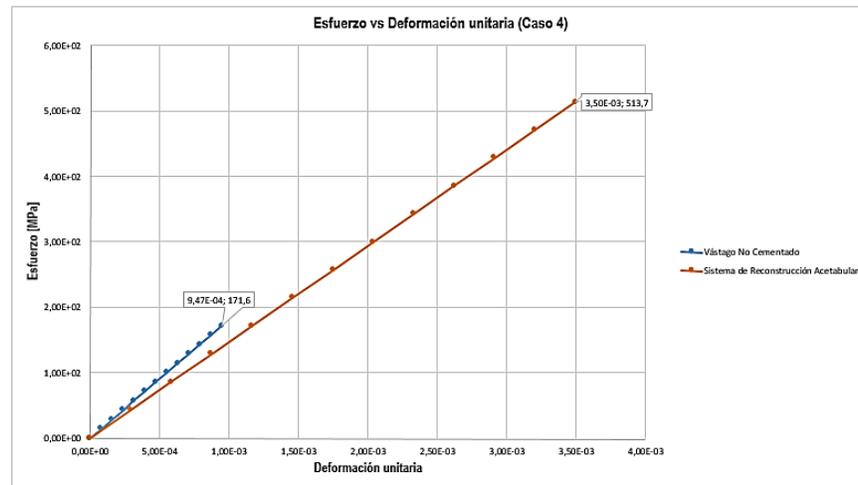


Figura 5.5. Gráfica Esfuerzo – Deformación unitaria. Caso 4; cargando una mochila.

5.3 Observaciones finales.

La pérdida de hueso alrededor de los implantes femorales es uno de los principales problemas a tratar particularmente en el caso de las prótesis no cementadas. Muchos creen que éste fenómeno es originado por la reducción de esfuerzos en el hueso (*stress shielding*). [4]

Como se puede apreciar en los análisis numéricos en el capítulo 4, donde la distribución de esfuerzos en las zonas aledañas a los implantes tanto en el fémur como en la pelvis, manifestaron una reducción considerable en cada uno de los casos analizados.

Sin embargo, en estudios realizado por Weinans y cols (1992) [4], en el cual estimaron los efectos de la reestructuración del hueso en diferentes materiales para prótesis cementadas y no cementadas, con elevado y bajo módulo de elasticidad: aleación de Cobalto-Cromo-Molibdeno (CoCrMo), Aleación de titanio (Ti-6Al-4V) y un material isoelástico. Reportaron que para el caso

isoelástico podría llegar a ser una opción favorable sólo cuando la forma del vástago pudiera ser diseñada para garantizar que los esfuerzos en la interface proximal fueran mínimos; por otra parte, para el CoCrMo y el Ti-6Al-4V consideraron que la osteointegración en la interface implante/hueso tiende a ser mucho mayor que en la interface implante/cemento e implante/hueso, concluyendo que la rigidez del vástago CoCrMo para el caso cementado resulta ser una mejor elección mientras que la aleación de titanio Ti-6Al-4V resulta ser la mejor opción para el caso no cementado donde la rigidez global del implante de CoCrMo causa una remodelación adversa; además de que la aleación de titanio genera menor resorción del hueso.

A su vez, es conveniente señalar que, para el caso de los micro desplazamientos obtenidos de las simulaciones numéricas; principalmente para la proyección de estabilidad primaria y secundaria como se analizó al caminar con y sin bastón respectivamente, donde los valores obtenidos al caminar con bastón fueron de 3.185 μm y de 3.482 μm para el vástago y el sistema de reconstrucción, respectivamente; mientras que, al caminar sin bastón los valores fueron de 21.56 μm y de 18.31 μm para el vástago y el sistema de reconstrucción, respectivamente.

En trabajos realizados por Udofia y cols (2007) [5], reportan un límite requerido de 50 μm en los micro desplazamientos para garantizar la osteointegración; por lo tanto, los valores anteriormente mencionados al caminar con y sin bastón están dentro de ese límite requerido, lo que garantiza la osteointegración en la interface implante/hueso.

Finalmente cabe destacar la nobleza de cada una de las paqueterías empleadas para el desarrollo de ésta investigación ScanIP® 3.2, Rhinoceros® 4.0 y Solidworks® 2015, que han permitido en trabajos desarrollados dentro del IPN SEPI ESIME ZACATENCO generar y simular modelos reales en 3D que puedan dar tanto a la parte medica como ingenieril un entendimiento mayor sobre elaboración de prótesis a la medida de los pacientes.

5.4 Referencias.

1. Camarillo Castro, V. (2013). Estudio in vivo de osteointegración en implantes dentales de Ti-6Al-4V con superficies modificadas. (Tesis inédita de maestría). Universidad Autónoma de Nuevo León. San Nicolas de los Garza, N.L.
2. Davy, T., Kotzar, M.G., Heiple, K.G., Goldberg, W.M., Berilla, J & Burstein, A.H. (1988). Telemetric force measurements across the hip after total hip arthroplasty. *J. Bone Surg.* 70 (1). 45-50.
3. Hasart, O., Perka, C., Lehnigk, R. y Thotz S. (2011). Reconstrucción de grandes defectos acetabulares con aumentos metálicos tecnología de metal trabecular. *Tec. Quir. Ortop. Traumatol.* 20 (4). 228-238.
4. Weinans, H., Huiskes, R. & Grootenboer, H.J. (1992). Effects of Material Properties of Femoral Hip Components on Bone Remodeling. *Journal of Orthopaedic Research.* 10 (6). 845-853.
5. Udofia, I., Liu, F., Jin, Z., Roberts, P. & Grigoris P. (2007). The initial stability contact mechanics of a press-fit resurfacing arthroplasty of the hip. *The Journal of Bone & Joint Surgery (Br).* 89-B (4). 549-556.

CONCLUSIONES.

De acuerdo a los resultados obtenidos durante la realización de éste trabajo se concluye, lo siguiente:

A partir del daño localizado en la articulación derecha de la cadera del paciente, ocasionado por una de las artrosis más invalidantes como lo es la “coxartrosis unilateral”, como lo indica su resumen clínico; se puede mencionar que, debido al curso lento y sin síntomas previos de dicho padecimiento, se originan áreas de lesión morfológica con dolor, siendo esto último el síntoma clínico más importante.

A su vez, se puede decir que dichas lesiones son originadas por cargas mecánicas que actúan sobre la cadera derecha del paciente; ocasionando con esto, que la articulación adopte una nueva forma, tamaño y estructura, como lo señala la ley de Wolff; esto se vio reflejado en los modelos del fémur y la pelvis generados mediante el programa ScanIP® 3.2, como se aprecian en la figura 3.14, en donde se puede observar el deterioro patológico en la cabeza femoral y en la pelvis localizándose el daño en la fosa acetabular; por lo tanto, a partir de la escala de defectos de Paprosky, tales defectos se pueden clasificar, de la siguiente manera:

- del tipo IIB para el caso del acetábulo; para defectos cavitarios, ovalados y de gran tamaño, como se aprecia en la figura 1.13,
- del tipo I para el caso del fémur; para defectos localizados en la zona epifisiaria proximal del fémur, específicamente en la zona de la cabeza femoral, como se aprecia en la figura 1.14.

Un aspecto importante que se consideró fue la geometría del implante, ya que es un factor crítico que determina la distribución de esfuerzos en el hueso, principalmente en la interface del implante con los alrededores; tal como se muestra en el sistema de reconstrucción que va colocado en el cuerpo del acetábulo, el cual absorbe los esfuerzos más críticos en los barrenos ubicados en la parte superior y en el caso del vástago femoral se encuentran ubicados en la zona del cono Morse lo que ocasiona que en ambas zonas analizadas los esfuerzos se reduzcan; a su vez, es importante mencionar para el caso del vástago femoral que el ángulo de conicidad sugerido fue de 6° , puesto que de ésta manera previene el riesgo de rechazo, debido a que el coeficiente de fricción en la interface es muy bajo siendo de 0.15 en los primeros días después de la operación, por la presencia de restos de sangre y médula, ya que el ángulo de conicidad tiene la geometría adecuada para evitar el riesgo de rechazo, puesto que cumple, que el coeficiente de fricción (0.15) es mayor que la tangente del ángulo de conicidad ($\text{tg. } 6^\circ = 0.105$).

Por otra parte, para la selección de los biomateriales implicados en la prótesis de cadera, se consideró que a partir de los procedimientos quirúrgicos e instrumentación asociada, que es un aspecto esencial en el desarrollo de prótesis de hueso, se debe hacer una buena selección de los biomateriales a utilizar ya que algunos se deben cambiar con el paso de tiempo mientras que otros son diseñados para la osteointegración; como fue el caso de los biomateriales seleccionados.

A su vez, la rigidez de los componentes de las prótesis de cadera es un factor importante que garantiza la estabilidad del implante, ya que un módulo de elasticidad bajo induce a tener menor

resorción en el hueso pero mayores esfuerzos en la interface lo que origina una mayor tasa de falla debida al aflojamiento mecánico; mientras que, al contar con un implante con módulo de elasticidad elevado, como lo fue para ésta investigación la aleación de titanio Ti-6Al-4V, la cual provocó que los esfuerzos en la interface fueran mínimos; garantizando con ello que a largo plazo la osteointegración en la interface implante/hueso tienda a ser mayor, que no se genere remodelación adversa y que la resorción del hueso sea mínima.

En cuanto a la proyección de estabilidad primaria y secundaria, se puede concluir que para ésta investigación se sugirió el uso del bastón como dispositivo mecánico eficiente, para lograr la estabilidad primaria en un lapso de 1 a 6 semanas y disminuir la carga sobre la parte afectada; después de esas 6 semanas se sugiere, comenzar a caminar sin el uso del bastón dando paso a la proyección secundaria; esto es debido a dos razones.

1. La movilidad en la cadera puede ocasionar pérdida en la estabilidad de una prótesis o estabilidad que requerirá de una integración secundaria para completar la estabilidad inicial primaria.
2. Como se vio en los análisis de los micro desplazamientos estos se encuentran muy por debajo del valor límite requerido de 50 μm , lo que garantiza la osteointegración en la interface implante/hueso.

Por lo tanto, se puede concluir que el “Sistema de prótesis personalizada de cadera” es óptimo por las razones anteriormente expuestas.

TRABAJOS FUTUROS.

- Evaluación experimental del modelo generado en Solidworks® 2015, de la prótesis de cadera; con el fin de validar los análisis numéricos obtenidos en éste trabajo.
- Determinar a partir de análisis de marcha, las fuerzas generadas en la cadera en una caminata normal, al subir y bajar escaleras y al tropezar en pacientes mexicanos y compararlos con los reportados por Bergmann y cols (2010).
- Evaluación numérica y experimental de la prótesis personalizada de cadera con base en el diseño expuesto en éste trabajo, mediante el uso de materiales isoelásticos.
- Determinar si es posible realizar el parametrizado de modelos de hueso empleando otros programas de diseño como ScanIP®, Mimics®, InVersalius® y en caso de ser posible evaluar las ventajas y desventajas con respecto al programa Rhinoceros®.
- Análisis numérico y experimental del modelo de la cadera generado para éste trabajo mediante el software ScanIP®, a partir del diseño de la prótesis propuesta; pero, para el caso cementado sugiriendo para su análisis la fijación mediante cemento acrílico.

ARTÍCULOS PUBLICADOS.

Numerical study of hip joint implant in a patient with unilateral coxarthrosis

J. A. Beltrán-Fernández^{1,a}, O. Ruíz-Muñoz^{1,b}, M. González-Rebattu^{2, c}, L.H. Hernández-Gómez^{1, d}

ABSTRACT.

In this work, a biomechanical study of useful hip joint prosthesis for a Mexican patient with unilateral coxarthrosis is focused. Using Computed Axial Tomography and Solidworks © software, a personalized implant is evaluated, considering the anthropometry. Using the suggestions of the medic experts, the implant will be printed on ABS Polymer in order to fix specific details before the manufacture and testing evaluation. A numerical study using FEM will consider the posture of the patient using the total weight on a single leg posture. The final adjustments will define the best options for the material and the fixing point to each screw. Also, the structural evaluation of the prosthesis will be studied in order to preserve the integrity of the femur of the patient after the surgery and port surgical therapy.

INTRODUCTION.

Osteoarthritis is defined as a disease characterized by impaired balance between the formation and degradation articular cartilage and subchondral bone lesion areas originating morphological and sometimes pain and disability Patients with coxarthopathy suffer from pain and functional impairment of the hip over a long period.

PATIENT AND METHOD.

Male patient suffering from advanced degeneration of the right pelvis in the nearby area of the acetabulum, extending to the femoral head. Moreover, the patient gave their consent for using his tomography.

The digital computer has provide a computational capacity which, in turn, has fostered the development of several different types of biomechanical models. Modeling tomography it was performed using the software ScanIP™ generating a model according to their clinical features (Fig. 1), where it can be seen that the degree of wear is considerable, and in turn it allows us to reflect on Wolff's law being that Wolff's law is generally considered to be a philosophical statement to the effect that, over time, the mechanical load applied to living bone influences the structure of bone tissue.

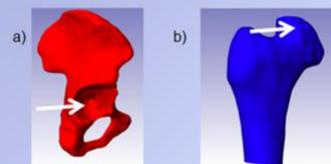


Figure 1. Modeling showing the damage arising from disease, a) acetabular fossa and b) femoral head.

After, the model was exported to Rhinoceros 4.0 © with extension *.stl for reduce the number of the elements in the mesh and finally to export the model to Solidworks © for analysis by FEM with the extension *.igs (Fig. 2).

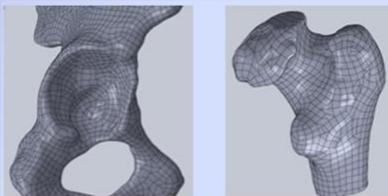


Figure 2. Diagram of the three-dimensional sample the numbers of the elements of the mesh.

RESULTS

During the FEM analysis (von Mises), it was obtained the critical points were found where located the biggest concentration of stress and maximum displacement areas for the current conditions of the patient. According to medical history it has a patient 30 years old, 1.64 m height and weighing 48 kg.

According to the degeneration of cartilage of the femoral head it was obtained that stress concentration were located in a zone near the trochanter (297.30 MPa) when this must be located at the femoral neck. (Fig. 3)

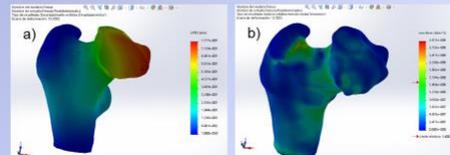


Figure 3. Numerical model shows the behavior of the proximal femur: a) static displacement, b) stress analysis by von Mises.

In the case of the right pelvis it was obtained that the highest concentration of stress was located in the region of the top edge of the acetabulum (260.20 MPa) where the damage that is presenting in the patient due to the unilateral coxarthrosis (Fig. 4); in both cases were obtained the displacement due to bad posture to walking.

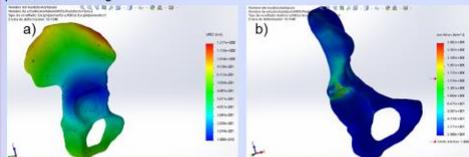


Figure 4. Numerical model shows the behavior of the right pelvis: a) static displacement, b) stress analysis by von Mises.

CONCLUSIONS.

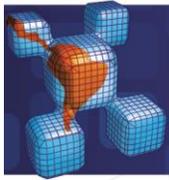
The numerical study in both the acetabulum as in the femoral head allowed the observer the critical zones in the anatomical sites exposed, and thus propose a hip prosthesis system (Fig. 5); which will be evaluated experimentally future.



Figure 5. Hip prosthesis system propose: a) uncemented stem, b) uncemented cup, c) modular head, d) polyethylene insert.

REFERENCES.

- Rozadilla, A., Mateo, L. y Romera M. (2002). Artrosis de cadera. *La medicina hoy*. 62 (1433), 31-37.
- Illyés, A., Bejek, Z., Szilávik, I., Paróczai, R. & Kiss, R.M. (2006). Three-dimensional gait analysis after unilateral cemented total hip arthroplasty. *Physical Education and Sport*. 4(1), 27-34.
- Girard, J., Levigne, M., Vendittoli, P.-A. & Roy, A.G. (2006) Biomechanical reconstruction of the hip. A randomised study comparing total hip resurfacing. *The Journal of bone & Joint Surgery (Br)*. 88-B (2). 721-726.
- Cowin, S.C. (2001). The False Premise in Wolff's Law. In Cowin, S.C. (Ed.) *Bone Mechanics Handbook*. (30-1). Manhatan: CRC PRESS.
- Chaffin, B. (1969). A computerized biomechanical model development of and use in studying gross body actions. *Journal of Biomechanics*. 2 (4), 429-441.



Custom design prosthesis to solve the unilateral hip osteoarthritis.

Abstract

The aim of this work is the design and numerical evaluation of custom hip prosthesis for a male patient of 30 years with unilateral hip osteoarthritis; using Computed Axial Tomography and Solidworks®, the implant is assessed from anthropometry data and through a numerical analysis using FEM; the position of the patient using the total weight on one leg was considered. Moreover, the structural evaluation of the prosthesis was studied in order to preserve the integrity of the femur and acetabulum before and after surgery.

^{1,a} **Beltrán-Fernández, J.A.**

^{1,b} **Ruiz-Muñoz, O.R.**

^{1,c} **Hernández-Gómez, L.H.**

^{2,d} **González-Rebattú, A**

^{1,e} **Ocampo-Ramirez, A**

^{1,f} **Pava-Chipol, N.D.**

¹ Instituto Politécnico Nacional. ESIME-SEPI. Unidad Profesional "Adolfo López Mateos" Edificio 5, 3^{er} Piso, Colonia Lindavista. Gustavo A. Madero. 07738 México D.F., México.

² Hospital Regional 1^o. de Octubre, ISSSTE, Cirugía maxilofacial y cirugía plástica. Av. Politécnico Nacional Col. Lindavista #1669, México, Distrito Federal, C.P. 07730.

1 INTRODUCTION

Although the cause of hip osteoarthritis is unknown, the best way to define it is from aspects that characterize the disease, which include a heterogeneous group of diseases with common clinical manifestations.

Hip osteoarthritis is defined as a disease characterized by impaired balance between the formation and degradation of articular cartilage and subchondral bone injury causes morphological areas sometimes pain and disability; it is a relatively common disease from 50-55, at this age may occur in about 20-30% of the population. By considering the hip plays a key role in the balance and body support, the hip osteoarthritis can be regarded as one of the most disabling osteoarthritis.

Its onset is insidious, so that the patient almost never remembers when they started their ailments. Usually progressive introduction of varying intensity and is accompanied by joint stiffness when initiating movement, follows an overuse of the joint; it occurs when walking and standing and to remain disappears on standing.

Another typical symptom of a hip osteoarthritis is the limited movement with function and progressive limp helplessness, furthermore some daily actions, such as the difficulty of getting in and out of a chair, cross your legs to put on, inability to get astride or trying to pick something up; it can be unilateral or bilateral, when unilateral can be thought to be secondary to the presentation of previous joint defects; however, it has been found that, with age, patients with unilateral develop hip condition similar changes on the opposite side, Rozadilla et al. (2002).

ANEXOS.**Memoria de Calculo.****Caso 3; caminando sin bastón. (Figura 4.23)**

La fuerza de reacción del piso sobre todo el cuerpo es de 48 kg; al agregar el peso de todo el miembro a través de su centro de gravedad, los componentes X, Y de la reacción sobre la articulación de la cadera y la fuerza muscular sobre el trocánter mayor se completa el diagrama del miembro. Para éste caso tenemos un sistema general de fuerzas y las ecuaciones de equilibrio son:

$$\sum F_x = 0$$

$$\sum F_y = 0$$

$$\sum M = 0$$

Al sustituir sobre las ecuaciones y tomar el centro de momento (O) en el punto donde la fuerza muscular se aplica al trocánter mayor, se obtiene:

$$\sum F_x = 0$$

$$M \cos 71^\circ + J_x = 0$$

Como el peso de la pierna es descendente, se le da signo negativo.

$$\sum F_y = 0$$

$$48kg + M \sin 71^\circ + (-14kg) + J_y = 0$$

La reacción del piso que produce un momento en sentido contrario a las manecillas del reloj es de signo negativo, por lo que:

$$\sum M = 0$$

$$6.8J_y + (14kg * 10cm) + (-48kg * 21.5cm) = 0$$

$$J_y = 131 kg$$

Como J_y actúa hacia abajo, en la primera condición de equilibrio se le da signo negativo.

De

$$\sum F_y = 0$$

$$48kg + M\text{sen}71^\circ + (-14kg) + (-131kg) = 0$$

$$M = 102.58 \text{ kg}$$

Por lo tanto, de

$$\sum F_x = 0$$

$$M\text{cos}71^\circ + J_x = 0$$

$$J_x = 33.39 \text{ kg (hacia la izquierda)}$$

Mediante el teorema de Pitágoras obtenemos:

$$J = \sqrt{J_x^2 + J_y^2}$$

$$J = \sqrt{(33.39)^2 + (131)^2}$$

$$J = 135.18 \text{ kg (descendente y hacia la izquierda)}$$

Por último;

$$\tan\theta = \frac{J_y}{J_x}$$

$$\tan\theta = \frac{131}{33.39}$$

$$\theta = 75^\circ$$

La cabeza femoral soporta una fuerza de 135.18 kg y actúa en un ángulo de 75° con la horizontal.

Caso 4; cargando una mochila. (Figura 4.30)

El paciente para éste caso ahora carga una mochila de 6kg en su mano izquierda mientras se apoya sobre su pie derecho. El centro de masa de la mochila ésta a 42 cm de su centro de masa.

Al tomar los momentos alrededor del centro de masa se obtiene:

$$6 * 42 = 54X$$

Como la fuerza resultante R es de 54 kg,

$$X = \frac{252}{54}$$

$$X = 4.67 \text{ cm}$$

Ahora la fuerza de reacción a través del pie debe de estar 4.67 cm a la izquierda de la línea central del cuerpo.

Sustituyendo en las ecuaciones de equilibrio,

$$\sum F_x = 0$$

$$M \cos 71^\circ + J_x = 0$$

El peso de la pierna se dirige hacia abajo y se le da signo negativo.

$$\sum F_y = 0$$

$$54kg + M \sin 71^\circ + (-14kg) + J_y = 0$$

El momento producido por la reacción del piso es en dirección contraria a las manecillas del reloj y se le da signo negativo.

$$\sum M = 0$$

$$6.8J_y + (14kg * 10cm) + (-54kg * 26.17cm) = 0$$

$$J_y = 187.23 \text{ (en el sentido de las manecillas del reloj)}$$

Como J_y actúa hacia abajo, la ecuación correspondiente a la primera condición de equilibrio es negativa.

$$\sum F_y = 0$$

$$54kg + M \sin 71^\circ + (-14kg) + (-187.23kg) = 0$$

$$M = 155.71 \text{ kg}$$

Por lo tanto, de

$$\sum F_x = 0$$

$$M \cos 71^\circ + J_x = 0$$

$$J_x = 50.69 \text{ kg (hacia la izquierda)}$$

Mediante el teorema de Pitágoras obtenemos:

$$J = \sqrt{J_x^2 + J_y^2}$$

$$J = \sqrt{(50.69)^2 + (187.23)^2}$$

$$J = 193.97 \text{ kg (descendente y hacia la izquierda)}$$

Por último;

$$\tan\theta = \frac{J_y}{J_x}$$

$$\tan\theta = \frac{187.23}{50.69}$$

$$\theta = 74^\circ$$

La cabeza femoral soporta una fuerza de 193.97 kg y actúa en un ángulo de 74° con la horizontal.

GLOSARIO.

A

Abscesos retroperitoneales: Es una entidad clínica poco frecuente, cuyo tratamiento se basa en el drenaje. La introducción progresiva de las técnicas percutáneas de drenaje, bien mediante control ecográfico o bien utilizando la tomografía axial computarizada (TAC), ha modificado su abordaje terapéutico, siendo alternativas válidas al tratamiento quirúrgico tradicional.

Aloinjerto: Es tejido que se trasplanta de una persona a otra. La asignación de prefijo “alo” proviene de una palabra griega que significa “otro”. (Si el tejido se traslada de un lugar a otro en su propio cuerpo, se le llama autoinjerto).

Anastomosis: Unión de elementos anatómicos con otros del mismo organismo. Comunicación entre dos vasos sanguíneos, que permite la llegada de sangre a un órgano por vía indirecta cuando por cualquier causa se interrumpe el camino directo. También suele ocurrir en los nervios u otros órganos, bien sea como proceso natural o artificial.

Aneurisma: Es un ensanchamiento o abombamiento anormal de una parte de una arteria debido a debilidad en la pared del vaso sanguíneo.

B

Bursitis: Es la hinchazón e irritación de una bursa (bolsa), un saco lleno de líquido que actúa como amortiguador entre los músculos, los tendones y los huesos.

C

Condrican: Transformación o conversión en cartílago de una estructura histológicamente diferente.

Coxa profunda: refiere a la profundidad de la cavidad cotiloidea; encontrándose con mayor profundidad en las mujeres.

Coxitis: Inflamación de la articulación de la cadera provocada generalmente por la tuberculosis. El proceso infeccioso afecta a la membrana sinovial y se extiende posteriormente hacia el cartílago y ligamentos, con lo que puede destruir la articulación si no se trata a tiempo. Provoca dolor en el muslo y la rodilla, limitación de los movimientos, trastornos al andar y contractura muscular.

D

Densidad aparente: La densidad aparente de un material o un cuerpo es la relación entre el volumen y el peso seco, incluyendo huecos y poros que contenga, aparentes o no.

Distrofia simpático refleja: Es una condición de dolor con ardor intenso, rigidez, inflamación y cambio de color que, con mayor frecuencia, afecta a una mano. Los brazos, piernas y pies también pueden ser afectados por el CRPS.

E

Enfermedad de Paget: Es un trastorno que implica destrucción y regeneración ósea anormal, lo cual causa deformidad de los huesos afectados.

Enfermedad de Perthes: Se presenta cuando la cabeza femoral en la cadera no recibe suficiente sangre, lo que causa la muerte del hueso.

Espondilosis lumbar: Es una malformación y degeneración de las vértebras lumbares, debido a una desmineralización o falta de calcio que hace que las vértebras lumbares se mal formen y se desvíen, provocando inflamación y dolor muscular.

Enfermedad de Still: Es una enfermedad poco común que causa fiebres altas, salpullido y dolor articular. Puede llevar a que se presente artritis prolongada (crónica).

La enfermedad de Still es una versión grave de la artritis idiopática juvenil (AIJ), que se presenta en niños. Los adultos pueden tener la misma afección, aunque esto es mucho menos común. También se denomina enfermedad de Still de inicio en el adulto (ESIA).

F

Factor etiológico: Corresponde a las situaciones o condiciones que favorecen o son el origen de la aparición de los problemas de salud que son responsabilidad de la enfermera.

H

Horcajada: Manera de sentarse, con una pierna en a cada lado de un animal, objeto o cosa.

I

Isoelasticidad: Es cuando el implante y el hueso deben deformarse como si fueran una unidad y para conseguir esto el módulo de elasticidad del hueso y del implante deben ser aproximadamente iguales, de tal forma que se reduzcan al máximo los movimientos relativos entre hueso y los componentes de la prótesis.

L

Litiasis renal: Es una enfermedad causada por la presencia de cálculos o piedras en el interior de los riñones o de las vías urinarias (uréteres o vejiga)

M

Meralgia perestésica: Proviene de las palabras griegas meros (muslo) y algos (dolor). La meralgia parestésica suele ser un síndrome de atrapamiento del nervio femorocutáneo (femoral lateral).

Puede ser iatrogénica después de procedimientos médicos o quirúrgicos, o como resultado de un neuroma.

Metalosis: Corrosión debida a la erosión de los componentes metálicos, que producen partículas que inducen una reacción de hipersensibilidad. Generalmente es asintomática y la aparición de dolor o rigidez se debe al aflojamiento secundario de la prótesis

Mesénquima: Tejido conjuntivo del embrión a partir del cual se forman los vasos sanguíneos y linfáticos, y los músculos.

Músculo pectíneo: Músculo grueso y potente capacitado para ejercicios de fuerza. Se encuentra situado en el centro geométrico de la ingle y tiene forma cuadrangular o piramidal. Característico de la ingle y situado en el borde interno del psoas.

O

Osteocartilaginoso: En relación con los compuestos de huesos y cartílagos.

Osteólisis: Es el desgaste de los huesos; los huesos se adelgazan y se debilitan.

Osteítis del pubis: Es un trastorno que afecta a la sínfisis púbica, donde los huesos de la cadera se unen en la parte delantera. A menudo se produce en los deportes que requieren esprintar, dar patadas y hacer cambios bruscos de dirección, como el atletismo, el fútbol y el tenis.

Osteointegración: Conexión directa, estructural y funcional entre el hueso vivo y la superficie de un implante sometido a carga funcional.

Osteomielitis: Es una infección ósea que es causada por bacterias u otros microorganismos.

Osteonecrosis aséptica: Es la muerte del hueso causada por un riego sanguíneo insuficiente. Es más común en la cadera y el hombro, pero puede afectar otras articulaciones grandes, como la rodilla, el codo, la muñeca y el tobillo.

Osteosíntesis: Es un tratamiento quirúrgico de fracturas, en donde son reducidas y fijadas de forma estable para lo que se utiliza la implantación de diferentes dispositivos tales como placas, clavos, tornillos, alambre, agujas y pines, entre otros.

S

Sacroileítis: Es una inflamación de una o ambas articulaciones sacroilíacas, los lugares donde la columna lumbar y la pelvis se conectan. La sacroileítis puede causar dolor en las nalgas o la espalda baja, e incluso puede extenderse hasta una o ambas piernas. El dolor asociado con la sacroileítis es a menudo agravado por estar de pie mucho rato o subir escaleras.

Semitendinoso: Es un músculo que se encuentra en la zona posterior del muslo, es el músculo que se encuentra en el medio de los otros 2 músculos isquiotibiales.



Sesamoideos: Huesos de pequeños tamaños, parecidos por su forma y tamaño a una semilla de sésamo, y que se encuentra en el seno de algunos tendones o en una cápsula.

Suprayacente: Que se ubica por encima de algo.

T

Telemetría: Es un conjunto de procedimientos para medir magnitudes físicas y químicas desde una posición distante al lugar donde se producen los fenómenos cuando existen limitaciones de acceso y el posterior envío de la información hacia el operador del sistema.

Tensor de la fascia lata: Músculo pequeño situado en la cara lateral del coxal.