

COMPORTAMIENTO DE UNA PLACA DCS 95° EN UNA FRACTURA DE CADERA.

TESIS PRESENTADA EN OPCIÓN AL TÍTULO DE
INGENIERO MECÁNICO.

Autor: Héctor Raúl Rodríguez Martínez.

Tutores: M.Sc. Robin Cabeza Ruiz.

M.Sc. Pavel Michel Almaguer Zaldívar

HOLGUÍN, 2019



PENSAMIENTO

"Y hubo un día que comprendí que mi único enemigo era yo mismo. Ese día fue cuando empecé a ganar todas mis batallas."

Diego Montoya.



DEDICATORIA

A mis padres por darme su apoyo en los momentos difíciles.

A mis abuelos por todo su cariño y confianza que siempre me brindaron.

A mi novia Elizabeth Álvarez Cortés por darme su cariño, comprensión y apoyo.

A todos mis amigos por el simple hecho de estar.



AGRADECIMIENTOS

*A Dios por escuchar todas mis oraciones y darme la fuerza necesaria para
emprender esta parte de mi vida.*

*A mi tutor, Robin Cabeza Ruiz por ser el arquitecto de este trabajo y su ayuda
incondicional.*

*A mis amigos, Jose Antonio, Raúl Torres y Chiong por compartir momentos
buenos y malos en el transcurso de estos 5 años.*

A mi amigo Jesús Pérez por ayudarme a dar el primer paso en este trabajo.

*A mi amigo Héctor Eduardo por ser mi hermano y por hacerme pensar que podía
cuando decía que no.*

*A mi amigo Luis Enrique Díaz Izquierdo por conducirme por los años de la
universidad y siempre tener un consejo para darme.*

A mi amigo Choni mi otro hermano por brindarme su ayuda cuando la necesitaba.

Al profesor Pavel Michel Almaguer Zaldívar por su tiempo y ayuda brindada.

*A las personas del centro CAD/CAM por recibirme y tratarme como uno más de
ellos.*

*Gracias a todos mis profesores que me han enseñado en el transcurso de esta etapa
que jamás olvidare.*



RESUMEN

La fractura de cadera constituye la complicación de la osteoporosis más grave y temida, tanto por sus repercusiones a corto, como a largo plazo, aunque también estas pueden ser provocadas por traumatismos de alta energía. Estas pueden ser consolidadas mediante una inmovilización con un yeso, aunque en algunos casos precisan de tratamiento quirúrgico, que conllevan una elevada estancia hospitalaria y generan una morbilidad importante, con gran incapacidad funcional como secuela. Se utilizan múltiples dispositivos para lograr la consolidación de las fracturas de cadera. Algunos sufren roturas antes de lograr una total sanación, ocasionando nuevas complicaciones, y poniendo en riesgo la salud del paciente. En esta investigación se presentan los resultados de análisis numéricos realizados a un modelo virtual de un implante placa DCS de 95°, con el objetivo de predecir su comportamiento en dos fracturas de fémur distintas. Para la modelación del conjunto biomecánico hueso – implante se obtuvo un modelo computacional de un fémur humano. Los resultados muestran que el dispositivo resulta adecuado para el tratamiento de fracturas transtrocantéreas.



ABSTRACT

Hip fracture is the most serious and feared complication of osteoporosis, both due to its short-term and long-term repercussions, although these can also be caused by high-energy trauma. These can be consolidated by immobilization with a cast, although in some cases they require surgical treatment, which entail a high hospital stay and generate an important morbidity, with great functional disability as a sequel. In addition, it is responsible for complications during the stay in the hospital, as well as during the year following the event. Multiple devices are used to achieve the consolidation of hip fractures. Some fail before achieving total healing, causing new complications to the trauma. This research presents the results of numerical analysis performed on a virtual model of a DCS 95° plate implant, with the aim of predicting its behavior in two different femur fractures. For the modeling of the biomechanical bone - implant set, a computational human femur model was obtained. The results show that the device is suitable for the treatment of transtrochanteric fractures.



ÍNDICE

INTRODUCCIÓN.....	1
Capítulo 1. Fundamentación Teórica.....	6
1.1 ¿Qué son los Huesos?	6
1.2 Estructura y composición del tejido óseo	8
1.3 Articulación de la cadera	9
1.4 Anatomía del fémur	11
1.5 Fractura.....	13
1.5.1 Tipos de Fracturas.	13
1.5.2 Clasificación de Fracturas Femorales.	13
1.6 Elementos de fijación interna.	18
1.8 Utilización de programas CAD/CAM/CAE.	25
1.8.1 Sistemas CAD.....	25
1.8.2 Sistemas CAM.	26
1.8.3 Sistemas CAE.....	27
1.8.4 Integración de CAD, CAE y CAM.....	27
1.8.5 Modelos biomecánicos computacionales	28
1.8.6 Utilización de CAD/CAM/CAE en la biomecánica.	30
1.8.7 Mimics y SolidWork para el procesamiento de modelos biomecánicos.	31
1.9 La biomecánica en el estudio de las fracturas de fémur.	33
Capítulo 2. Cálculo del estado tensional deformacional en la placa DCS 95° ante una fractura de fémur.....	39
2.1 Desde Mimics hasta el SolidWorks	39
2.1.1 Predefinición de la parte de la imagen a trabajar para crear capa.....	40
2.1.2 Edición de las capas seleccionadas.....	40



2.1.4 Conversión de la capa en un modelo en 3D.	41
2.2 Procesamiento de los modelos biomecánicos en software CAD.....	41
2.2.1 Vaciado de la parte cortical del hueso.....	42
2.2.2 Modelación de la fractura sobre el modelo biomecánico obtenido.	42
2.3 Obtención del modelo virtual del implante a utilizar.	44
2.4 Obtención de los ensambles.	45
2.5 Materiales, fuerzas y restricciones aplicadas al modelo.....	46
2.5.1 Aplicación de las cargas.	48
2.5.2 Restricciones aplicadas al modelo.	49
2.7 Resultados de los análisis.....	50
2.7.1 Análisis de la Placa con fractura subtrocantérica simulada.	50
2.7.2 Análisis de la placa con fractura transtrocantérica simulada.....	53
2.7.3 Discusión de los resultados obtenidos	55
CONCLUSIONES.....	56
RECOMENDACIONES	57
BIBLIOGRAFÍA.....	58



GLOSARIO DE ACRÓNIMOS

Término	Denominación
TAC	Tomografía Axial Computarizada
CAD	Diseño Asistido por Computadora
DHS	(del inglés Dynamic Hip Screw) Tornillo Dinámico de Cadera
DCS	(del inglés Dynamic Condylar Screw) Tornillo Dinámico Condilar
CAM	Manufactura Asistida por Computadora
CAE	(del inglés Computer Aided Engineering) Ingeniería Asistida por Computadora
MEF	Método de Elementos Finitos



INTRODUCCIÓN

Todos los años se producen en el mundo más de un millón de fracturas de fémur proximal, sobre todo en personas de edad avanzada. Dado el continuo envejecimiento de las poblaciones, las fracturas aumentarán año tras año y constituirán un problema cada vez más grave de salud pública. Se espera que el mayor aumento de dichas fracturas ocurra en América Latina alrededor del 2050 (D'Amato, 2012).

En 1990 ocurrieron aproximadamente 1,7 millones de fracturas de fémur proximal en todo el mundo. Actualmente hay más de 325 millones de personas mayores de 65 años en el planeta, cifra que, según se estima, incrementará a unos 1 500 millones para el 2050 (D'Amato, 2012)

En pacientes menores de 50 años, este tipo de lesiones se producen por lo general con traumas de alta energía y con gran frecuencia en accidentes de tránsito o caídas de grandes alturas. La incidencia de las fracturas del fémur proximal se incrementa con la edad en pacientes de sexo femenino y diversos factores de riesgo. Estos son osteoporosis, sedentarismo, consumo habitual de alcohol y tabaquismo, entre otros. Con el incremento de la expectativa de vida en los últimos años, las fracturas del fémur proximal constituyen en la actualidad un problema de salud pública (D'Amato, 2012).

En nuestro país se estima que en la actualidad ocurren más de 1 000 fracturas de cadera por año, pudiendo esto duplicarse o triplicarse en los próximos 20 años debido al elevado nivel de envejecimiento de la población. La preocupante previsión epidemiológica en cuanto a las fracturas de cadera para la década 2000 - 2010 ha alcanzado un consenso mundial, impulsándose campañas de prevención, fomentando la investigación y el desarrollo de nuevos métodos terapéuticos, así como marcando objetivos específicos en diversas áreas traumatológicas y ortopédicas (Estrada, 2011).

Cuba, a pesar de su condición de país en vías de desarrollo, tiene un sistema sanitario extenso y sólido, basado en el sistema nacional de atención primaria. Este sistema cubre todas las provincias vinculadas a los centros de atención médica secundaria y terciaria, así como también centros de investigación.



El hecho de contar con varios equipos para estudios por ultrasonido distribuidos en todo el país facilita el diagnóstico de baja masa ósea y el riesgo de fractura entre la población cubana.

Estudios realizados, brindaron información sobre el pico de masa ósea de su población y han hecho posible compararla con la de otros países. Datos de la Oficina de Estadística del Ministerio de Salud Pública (MINSAP) de Cuba indicaron un aumento progresivo de fracturas osteoporóticas de cadera entre 2006 (9.295) y 2010 (16.878). Un estudio sugirió la probabilidad de que el índice de fractura de cadera sea similar al de otros países de América Latina (International Osteoporosis Foundation, 2012).

La incidencia de fracturas y los índices de mortalidad van en aumento, lo que crea una carga socioeconómica y perjudica la calidad de vida de los residentes cubanos. Las muertes por año ocasionados por fracturas de cadera aumentaron de 1.877 en el año 2006 a 2.553 en 2010 y se produjeron más muertes en mujeres (International Osteoporosis Foundation, 2012).

Se calcula que la población actual de Cuba es de 11,1 millones de habitantes, de los cuales el 28% tiene 50 años o más, y el 7,6% tiene 70 años o más. Se calcula que la población total disminuirá a 9,2 millones de habitantes en el año 2050. A pesar de la reducción de la población total, la cantidad de personas mayores seguirá aumentando y el 49% tendrá 50 años o más, y el 23% tendrá 70 años o más asumidos por el gobierno cubano por ley constitucional.

Como se mencionó anteriormente, el estado cubano asegura el tratamiento de la fractura sin costo alguno a los ciudadanos cubanos que sufren de estas fracturas. Sin embargo, entre los aspectos a considerar en este punto, está el costo de los tratamientos: un paciente puede significar para el estado un gasto de entre USD 8.600 y USD 12.000, incluido el implante. Por esto se puede decir que el estado cubano prioriza la salud del paciente sin importar el costo del procedimiento a realizarle, ya que tomando como referencia 1500 fracturas al año, el estado cubano gasta entre USD 12. 900.000 y USD 18.000.000 (International Osteoporosis Foundation, 2012)



En las últimas décadas ha venido incrementando el uso de cerclajes (amarras con alambre), clavos intramedulares, placas fijas, placas DHS, placas DCS, agujas o clavo-placa para tratamiento de fracturas. Estos han demostrado ser dispositivos ideales, ya que el paciente no sufre de un aparente trauma psicológico, si se compara con métodos utilizados antaño. El único inconveniente del mismo es que el paciente tiene que dirigirse a un quirófano en un período no mayor de ocho años para su reemplazo, en caso de un comportamiento favorable.

Debido a esto se ha trabajado arduamente con el objetivo de mejorar diseños de prótesis, desarrollar implantes y sustitutos óseos más eficientes, en las últimas décadas se ha incrementado la investigación sobre la caracterización del comportamiento biomecánico y metabólico del hueso. Para ello se utiliza la biomecánica, que se puede definir como las bases mecánicas de la biología, la actividad muscular, el estudio de los principios y relaciones implicadas (Suárez, 2000).

También se puede tomar el criterio que es la aplicación de las leyes mecánicas a las estructuras vivas, especialmente al aparato locomotor del cuerpo humano, aunque se puede decir que es la ciencia que examina las fuerzas internas y externas que actúan sobre el cuerpo humano y el efecto que ellas producen (Suárez, 2000).

La biomecánica ha alcanzado niveles relevantes en diferentes especialidades médicas. Se dedica a la aplicación de conceptos y técnicas de ingeniería para la investigación y exploración de procesos biológicos. Su producto final más convincente y útil es la construcción de modelos físico-matemáticos apropiados que expliquen un sistema biológico específico.

La simulación computacional permite crear los medios virtuales para el diseño, creación y evaluación de dispositivos tales como: fijadores externos, prótesis y materiales de osteosíntesis como clavos, tornillos y placas, sin necesidad de intervención y experimentación en el cuerpo humano.

Los programas de elementos finitos, muy utilizados en los análisis de estructuras y componentes mecánicos, pueden aplicarse en el análisis de tensiones en dispositivos para osteosíntesis y huesos, debiéndose definir las propiedades del material y la geometría



cuidadosamente. Su uso, además de incurrir en la disminución del costo de análisis y del tiempo de procesamiento, ha presentado buenos resultados y ha proporcionado un entendimiento perfecto de la interacción prótesis-hueso (Cabrera, Estrada, & Ramos, 2011).

Existen procedimientos en los cuales es posible obtener modelos óseos virtuales con un buen grado de exactitud y una buena resolución gráfica a partir de TACs el cual ha sido de gran ayuda en diferentes investigaciones realizadas con anterioridad, obteniendo resultados muy precisos. Implantes y otros dispositivos para la osteosíntesis son posibles de modelar en las plataformas CAD, la cual es de gran importancia para obtener geometrías complejas. El programa SolidWorks ha sido muy utilizado en estos casos. Estudios del conjunto biomecánico hueso – implante han sido realizado, pero no se conocen resultados suficientemente precisos teniendo en cuenta una fractura en el modelo virtual del hueso.

El planteamiento anterior conduce a definir como **problema de la investigación**: ¿Se podrá predecir el comportamiento de una placa DCS 95° en una fractura de fémur?

Se define como **objeto de estudio** los conjuntos biomecánicos, y como **campo de acción** el conjunto biomecánico hueso – placa DCS 95°.

Se plantea como **hipótesis** que si se utiliza la biomecánica computacional para evaluar una placa DCS 95° cuando ocurre una fractura de fémur proximal, entonces se podrá calcular su estado tensional – deformacional.

El **objetivo** de la investigación es predecir el comportamiento de una placa DCS 95° cuando ocurre una fractura de fémur.

Los **métodos de la investigación** que fueron utilizados son:

Teóricos:

- **Histórico – lógico**: permite analizar los antecedentes, estado actual y la tendencia de la respuesta de las fracturas a este tipo de implante.



- **Análisis – síntesis:** permite integrar diferentes métodos y procedimientos para conocer el proceso de obtención del fémur y del implante, dando cumplimiento a las tareas siguiendo la lógica de la investigación.
- **Inducción – deducción:** utilizado en la investigación de otros casos de estudios relacionados con el tema, facilitando la identificación de aspectos generales que permiten la formulación del análisis teórico.
- **Modelación matemática:** para definir ante el modelo asumido y mediante el empleo adecuado de los procedimientos matemáticos, el comportamiento de la fractura con el implante estudiado
- **Simulación numérica:** para obtener el comportamiento de la fractura en presencia de un implante DCS-95°

Empíricos:

- **La observación, medición y experimentación** durante la investigación del comportamiento de las variables relacionadas con la geometría, propiedades mecánicas de todos los elementos de nuestro trabajo

La estructura de la investigación consta de una introducción, dos capítulos, conclusiones, recomendaciones, bibliografía y anexos. El primer capítulo se expuso una fundamentación teórica sobre todo lo relacionado con el tema y en el segundo capítulo se procedió a realizar la simulación del conjunto para así poder arribar a las conclusiones.



Capítulo 1. Fundamentación Teórica

En este capítulo se describe una breve introducción sobre los temas que constituyen la anatomía y biomecánica de la cadera, además de las fracturas y sus posibles tratamientos. Finalmente, se expone una revisión de los trabajos más destacados en la bibliografía consultada

1.1 ¿Qué son los Huesos?

El hueso es el órgano más resistente, duro y fuerte que se puede encontrar en el cuerpo de los vertebrados. Estos se conforman por diversos tejidos duros y blandos, el principal tejido duro es el tejido óseo. Poseen una cubierta superficial llamada periostio y están formados por un tejido conectivo fibroso, mientras que la superficie articular está cubierta por el tejido cartilaginoso (Figura 1.1). Son muy livianos, pero a su vez resistentes y muy duros. (Cultural Librería Americana S. A., 2010)

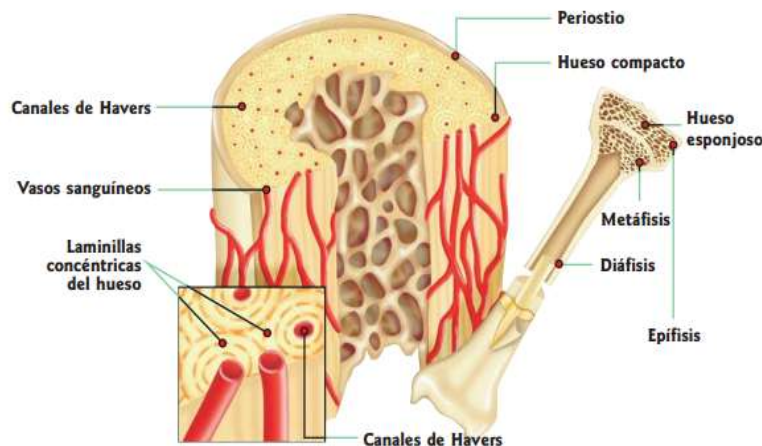


Figura 1.1 Partes que constituyen el hueso (Cultural Librería Americana S. A., 2010)

El ser humano cuenta con 206 huesos, de formas muy variadas, lo que les permite realizar diversas funciones vitales. En el ser humano los huesos son órganos tan importantes como los músculos o el cerebro, ya que, son el suplemento de calcio (y otros minerales) del cuerpo humano y cuentan con una amplia capacidad de regeneración y reconstitución. Sin embargo, se tiene una visión incorrecta del hueso como una estructura inerte e inactiva, ya que generalmente quedan a la vista las piezas óseas, secas y libres de materia orgánica en los esqueletos, luego de la descomposición de los cadáveres (Arouesty, 2015).



El conjunto total y organizado de los huesos conforma el esqueleto o sistema esquelético (Figura 1.2). Cada hueso por separado cumple una función particular mientras que al trabajar como conjunto se relaciona con huesos próximos para las funciones de la articulación (Arouesty, 2015).



Figura 1.2 Anatomía del cuerpo humano. (Fisoestar, 2012)



1.2 Estructura y composición del tejido óseo

El tejido óseo es un tejido conectivo especializado cuya composición sólida se adapta a sus funciones de sostén y protección. Como otros tejidos conectivos, está formado por células, una matriz extracelular orgánica de fibras y una sustancia fundamental producida por las células. La característica distintiva del hueso es su alto contenido en materiales inorgánicos, en forma de sales minerales, que se combinan íntimamente con la matriz orgánica. El componente inorgánico del hueso hace el tejido duro y rígido, mientras que el componente orgánico proporciona al hueso su flexibilidad y elasticidad. La composición del hueso difiere dependiendo del lugar, edad, historia dietética y presencia de alguna enfermedad (Nordin, Frankel, & Moreno, 2004).

En el hueso humano, la porción mineral o inorgánica está constituida en primer lugar por calcio y fósforo. Estos minerales, que forman del 60 al 70% de su peso seco, le dan al hueso su consistencia sólida. El agua constituye el 5-8% y la matriz orgánica forma el resto del tejido. El hueso sirve de reservorio para los minerales esenciales en el cuerpo, particularmente el calcio. El mineral óseo está inmerso en fibras de colágeno de diferente orientación, la porción fibrosa de la matriz extracelular. El bloque de construcción universal del cuerpo, el colágeno, también es el principal componente fibroso de otras estructuras esqueléticas (Nordin, Frankel, & Moreno, 2004).

El esqueleto humano se compone de dos tipos de tejido óseo: hueso cortical, (o compacto), y hueso esponjoso, (o trabecular), esta distinción se basa en la diferencia de densidad o porosidad del hueso. Además, el hueso resulta ser una estructura muy viva, que responde a los estímulos del medio. Así, en una persona con una vida activa, que incluya una cierta dosis de actividad física, se observa que aumenta el almacenamiento óseo de grandes cantidades de calcio, mientras que, si llevamos una vida sedentaria, el hueso cede ese calcio que “no necesita” para su funcionamiento, y se descalcifica, lo que favorece la aparición de la osteoporosis (Schurman, 2013).



1.3 Articulación de la cadera

Las articulaciones son zonas de unión entre los huesos o entre los cartílagos del esqueleto. Cumplen una función importante al permitir doblar las distintas extremidades del cuerpo; si no existieran, el cuerpo sería una estructura totalmente rígida y no se podrían realizar movimientos.

La articulación de la cadera tiene una gran movilidad, que posibilita la locomoción normal en el desarrollo de las actividades diarias, por lo cual, las alteraciones en su estructura pueden provocar daños irreversibles en el cartílago articular y en el hueso, conduciendo a la artritis degenerativa. Tal daño se potencia debido a las grandes fuerzas toleradas por la articulación (Figura 1.3).

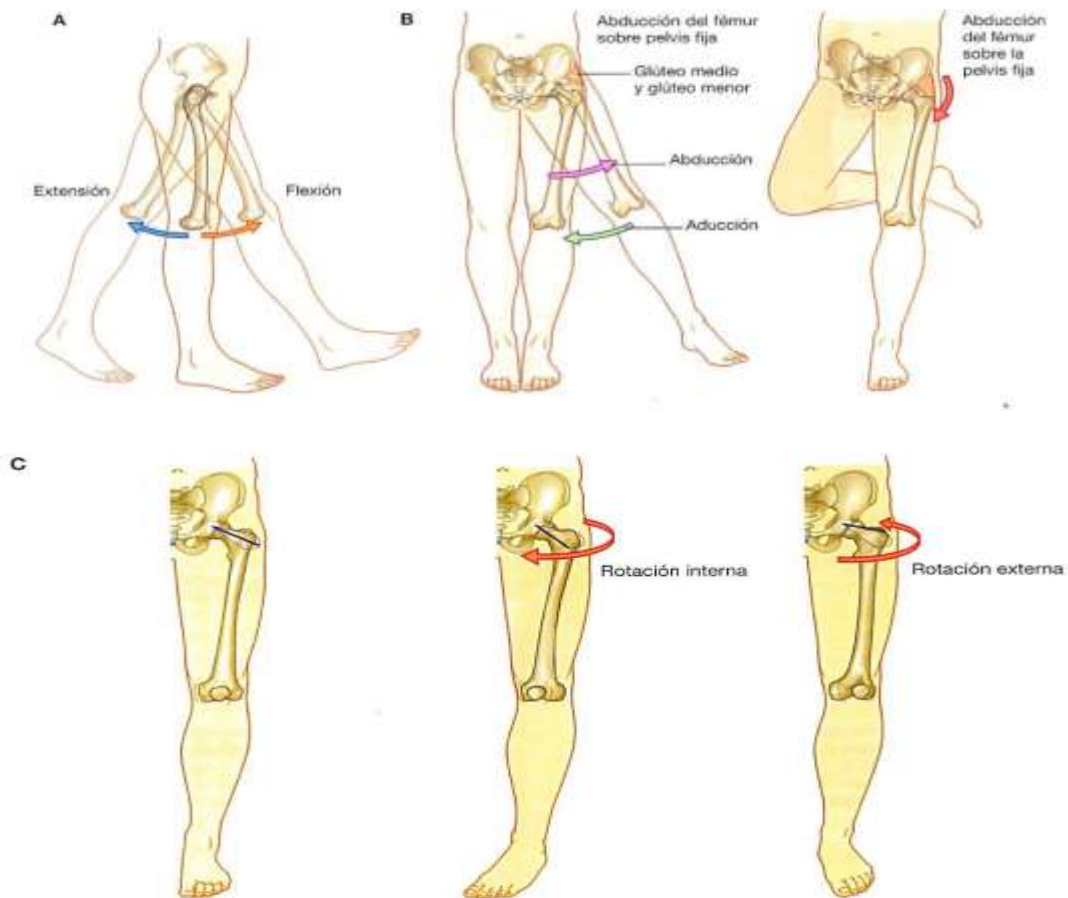


Figura 1.3 Movimientos de la articulación de la cadera. (Drake, Wayne, & Mitchell, 2005)

Las superficies óseas articulares de la cadera son: la cabeza esférica del fémur y el acetábulo del hueso coxal de la pelvis. La construcción de esta estable articulación (Figura



1.4) permite el amplio rango de movimiento requerido para las actividades de la vida diaria tales como: andar, sentarse y agacharse, etc.

La articulación de la cadera presenta movimientos en múltiples direcciones. Su estructura permite que las piernas se muevan de arriba para abajo, de adentro para fuera, y que giren a ambos lados. Aunque la articulación permite todos los movimientos de la cadera, son los músculos de la pelvis y de las piernas los que hacen que el movimiento sea posible (Betancourt, 2015).

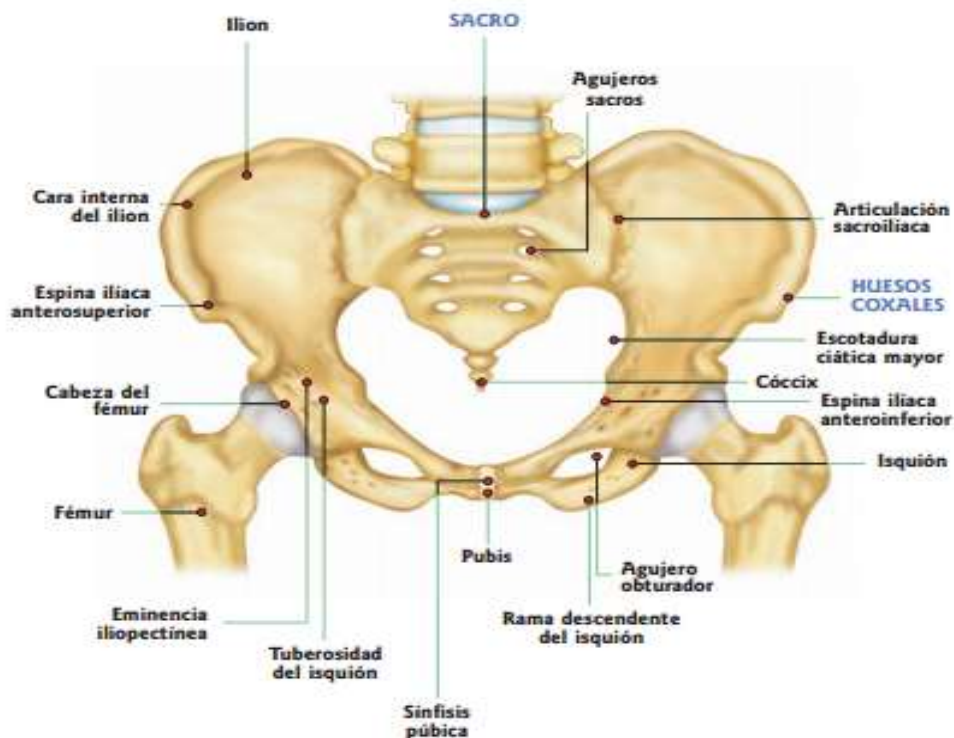


Figura 1.4 Estructura anatómica de la articulación de la cadera (Cultural Librería Americana S. A., 2010)

El miembro inferior ha de estar preparado y organizado para soportar una gran carga, que en ocasiones se traduce por un fuerte impacto contra el plano de sustentación, el suelo, sobre todo cuando se corre o se salta. Pero la función de apoyo y de soporte del peso ha de ser compatibles con la realización de movimientos, o sea, con una función dinámica que permita el desplazamiento y la locomoción.

La organización del miembro inferior requiere, por tanto, la existencia de un esqueleto constituido por huesos unidos mediante articulaciones, que constituyen el sustrato



osteoarticular del miembro inferior. Este permite una serie de movimientos que son indispensables en la marcha y en otros actos funcionales (Parada, 2015).

1.4 Anatomía del fémur

El fémur (Figura 1.5), es el más grande y más grueso de todos los huesos tubulares largos. Como todos los de este tipo, constituye un brazo largo de palanca en todos los movimientos.



Figura 1.5 Fémur, vista de la epífisis superior del fémur izquierdo.

El fémur se divide en tres partes principales (Figura 1.6):

Diáfisis: corresponde a la zona media del hueso, es la parte más larga, de forma tubular y paredes de gran grosor.

Epífisis: son los dos extremos de hueso más gruesos, en los que se encuentran las superficies articulares y están recubiertas por el cartílago articular.

Metáfisis: son pequeñas zonas rectangulares comprendidas entre las epífisis y la diáfisis.

El hueso presenta una composición biológica, tanto en el interior como el exterior, muy distintas por lo que se separan en hueso esponjoso o trabecular y hueso cortical

- **El hueso esponjoso:** denominado también trabecular porque está constituido por un entramado de material óseo, con estructura en forma de celdas tridimensionales que se llaman trabéculas. Las trabéculas conectadas dan lugar a un aspecto esponjoso o espumado, dejando huecos que están llenos de la médula ósea roja; dentro de las



trabéculas están los osteocitos. El hueso trabecular está presente en la epífisis y metáfisis de los huesos largos y en el interior de huesos cortos y planos.

- **El hueso cortical**, llamado también hueso compacto, es muy resistente y homogéneo, tiene aproximadamente 10% de porosidad; constituye la mayor parte de la diáfisis de los huesos largos así como la parte externa de todos los huesos del cuerpo (Parada, 2015).

El cuerpo del fémur está algo encorvado hacia adelante y tiene la forma de un prisma triangular con aristas redondeadas; su superficie es lisa por delante y por los lados; en su cara posterior se encuentra la huella de inserción de músculos del muslo (Nordin, Frankel, & Moreno, 2004).



Figura 1.6 Estructura del fémur humano (Betancourt, 2015).



1.5 Fractura.

Las fracturas es una discontinuidad en los huesos, a consecuencia de golpes, fuerzas o tracciones cuyas intensidades superen la elasticidad del hueso. En una persona sana, siempre son provocadas por algún tipo de traumatismo, pero existen otras fracturas, denominadas patológicas, que se presentan en personas con alguna enfermedad de base sin que se produzca un traumatismo fuerte. Es el caso de algunas enfermedades orgánicas y del debilitamiento óseo propio de la vejez (Giraldo, 2004).

1.5.1 Tipos de Fracturas.

Existen distintas formas de clasificar las roturas de los huesos. Dependiendo del tipo de daño, se clasifican de la siguiente manera:

- Fractura completa: El hueso se rompe en dos partes.
- Fractura en tallo verde: El hueso se rompe pero no se separa en dos partes. Es típica de los niños.
- Fractura simple: El hueso se quiebra por una parte.
- Fractura conminuta: El hueso se quiebra en más de una parte o se astilla.

- Fractura abierta: El hueso sobresale a través de la piel.
- Fractura cerrada: Hay rotura pero no sobresale el hueso por la piel.
- Fracturas por estrés: Son las que se dan al ejercer presión de forma repetitiva en los huesos. Se pueden distinguir dos tipos:

Las fracturas por debilidad las cuales se ocasionan por haber algún tipo de deficiencia ósea que debilite los huesos, como la osteoporosis. Mientras que las fracturas por fatiga son a causa de una actividad exagerada y repetitiva. Es frecuente en los deportistas o en aquellas personas que realizan actividades físicas de manera frecuente.

1.5.2 Clasificación de Fracturas Femorales.

Debido a las variantes múltiples en los trazos de fractura que se presentan en el extremo proximal del fémur, se han diseñado varias clasificaciones, muchas de ellas muy bien elaboradas, y otras que sólo ocasionan confusión. A continuación explicaremos las



clasificaciones más importantes según el segmento en donde se presenta la patología fracturaria.

Garden (1964), clasificó las fracturas según el grado de desplazamiento, resaltando cuatro tipos de fractura: tipo I (fractura incompleta o en abducción impactada en valgo), tipo II (fractura completa sin desplazamiento), tipo III (fractura completa, parcialmente desplazada, menos de 50%) y tipo IV (fractura completa, pérdida del contacto entre los fragmentos) (Figura 1.7).

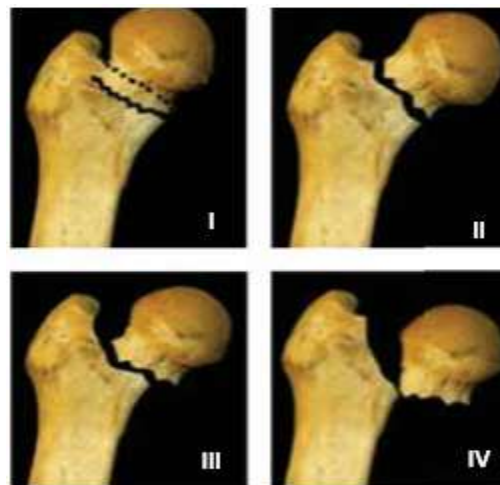


Figura 1.7 Clasificación de Garden. (Gutiérrez, 2012).

Pawells clasificó la fractura transcervical, según la dirección de trazo de fractura con la horizontal las cuales se encontraban los rangos de rango de 30° - 50° (tipo I) , 50° - 70° (tipo II) y mayor de 70° (tipo III) como se muestra (Allemand, Cayetti, Clementi, Ribeiro, & Saffores, 2005) (Figura 1.8).



Figura 1.8 Clasificación de Pawells (Anejo Producciones S.A, 2005).



Pipkin clasificó las fracturas de la cabeza femoral en cinco tipos distintos según la posición en la que se encontraba la fractura, tipo I la cual el trazo de fractura por debajo del ligamento redondo, no coincide con zona de apoyo; tipo II en esta el trazo de fractura por encima del ligamento redondo, compromete zona de apoyo; tipo III la cual es parecida a la de tipo I o II pero con fractura de cuello femoral asociada, esta es la de peor pronóstico; la de tipo IV que puede ser cualquiera de las anteriores con fractura asociada de acetábulo y tipo V que es fractura de la cabeza asociada a luxación posterior (Fitzgerald, Kaufer, & Malkani, 2002) (Figura 1.9).

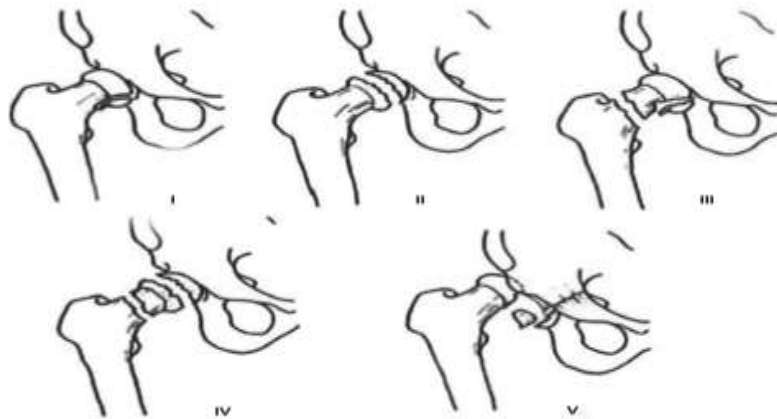


Figura 1.9 Clasificación de Pipkin. (Gutiérrez, 2012)

La clasificación de Kyle y Gustilo (1979) se basó en la estabilidad de la fractura y al igual que en los anteriores casos las dividió en tipo I que son las fracturas estables, sin desplazamiento ni conminución; de tipo II que son las fracturas estables, con mínima conminución; tipo III las cuales son fracturas inestable, con conminución posteromedial y tipo IV que abarca la fractura con extensión subtrocantérica, muy inestable (Solis, 2017)(Figura 1.10).



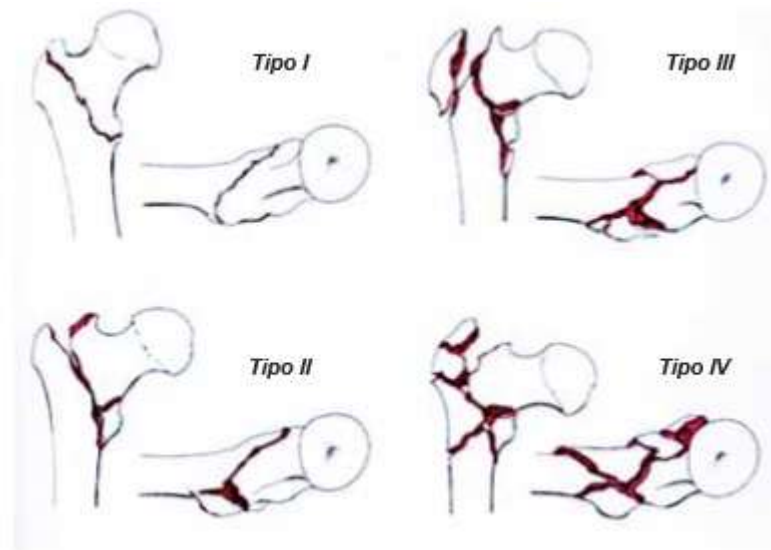


Figura 1.10 Clasificación de Kyle y Gustilo. (Fitzgerald, Kaufer, & Malkani, 2002)

Clasificación AO (Müller). Se basa en tres segmentos en la región trocantérica (Figura 1.11 A), el cuello (Figura 1.11 B) y la cabeza femoral (Figura 1.11 C), siendo extracapsulares, intracapsulares y extraarticulares e intracapsulares e intraarticulares, respectivamente. (Gutiérrez, 2012)

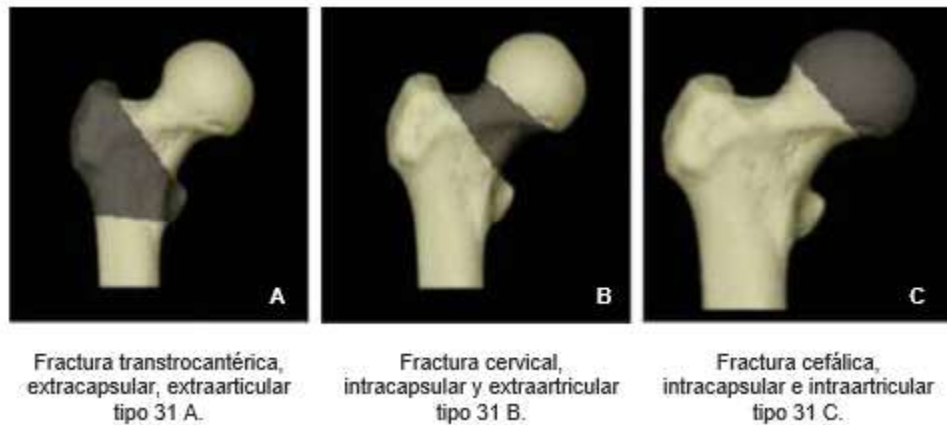


Figura 1.11 Clasificación AO región trocantérica. (Gutiérrez, 2012)

Clasificación de Fielding (Figura 1.12) la cual se basa en la localización del trazo primario de fractura en relación con el trocánter menor; tipo I: A nivel del trocánter menor; tipo II: 2,5 cm por debajo del trocánter menor; tipo III: 2,5 cm a 5 cm por debajo del trocánter menor (Madruga, Madruga, & Galabert, 1980).



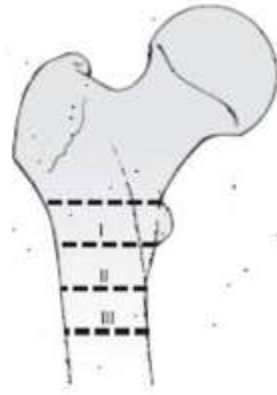


Figura 1.12 Clasificación de Fielding (Pontificia Universidad Católica de Chile).

Clasificación de Seinsheiner (fractura subtrocanterica). Basada en el número de fragmentos, la localización y la dirección de los trazos de la fractura (Figura 1.13).

Tipo I: Fractura no desplazada o con un desplazamiento de menos de 2 mm.

Tipo II: Fractura de dos fragmentos;

IIA: Fractura transversa

IIB: Fractura espiroidea con el trocánter menor unido al fragmento proximal.

IIC: Igual a B, pero con el fragmento del trocánter menor unido al fragmento distal.

Tipo III: Fractura en tres fragmentos.

IIIA: Espiroidea en tres fragmentos, con el trocánter menor como tercer fragmento.

IIIB: Igual a la anterior, pero el tercer fragmento en ala de mariposa.

Tipo IV: Fractura conminuta en 4 o más fragmentos.

Tipo V: Fractura inter y subtrocanterica.



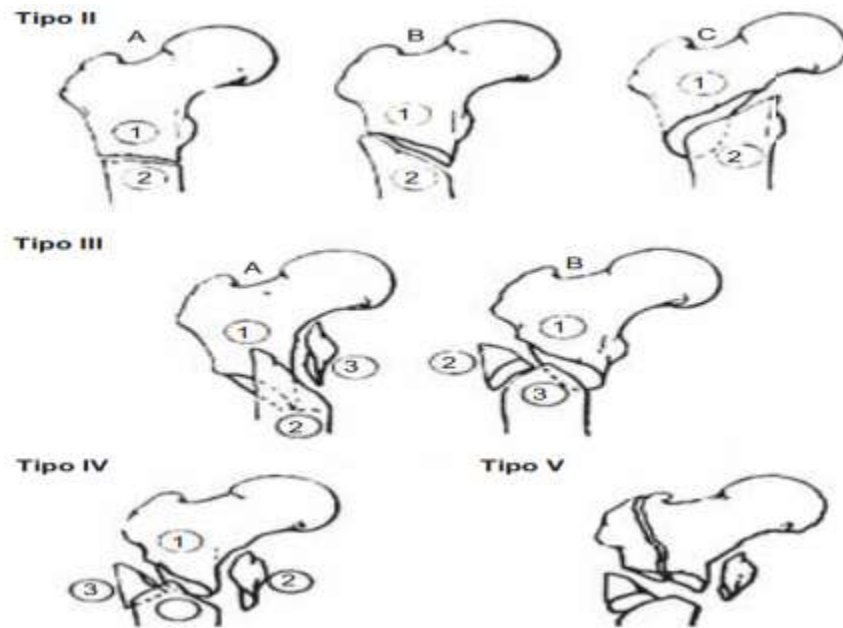


Figura 1.13 Clasificación de Seinsheiner (Gutiérrez, 2012).

1.6 Elementos de fijación interna.

La fijación interna requiere la exposición quirúrgica del foco de fractura, reducción abierta de los fragmentos y colocación de un elemento mecánico para mantener la reducción hasta la cicatrización completa. Tiene la ventaja de producir un alto grado de estabilidad mecánica y la desventaja del trauma quirúrgico asociado.

La conformación rígida de la fijación limita el movimiento entre los fragmentos a tal grado que no se produce formación de callo óseo externo, por lo que se debe mantener por plazos mayores. Es necesario que el aparato constituya un todo con el hueso dañado para resistir el estrés de la actividad fisiológica. Actúan basados en los principios biomecánicos de la compresión fragmentaria, el puente y la inmovilización interna:

La compresión fragmentaria mantiene unidos mecánicamente los fragmentos y puede ser estática o dinámica. La primera adosa los fragmentos, no permite movimiento en el foco de fractura con la carga fisiológica y produce cicatrización primaria, que en las radiografías se ve como una desaparición gradual de la línea de fractura. Tornillos y placas corticales son buenos ejemplos. En la compresión dinámica el fijador transforma la carga fisiológica en compresión a nivel del foco de fractura. Así actúan bandas de tensión, placas de contención o sostén, tornillos dinámicos de cadera y clavos intramedulares no bloqueados.



Un elemento de fijación interna actúa como puente cuando se ancla en hueso sano proximal y distal al foco de fractura, facilitando la transmisión de la carga fisiológica del hueso proximal al hueso distal, sin pasar por el foco de fractura. Como los fragmentos no están directamente adosados hay movimiento que se traduce en cicatrización endóstica¹ y perióstica². Los clavos intramedulares actúan con frecuencia de este modo.

Los innumerables elementos de fijación interna se pueden dividir en unos pocos grupos: A) Golillas y grapas. B) Púas y agujas. C) Alambres. D) Tornillos. E) Placas. F) Clavos intramedulares (Department of Radiology, 1995).

. **Golillas y Grapas:** Se utilizan ocasionalmente en osteotomías, artrodesis o fijación de fracturas. Las golillas planas incrementan la superficie del área sobre la que se distribuye la fuerza ejercida por el tornillo de fijación, previniendo la rotura de la cortical bajo su cabeza. Las grapas se utilizan mayoritariamente en fijación de artrodesis y fijación de osteotomías correctoras (Figura 1.14).

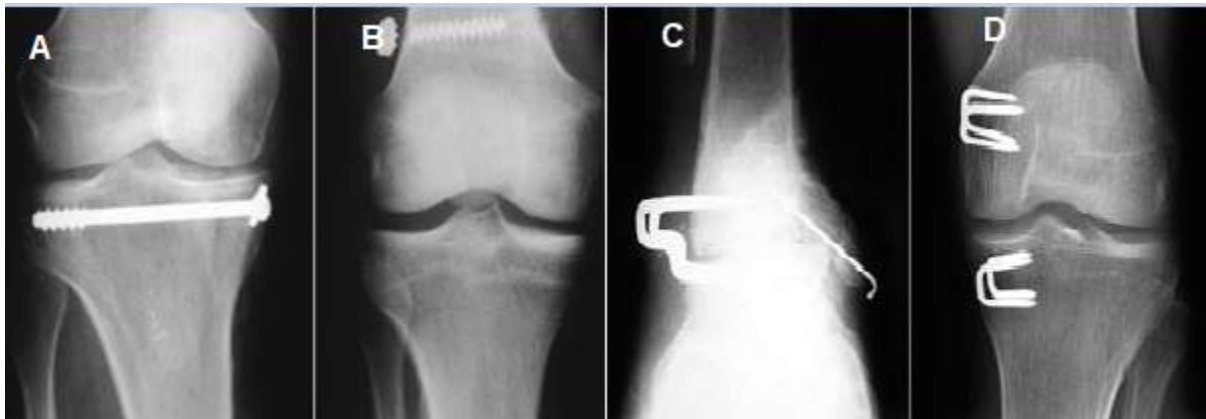


Figura 1.14 Golillas. A) Golilla plana en estabilización de fractura tibial. B) Golilla aserrada de bordes espiculados. Grapas. C) Tobillo AP. Grapa Coventry estabilizando una artrodesis por el lado peroneo. Fijación con aguja K por el lado tibial. D) Grapa fijando plastia de ligamento cruzado anterior en el túnel tibial (Department of Radiology, 1995).

Agujas: Existe una amplia gama de variados tamaños, con o sin rosca. Las más utilizadas, solas o en combinación, son las agujas de Kirschner (K) que pueden ser usadas como guías

¹ Cicatrización endóstica: Formación del cayo endostal (cayo óseo interno).

² Cicatrización perióstica: Formación del cayo oseo periostal (cayo óseo externo).



para la introducción de tornillos canulados, en aparatos de tracción, fijadores externos y como fijadores transitorios o permanentes de fracturas. Son las más delgadas, tienen puntas espatuladas y son lisas. Las púas de Steinmann son más gruesas y tienen rosca parcial. Sus usos son similares a los de las agujas K (Figura 1.15).

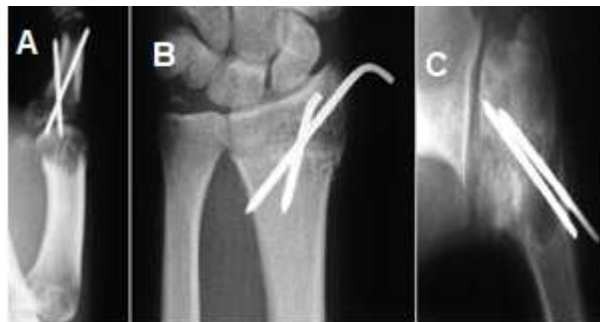


Figura 1.15 Agujas de Kirschner (K)

Alambres: Existe una gran variedad, siendo utilizados como elemento único, o con mayor frecuencia en combinación con otros elementos de fijación. Hay dos tipos principales que comprenden los cerclajes y las bandas de tensión (Figura 1.16).

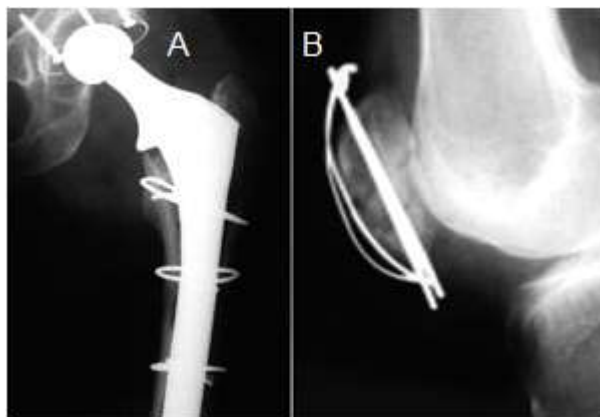


Figura 1.16 Alambres: a) Cadera AP. Prótesis total no cementada, asegurada con tres bandas de cerclaje.
b) Rótula. Fractura fijada con banda de tensión y agujas K. (Department of Radiology, 1995)

Tornillos: Son uno de los elementos de OTS más utilizados. Existe una gran variedad y podemos agruparlos en dos tipos básicos: los de cortical y los de esponjosa (Figura 1.17). Los primeros tienen rosca o hilo en toda su longitud; su principal indicación es la fijación de



placas al hueso y se utilizan en la diáfisis yendo de cortical a cortical. Los de esponjosa están diseñados para atravesar segmentos largos de hueso esponjoso, por lo que tienen hilo o rosca más espaciado y grueso sólo en su parte distal. Ambos tipos de tornillos reciben distintos nombres de acuerdo a su función o morfología (Taljanovic, et al., 2003).

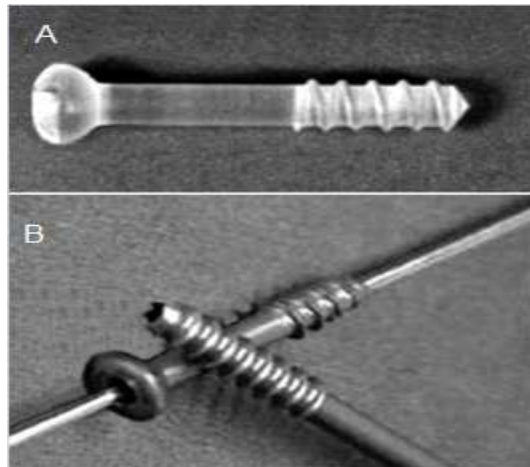


Figura 1.17 Algunos tipos de tornillos: A) Tornillo biodegradable de esponjosa. B) Tornillo de esponjosa canulado. (García & Ortega, 2005)

Placas: Existen diferentes modelos, fabricadas de acero inoxidable o de titanio, tienen varios agujeros y se colocan sobre la superficie de los huesos, aseguradas con tornillos. No necesariamente todos los agujeros son usados. Se clasifican sobre la base de algunos de sus atributos, ya sea forma, diseño de los agujeros, sitio elegido para la fijación o modo de aplicación.

Se utilizan con mayor frecuencia en fracturas de huesos largos, pero también en artrodesis de columna y muñeca. Requieren una incisión quirúrgica más amplia que otros tipos de fijación. Existe la posibilidad de alteración del flujo sanguíneo cortical, debido a la gran superficie de contacto, y de la consolidación, pudiendo reproducirse la fractura al retirar la placa, por atrofia ósea. En general, basan su funcionamiento en tres principios biomecánicos: compresión dinámica, neutralización y contención o sostén. Existen también algunas de diseño especial (Taljanovic, et al., 2003).



Placas con tornillos bloqueados.

Las placas de diseño convencional, siguen siendo de gran utilidad en el tratamiento de fracturas. Sin embargo, se está investigando para el desarrollo de técnicas que utilicen tanto placas como cirugías más biológicas, tratando de minimizar el daño de los tejidos blandos, reducir el uso de injertos y mejorar las tasas de cicatrización. Son las llamadas placas con tornillos bloqueados, donde el hilo de la cabeza del tornillo y del agujero de la placa queda en un ángulo fijo dentro de la placa, impidiendo su deslizamiento. Actúan de modo similar a los fijadores externos. Se implantan por medio de cirugías mínimamente invasivas, con accesos percutáneos e introducción submuscular. Están indicadas en fracturas periarticulares con metáfisis muy conminutas. Son estudios preliminares y su validación está en curso (Department of Orthopaedics, 2004).

El sistema de estabilización menos invasivo (LISS) son placas que se ajustan al contorno anatómico de un área específica, con insertos distintos para lados derecho e izquierdo. No necesitan quedar en contacto con el hueso, por lo que no son maleables (Figura 1.18). Se fija al hueso con tornillos unicorticales bloqueados, y colocada a través de un acceso submuscular mínimamente invasivo (García & Ortega, 2005).

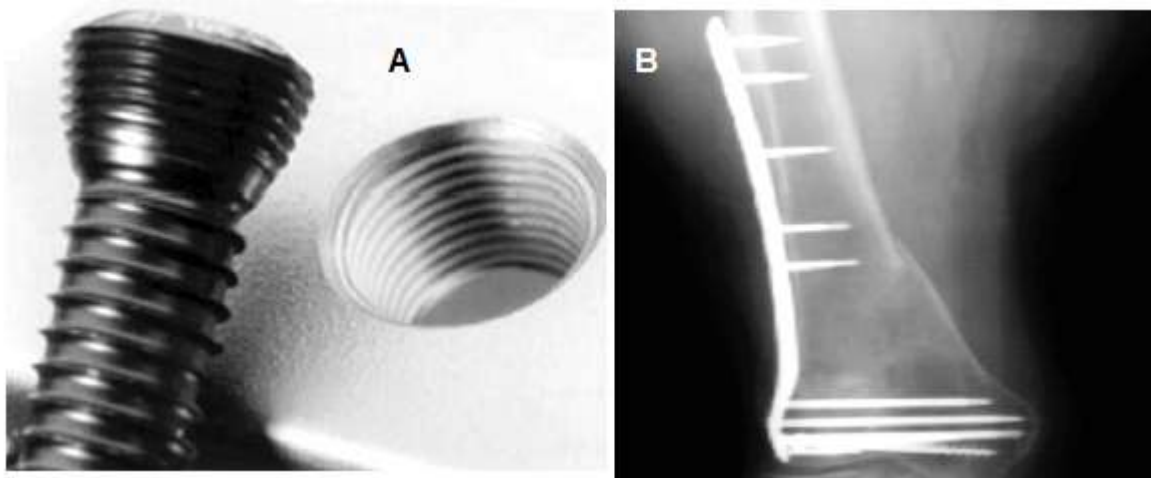


Figura 1.18 Placa con tornillos bloqueados: a) Detalle mostrando el hilo del agujero de la placa y la cabeza del tornillo que impiden el deslizamiento, creando un tornillo bloqueado en ángulo fijo. b) Fémur distal AP. Fractura conminuta supracondílea tratada con placa LISS con tornillos bloqueados unicorticales. Tornillos fragmentarios condilares. (Department of Radiology, 1995).



Placa DHS.

Otro implante compuesto es el DHS (del inglés *dynamic hip screw*). Este implante permite la compresión dinámica entre los fragmentos de la región trocantérica y la prolongación hacia la diáfisis de la placa, la cual se fija con tornillos y protege a la osteosíntesis insuficiente y que se logra con el tornillo dinámico, evitando el varo subsecuente de este tipo de fracturas. Aunque se trata de una conformación en voladizo en el extremo proximal del fémur, el hecho de que el tornillo dinámico haga un efecto tipo telescopio entre el barril de la placa y el tornillo dinámico, lleva a manera de tutor al fragmento proximal del fémur a contactar con el segmento distal del mismo, lo que condiciona soporte óseo entre los fragmentos, repartiéndose las cargas entre el hueso y el implante, por lo que no funciona como sostén, cumpliendo entonces el DHS bajo el principio biomecánico de la protección, cuando existe soporte óseo medial, en el calcar(Figura 1.19) (Maza, et al., 2016).



Figura 1.19 DHS con colapso que permite compresión dinámica en trazo trocantérico, protegido por los tornillos en placa de la diáfisis.

El DHS se utiliza en el tratamiento de fracturas intertrocanterianas (Figura 1.20 A) o pertrocanterias (Figura 1.20 B y C). Conformado por un tornillo de tracción de gran



diámetro, con rosca en su extremo, debe quedar centrado en la cabeza femoral. Va unido a una placa lateral que se fija al hueso con tornillos corticales y que termina en un cilindro hueco donde se aloja el tornillo, que se desliza por el cilindro a medida que se produce la reabsorción ósea, y por la carga del paciente al caminar precozmente. Actúa comprimiendo los fragmentos en el sitio de fractura durante el proceso de consolidación al soportar la carga fisiológica debido a que la cabeza y cuello femorales quedan en un ángulo anatómico, resisten la deformidad angular y permiten la impactación precoz de la fractura (García & Ortega, 2005).

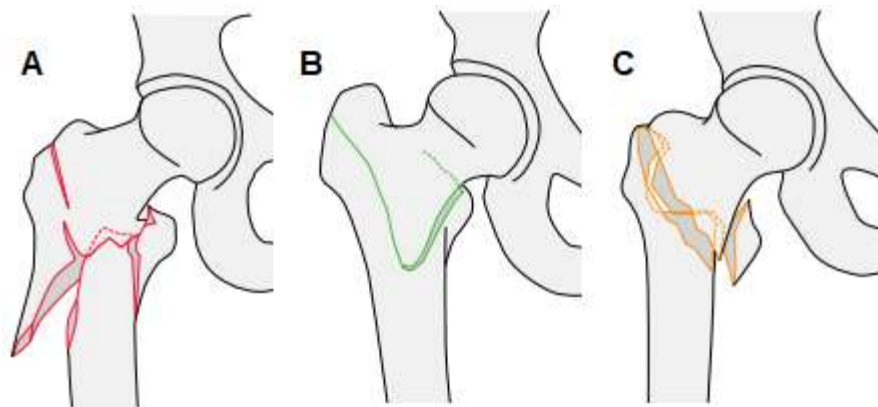


Figura 1.20 Fracturas intertrocanterianas y pertrocanterias (SYNTHES, 2014)

Placa DCS.

Las placas de diseño anatómico especial son una amplia gama, diseñadas para fines específicos: la placa condilar 95° es uno de estos casos la cual se utiliza para estabilización de fracturas del fémur (Department of Radiology, 1995).

El D.CS. es un sistema de dos piezas. El tornillo condíleo presenta una hendidura que es congruente con la placa para prevenir la rotación dentro del barril (Figura 1.21). Adicionalmente, el tornillo puede ser ajustado contra la placa para permitir de ésta manera la compresión intercondílea, lo que no se tiene como opción en la placa angulada de hoja recta. El dispositivo tiene dos orificios proximales al barril para permitir estabilidad rotacional adicional utilizando tornillos de esponjosa de 6.5 mm. Finalmente, la placa tiene orificios de compresión dinámica para facilitar la compresión interfragmentaria entre los fragmentos individuales y los cóndilos o la diáfisis o ambos (Cardenas, 1996).





Figura 1.21 Placa DCS en insertada en fractura de fémur proximal (SYNTHES, 2014)

1.8 Utilización de programas CAD/CAM/CAE.

Estos son, programas para ingeniería y fabricación. Cada uno obedece a un objetivo particular. Este epígrafe estudió los tres sistemas, para comprender cómo son empleados y cuáles son sus propósitos generales.

1.8.1 Sistemas CAD.

El uso de la tecnología CAD supone para el diseñador un cambio en el medio de plasmar los diseños industriales: antes se utilizaba un lápiz, un papel y un tablero de dibujo. Con el CAD, dispone de un ratón, un teclado y una pantalla de ordenador donde observar el diseño. Así, un computador, al que se le incorpora un programa de CAD, le permite crear, manipular y representar productos en dos y tres dimensiones. Esta revolución en el campo del diseño ha venido de la mano de la revolución informática.

Un buen programa CAD no sólo dispone de herramientas de creación de superficies, sino también de posibilidades de análisis y verificación de las mismas, entendiendo por superficies correctas aquellas cuyos enlaces entre ellas son continuos en cuanto a tangencia y curvatura, y sin contener zonas donde se ha perdido continuidad de curvatura.



Además de la verificación de las superficies, un programa CAD avanzado permite trazar superficies paralelas a las creadas, por ejemplo generando la piel interna de la pieza a partir de la piel externa en el caso de piezas con un espesor uniforme conocido y debe tener los elementos necesarios para conseguir realizar sobre el modelo CAD todas las actividades de ingeniería de diseño necesarias (nerviado, fijaciones, centradores, elementos rigidizadores) (Lazo & Bacalla, 1999).

1.8.2 Sistemas CAM.

La ingeniería CAM hace referencia concretamente a aquellos sistemas informáticos que ayudan a generar los programas de Control Numérico (CN) necesarios para fabricar las piezas en máquinas con CNC. A partir de la información de la geometría de la pieza, del tipo de operación deseada, de la herramienta escogida y de las condiciones de corte definidas, el sistema calcula las trayectorias de la herramienta para conseguir el mecanizado correcto, y a través de un postprocesado genera los correspondientes programas de CN con la codificación específica del CNC donde se ejecutarán. En general, la información geométrica de la pieza proviene de un sistema CAD, que puede estar o no integrado con el sistema CAM. Si no está integrado, dicha información geométrica se pasa a través de un formato común de intercambio gráfico. Como alternativa, algunos sistemas CAM disponen de herramientas CAD que permiten al usuario introducir directamente la geometría de la pieza, si bien en general no son tan ágiles como las herramientas de un sistema propiamente de CAD.

Algunos sistemas CAM permiten introducir la información geométrica de la pieza partiendo de una nube de puntos correspondientes a la superficie de la pieza, obtenidos mediante un proceso de digitalizado previo. La calidad de las superficies mecanizadas depende de la densidad de puntos digitalizados. Si bien este método acorta el tiempo necesario para fabricar el prototipo, en principio no permite el rediseño de la pieza inicial.

La utilización más inmediata del CAM en un proceso de ingeniería inversa es para obtener prototipos, los cuales se utilizan básicamente para verificar la bondad de las superficies creadas cuando éstas son críticas. Desde el punto de vista de la ingeniería concurrente es posible, por ejemplo, empezar el diseño y fabricación de parte del molde simultáneamente



al diseño de la pieza que se quiere obtener con el molde, partiendo de la superficie externa de la pieza mientras aún se está diseñando la parte interna de la misma (Lazo & Bacalla, 1999).

1.8.3 Sistemas CAE.

El concepto de CAE, asociado a la concepción de un producto y a las etapas de investigación y diseño previas a su fabricación, sobre todo cuando esta última es asistida o controlada mediante computador, se extiende cada vez más hasta incluir progresivamente a la propia fabricación. Podemos decir, por tanto, que la CAE es un proceso integrado que incluye todas las funciones de la ingeniería que van desde el diseño propiamente dicho hasta la fabricación.

Antes de la aparición de los paquetes de diseño, los diseñadores solo contaban con su ingenio y un buen equipo de delineantes que transportaban al papel sus ideas con un cierto rigor. Es quizás, por este motivo, por el que los primeros paquetes de diseño surgieron como réplica a estos buenos dibujantes, con la ventaja de la facilidad de uso, edición y rapidez.

Para realizar la ingeniería asistida por computador (CAE), se dispone de programas que permiten calcular cómo va a comportarse la pieza en la realidad, en aspectos tan diversos como deformaciones, resistencias, características térmicas, vibraciones, etc. Usualmente se trabaja con el método de los elementos finitos, siendo necesario mallar la pieza en pequeños elementos y el cálculo que se lleva a término sirve para determinar las interacciones entre estos elementos.

La realización de todas estas actividades CAE dependerá de las exigencias del diseño, y suponen siempre un valor añadido al diseño al detectar y eliminar problemas que retrasarían el lanzamiento del producto (Lazo & Bacalla, 1999).

1.8.4 Integración de CAD, CAE y CAM.

Un programa CAD es necesario para emplear tanto CAM como CAE, debido a que ambos sistemas requieren un modelo para llevar a cabo ya sea el análisis o la manufactura. CAE necesita el modelo geométrico para determinar la red nodal integrada que se utiliza en el



análisis. Por su parte, para CAM es fundamental la geometría de la pieza para establecer las rutas y los cortes de la máquina herramienta.

Ambas requieren CAD, si bien CAD puede ser una herramienta utilizada como un sistema solo para llevar a cabo modelos virtuales de ingeniería. CAD es la columna vertebral tanto de CAM como de CAE, y es necesaria para que funcionen adecuadamente. Cada programa es una herramienta poderosa para ingenieros y maquinistas, pues los tres facilitan el trabajo diario y lo hacen más eficiente. Usarlos correctamente podría proveer grandes beneficios para los individuos y para las compañías que los exploten (Leão, 2017).

1.8.5 Modelos biomecánicos computacionales

Los modelos biomecánicos son sistemas mecánicos que se asemejan a la estructura física del cuerpo humano y son adecuados para estudiar la dinámica del movimiento. Así pues, los segmentos anatómicos se modelan como cuerpos rígidos y las articulaciones humanas corresponden a pares cinemáticos que conectan esos cuerpos (García E., 2015).

La tomografía axial Computarizada (TAC) es un procedimiento que usa rayos X para obtener imágenes detalladas como cortes o secciones de objetos anatómicos. El tomógrafo es un aparato que emite un haz de rayos X que incide sobre el objeto, la radiación que no absorbe el cuerpo es recogida por unos detectores. Se realizan múltiples cortes a una misma distancia pero cambiando su orientación hasta que el espectro da una vuelta entera, estas imágenes son sumadas y el ordenador realiza un promedio de los datos recogidos. Una vez recogida el primer plano se cambia el espectro moviéndolo a una distancia muy corta para crear un segundo plano. Así se recogen imágenes bidimensionales que permiten ver secciones del objeto a cualquier ángulo (Wu, 2016).

Actualmente, existen muchos tipos de escáner de tomografía computada, que proporcionan diferentes tipos de precisión. Entre sus aplicaciones más comunes se encuentran los escáneres médicos, también para procesos industriales o estudios biológicos (Figura 1.22). La precisión va ligada a las dimensiones de la muestra, normalmente mayor precisión requiere más muestras, por lo que tendría un coste muy alto, así que normalmente se opta por un equilibrio entre precisión, precio y dimensión de resultados (Wu, 2016).



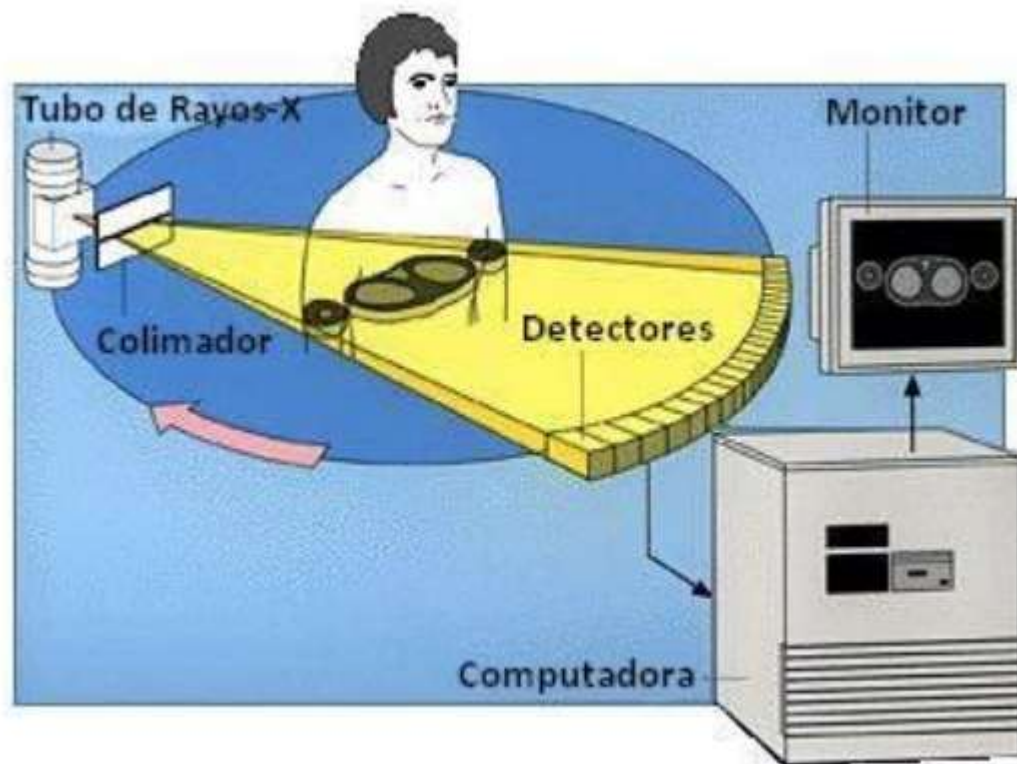


Figura 1.22 Funcionamiento de un tomógrafo (<http://www.drngen.com.ar/2012/11/como-funciona-tomografo/>, n.d.)

Cuando se empieza a realizar un estudio sobre una estructura biológica hay diversos factores que se tiene que tener en cuenta. Principalmente se querrán obtener resultados para extraer conclusiones biológicas o realizar comparaciones con otros sistemas. Por eso los análisis a partir del modelo real se han de realizar con una gran precisión; así como la obtención de los datos del modelo tiene que ser tan preciso como se pueda. Los pasos al momento de hacer un estudio de elementos finitos son. A continuación se explicarán los pasos que hemos señalado previamente. (Wu, 2016).

1. Obtención De Datos.

El primer paso que se debe de hacer al analizar un cuerpo biológico mediante el método de los elementos finitos, es la obtención de los datos que se quieren analizar. Para poder obtener este modelo es muy importante obtener un modelo muy preciso tanto de los huesos como de su estructura interna. Es por eso que se ha utilizado una herramienta que es la tomografía computada (TC) para la obtención de estos.



2. Modelación Y Mejora Del Modelo.

La ingeniería inversa es el proceso por el cual se invierten los pasos normales a seguir en ingeniería. El objetivo es obtener información o un diseño, con el fin de determinar información tales como descubrir los principios tecnológicos por los cuales se rige analizando su estructura, su función o a la forma de operar pero de forma inversa a como se haría en ingeniería, en el cual se utilizan datos técnicos para elaborar un producto elaborado. Esto se realiza al tener la pieza física y se necesita tener un diseño virtual de la misma como este caso.

3. Análisis Con Elementos Finitos.

El análisis de los elementos finitos es una herramienta de simulación que utiliza el método de los elementos finitos. El método de los elementos finitos es un método que utiliza unas condiciones de contorno para llegar a unas conclusiones mediante la aproximación a problemas continuos, y se llega a transformar un problema de geometría compleja en un modelo más simple. El conocimiento de lo que sucede en modelo aproximado se obtiene mediante la interpolación de valores conocidos en los nodos mediante ecuaciones diferenciales.

En la presente investigación, se utilizan Mimics para la obtención de los modelos óseos, y SolidWorks para su posterior procesamiento y análisis.

1.8.6 Utilización de CAD/CAM/CAE en la biomecánica.

El desarrollo de la computación, ha permitido que se puedan extraer modelos computacionales de los huesos. Ejemplo de ello se puede observar en el trabajo realizado por (García C., 2017), en el que se realiza un análisis de un conjunto biomecánico en el cual se puede apreciar como los softwares CAD permiten tratar dichos modelos como piezas mecánicas cualesquiera.

Después de leer los argumentos anteriores se puede llegar a la conclusión de que, estos tres programas van de mano en la biomecánica, ya que, un conjunto biomecánico son un conjunto de piezas las cuales necesitan un diseño previo, que es realizado por un programa de plataforma CAD. Después de realizado este diseño se necesita idear una ruta tecnológica óptima para la confección de dicha pieza, y así para estar seguro de la calidad y fiabilidad



del mismo, un análisis para comprobar su dureza y el comportamiento ya sea individual o en conjunto de la pieza o piezas que componen el sistema biomecánico. Por ende se puede reiterar que estas plataformas son esenciales para la rama de la biomecánica.

1.8.7 Mimics y SolidWork para el procesamiento de modelos biomecánicos.

Mimics.

Mimics es un acrónimo de *Materialise's Interactive Medical Image Control System* o Sistema Interactivo de Control de Imagen Médica de Materialise, es un software de procesamiento de imágenes médicas y creación de modelos 3D. Este software es desarrollado por la compañía belga Materialise NV, líder mundial en el campo de la creación de prototipos rápidos y manufactura aditiva tanto industrial como médica, esta empresa lidera el mercado de la impresión en 3D y el software CAD digital.

Mimics utiliza imágenes médicas transversales 2D, como las de TAC, micro CT, microscopía confocal, ultrasonido y resonancia magnética, para construir superficies de modelos 3D, que pueden ser usados en una amplia variedad de aplicaciones, como el prototipado rápido, el CAD, el CAOS, la modelación quirúrgica y el análisis de ingeniería avanzada.

Los modelos de superficies en 3D en Mimics son obtenidos utilizando una serie de herramientas como: modificación del contraste, segmentación, mediciones antropométricas, suavizado de superficies. La superficie del modelo 3D es calculada usando el algoritmo *Marching cubes*, estos modelos tridimensionales son representados en formato STL. (Betancourt, 2015)

SolidWorks.

SolidWorks es un software de diseño CAD 3D (diseño asistido por computadora) para modelar piezas y ensamblajes en 3D y planos en 2D (Figura 1.23). El software que ofrece un abanico de soluciones para cubrir los aspectos implicados en el proceso de desarrollo del producto. Sus productos ofrecen la posibilidad de crear, diseñar, simular, fabricar, publicar y gestionar los datos del proceso de diseño.

SolidWorks ofrece soluciones intuitivas para cada fase de diseño. Cuenta con un completo conjunto de herramientas que le ayudan a ser más eficaz y productivo en el desarrollo de



sus productos en todos los pasos del proceso de diseño. La sencillez que es parte de su propuesta de valor, es decisiva para lograr el éxito de muchos clientes.

El software de cálculo y validación SolidWorks Simulation, somete los diseños a condiciones idénticas que experimentaría en la realidad, aumentando la calidad de los productos al tiempo que reduce el coste de sus prototipos. Sus funcionalidades principales son las siguientes:

Genera menor número de prototipos gracias a la posibilidad de configurar y probar los productos simulando un entorno real antes de fabricarlos. De esta forma se evitan errores costosos y el producto llega antes al mercado.

Evalúa el rendimiento de los productos para mejorar la eficacia de éstos desde las primeras fases de diseño y controlar su ciclo de vida. Se perfeccionan los diseños gracias al análisis de simulación y se adapta el producto según los resultados obtenidos (Dassault Systemes SolidWorks Corporation, 2015).



Figura 1.23 Realización de piezas ensambles y croquis en *SolidWorks* (Dassault Systemes SolidWorks Corporation, 2015).



1.9 La biomecánica en el estudio de las fracturas de fémur.

En la investigación de (Contreras & Cerrolaza., 2002) se presenta una selección de los avances de algunos trabajos que aplican fundamentalmente técnicas numéricas para la simulación, el diseño, desarrollo y construcción de la fabricación de diferentes dispositivos biomédicos.

Los autores se muestran interesados en la incidencia de diferentes casos de carga, por lo que se realiza una simulación del comportamiento óseo ante la colocación de un dispositivo biomecánico como técnicas de remodelado óseo. En este se observa lo que ocurre para diferentes casos de carga cuando se coloca una prótesis y comienza el aflojamiento de la misma por reabsorción ósea en la cual se hará énfasis.

Durante la primera etapa se realizó de un modelo tridimensional de la articulación de la cadera (Figura 1.24). La segunda etapa consistió en la validación del modelo en las cuales se obtuvieron resultados que concuerdan con los datos experimentales encontrados en la literatura.

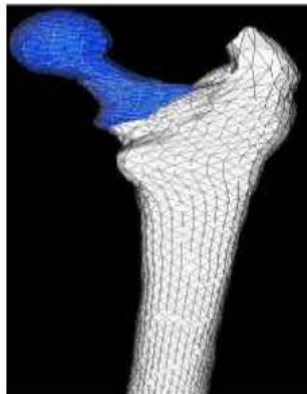


Figura 1.24 Modelo 3D del ensamblaje mallado por el MEF (Contreras & Cerrolaza., 2002).

La tercera etapa implica netamente el desarrollo del aporte biológico y la validación del mismo a través de densimetrías post operatorias, de esta manera es posible observar el remodelado y los cambios generados por los factores biológicos. Cumplidos 6 meses o un año de la operación se realiza un nuevo estudio de densimetría ósea y se realiza la toma de datos en los puntos control que se establecieron en la primera toma de datos. Los valores de la densimetría (Contenido de Mineral Óseo en gramos) son introducidos en la formulación matemática del programa para convertirlos a valores que puedan ser interpretados y comparados con los resultados del programa (figura1.25).



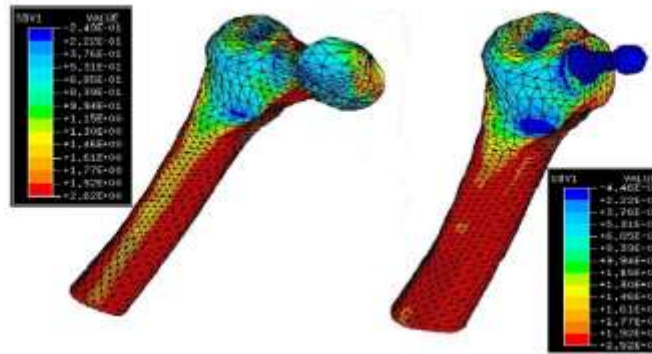


Figura 1.25 Distribución de densidades (gr/mm³) en la superficie exterior del hueso tras 100 días de la inclusión de la prótesis bajo una carga de compresión de 700N. (Contreras & Cerrolaza., 2002).

En nuestro país (Cabrera, Estrada, & Ramos, 2011) presentan un trabajo el cual expone los resultados del análisis numérico realizado a un fijador interno del tipo placa DHS (*Dinámica Hip Screw*) y a un fijador externo monolateral con tornillo cefálico RALCA (Rodrigo Álvarez Cambras), con el propósito de determinar el comportamiento del estado tensional-deformacional de ambos dispositivos durante la consolidación ósea de fracturas proximales de cadera, bajo la marcha monopodal del paciente.

Estos obtuvieron como resultado que las tensiones máximas según el criterio de *Von Mises* en el estudio de la variante del fijador externo monolateral con 6 varillas, elegidas de manera que garanticen la estabilidad de la consolidación, fueron igual a 236 MPa, localizadas en la intersección de una de las varillas inferiores con la cortical de la diáfisis del fémur (Figura 1.26). Se aprecia una distribución de las tensiones en un rango bastante uniforme en todos los alambres que conforman la fijación externa en este caso.

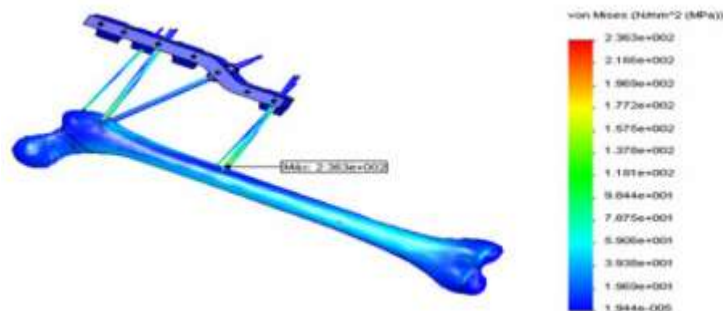


Figura 1.26 Tensiones de Von Mises en el fijador externo.



Las tensiones máximas según el criterio de *Von Mises* en el estudio de la variante de fijación con el uso de la placa DHS, fueron igual a 674,8 MPa, localizadas en la intersección del tornillo inferior con la cortical de la diáfisis del fémur (Figura 1.27).

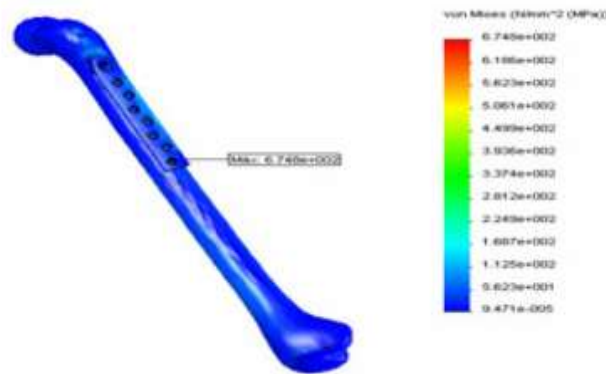


Figura 1.27 Tensiones de Von Mises en el conjunto Fijador DHS-Fémur.

Las tensiones en el conjunto del canal deslizante con la placa y el tornillo cefálico deslizante se hallan en valores que oscilan entre mínimos iguales a 0,94 MPa y un valor máximo de 674,8 MPa con un valor del coeficiente de seguridad por debajo de uno (Figura 1.28).

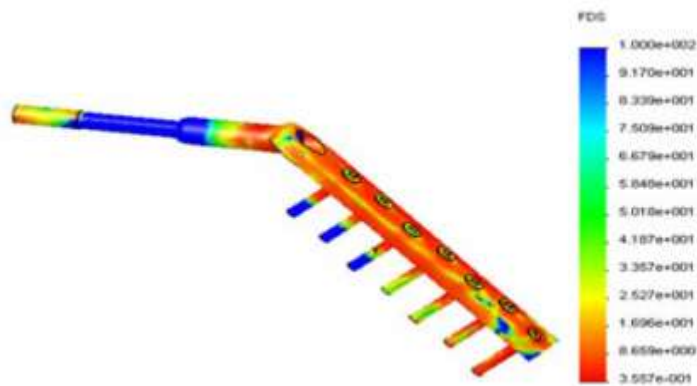


Figura 1.28 Distribución del factor de seguridad en la Placa DHS.

Años más tarde (Bosch, Ramos, Estrada, & Morales, 2017) realizan un trabajo que tiene por objetivo procesar un conjunto de imágenes tomográficas de un fémur humano para la obtención de modelos CAD en 3D de las partes cortical y trabecular del mismo (Figura 1.29). Para lograr el objetivo se siguió un grupo de pasos lógicos y se auxilió de un software de biomodelado donde se importaron las imágenes para luego redefinir el contorno de la



imagen con que se iba a trabajar y crear dichas superficies mediante la escala de Hounsfield, escala que mide la humedad y la densidad presente en los huesos y músculos.

Las partes cortical y la trabecular del fémur difieren en sus propiedades mecánicas y a la hora de realizar estudios futuros sobre el comportamiento biomecánico de dicho hueso, la inserción de implantes o análisis de fracturas se pueden tener resultados más cercanos a la realidad si se obtiene un modelo en 3D de las mismas. Finalmente se exportaron los archivos obtenidos con una extensión de intercambio gráfico para un software de diseño CAD donde se convirtieron en sólidos trabajables.



Figura 1.29 Obtención de la parte cortical y trabecular del fémur a través del software Mimics.

Con el procedimiento aplicado se importaron las imágenes en formato tomográfico al software de biomodelado MIMICS 10.01 obteniéndose los modelos en 3D de las partes cortical y trabecular del fémur. Para lograr el objetivo trazado se realizó el tratamiento de las capas para conformar los modelos de huesos. Posteriormente se realizó un remallado de los modelos lo que permitió exportar los archivos con un formato de intercambio gráfico al software CAD SolidWorks 2014.

Ese mismo año (García C., 2017) publica un artículo el cual Se abordó estudio biomecánico de los dispositivos utilizados para lograr la consolidación de las fracturas del fémur, la placa DHS y la placa RALCA son los más utilizados en la consolidación de fracturas de la parte proximal. Se presentan los resultados del análisis numérico realizado a este tipo de placas con el propósito de determinar el comportamiento del estado tensional-deformacional del conjunto hueso implante, bajo la marcha monopodal del paciente.



Para la modelación geométrica de los dispositivos se empleó el paquete de diseño en 3D *SolidWorks* y la simulación numérica se realizó con el empleo del paquete de análisis por elementos finitos *Simulation* (Figura 1.30)

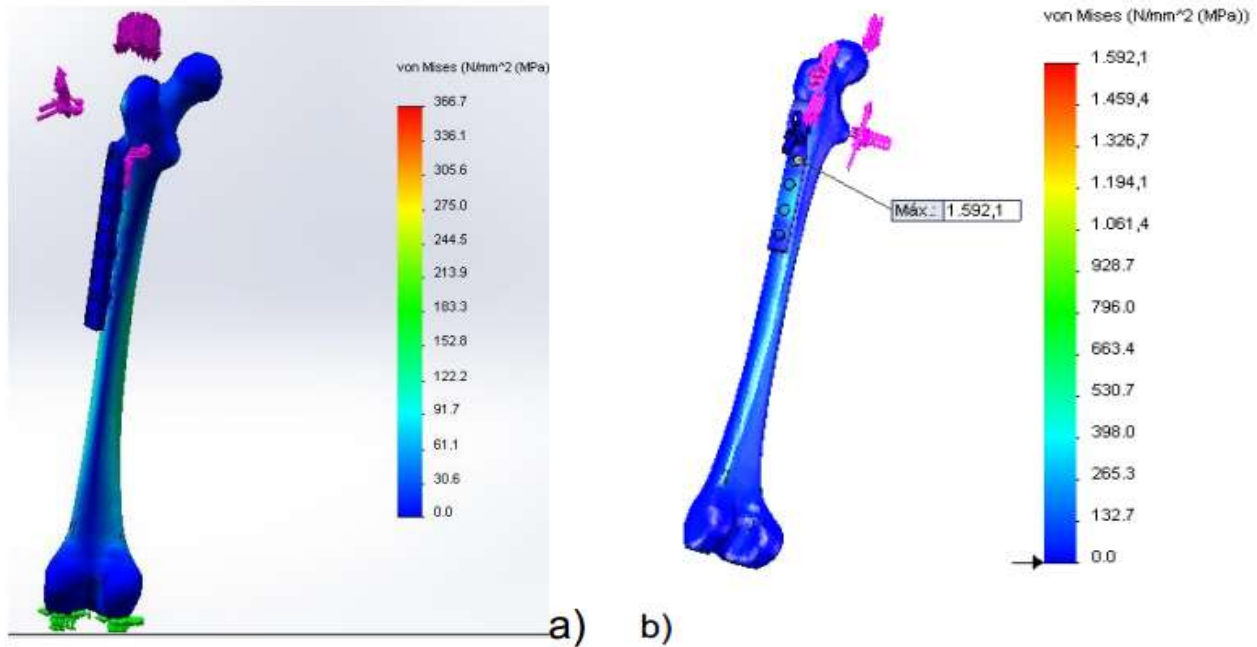


Figura 1. 30 Distribución de tenciones en los conjunto Placa DHS- Fémur(a) y Placa RALCA- Fémur (b).

Se obtuvieron como resultado que la placa DHS tiene un mejor comportamiento biomecánico que la placa RALCA pues presenta un mejor estado tensional, es decir las tensiones de Von Mises y las tenciones normales a través del eje Z son menores. El fémur al que se le retiró la placa RALCA presenta tensiones menores, pero esto no es lo más significativo pues el paciente va a pasar un largo tiempo con la placa colocada o no se le retirará, y en el caso que sea necesario retirar una u otra placa debe tenerse en cuenta que el fémur al que se le retiró la placa DHS presenta mayores tenciones, esto se debe a que este queda con una mayor cantidad de orificios, los que generan un debilitamiento del fémur.

Después de consultar en la bibliografía los trabajos relacionados con el conjunto biomecánico se concluyó que dos deficiencias de las investigaciones consultadas es que ninguna trata la inserción de una fractura en el modelo óseo virtual y que descartan la parte trabecular del fémur para su análisis. Por tanto, se determina que existe la necesidad de realizar un análisis en el cual estos componentes no se descarten, para de esa manera,



realizar las simulaciones en las condiciones lo más cercanas posible al comportamiento real del conjunto.



Capítulo 2. Cálculo del estado tensional deformacional en la placa DCS 95° ante una fractura de fémur.

En este capítulo se describe el procedimiento utilizado para el análisis del conjunto biomecánico. Primeramente se describe la obtención del modelo biomecánico del fémur utilizando el programa Mimics, con las principales operaciones aplicadas. Esto permitió obtener, con la mayor exactitud posible, la parte trabecular del hueso y el hueso como un sólido. Luego se muestra el procesamiento en SolidWorks para la obtención de la parte cortical del hueso, y la realización de los análisis por el MEF. Finalmente, se procede a analizar los resultados de las simulaciones realizadas.

2.1 Desde Mimics hasta el SolidWorks

De manera general se realizaron los siguientes pasos:

- 1- Predefinir la imagen a trabajar para crear capa.
- 2- Editado de las capas seleccionadas.
- 3- Convertir la capa en un modelo en 3D deseado en el software de biomodelado.
- 4- Realizar un remallado del modelo para refinar las capas.
- 5- Exportar el archivo con un formato de salida de intercambio gráfico.
- 6- Procesar el archivo con el módulo ScanTo3D del SolidWorks 2016 para obtener un modelo CAD en 3D de las partes cortical y trabecular de un fémur humano.



2.1.1 Predefinición de la parte de la imagen a trabajar para crear capa.

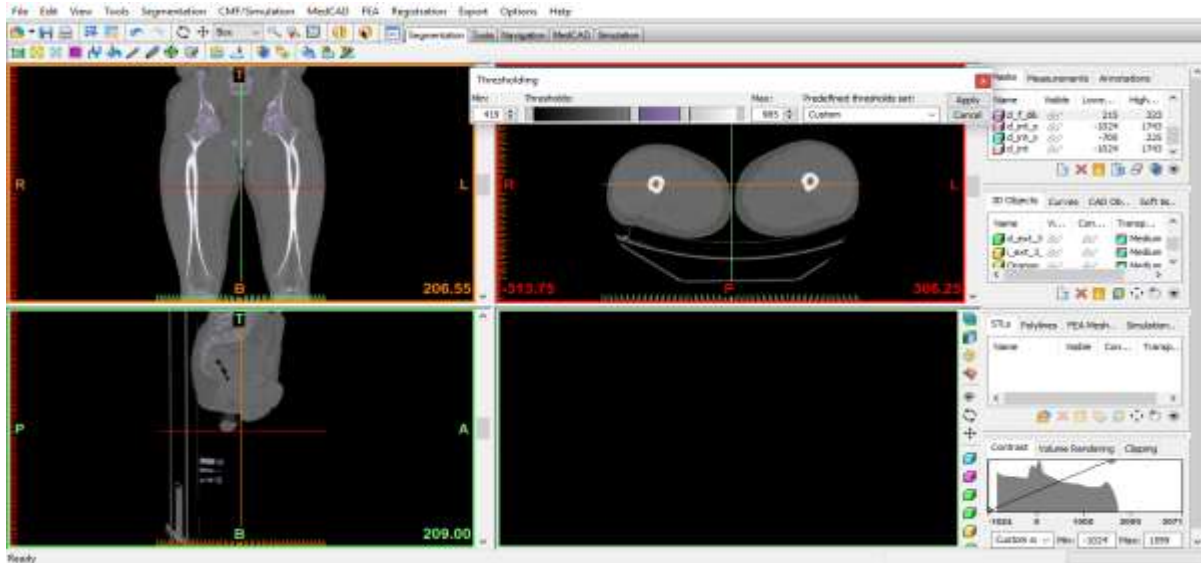


Figura 2.1 Selección de las partes cortical y trabecular mediante la escala de Hounsfield.

2.1.2 Edición de las capas seleccionadas.

Al editar las capas seleccionadas es necesario borrar impurezas propias de una imagen real pertenecientes a otros huesos que se encuentran en la imagen que no son de interés para el estudio y que entorpecen el proceso de modelado pudiendo causar interferencia a la hora del remallado y exportación al software CAD. Debido a esto se necesita realizar una limpieza a las imágenes tanto para la capa cortical como para la trabecular, en algunos casos se rellena alguna irregularidad o algunos contornos que se encuentren abiertos para mejorar la estructura manualmente (Figura 2.2). Al terminar este paso la capa esta lista para ser convertida a un modelo en tres dimensiones.

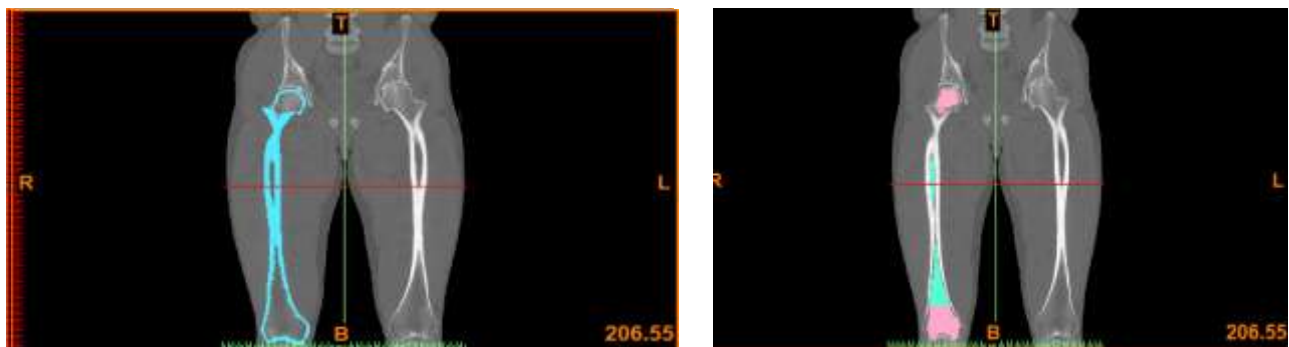


Figura 2.2 Edición de las capas de la parte cortical y trabecular.



2.1.4 Conversión de la capa en un modelo en 3D.

El software de biomodelado contiene una interface flexible para animar y calcular la región de interés en un modelo en 3D. Una vez realizado el tratamiento manual a las capas definidas se procede a la conversión de las imágenes(Figura 2.3).

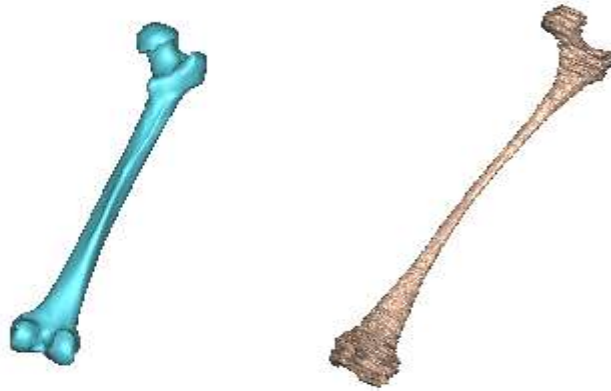


Figura 2.3 Obtención del hueso en 3D. Hueso cortical (Izquierda). Hueso trabecular (Derecha).

Finalmente, después de haber realizado todas las operaciones de alisado y reducción de malla, se procede a exportar a formato STL. Este es un formato compatible con el software de diseño SolidWorks 2016 en el cual se obtiene un modelado en 3D a partir de un mallado de superficie.

2.2 Procesamiento de los modelos biomecánicos en software CAD.

Para importar los archivos stl y convertirlos a piezas de *SolidWorks*, se utilizó la herramienta *ScanTo3d*. Dicha herramienta brinda un conjunto de operaciones que se realizan de manera automática, como: Reducción del ruido de malla; Simplificación del modelo al convertirlo en la unión de elementos más grandes; Suavizado de superficie (Figura 2.4).



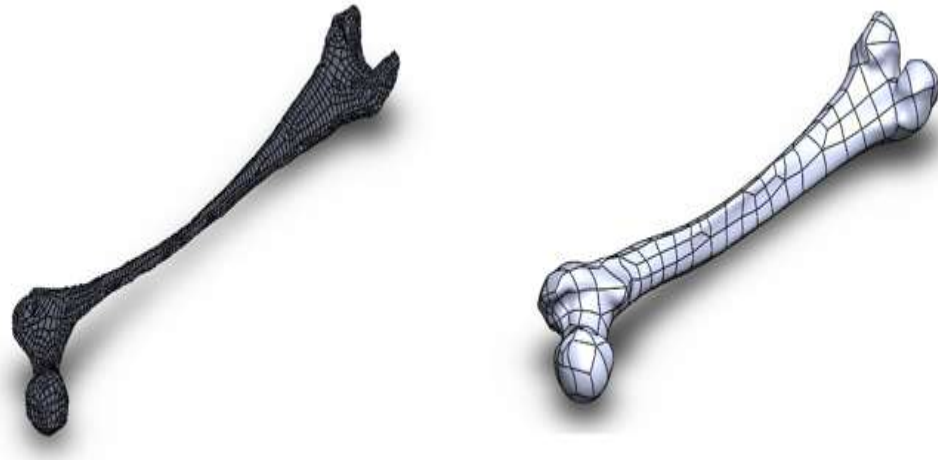


Figura 2.4 Parte trabecular del fémur y sólido listos para obtener la parte cortical, luego de ser editados por el asistente de creación de malla

2.2.1 Vaciado de la parte cortical del hueso.

La parte cortical del hueso, después de ser obtenida como una pieza se convierte en una figura sólida compacta por lo cual es necesario vaciarlo para poder realizar el ensamble a posteriori. Para ello se realiza la operación de Combinar la cual puede sustraer una parte de un sólido a partir de otro (Figura 2.5).



Figura 2.5 Interior del hueso cortical después de haber realizado la operación combinar con el hueso trabecular.

2.2.2 Modelación de la fractura sobre el modelo biomecánico obtenido.

Para comprobar el comportamiento del implante, se modelaron dos fracturas diferentes sobre el fémur: transtrocantérica (figura 2.6), y subtrocantérica (figura 2.7). Para la obtención



de las fracturas, se utilizó la herramienta Partir, la cual permite cortar uno o más cuerpos a partir de un croquis previamente definido.

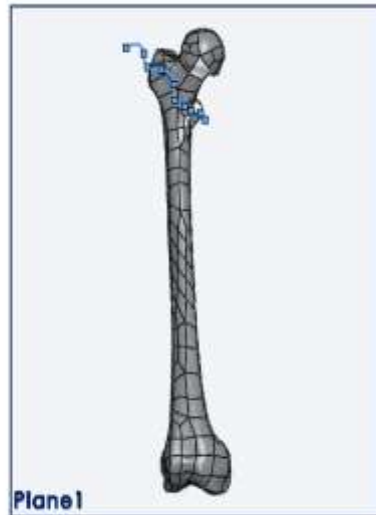


Figura 2.6 Fractura transtrocanterea simulada obtenida en el proceso de partido.



Figura2.7 Fractura subtrocanterea simulada obtenida después del proceso de partido.



2.3 Obtención del modelo virtual del implante a utilizar.

Por la complejidad de las dimensiones de la placa DCS, se realice un sketch (croquis) el cual tenía como referencia un dibujo de la pieza llevado a escala, para así, mediante *SolidWorks* darle las dimensiones necesarias (Figura 2.8).

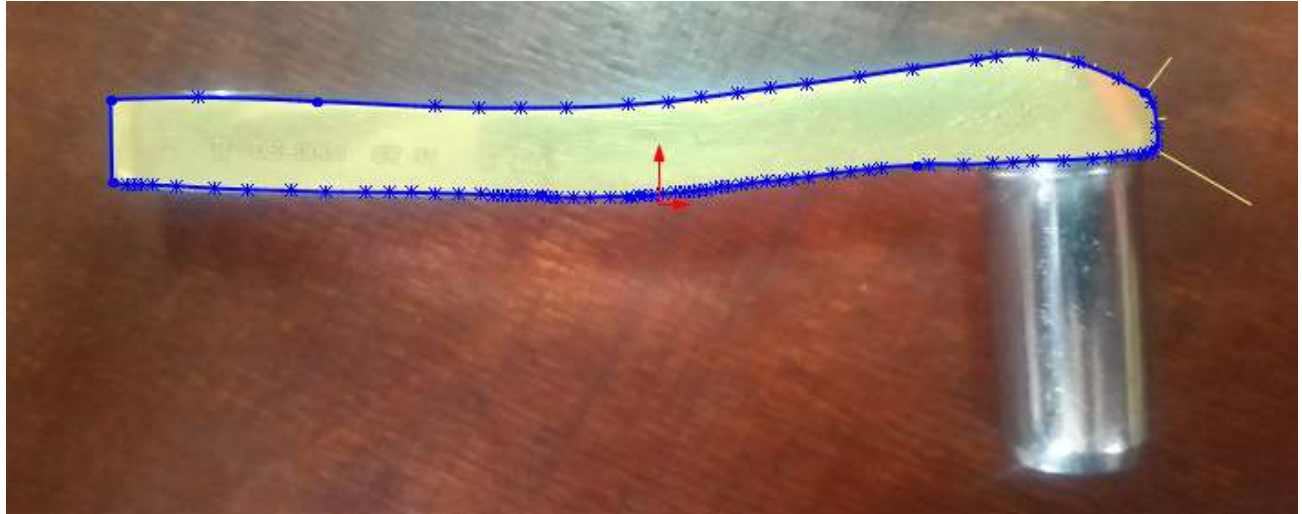


Figura 2.8 Realización de un sketch para obtener la sección longitudinal de la pieza mediante una foto llevada a escala.

Luego se utilizaron varias herramientas para dar todas sus propiedades geométricas a la pieza, ejemplo de ella son: la herramienta extruir la cual es la encargada de realizar el objeto en 3D. También tenemos la herramienta de extruir corte que a diferencia de la anterior, realiza los cortes con la geometría deseada en cualquiera de los planos definidos. Los tornillos se realizaron con operaciones básicas debido a su fácil geometría y las medidas de los mismos se obtuvieron por el catálogo de SYNTHESES (Figura 2.9).



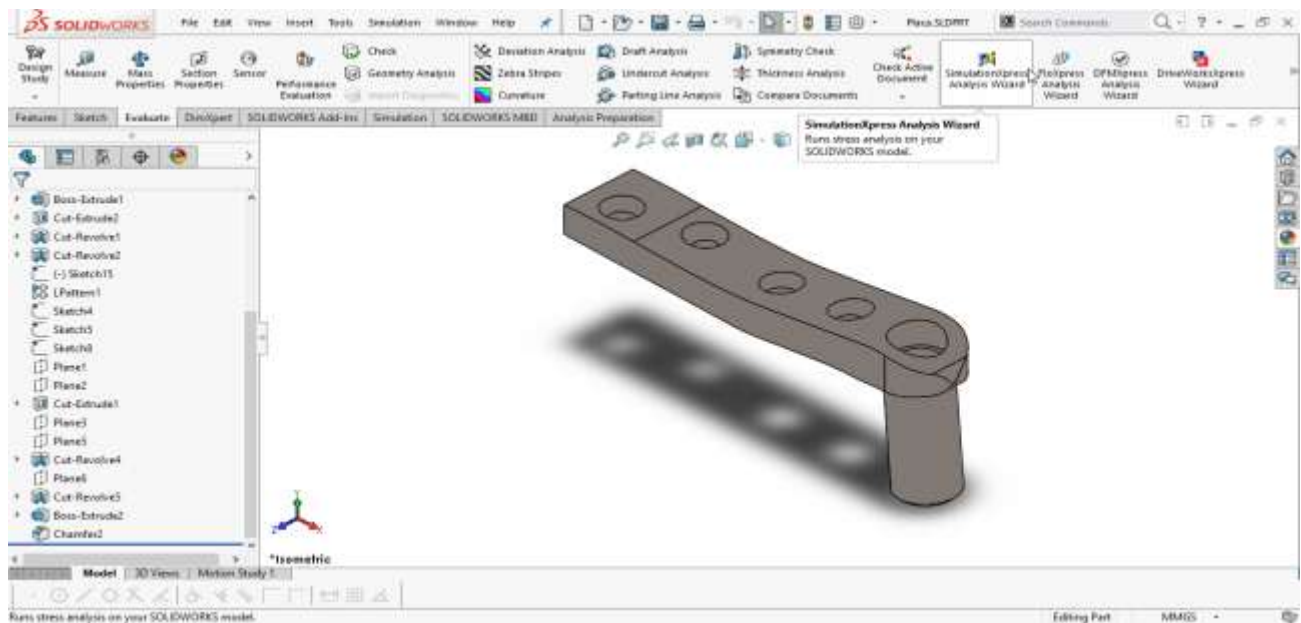


Figura 2.9 Pieza y operaciones realizadas.

2.4 Obtención de los ensambles.

Para poder realizar los análisis sobre el conjunto, se creó el ensamble que contenía las cuatro piezas del hueso y el implante. Para la construcción de dicho ensamble se utilizaron las relaciones de posición. Para eso se recurrieron a relaciones como la de coincidencia; concentricidad y bloqueo para garantizar que el modelo quedara inmóvil, pero, aun así, que la fractura estuviese reflejada en el sistema (Figura 2.10).



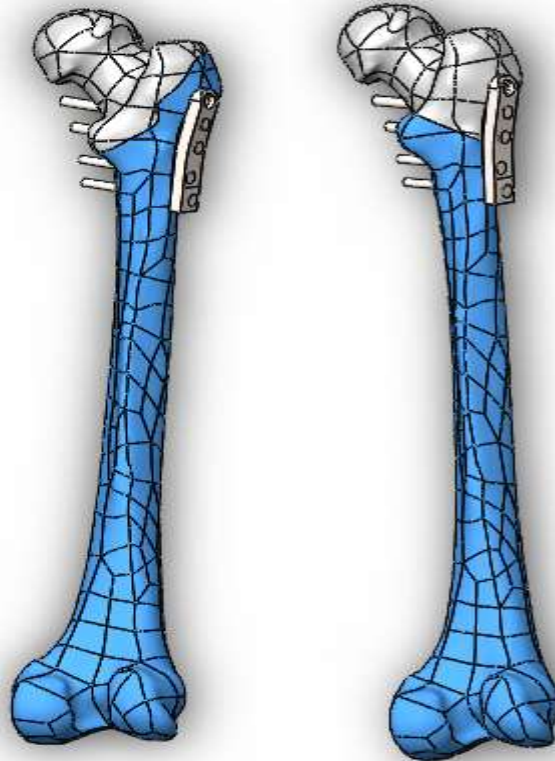


Figura 2.10 Ensamble final del conjunto fémur con fractura – Placa DCS 95°

2.5 Materiales, fuerzas y restricciones aplicadas al modelo.

Para el modelo, los materiales, fuerzas y restricciones se tomaron como referencia las definidas en el trabajo (Estrada, Botello, & Cabrera, 2014).

En la tabla 2.1 se pueden apreciar los valores de las propiedades mecánicas de la parte cortical del fémur

Para el material de la placa y de los tornillos se escogió un acero quirúrgico AISI 316L .Las propiedades mecánicas se muestran en la tabla 2.2.



Tabla 2.1 Propiedades Mecánicas del fémur (Estrada, Botello, & Cabrera, 2014).

Propiedad	Símbolo	Valor
Tejido Cortical		
Módulo Elástico en X (GPa)	E_x	13,1
Módulo Elástico en Y (GPa)	E_y	13,6
Módulo Elástico en Z (GPa)	E_z	20,7
Coeficiente de Poisson	μ_{xy}	0,366
Coeficiente de Poisson	μ_{yz}	0,312
Coeficiente de Poisson	μ_{xz}	0,2
Módulo Cortante (GPa)	G_{xz}	5,9
Módulo Cortante (GPa)	G_{xz}	5,02
Módulo Cortante (GPa)	G_{yz}	4,67
Tejido Esponjoso (Trabecular)		
Módulo Elástico (GPa)	E	2,17
Coeficiente de Poisson	μ	0,3

Tabla 2.2 Propiedades mecánicas del acero quirúrgico AISI 316L.

Propiedad	Símbolo	Valor
Módulo Elástico (GPa)	E	200
Coeficiente de Poisson	μ	0,28
Límite Elástico (MPa)	σ_e	240
Límite de Rotura a Tracción (MPa)	σ_t	560
Densidad (kg/m ³)	ρ	8000



2.5.1 Aplicación de las cargas.

Las cargas se aplicaron según lo planteado en investigaciones previas (Estrada, Botello, & Cabrera, 2014). El mismo explica dónde van ubicadas las cargas (Figura 2.11). Sin embargo, solo se tuvo en cuenta la carga producto al peso. Además, como se estudia una fractura, se tuvo en cuenta del criterio del por ciento de (Díaz, Garduño, Reyes, & Hernández, 2001). En la misma se expone que el control postoperatorio se llevó a cabo a través de la consulta externa. La primera cita fue a las dos semanas y posteriormente cada cuatro semanas hasta obtener una consolidación grado IV. Se les permitió el apoyo parcial del 20% a las seis semanas y se incrementó cada tres semanas en 20%, de tal forma que a las 14 semanas estuvieron cargando el 100% de su peso corporal en la extremidad afectada con asistencia de un bastón.

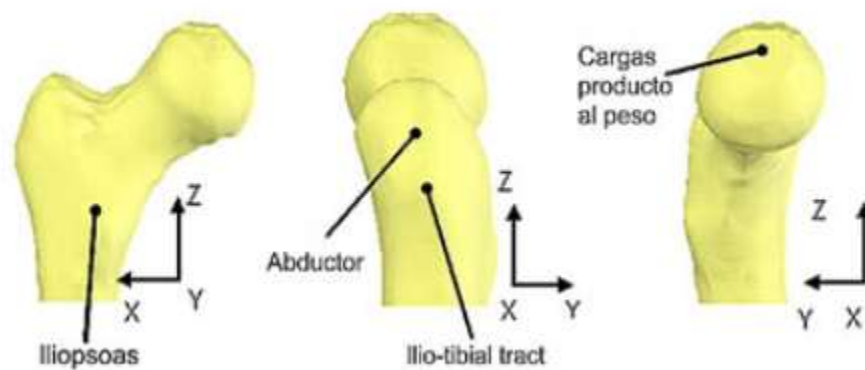


Figura 2.11 Ubicación de las cargas producto al peso y a los músculos del fémur (Estrada, Botello, & Cabrera, 2014).

Finalmente, se utilizó solamente el 20% del peso corporal por lo que su valor será de 599,4 N (Figura 2.12), ya que estábamos en presencia de la modelación de una fractura. Cabe aclarar que todas las propiedades, fuerzas y restricciones fueron aplicadas por igual en los dos casos que se presentan en esta tesis.



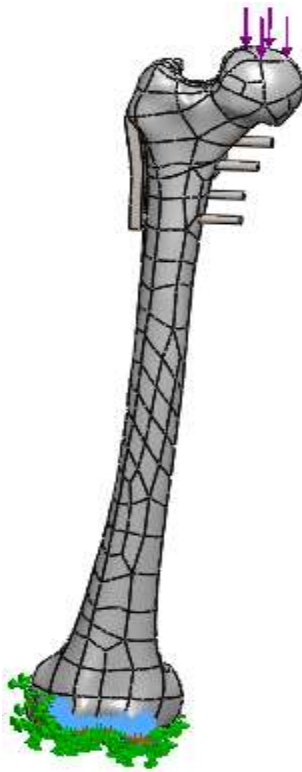


Figura 2.12 Aplicación de cargas en la parte proximal del hueso.

2.5.2 Restricciones aplicadas al modelo.

Las restricciones que se le aplicaron al modelo se colocaron en la parte distal del fémur. El tipo de fijación que se utilizó fue la de geometría fija para poder obtener correctamente los resultados (Figura 2.13).

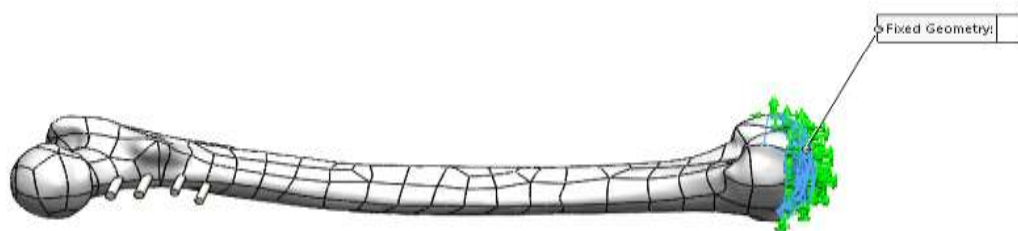


Figura 2.13 Restricción (Geometría Fija) aplicada a la parte trabecular del Fémur.



2.7 Resultados de los análisis.

A continuación se describen los resultados para evaluar la influencia de las fracturas sobre las placas.

2.7.1 Análisis de la Placa con fractura subtrocantérica simulada.

La Figura 2.14 muestra el estado tensional obtenido del conjunto fémur con la fractura y el implante DCS de 95°. Están señaladas las tensiones máximas y mínimas que tienen un valor de 699 MPa y $4,69 \cdot 10^{-6}$ MPa respectivamente. Las mismas, como se demuestra, están ubicadas en la parte superior de la intersección de la placa y el fémur, y la mínima en el extremo del cuarto tornillo de la placa.

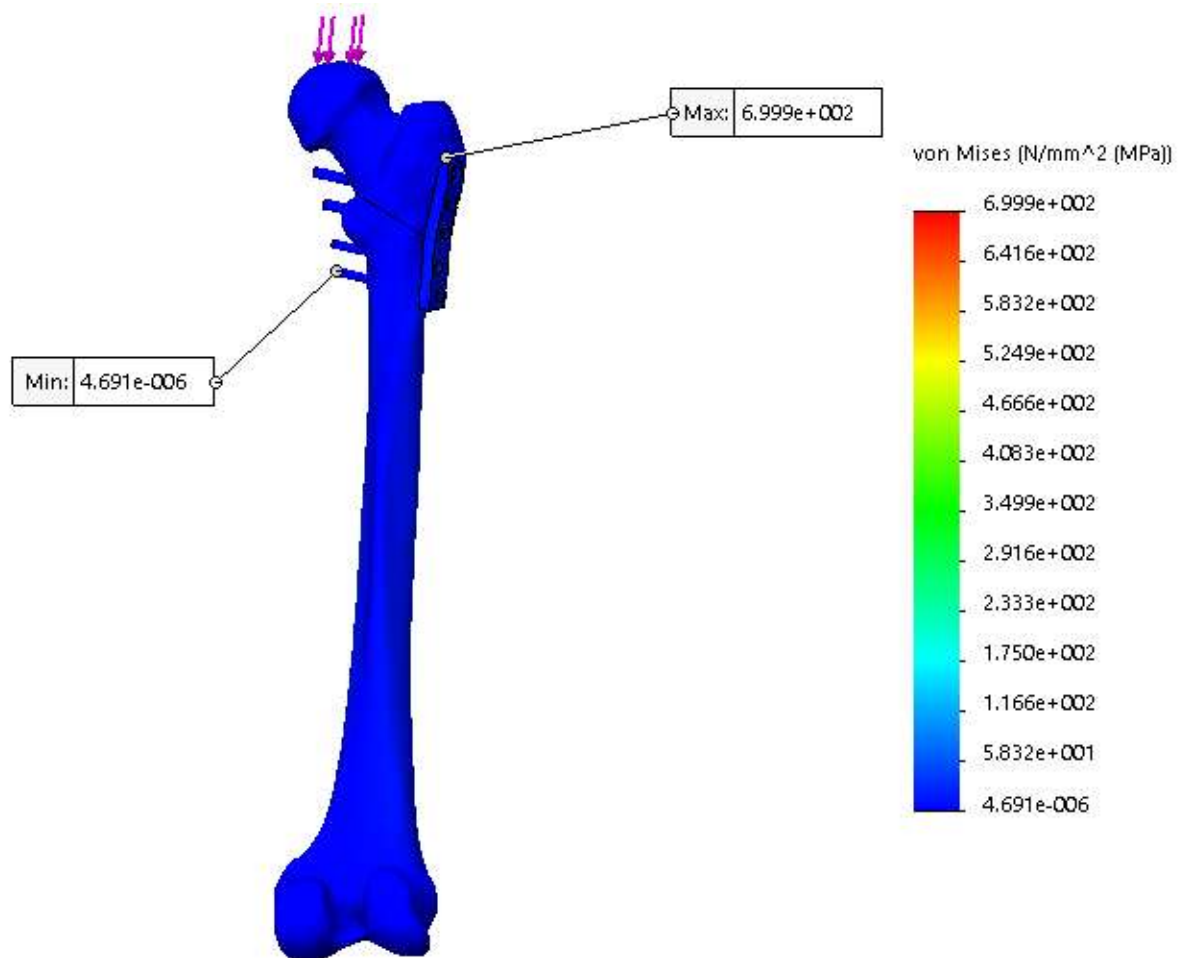


Figura 2.14 Estado tensional del conjunto fémur-Placa DCS 95° con fractura.



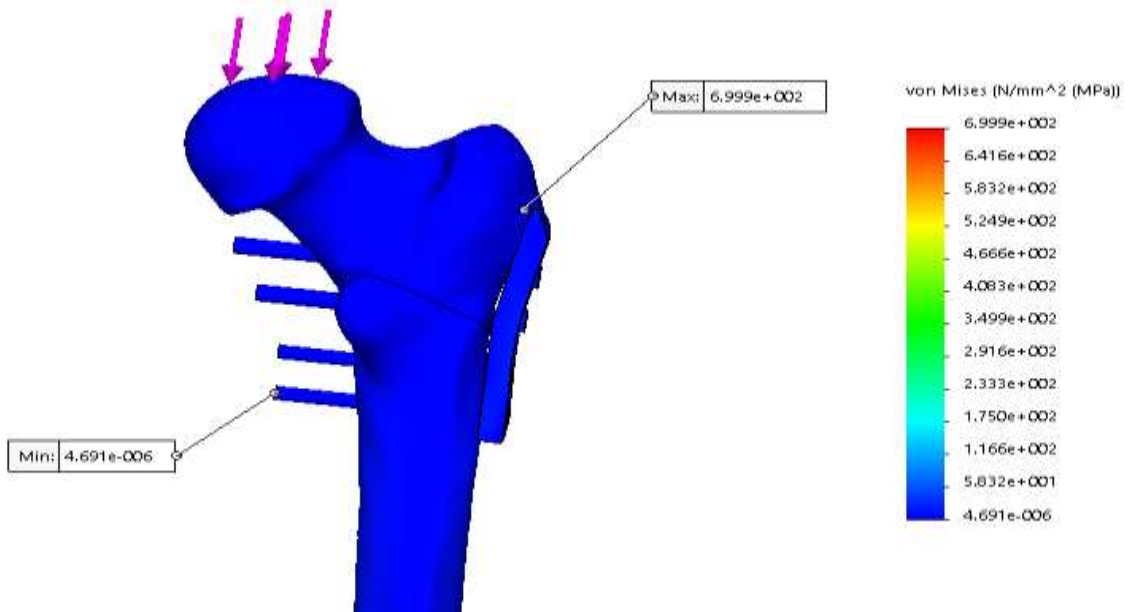


Figura 2.15 Ampliación de la zona de estado tensional del conjunto fémur-Placa DCS 95° con fractura.

Por otra parte en la Figura 2.16 se observa el Factor de seguridad, el cual presentó un valor mínimo de 0,24. Esto demuestra que hay uno o varios elementos en el sistema que no resisten a las cargas aplicadas.

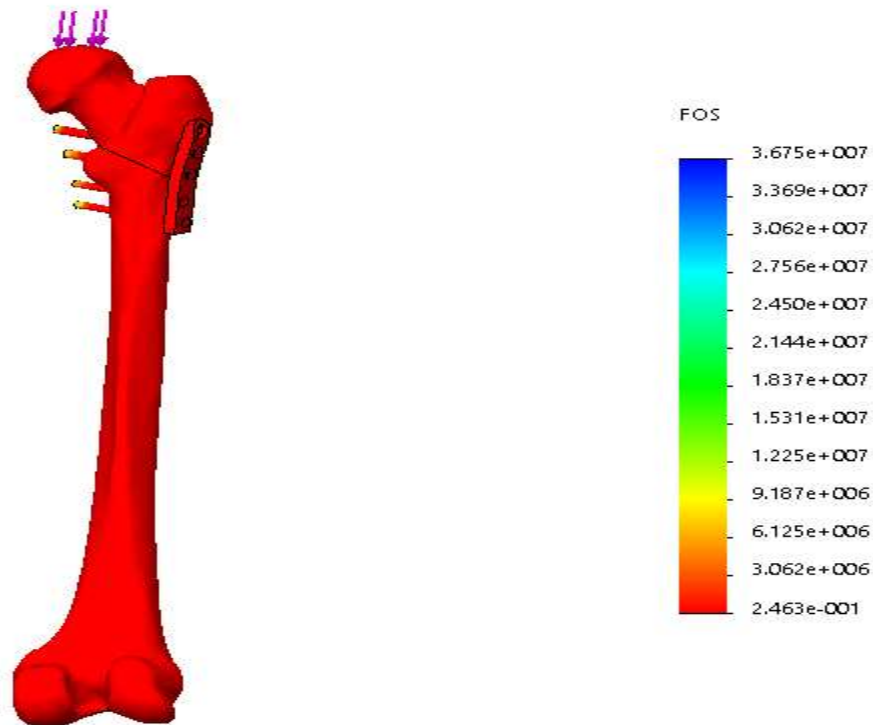


Figura 2.16 Factor de Seguridad



Tras obtenido este resultado se procedió a estudiar las piezas por separado que están presentes en el ensamble. Se apreció que el elemento afectado era la placa (Figura 2.17) la cual no resiste la fuerza en este tipo de fractura.

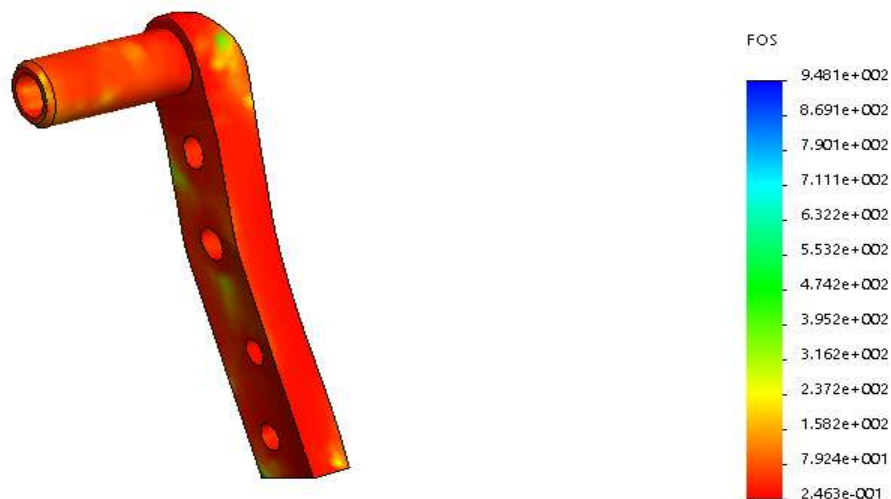


Figura 2.17 Evaluación del Factor de Seguridad en la Placa

En la Figura 2.18 se observa una isosuperficie de la zona donde el factor de seguridad es menor que uno para la placa DCS 95° en el caso de la fractura subtrocantérica. Como se aprecia, es precisamente en el cambio de sección, donde la prótesis tiene que soportar las cargas que se transmiten desde la cabeza del fémur.

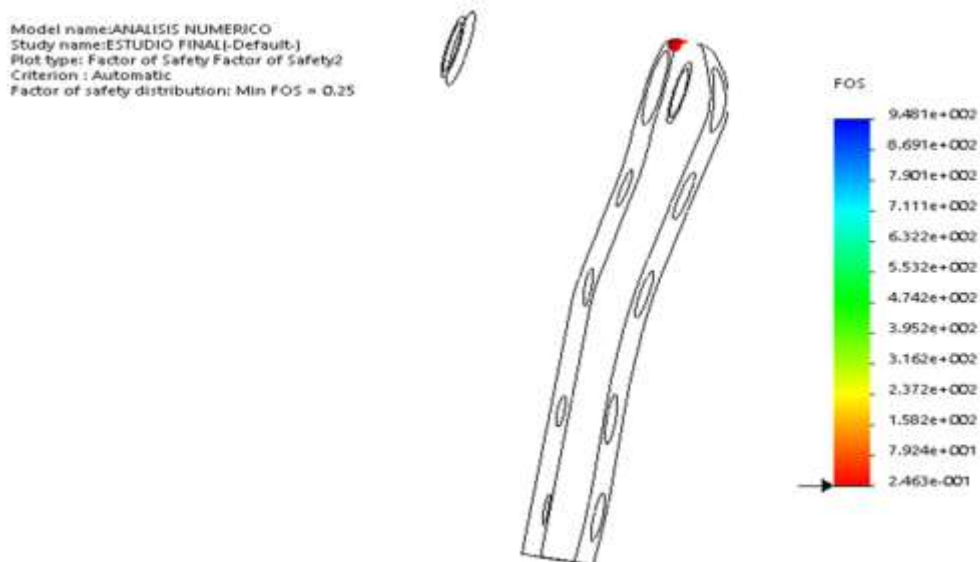


Figura 2.18. Isosuperficie de la zona donde ocurre el fallo para la placa DCS 95° en el caso de una fractura subtrocantérica de fémur.



2.7.2 Análisis de la placa con fractura transtrocanterica simulada.

Por otra parte la Figura 2.19 muestra el estado tensional obtenido del conjunto fémur con la fractura y el implante DCS de 95°. Como se puede observar en este también están señalada las tensiones máximas y mínimas que tienen un valor de 46,27 MPa y $2,354 \cdot 10^{-6}$ MPa respectivamente. Las mismas, como se muestran, están ubicadas en la parte inferior de la intersección de la placa y el fémur, y la mínima en la salida del primer tornillo de la placa.

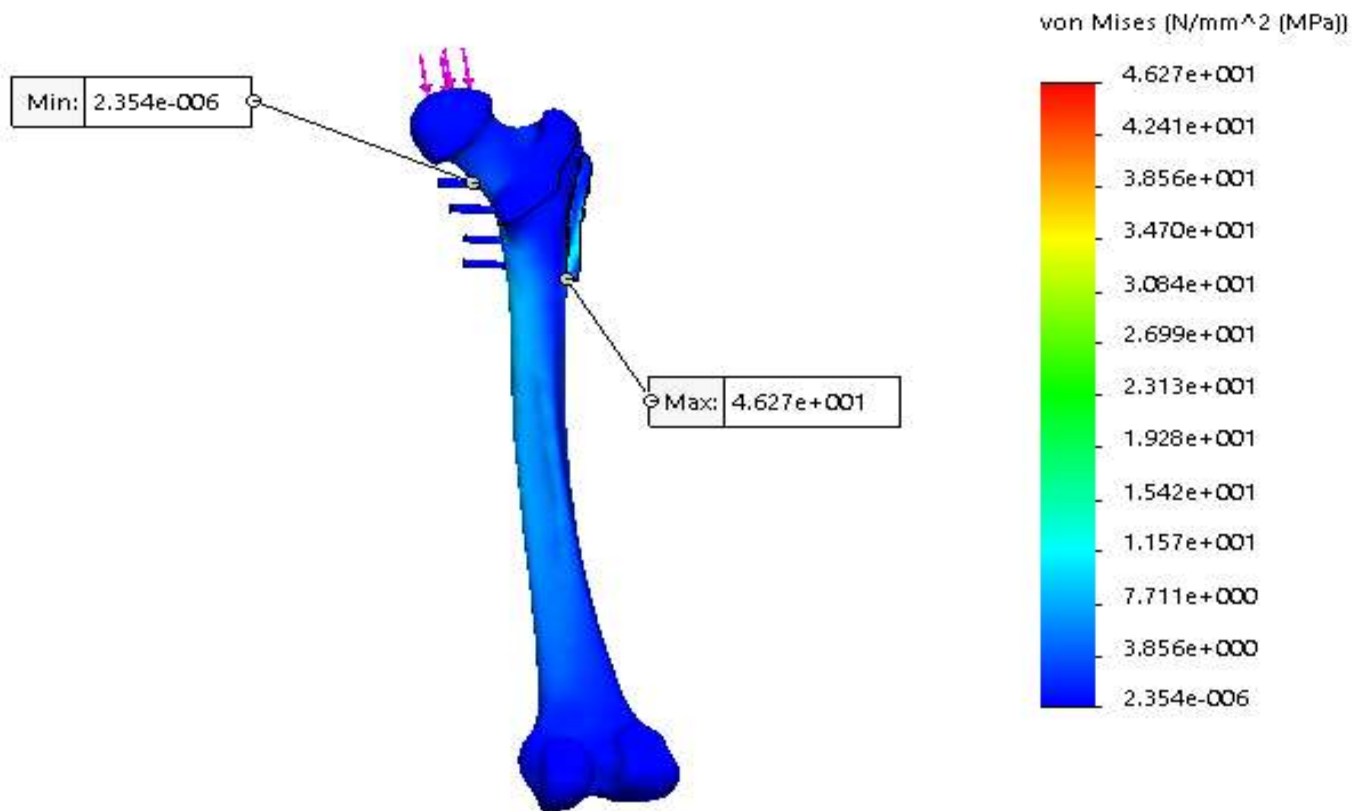


Figura 2. 19 Estado tensional del conjunto fémur-placa DCS 95° con fractura.



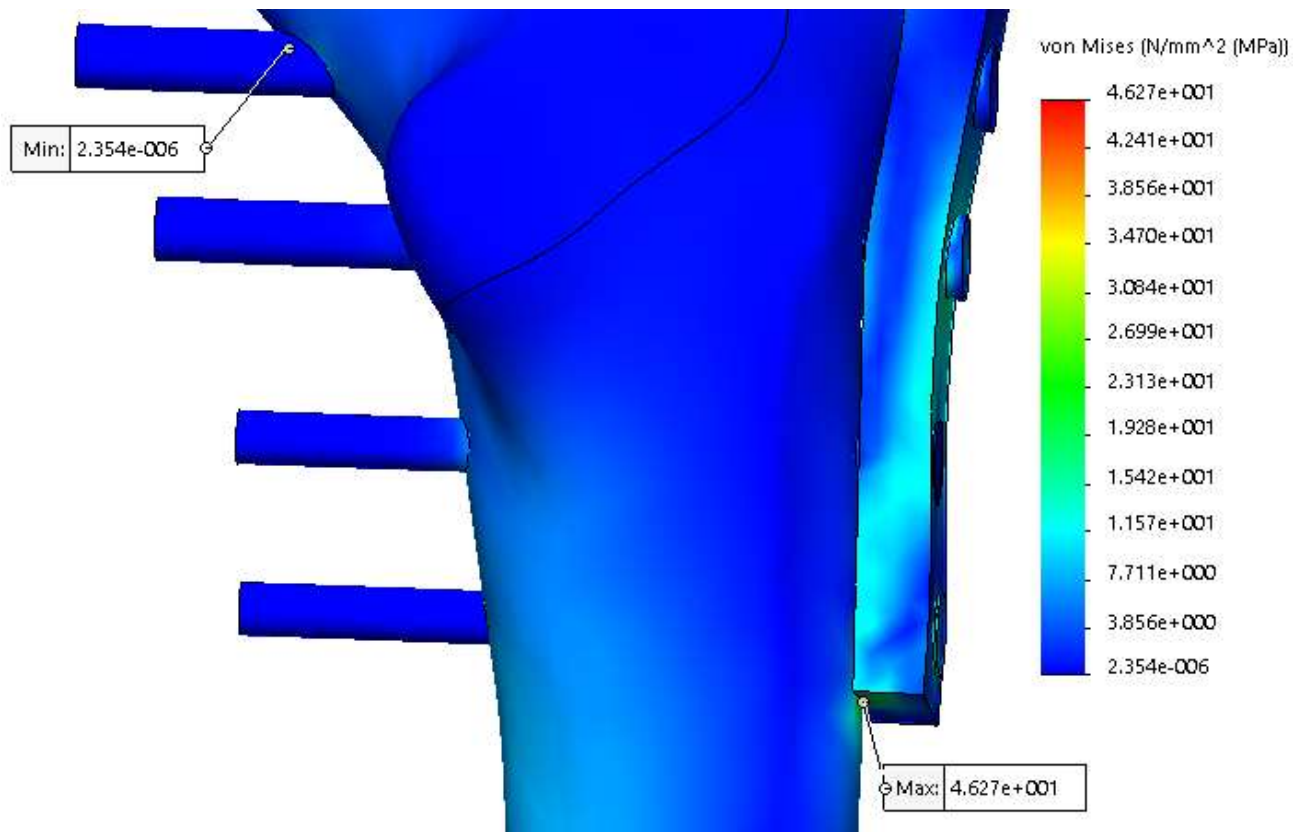


Figura 2.20 Ampliación de la zona de estado tensional del conjunto fémur-Placa DCS 95° con fractura.

En la Figura 2.21 se muestra el Factor de Seguridad del ensamble. Como se puede observar a diferencia del anterior tiene un factor de seguridad de 2,2 por lo que todos los componentes de este sistema si aguantan las cargas aplicadas al sistema.



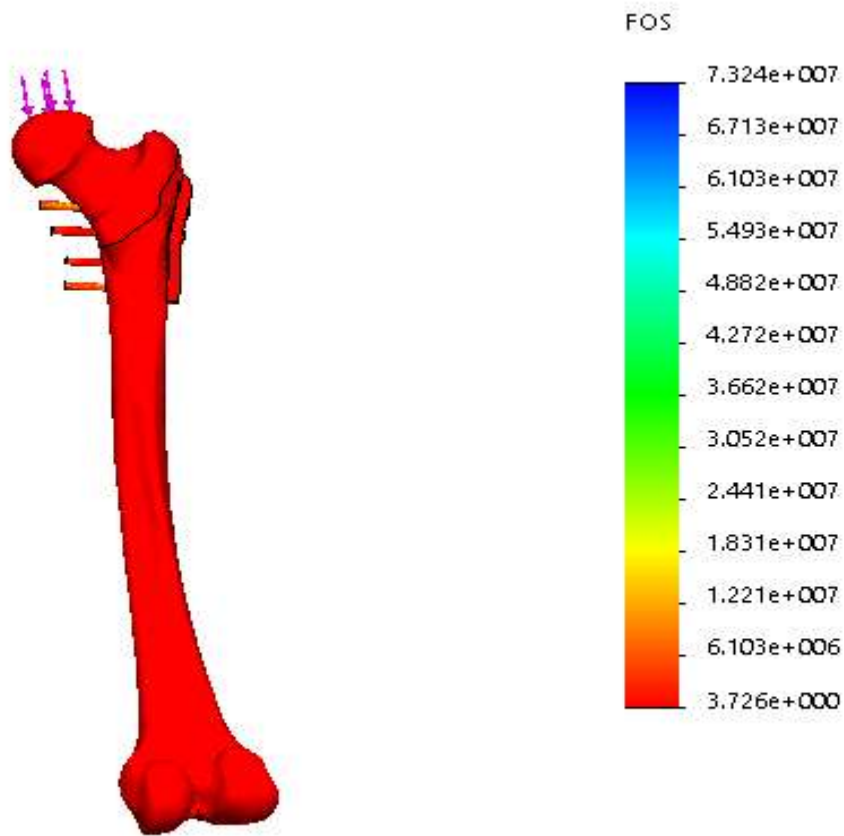


Figura 2.21 Factor de seguridad.

2.7.3 Discusión de los resultados obtenidos

Con los análisis realizados, se puede plantear que el fallo de la placa DCS 95° es causado por la geometría de la fractura. Esto se puede decir con certeza ya que, la única modificación que se realizó fue el tipo de fractura. Por ende el principal parámetro que se debe de tener en cuenta, con este tipo de placa, es el tipo de fractura con la que se insertar la misma.



CONCLUSIONES

1. Se logró simular dos tipos de fractura del fémur para evaluar la respuesta mecánica de la placa DCS 95°. Se consideró la parte trabecular del hueso, con lo que se lograron mejores resultados, debido a que se simula de una manera más aproximada el comportamiento real del conjunto. para una mayor precisión en los resultados obtenidos.
2. Se determinó que la placa DCS de 95° tiene buen comportamiento para la fractura transtrocanterea y no es funcional para la fractura subtrocantérea.
3. Fueron obtenidas las zonas de la placa que presentaron valores de tensiones superiores al límite elástico del material.



RECOMENDACIONES

1. Realizar el mismo procedimiento con placas de mayor cantidad de orificios.
2. Colocar el implante en diferentes posiciones para evaluar la influencia de la ubicación.
3. Modelar otros tipos de fracturas.
4. Realizar comparaciones con otros dispositivos de osteosíntesis.
5. Establecer comunicación con especialistas en ortopedia y traumatología.



BIBLIOGRAFÍA

- Allemand, M. S., Cayetti, C., Clementi, F., Ribeiro, M. B., & Saffores, C. (2005, agosto 16). *Fracturas de cuello de fémur*. Retrieved enero 29, 2019, from Universidad del Salvador: https://www.usal.edu.ar/archivos/medi/otros/fracturas_de_cuello_de_femur.pdf
- Anejo Producciones S.A. (2005). *Clasificación de Pawells*. Retrieved enero 29, 2019, from www.zonamedica.com.ar: http://www.zonamedica.com.ar/categorias/medicinailustrada/cadera/clasificacion_de_pauwels.htm
- Arouesty, M. (2015). *¿Qué son los huesos?* Retrieved enero 22, 2019, from Ortopedia y Proloterapia: <https://mauricioarouesty.com/que-son-los-huesos/>
- Ávila-Palacios, E. (2017). *DISEÑO CAD Y ANÁLISIS CAE DE UNA ESTRUCTURA DE EXOESQUELETO PARA PERSONA ADULTA CON PARAPLEJÍA*. Piura.
- Betancourt, D. T. (2015). *Metodología para la simulación del sistema Fémur-Prótesis mediante elementos finitos*. La Habana.
- Bosch-Cabrera, J. A., Ramos-Botello, Y. M., Estrada-Cingualbres, R., & Morales, Y. (2017). Obtención de modelos CAD personalizados de las superficies cortical y trabecular de un fémur humano a partir de imágenes tomográficas. *Revista Iberoamericana de Ingeniería Mecánica*, 45- 51.
- Bosch-Cabrera, J., Estrada-Cingualbres, R., & Ramos-Botello, Y. (2011). Análisis numérico comparativo de fijadores para el tratamiento de fracturas proximales del fémur. *Ingeniería Mecánica vol.14 no.3*.
- Buroni, F. C., Commisso, P. E., Cisilino, A. P., & 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*.
- Carbonell, R. A., Padrón, E. N., Pérez, B. C., Hidalgo, Y. C., & Sorí, M. L. (2014). Carácter interdisciplinario de la modelación computacional en la solución de problemas de salud. *Humanidades Médicas*.
- Cardenas, J. A. (1996). *Fracturas Supra-intercondileas del fémur tratamiento con D.C.S. y resultados*. Monterrey.
- Contreras, G., & Cerrolaza, M. (2002). Herramientas numéricas utilizadas para el desarrollo de dispositivos biomédicos en el tratamiento de lesiones humanas. *Mecánica Computacional*.
- Cultural Librería Americana S. A. (2010). *Anatomía y Fisiología del Cuerpo Humano*. Argentina: Grupo Clasa.
- D'Amato, R. J. (2012). *Fracturas del fémur proximal*. Publicación.
- Dassault Systemes SolidWorks Corporation. (2015). *INTRODUCCIÓN A SOLIDWORKS*. EE. UU.: Waltham, Mass. 02451 EE. UU. Retrieved from http://my.solidworks.com/solidworks/guide/SOLIDWORKS_Introduction_ES.pdf
- Department of Orthopaedics. (2004). *Fractures of the distal tibia: minimally invasive plate osteosynthesis*. US National Library of Medicine National Institutes of Health.
- Department of Radiology. (1995). *Radiology of devices for fracture treatment in the extremities*. Massachusetts General Hospital, Boston.: Radiol Clin North Am.



- Díaz, J. G., Garduño, R. A., Reyes, G. E., & Hernández, J. E. (2001). Fracturas intertrocanteréas y subtrocantéreas. Osteosíntesis con sistema de compresión dinámica (DCS). *Revista Mexicana de Ortopedia y Traumatología*.
- Doblaré, M. (2004). *Desde la Biomecánica Computacional a la simulación en Mecanobiología*. Barcelona: ITESM, Monterrey.
- Drake, R., Vogl, W., & Mitchell, A. (2005). *Gray Anatomía para estudiantes*. Madrid; España: ELSEVIER.
- Esteban, M. M. (2017). *Análisis experimental y numérico de la fractura de un fémur humano*. Madrid.
- Estrada-Cingualbres, R. A., Botello, Y. M., & 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.
- Estrada-Cingualbres, R., & Manuel-Ramos, Y. (2013). Empleo de elementos finitos en un estudio comparativo. *Revista Cubana de Ortopedia y Traumatología*.
- Fernandes, M. A., Fonseca, E. M., Barbosa, M. P., & Natal, R. M. (2014). *Análise biomecânica das fracturas difasárias das do fémur(tipo B) utilizando uma haste intermedular*. Portugal: Instituto Politécnico de Bragança.
- FERNANDES, M. G., FONSECA, E. M., BARBOSA, M. P., & NATAL, R. M. (20015). ANÁLISE BIOMECÂNICA DAS FRATURAS DIAFISÁRIAS DO FÉMUR (TIPO B) UTILIZANDO UMA HASTE INTRAMEDULAR. *Revista Iberoamericana de Ingeniería Mecánica*, 19(1), 41-48.
- Fisoestar. (2012). *El Esqueleto Humano*. Retrieved enero 23, 2019, from Fisioterapia, Salud y Bienestar: <https://fisoestar.com/anatomia/el-esqueleto-humano>
- Fitzgerald, R. H., Kaufer, H., & Malkani, a. L. (2002). *Ortopedia Tomo I*. Uruguay: Editorial Médica Panamericana S.A.
- García, C. E. (2017). ESTUDIO BIOMECÁNICO DE FIJADORES INTERNOS PARA LA CONSOLIDACIÓN DE FRACTURAS DE CADERA. *IX Conferencia Internacional de Aprovechamiento de Recursos Minerales*, (p. 13). Holguín.
- García, C., & Ortega, D. (2005). Elementos de Osteosíntesis de uso habitualen fractras de esqueleto apendicular: Evaluación radiológica. *Revista chilena de radiología*, 11(2), 58-70.
- García, E. S. (2015). *Modelo Biomecánico Humano 3D para la determinación de pares articulares mediante Dinámica Inversa*. Cartagena: Universidad Politécnica de Cartagena .
- Giraldo, O. C. (2004, noviembre 1). *Generalidades de las fracturas*. Retrieved enero 22, 2019, from eFisioterapia.
- Gutiérrez, R. P. (2012). *Clasificación de las fracturas de la cadera*. Retrieved enero 25, 2019, from medigraphic: www.medigraphic.org.mx
- Hidalgo, Y. A., Carbonell, R. A., Prado, A. O., & Almendáriz, V. H. (2015). Algoritmo para predecir tensiones con técnicas de inteligencia artificial en una tibia humana. *Revista Cubana Investigación Biomédica*, 34(3).
- <http://www.drngen.com.ar/2012/11/como-funciona-tomografo/>. (n.d.).



- International Osteoporosis Foundation. (2012). *THE LATIN AMERICA REGIONAL AUDIT. Epidemiología, costos e impacto de la osteoporosis en 2012* .
- Lazo, O. R., & Bacalla, J. S. (1999). Producción Automatizada sistemas CAD/CAE/CAM. *UNMSM, II*(1), 38-47.
- Leão, L. (2017). CAD vs CAE vs CAM: ¿Cuáles son las diferencias? *Blog de Ingeniería Eléctrica Moderna*.
- López-Vacal, O. R., Narváez-Tovar, C. A., & Garzón-Alvarado, D. A. (2012). Modelos computacionales del comportamiento del cartílago articular. *Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas*.
- Losada, H. F., Fernández, V. G., Aguilar, J. B., Muramatsu, M., & Garmendía, A. M. (2010). Modelo de remodelación ósea: un análisis computacional. *Revista Cubana Investigación Biomédica*.
- Madruga, F. R., Madruga, R. R., & Galabert, J. L. (1980). Fracturas subtrocantéreas de fémur. Clavo de Zickel. *Revista Especializada de Cirugía y Osteoarticular*, 15.
- Manual de Mimics*. (n.d.).
- Maza, R., Reyes, M., Estrada, G., Covarrubias, C., Barrios, D., & Sequeira, B. (2016). Principio biomecánico de la protección (neutralización). *Acta Ortopédica Mexican*, (pp. 17-29). México.
- Mosquera, M. T., Maurel, D. L., & Pavón, S. (1997). Incidencia y factores de riesgo de la fractura de fémur proximal por osteoporosis. *Revista Panamericana de Salud Publica*.
- Nordin, M., Frankel, V., & Moreno, J. M. (2004). *Biomecánica básica del sistema musculoesquelético* . España: McGraw-Hill Interamericana de España S.L.
- Parada, C. G. (2015). *Tesis Doctoral: Evolución de la Indicación de Artroplastia total de cadera y recambio Artroplastia total de cadera en Andalucía*. Malaga.
- Pérez, B. C., Carbonell, R. A., Sorí, M. L., & Padrón, E. N. (2015). Aplicabilidad de la simulación computacional en la biomecánica del disco Óptico. *Revista Archivo Médico de Camagüey*, 19(1).
- Pontificia Universidad Católica de Chile*. (n.d.). Retrieved 2 26, 2019, from Traumatología y Ortopedia: <http://www.docencia.traumatologia.uc.cl/2016-02-05-14-42-56patologia-traumatica-efracturfas-petrocatericas-e>
- Rincón, E. R., Felip, A. R., & Alonso, R. C. (2004). Caracterización Mecánica del Material Óseo. *Revista de Ciencia , Tecnología y Medio Ambiente*, 2.
- Rincón, E. R., Felip, A. R., Alonso, R. C., & Merino, F. A. (2004). Caracterización Mecánica del Material ÓSEO. *Tecnología y desarrollo*, 27.
- Roberto Estrada Cingualbres. (2011). Análisis por elementos finitos en fijadores para la consolidación de la fractura. *V Conferencia Científica Internacional*.
- Rodríguez, N. F., & Flores, A. L. (2002). Uso de Tornillo Dinámico de Cadera (DHS) en pacientes con fractura de fémur proximal que ingresaron al servicio de Ortopedia del Hospital Escuela. *REVMEDPOSTUNAH*, 7(1).
- Schurman, L. (2013). *Guías 2012 para el Diagnóstico, la Prevención y el Tratamiento de la Osteoporosis*. Buenos Aires: MEDICINA (Buenos Aires) .



- Slone, R. M., Heare, M. M., Griend, R. A., & Montgomery, W. J. (1991). Orthopedic fixation devices. *PublicGrafics*, 11(5).
- Solis, M. F. (2017). Fractura del extremo proximal del femur. *Revista Médica Sinergia*, 8-11.
- Suárez, R. G. (2000). Qué Es Biomecánica. *Introducción al curso de Biomecánica Deportiva*, (p. 13). Colombia.
- SYNTHES. (2014). *Sistema DHS/DCS*. Switzerland: Synthes GmbH.
- Taljanovic, M. S., Jones, M. D., Ruth, J. T., Benjamin, J. B., Sheppard, J. E., & Hunter, T. B. (2003). Fracture Fixation. *RadioGrafics*, 23(6).
- Tepic, S., & Perren, S. (1995). The biomechanics of the PC-Fix internal fixator. *Internatinal Journal of the Care of the Injured*, 26, 5-10.
- Wu, Z. W. (2016). *Estudio biomecánico computacional del cráneo de una salamandra común durante los mecanismos de alimentación*. Barcelona: Universidad Politecnica de Cataluña.

