

UNIVERSIDAD DE HOLGUÍN
"Oscar Lucero Moya"
FACULTAD DE INGENIERÍA
CE CAD/CAM

**ANÁLISIS NUMÉRICO DE FIJADORES PARA LA CONSOLIDACIÓN
DE DIFERENTES FRACTURAS DE CADERA**

Tesis presentada en opción al título de master en CAD/CAM

Jorge Alexander Bosch Cabrera

HOLGUÍN
2011



UNIVERSIDAD DE HOLGUÍN
"Oscar Lucero Moya"
FACULTAD DE INGENIERÍA
CE CAD/CAM



ANÁLISIS NUMÉRICO DE FIJADORES PARA LA CONSOLIDACIÓN DE DIFERENTES FRACTURAS DE CADERA

Tesis presentada en opción al título de master en CAD/CAM

Autor: Ing. Jorge Alexander Bosch Cabrera

Tutor: Dr.C. Roberto Estrada Cingualbres P.T.

HOLGUÍN
2011

Agradecimientos

En lo profesional:

- *Al centro de estudios CAD/CAM por brindarme gran parte de la preparación que he adquirido hasta hoy en día.*
- *A mi tutor Roberto Estrada Cingualbres por orientarme el camino a lo largo de esta investigación.*
- *A todas aquellas personas que de una forma u otra han colaborado con esta investigación.*

En lo personal:

- *A mis padres por toda su estimulación emocional.*
- *A mi novia Maylin por su apoyo y comprensión.*

Dedicatoria

A todas aquellas personas que sufren del trauma de fracturas de cadera en espera de una pronta recuperación.

RESUMEN

En esta investigación se presentan los resultados de los análisis realizados con el propósito de determinar el comportamiento del estado tensional-deformacional de tres fijadores para la consolidación de fracturas de caderas. Se analizaron tres fracturas de caderas con cinco variantes del fijador externo monolateral y dos fijadores internos. Para ello los estudios realizados fueron mediante el método de elementos finitos a los modelos de los fijadores ensamblados en el fémur partido. Los resultados indican la distribución de los valores de tensiones en todos los elementos que conforman los ensambles, tomando como valor comparativo las tensiones máximas presentes en dichos modelos para determinar de manera cualitativa el dispositivo idóneo en determinada fractura y su comportamiento en las tres fracturas casos de estudio. Con lo que se llega a la conclusión de que el fijador interno placa RALCA y el fijador externo monolateral ambos de producción nacional son los dispositivos más estables en las tres fracturas analizadas y que el fijador interno importado placa DHS tiene sus tensiones máximas por encima del límite de elástico del material con que esta fabricado. Tener en cuenta estos resultados implica un efecto económico desde el punto de vista de ahorro para el país y la recuperación satisfactoria del paciente.

PALABRAS CLAVE: Fracturas de cadera, biomecánica, elementos finitos.

ABSTRACT

In this investigation they show up the results of the analyses carried out with the purpose of determine the behavior of the tensional-deformacional state of three fixers for the consolidation of fractures of hips. Three fractures of hips were analyzed with five variants of the monolateral external fixer and two internal fixers. For it the carried out studies were by means of the method of finite elements to the models of the fixers assembled in the break femur. The results indicate the distribution of the values of tensions in all elements that conform the assemble, taking as comparative value the maximum tensions present in this models to determine in a qualitative way the suitable device in certain fracture and their behavior in the three fractures cases of study. With what you reaches the conclusion that the internal fixer RALCA badge and the monolateral external fixer both of national production are the most stable devices in the three fractures analyzed and that the fixer internal DHS badge cared has its maximum tensions on top the elastic limit of the material with which this manufactured. To keep in mind these results implies an economic effect from the saving point of view for the country and the patient's satisfactory recuperation.

KEY WORDS: Hip fractures, biomechanics, finite elements.

TABLA DE CONTENIDOS

INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO 1: ANTECEDENTES Y ESTADO ACTUAL	7
Introducción	7
1.1- Sistema óseo.....	7
1.1.1 – Descripción general del fémur.	9
1.1.2 – Caracterización mecánica del fémur.	11
1.2 – Fracturas.	13
1.2.1 – Fracturas de cadera.	14
1.2.2 - Clasificación de las fracturas de cadera.	14
1.3 – Dispositivos de fijación en fracturas del fémur.....	18
1.3.1 – Dispositivos de fijación interna.	19
1.3.2 – Dispositivos de fijación externas.	20
Ventajas del Fijador externo	21
1.3.3 - Exigencia mecánica de los fijadores.	22
1.4 – Análisis de los dispositivos de fijación.	22
1.4.1 – Vinculación de la tecnología CAD/CAM con la Biomecánica computacional.	23
1.4.2 – Papel del análisis con el MEF en la biomecánica computacional.	24
1.5 – Ejemplos de estudios con el MEF en dispositivos de fijación ósea.	26
Conclusiones del capítulo.....	30
CAPÍTULO 2: MODELOS Y ANÁLISIS NUMÉRICO DE LOS FIJADORES EN LA CONSOLIDACIÓN DE LAS FRACTURAS DE CADERA.....	31
Introducción	31
2.1- Introducción a los softwares CAD.	31
2.1.1- Análisis del Solid Works.....	33
2.2- Introducción al Método de Análisis por Elementos Finitos.	34
2.2.1- Análisis del Cosmos Works.	35

2.2.2- Conceptos básicos de Análisis.	36
2.3- Descripción funcional de los fijadores.	37
2.3.1- Descripción funcional del fijador externo para consolidación de fracturas de cadera.	37
2.3.2- Descripción funcional del fijador interno placa DHS.	38
2.3.3- Descripción funcional del fijador interno placa RALCA.	39
2.4- Modelo del fémur humano.	40
2.5- Propiedades mecánicas del fémur.	40
2.6- Aplicación de las cargas al fémur.	42
2.6.1- Condiciones de contorno.	46
2.7- Propiedades mecánicas de los materiales presentes en los fijadores.	47
2.8 – Mallado de los modelos.	48
2.9 – Cálculo de los modelos.	49
2.9.1 – Cálculo del modelo de fijador externo monolateral con 7 varillas.	49
2.9.2 – Cálculo del modelo de fijador externo con la variante de 6 varillas (V1).	50
2.9.3 – Cálculo del modelo de fijador externo con la variante de 6 varillas (V2).	51
2.9.4 – Cálculo del modelo de fijador externo con la variante de 5 varillas....	52
2.9.5 – Cálculo del modelo de fijador externo con la variante de 4 varillas....	54
2.9.6 – Cálculo del fijador interno placa RALCA.	55
2.9.7 – Cálculo del fijador interno placa DHS.	56
Conclusiones del capítulo.	57
CAPÍTULO 3: ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS DE LOS MODELOS DE FIJADORES.	58
Introducción.	58
3.1- Fractura Transcervical.	58
3.2- Fractura pertrocanterica.	61
3.3- Fractura cervicotrocanterica.	64

3.4- Comparación de las fracturas analizadas.....	67
3.5-Verificación de la convergencia y el equilibrio de los modelos.	68
3.6- Valoración económica.	70
Conclusiones del capítulo.....	71
CONCLUSIONES.	72
RECOMENDACIONES.	73
BIBLIOGRAFÍA	74

INTRODUCCIÓN

El tratamiento de las fracturas de fémur representa en la actualidad tanto en nuestro país como en el mundo en general una de las prácticas más comunes de la traumatología (Martel O. [2005]). Consideradas estas fracturas por un gran número de especialistas como la epidemia silente del siglo XXI. El pronóstico de consolidación de las fracturas del cuello del fémur ha mejorado con el tratamiento quirúrgico, pero es necesario aclarar que con cualquier tratamiento de los empleados hasta la fecha existe un 20% de pseudoartrosis y un 25% de necrosis de la cabeza del fémur; la mortalidad también ha disminuido con la cirugía reportándose en la literatura universal entre un 5 y un 10% de fallecimientos (Álvarez C.). Este tipo de fracturas son más frecuentes en mujeres que en hombres en una relación de 2:1 viéndose con mayor frecuencia en mujeres de 50 a 60 años y mayores debido a la atrofia fisiológica del extremo proximal del fémur que es más marcada en el sexo femenino, en este también las caderas tienden al *varus* siendo eso un factor predisponente (Álvarez, C.).

En el mundo el número de fracturas de cadera calculado fue de 1,66 millones en 1990 y se estima que podría aumentar a 6,26 millones para el 2050 (Doblaré C., M. [2004]), teniendo esto una amplia repercusión en el ámbito económico. En Estados Unidos ocurren 340 000 fracturas de cadera por año en la actualidad y se prevé que pasen a 650 000 en el 2050 (Thorngren K. G. [1997]), (Koval y Zuckerman [1998]), siendo su coste anual actual cercano a los 10 billones de dólares (Thorngren [1997]). 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 cubana. En el hospital clínico quirúrgico Celia Sánchez Manduley de la ciudad de Manzanillo en la oriental provincia de Granma se trataron 711 pacientes con fracturas de cadera en el período 2001 – 2007 para un promedio anual de 94,28 (Pérez R. [2008]). 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 (Lips P. [1998]), (Seral B. [2001]). Muchos son los tratamientos para las fracturas en el hueso antes mencionado desde el punto de vista ortopédico, ya que son diversos los dispositivos utilizados para la consolidación de dichas fracturas; algunos especialistas afirman que el uso de dispositivos de fijación interna como son cerclajes, clavos intramedulares, placas fijas, placa DHS (Dinámico Hip Screw), agujas o clavo-placa para la consolidación de fracturas de cuello del fémur o cadera son los dispositivos ideales, ya que el paciente no sufre de un aparente trauma psicológico, pero teniendo que dirigirse a un quirófano en un período de cada ocho años para su reemplazo en caso de un comportamiento favorable para el paciente, ya que al presentarse alguna complicación ocurre en un período de tiempo menor. También están los que se basan en la tecnología modificada de Ilizarov (Ortopédico ruso) con el uso de la fijación externa ya sea con fijadores circulares, monolaterales o en sus diferentes versiones, los cuales en algunos casos pueden causar un trauma psicológico al paciente en el tiempo de recuperación pero una vez retirado este tipo de dispositivo en caso de una recuperación favorable, luego de unas 6 a 9 semanas no tiene que someterse más a tratamiento quirúrgico.

La realidad es que a ciencia cierta no existe hasta la actualidad un dispositivo ideal para la consolidación de una determinada fractura, ante la incertidumbre muchos son los especialistas que se han dedicado a investigar en esta rama obteniendo resultados aislados y poco concretos que no convencen a los especialistas médicos a una fiable toma de decisiones.

En España por ejemplo se dan unos 35 000 casos de fracturas proximales al año con un alto índice de esta patología; utilizándose la fijación interna planteándose que con ella el tratamiento quirúrgico debe ser lo más sencillo, rápido y fiable posible, tratando que la invasión corporal sea mínima (Ferrandéz L. [2001], Martel O. [2005]).

En Cuba mediante el principio de preservar la vida útil del paciente y mantener el prestigio de la medicina cubana y la disminución de los días de hospitalización del paciente lo cual significa un ahorro económico para el país ya que un día de

hospitalización por paciente tiene un costo diario de \$64,61 pesos sin contar con los gastos de tratamiento en sala que aumentan cada día, además de que el ciclo de rotación en sala sea más rápido y proporcionar así un volumen de camas disponibles y tener de esta manera una estadía hospitalaria corta (Biblioteca Médica – Neurología [2007]). Se busca la metodología más eficaz ya sea con los dispositivos tanto internos como externos antes mencionados, o con los fijadores externos monolaterales, como los diseñados por el doctor Emilio Vargas Marrero especialista en ortopedia y traumatología en el hospital Vladimir I. Lenin de la ciudad de Holguín.

Los especialistas cubanos se basan en métodos empíricos a partir de los resultados obtenidos por su vasta experiencia en la especialidad, realizando análisis estadísticos y radiológicos del historial clínico en pacientes tratados con la patología en un determinado período de tiempo con diferentes dispositivos y obteniendo así resultados satisfactorios y desechando aquellos métodos que le trajeran complicaciones al paciente o en el que no fructificó el tratamiento. Los estudios se desglosan por resultados obtenidos en pacientes de diferentes rangos de edades creando un patrón estadístico por edad y resultado satisfactorio de dispositivos a usar en determinadas fracturas de fémur. El método adoptado por la medicina cubana es bastante acertado y normalizado por los resultados satisfactorios obtenidos, pero inseguros y poco eficientes ya que al no basarse en una metodología científica con resultados concretos y definidos trae consigo casos de complicaciones inexplicables lo cual pone en duda los métodos utilizados y con ello el sufrimiento de un paciente que espera una temprana recuperación para una incorporación a la vida social y laboral trayendo esto consigo traumas psicológicos. Teniendo en cuenta lo antes expuesto, se define de esta forma el problema de la investigación en cuestión.

Problema:

¿Cómo determinar el comportamiento mecánico de fijadores en la consolidación de las fracturas de cadera transcervical, pertrocantérica y cervicotrocantérica?

La existencia de una metodología desde el punto de vista de la biomecánica computacional, lo más exacta posible, basada en resultados concretos en la cual se sepa con exactitud el dispositivo idóneo a utilizar en determinadas fracturas por su comportamiento en el estado tensional-deformacional estático, la cantidad de varillas a introducir al paciente y su ubicación para aportar rigidez sin que este sufra innecesariamente por su exceso o pueda tener una invasión bacteriana en caso de la fijación externa.

Con la simulación de los dispositivos, un modelo de fémur y el posterior análisis numérico por el Método de los Elementos Finitos (*MEF*), introduciendo datos a un ordenador de las cargas presentes en el hueso y las propiedades mecánicas de éste mediante la ayuda de un paquete *CAD* (Computer Aided Design), y así obtener resultados bastante seguros y acercados a la realidad en un gran porcentaje sin necesidad del sufrimiento de un paciente mediante experimentos empíricos que pudiera causar en el peor de los casos su muerte.

En la presente investigación se analizó el comportamiento biomecánico en las fracturas de cadera transcervical, pertrocanterica y cervicotrocanterica de los fijadores: fijador externo monolateral para consolidación de fracturas de cadera diseñado por el Dr. Emilio Vargas Marrero especialista en ortopedia y traumatología del hospital Vladimir I. Lenin de la ciudad de Holguín, la placa RALCA diseñada por el Dr. Rodrigo Álvarez Cambras especialista en ortopedia y traumatología del complejo ortopédico Frank País y la placa DHS (Dynamic Hip Screw) de amplio uso internacional. Teniendo en cuenta que las fracturas transcervicales en nuestro país ocupan el 31% de las fracturas de caderas en pacientes tratados mientras que las pertrocantericas y cervicotrocantericas ocupan el 69% (Álvarez C. [1995]) se tomaron las tres fracturas antes mencionadas como caso de estudio para esta investigación. En la provincia de Granma estas fracturas ocupan el 39% y el 61% respectivamente (Pérez R. [2008]). Entonces una vez planteado el problema se define el diseño de la presente investigación.

Objeto de estudio:

Fijador externo monolateral, placa RALCA y placa DHS para la consolidación de fracturas de cadera.

Campo de acción:

Simulación y análisis estructural mediante métodos numéricos del fijador externo monolateral, fijadores internos placa RALCA y placa DHS para la consolidación de las fracturas de cadera.

Hipótesis:

Con el conocimiento del estado tensional – deformacional de los fijadores en la consolidación de fracturas de cadera transcervical, pertrocantérica y cervicotrocantérica se puede valorar el comportamiento mecánico de los mismos y su utilización en dichas fracturas.

Objetivo General:

Realización de un análisis numérico mediante el cual se pueda determinar el comportamiento mecánico de los fijadores en la consolidación de fracturas de cadera transcervical, pertrocantérica y cervicotrocantérica.

Objetivos específicos:

- 1) Diseño gráfico del fijador externo para consolidación de fracturas de cadera.
- 2) Diseño gráfico de la placa RALCA.
- 3) Diseño gráfico de la placa DHS.
- 4) Obtención del modelo de ensamble de los fijadores al fémur partido.
- 5) Introducción de las cargas bajo las cuales se analizará el modelo del fémur.
- 6) Análisis por el método de los elementos finitos de los dispositivos de fijación.
- 7) Evaluación y comparación de resultados para la toma de decisiones.

Objetivo social:

Contribuir a mejorar la rehabilitación del paciente.

Tareas de investigación:

- Diseño gráfico con el paquete CAD Solid Works, de las piezas pertenecientes a los fijadores para la consolidación de fracturas de cadera.
- Simulación de las fracturas en el modelo de fémur.
- Ensamble de los fijadores al fémur partido.
- Introducción de las cargas y propiedades mecánicas al modelo de fémur.
- Análisis y comportamiento por el método de los elementos finitos.
- Elaboración del informe técnico final.

Métodos de investigación:

- Método de modelación:

Método numérico de análisis por elementos finitos y simulación gráfica.

La utilización de paquetes CAD para el análisis tensional-deformacional de los fijadores externos en la presente investigación permitieron el estudio y su posterior análisis de los resultados expuestos en el informe final.

- Método histórico – lógico.

Se estudiaron los antecedentes en el tema teniendo en cuenta las investigaciones preliminares y sus respectivos resultados obtenidos reflejándolo en la bibliografía.

- Análisis y Síntesis.

La presente investigación se basa en el método de análisis ya que se estudiaron, revisaron y analizaron estudios referentes al tema, al igual que los softwares utilizados de los que se realizó una síntesis para la elaboración del informe técnico correspondiente.

- Criterio de experto.

La programación de consultas con expertos en el tema para una correcta proyección de la investigación al aporte de datos a fin.

CAPÍTULO 1: ANTECEDENTES Y ESTADO ACTUAL.

Introducción.

La tendencia imparable de tecnificación de la medicina y en particular de la ortopedia está dando lugar a nuevas demandas de formación e investigación que confluyen en un nuevo perfil profesional, que trata de conjugar aspectos médicos con ingenieriles. Dentro del gran abanico de aplicaciones que lo componen se encuentra la biomecánica que como su propio nombre indica, tiene como objeto el estudio de la mecánica de sistemas biológicos (células, tejidos y órganos), así como su interacción circundante. En la actualidad biomecánica incluye entre otros aspectos tales como la distribución de esfuerzos y tensiones en los materiales, el análisis de fluidos y el estudio de la transferencia de calor y de masa, entre otros muchos, siendo difícil encontrar un sistema vivo en el que no se produzcan algunos de estos procesos. Las raíces de la biomecánica son antiguas. Quizás el primer autor en introducir en su obra conceptos de Biomecánica fue Aristóteles (384-322 a.c.) en su libro “Partes de los animales” y posteriormente en el “Movimiento de los animales”. Leonardo da Vinci (1452-1519), además de artista e inventor destacado, también fue considerado como anatomista. Realizó una serie de observaciones del movimiento humano que cumplían de forma sorprendente con la tercera ley de Newton y además consideró temas como el grado de locomoción, correr en contra del viento, la proyección del centro de gravedad sobre la base de apoyo y el proceso de caminar (Pérez A. [2004]).

1.1- Sistema óseo.

El hueso es un tejido vivo, con dos funciones bien definidas: la mecánica y la biológica. En cuanto a la primera el sistema óseo esquelético proporciona un almacén rígido para protección de órganos y sistemas y una adecuada actividad fisiológica y locomotora que está sujeta en forma constante a diversos esfuerzos (PAC [2006]). Es ampliamente aceptado que el hueso tiene la capacidad de adaptarse para responder a variaciones en su ambiente mecánico de cargas, como por ejemplo, cambios en los campos de esfuerzos y deformaciones. Como

consecuencia el material óseo se adapta en su forma o en su micro estructura interna, estos dos aspectos son conocidos comúnmente como remodelado óseo externo e interno respectivamente. El proceso puede describirse de la siguiente manera: el material óseo es reabsorbido en regiones expuestas a pequeños niveles de carga, mientras que en las zonas de altas concentraciones de esfuerzos, el mismo es depositado. Este proceso, descrito a grandes rasgos, se denomina adaptación funcional y es la capacidad del hueso de mejorar su función mecánica con un mínimo de masa, (Martínez B. [2007]) destacándose su notable capacidad de autoreparación ante eventuales degradaciones o daños, así como su veloz adaptación a los cambios en el campo de tensiones reinantes, respondiendo estas a las fuerzas aplicadas sobre su superficie siguiendo un patrón característico. La primera fase es elástica y depende de la rigidez del hueso. En esta fase, la deformación es temporal y se mantiene solo durante el tiempo de aplicación de la fuerza tras lo cual, el hueso recupera su forma original. Si la fuerza aumenta y es superior a la resistencia del tejido óseo por la fragilidad que caracteriza al hueso entonces se produce la fractura (Gutiérrez M., Ramos B. [2008]).

La formación del callo óseo, es un proceso biológico dinámico. La meta que se pretende alcanzar con todo este proceso es la reparación de fracturas y con ello el restablecimiento de la estructura tisular original que permita el mantenimiento de las propiedades mecánicas que caracterizan al hueso. Se considera la consolidación como una serie de pasos secuenciales que se solapan a lo largo de todo este proceso. La reparación comienza con la estabilización interfragmentaria debida a la formación de callo perióstico y endóstico. Este proceso que restablece la continuidad y la unión de los extremos fracturarios se realiza a través tanto de la osificación endocondral como de la intermembranosa. La siguiente fase crítica es la formación de la unión ósea entre los fragmentos lo que incluye la participación de tejido duro lo que facilita la rigidización del sistema, al menos momentáneamente. Si en ésta fase se produce una movilización ineficaz, bien sea por movilización o por manipulación excesiva, se tiende a dar una pseudoartrosis

hipertrófica. La fase final de este proceso se halla gobernada por un conjunto de modelos tanto mecánicos como biológicos y combinación de ambos, que tratan de explicar el fenómeno a través del cual el hueso remodela hasta adquirir resistencia inicial (Gonzalez Y. [2007]).

1.1.1 – Descripción general del fémur.

El fémur es uno de los huesos largos que conforman el sistema osteoarticular del aparato locomotor que se caracteriza por el predominio de la dimensión longitudinal apreciándose una parte central cilíndrica y hueca (diáfisis o caña) y dos extremos abultados (epfisis). El fémur es el hueso más largo y fuerte del cuerpo humano, su longitud guarda relación con la distancia de la zancada al caminar y su resistencia con el peso y las fuerzas musculares. Los fémures son oblicuos en postura erecta, con las cabezas separadas por la anchura pélvica mientras que las diáfisis convergen hacia abajo de forma que las rodillas casi se tocan (ver figura 1.1) puesto que la tibia y el peroné descienden verticalmente desde la rodilla. La oblicuidad femoral aproxima los pies colocándolos bajo la línea del peso corporal. La menor anchura de esa base perjudica la estabilidad, pero facilita el movimiento hacia delante, aumentando su velocidad y uniformidad. Esta oblicuidad varia, pero es mayor en las mujeres, debido a la anchura pélvica relativamente mayor con tendencia al *varus* y a los fémures más cortos. Según Maria de los Angeles en su tesis doctoral “Simulación del deterioro del cemento y sus interfaces en prótesis de caderas” refleja que el fémur se distingue en tres partes fundamentales (ver figura 1.1) (Pérez A. [2004]).

Extremo proximal: Es el extremo superior, que comprende la cabeza, el cuello y los trocánteres mayor y menor.

Diáfisis: Es la parte central.

Extremo distal: Es el extremo inferior, que comprende los cóndilos lateral y medial. En el extremo proximal se encuentra situada la cabeza femoral, una eminencia articular lisa y con una forma que representa alrededor de las dos terceras partes de una esfera de 20 a 25 mm de radio. Su superficie lisa aparece interrumpida en un punto cercano a su zona central por una pequeña fosa rugosa, llamada fosita

de la cabeza femoral destinada a la inserción del ligamento de la cabeza. El cuello del fémur conecta la cabeza con la diáfisis. Las zonas de unión se denominan línea intertrocanterea si se trata de la parte anterior y cresta intertrocanterea si es por la parte posterior. El eje del cuello y el eje de la diáfisis forman el ángulo de inclinación, o ángulo cérvico - diafisario, en el plano frontal, cuyo valor va descendiendo desde el momento del nacimiento hasta el final del crecimiento, alcanzando en un adulto un valor normal entre 120° y 125°.

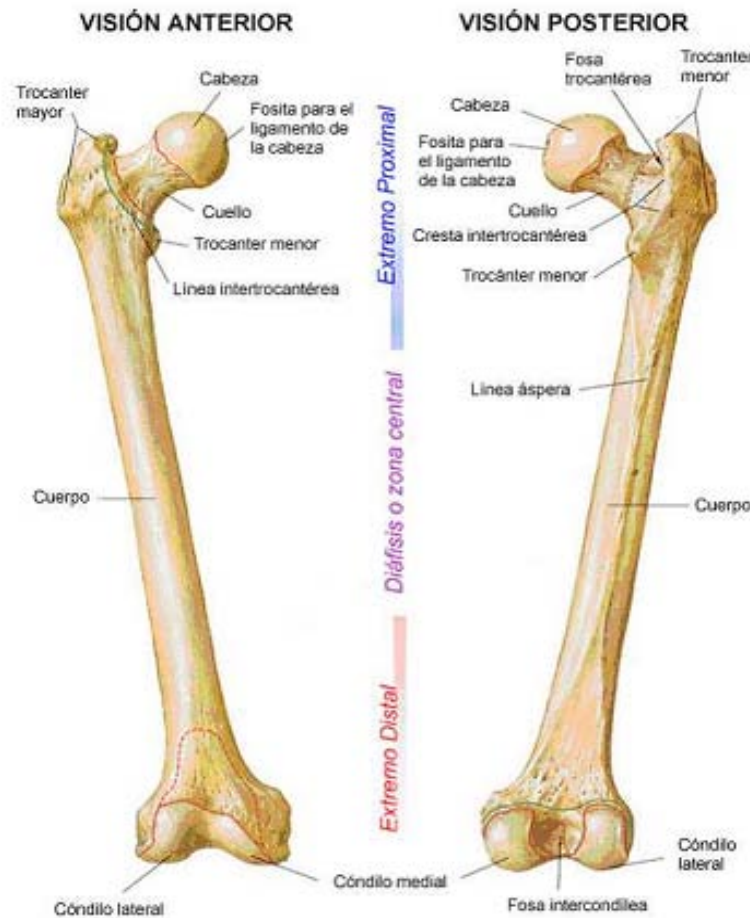


Fig. 1.1 – Vista general del fémur. Fuente: (F. H. Netter [1999]).

Finalmente, el extremo distal del fémur es la superficie de soporte para la transmisión de peso hacia la tibia. Se divide en dos eminencias articulares laterales denominadas cóndilos que están separadas en su parte posterior por una depresión profunda llamada fosa intercondílea. En la parte anterior los cóndilos se unen y continúan hacia la diáfisis (Pérez A. [2004]).

1.1.2 – Caracterización mecánica del fémur.

El material óseo es un material considerado por varios autores estudiosos del tema como un material radicalmente distinto a cualquier otro tratado por la mecánica clásica. Su estructura es heterogénea y anisótropa, y sus propiedades mecánicas varían no sólo entre distintos individuos, sino, para un mismo individuo, el hueso es capaz de evolucionar modificando sus propiedades en función del tipo de solicitaciones a que se vea sometido. El hueso es capaz de regenerarse en caso de fractura, o, por el contrario, de alterar sus propiedades mecánicas ante procesos patológicos graves, o simplemente con la edad. A pesar de su complejidad, el conocimiento del comportamiento mecánico del material óseo es fundamental a la hora de abordar el estudio de dispositivos de fijación o prótesis ya que el problema en su funcionamiento consiste en que el comportamiento mecánico del conjunto sea similar considerando la estructura con y sin dispositivos de fijación o prótesis (Rincón R. [2004]).

El hueso está constituido por un material natural compuesto, formado por una proteína blanda y resistente, el colágeno, y un mineral frágil de hidroxapatita. La superficie exterior de la zona del hueso correspondiente a las articulaciones está recubierta con cartílago, compuesto de fluidos corporales que lubrican y proporcionan una interfase con un bajo coeficiente de fricción que facilita el movimiento relativo entre los huesos de la articulación. Por otra parte, la morfología del hueso permite conseguir un material rígido y ligero al mismo tiempo. La rigidez la confiere la capa exterior formada de material compacto, mientras que en el interior adopta una forma esponjosa que le permite minimizar el peso (ver figura 1.2). En huesos largos, la sección y el espesor de la pared exterior varían a lo largo del perfil ajustándose a las solicitaciones a las que estará sometido en cada zona (Rincón R. [2004]).

El fémur es uno de los huesos del cuerpo humano que por sus dimensiones y estructura es considerado como otros huesos largos del esqueleto como un material anisótropo aunque ha sido este caso de estudio por muchos especialistas ya que al considerarlo como un material isótropo en toda su estructura podría conllevar a resultados finales erróneos. En los últimos años se han desarrollado

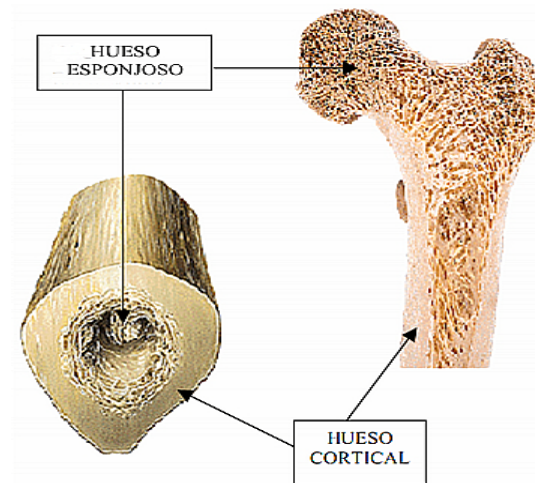


Fig. 1.2 – Estructura ósea del fémur. Fuente: (Sobotta J. [1993]).

varios trabajos de investigación, algunos basados en métodos numéricos, y otros utilizando distintas técnicas experimentales, basadas en métodos mecánicos o utilizando las técnicas de ultrasonidos, con el objetivo de determinar la anisotropía del hueso. (Ashman R. B.[1984]), (Cowin S. C.[1989]), (Katz J. L. [1987]), (Meunier A.[1989]). 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 caso de cargas de impacto según Rincón Esther en “Caracterización mecánica del material óseo”. En principio el hueso de la zona cortical no se comporta como un material isótropo, es decir, sus propiedades mecánicas van a depender de la dirección considerada. Por ejemplo, en la zona central de un fémur humano, en la zona compacta, la rigidez es alrededor de un 50% superior en la dirección axial que en la transversal. Pero puede presentar distintos tipos de simetría elástica, dependiendo de su estructura, aunque lo más normal es que presente isotropía transversal, o que se comporte como un material ortotrópico según (Katz J. L. [1987]).

La zona esponjosa del hueso es mucho más compleja que la cortical, debido fundamentalmente a la heterogeneidad que presenta. Por ejemplo, la zona esponjosa encontrada en los extremos de huesos largos puede ser fuertemente

anisótropa, con un comportamiento similar al de la zona cortical, debido a la orientación preferente que adoptan las trabéculas individuales que componen la zona esponjosa del hueso. Sin embargo, existen otras zonas en las que la dirección de las trabéculas es aleatoria, y el hueso esponjoso es prácticamente isotrópico. En general, la isotropía de la zona esponjosa del hueso dependerá de los esfuerzos que actúen en cada zona, ya que éstos son los que determinan la simetría geométrica de las trabéculas. Si las condiciones de carga son asimétricas, existirá asimetría geométrica, y por tanto, el material se comportará como isotrópico, al no existir ninguna dirección privilegiada. Sin embargo, cuando los esfuerzos sean axiales, existirá simetría cilíndrica en la estructura, y el material presentará isotropía transversal. Esta variabilidad en el comportamiento del hueso esponjoso ha dado lugar a distintos criterios a la hora de seleccionar el modelo que represente el comportamiento de la zona esponjosa. Muchos estudios simplifican el problema considerando esta zona del hueso como isotrópica, en algunas ocasiones se considera como un material ortotrópico, para describir mejor el comportamiento del material en función de la dirección, y casi nunca se llega a considerar como completamente anisótropo (Rincón R. [2004]). Teniendo en cuenta referencias tomadas y a que la estructura del hueso en cuestión es tan heterogénea como se ha planteado y siendo éste importante y necesario en esta investigación se considerará la estructura del modelo de fémur a estudiar de acuerdo con las cargas que se trabajarán como una estructura con propiedades mecánicas ortótropicas.

1.2 – Fracturas.

Se define una fractura como la pérdida o solución de continuidad de un hueso, que puede ser de origen traumático o no traumático. Esta ocasiona una lesión tisular compleja no sólo en el tejido óseo sino también en las partes blandas vecinas y está en proporción directa al tipo y grado de trauma (PAC [2006]). Es un fenómeno mecánico resultante de la no adecuación de la resistencia ósea a la magnitud y configuración de la carga a la que el hueso fue sometido. El mecanismo de producción se repite tanto en las fuerzas actuantes como en el tipo de lesión

originada, por ello es muy útil conocerlo y clasificarlo. Puede haber influencias externas como la edad; por ejemplo en la infancia, la zona más débil y sensible a la rotura es el cartílago de crecimiento, en la adolescencia y juventud las áreas débiles son las uniones del hueso con tendones o ligamentos y en la edad adulta es el hueso trabecular la estructura con más riesgo de fractura (Vorok I. [2002]), (Rivas G. [2007]), (Gutiérrez M., Ramos B. [2008]).

1.2.1 – Fracturas de cadera.

De entre todas las fracturas femorales, se destacan las relativas a la extremidad proximal del fémur, por distintas causas entre las que cabe destacar su frecuencia, la pérdida de función a la que dan lugar, sus complicaciones pre y postoperatorias, y su impacto asistencial y socioeconómico que repercute en toda la sociedad. Estudios estadísticos revelan que aproximadamente un 30% de todas las hospitalizaciones por fracturas se deben a esta lesión, y que consumen el 50% de las estancias hospitalarias (Pérez A. [2004]). También ocurren fracturas en este hueso en la diáfisis y la parte distal aunque no con la frecuencia que ocurren las de cadera.

1.2.2 - Clasificación de las fracturas de cadera.

En general, se definen dos grandes grupos de fracturas de cadera, las fracturas intracapsulares y las extracapsulares (ver figura 1.3). En las primeras, la fractura se sitúa en el cuello del fémur y puede quedar interrumpida la vascularización de la cabeza femoral, por lo que conllevan un riesgo de necrosis y de pseudoartrosis, que deben ser considerados a la hora de seleccionar el tratamiento. Estas fracturas por tanto deben subdividirse exclusivamente en desplazadas y no desplazadas, dado que el grado de desplazamiento sí correlaciona con el riesgo de complicaciones y determina el tipo de tratamiento a realizar. Las fracturas intracapsulares de cadera incluyen las fracturas subcapitales y transcervicales. Las fracturas extracapsulares se subdividen según su localización anatómica, en basicervicales, intertrocantéreas y subtrocantéreas. Sin embargo, el factor pronóstico clave para conocer la capacidad de recuperación funcional precoz de estos pacientes es la estabilidad de la fractura, por lo que es más práctico

clasificarlas en fracturas estables e inestables. El grado de estabilidad es inversamente proporcional a la conminución. Una fractura extracapsular es estable siempre que este conservada la línea de transmisión de cargas desde el calcar hasta la diáfisis femoral. El calcar femoral se localiza en la zona posteromedial de la extremidad proximal del fémur, y está formado por las trabéculas que, sometidas a fuerzas de compresión, son la línea de soporte de la carga durante la deambulación. Por ello, la rotura del calcar en la zona intertrocantérea implica que la fractura sea inestable (Raaymakers E. [1991]), (Parker M. [1998]), (Herrero I., M. [2006]).

Desde el punto de vista anatómico, las fracturas de la cadera según Rodrigo Álvarez Cambras en su libro “Tratado de cirugía ortopédica y traumatológica” las clasifica del siguiente modo (ver figura 1.3) (Álvarez C.), (Costa L. [2008]):

1. Fracturas de la cabeza del fémur

2. Fracturas del cuello del fémur: $\left\{ \begin{array}{l} \text{Subcapital} \\ \text{Transcervical} \\ \text{Básicervicales} \end{array} \right\}$ Mediales y Laterales

3. Fracturas trocantéricas: $\left\{ \begin{array}{l} \text{Cervicotrocantéricas} \\ \text{Pertrocantéricas} \\ \text{Subtrocantéricas} \end{array} \right\}$

4. Fracturas aisladas: $\left\{ \begin{array}{l} \text{Del trocánter mayor} \\ \text{Del trocánter menor} \end{array} \right\}$

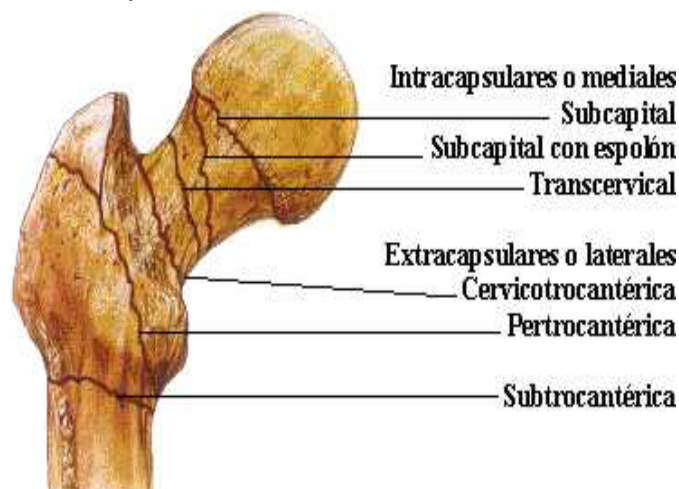


Fig. 1.3 – Clasificación de las fracturas de cadera. Fuente: (Otaño S. [2005]).

Pauwels clasifica las fracturas del cuello del fémur del modo siguiente:

- Tipo I. Es la fractura subcapital. La línea de fractura de forma con la horizontal un ángulo de 30°.
- Tipo II. La fractura discurre oblicuamente y forma un ángulo de inclinación de 30 a 50°.
- Tipo III. El ángulo de inclinación es casi vertical, de más de 50°. Cuanto más oblicuo sea el curso de la superficie de fractura, tanto más desfavorables serán las condiciones mecánicas para la formación de callo óseo.

Fracturas trocantéricas. El término fractura trocantérica se emplea aquí para incluir cualquier fractura de la parte extracapsular del cuello del fémur, hasta un punto situado a 5 cm por debajo del trocánter menor. Para clasificar las fracturas trocantéricas, se han tomado en consideración los criterios de Boyd y Griffin al respecto. Su clasificación es de valor para la selección del tratamiento y para estimar el pronóstico.

- Tipo I. Fracturas que se extienden a lo largo de la línea intertrocantérica, desde el trocánter mayor hasta el menor. La reducción de este tipo de fractura, por lo común, es simple y se mantiene con poca dificultad. La mayor parte de los resultados son satisfactorios.
- Tipo II. Fracturas conminutivas. La línea de fractura principal se orienta a lo largo de la línea intertrocantérica, pero con múltiples fracturas de la cortical. La reducción de esta fractura es más difícil, puesto que la conminución puede variar desde leve hasta grave. Una forma que engaña es aquella donde existe una fractura anteroposterior en la línea intertrocantérica como en el tipo I, pero con una fractura adicional en el plano frontal.
- Tipo III. Fracturas básicamente subtrocantéricas y que tienen, por lo menos, una línea de fractura que pasa a través del extremo proximal de la diáfisis, inmediatamente por debajo del trocánter menor y a nivel de este. Está asociada a un grado variable de conminución. Por lo general, estas fracturas son mucho más difíciles de reducir y originan más complicaciones en la operación y durante la convalecencia.

- Tipo IV. Fracturas de la región trocantérica y proximal de la diáfisis, con líneas de fracturas en por lo menos dos planos. Si se realizan la reducción cruenta y la osteosíntesis, es preciso efectuar la fijación en dos planos, por la fractura espiroidea, oblicua o en ala de mariposa, de la diáfisis.

La AO (Asociación Grupo de Trabajo para el Estudio de la Fijación Interna de las Fracturas) con sus siglas en alemán fundada esta asociación en 1958 por Maurice E. Müller clasifica las fracturas de cadera de la siguiente manera:

Esta asociación adopta un sistema alfanumérico que permite identificar cualquier tipo de fractura. La clasificación de la AO se compone de dos números (N_1N_2) seguidos por una letra y un número (LN_3) y complementada por una o dos letras (N_4 y n_5). Clasificando así genéricamente de la siguiente forma [N_1N_2 - LN_3 . $N_4(n_5)$] (Müller, M. E.[1995]).

- N_1 : Define el hueso. (El húmero 1, antebrazo 2, fémur 3, tibia 4).
- N_2 : Localiza la lesión en el hueso. (1 es la región proximal, 2 diáfisis y 3 región distal).
- L: Clasifica el tipo de fractura. (Tipo A: Pueden ser de trazo único. Tipo B: De torsión, flexión, fragmentada o completa. Tipo C: Con múltiples fragmentos).
- N_3 : Brinda el grupo de fractura. (1, 2 o 3), A1 son fracturas por torsión, A2 oblicuas (con un ángulo mayor de 30°), A3 son transversales (con un ángulo menor de 30°). B1 son cuñas de torsión, B2 cuña de flexión y B3 cuña fragmentada. C1 doble cuña, C2 son las fracturas dobles o segmentarias y C3 las completas.
- N_4 y n_5 : Detallan las características de la lesión y la particularización.

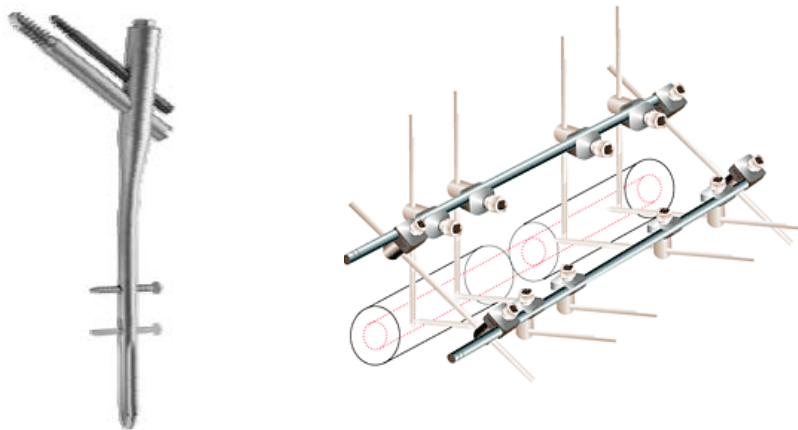
Para esta investigación se tomaron en cuenta la clasificación de Rodrigo Álvarez Cambras y serán casos de estudio dentro de esa clasificación las fracturas de cadera transcervical, pertrocantérica y cervicotrocantérica tomando en cuenta el criterio de los especialistas de que son estas unas de las fracturas de cadera que se tratan con mayor frecuencia en los quirófanos por encontrarse en una posición geométrica de la cabeza del fémur muy desfavorable para las cargas de impacto.

1.3 – Dispositivos de fijación en fracturas del fémur.

En la consolidación de fracturas de huesos del cuerpo humano varios son los dispositivos empleados a lo largo de la historia dividiéndose en dos grandes grupos:

- Dispositivos de fijación interna (ver figura 1.4 a)).
- Dispositivos de fijación externa (ver figura 1.4 b)).

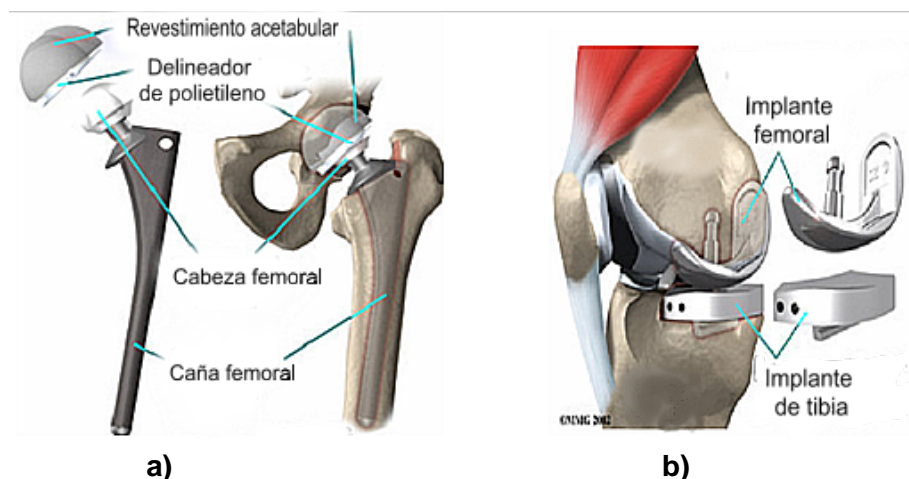
Sin excluir a los dispositivos de restitución ósea o osteotomía como son las prótesis (ver figura 1.5 a) y b)). Todos estos dispositivos se encuentran en la actualidad en diferentes formas y tamaños cumpliendo las exigencias en todos los casos de un grupo de pacientes que padecen de una lesión en alguna parte ósea de su cuerpo, garantizando la consolidación y estabilidad de la fractura.



a) Fuente: (Martel O. [2005])

b) Fuente: (ORTOPEDIAMEX [2006])

Fig. 1.4 – Dispositivos de fijación para la osteosíntesis.



a)

b)

Fig. 1.5 – Prótesis de restitución ósea. a) Prótesis de la cabeza femoral. b) Prótesis de rodilla. Fuente: (Carbonell, P. R. [2003]).

1.3.1 – Dispositivos de fijación interna.

Este tipo de dispositivo como su nombre lo indica su función es fijar una fractura desde la parte interna del cuerpo humano, lo podemos encontrar en diferentes huesos del cuerpo humano pero muchos especialistas se han centrado específicamente en los dispositivos de fijación de fracturas de cadera, existiendo las más diversas variantes incluso hasta personalizadas. Teniendo estos tipos de dispositivos ciertas ventajas con las cuales se han ganado un sitio favorable en la consolidación de este tipo de fractura desechando en algunos casos los dispositivos de fijación externa o comúnmente llamados fijadores externos.

Ventajas de la fijación interna.

1. Se puede conseguir una reducción anatómica que pocas veces consigue un tratamiento cerrado.
2. Permite la reparación de las partes blandas que tampoco se consigue con el tratamiento cerrado.
3. Se pueden fijar sólidamente los fragmentos siendo innecesaria la inmovilización externa.
4. Permite la movilización precoz, evitando la atrofia muscular y la rigidez articular y acortándose el período de curación.
5. Permite que la invasión bacteriana sea mínima.

Las ventajas son evidentes pero también tiene sus inconvenientes.

Inconvenientes de la fijación interna.

- Los costos.
- Las intervenciones posteriores para retirar el material de osteosíntesis.
- Las complicaciones anestésicas.
- La temible infección ósea, difícil de resolver, y que suele acompañarse del fracaso de la consolidación. Durante la intervención quirúrgica se expone el foco de fractura, y aunque sea un quirófano, existe la posibilidad de contaminación del hueso y sobre todo del músculo contundido, gran medio de cultivo para la proliferación de gérmenes.

1.3.2 – Dispositivos de fijación externas.

Los fijadores externos a lo largo de la historia de la traumatología han tenido una amplia aplicación ya que por ser dispositivos de gran versatilidad se pueden adaptar a una gran diversidad de fracturas y de huesos. Estos aparatos en la consolidación de fracturas de huesos largos y en especial del fémur se ha limitado en gran medida su uso a lesiones como alargamientos de miembros, distracción – compresión y fracturas diáfisarias del fémur, estrechando su aplicación aunque por la versatilidad antes señalada se pueden utilizar también en consolidación de fracturas de cadera como los dispositivos de fijación interna e incluso en la consolidación de polifracturas, obteniendo resultados relevantes en estas patologías (ver figura 1.6).



Fig. 1.6 – Fijador externo monolateral diseñado por el Dr. Vargas para la consolidación de polifracturas cadera- diáfisis del fémur. Fuente: (Quitero A., Bosch C. [2007]).

Han existido varios inconvenientes que han llevado al traste este tipo de aparatos para que no sean tomados en cuenta en la consolidación de fracturas de la cadera, (Gutiérrez M., Ramos B. [2008]) en su tesis de pregrado “Comportamiento biomecánico de diferentes dispositivos de fijación utilizados en nuestro país para lograr la consolidación de fracturas de cuello de fémur” lo reflejan de la siguiente manera:

Inconvenientes de la fijación externa (Gutiérrez M., Ramos B. [2008]).

- Limitación en la reducción por la dificultad de manipular los fragmentos a través de las partes blandas.

- Alteraciones funcionales secundarias a la inmovilización como es la atrofia muscular y rigidez articular, que exigen rehabilitación prolongada, alargando el tratamiento.
- Osteoporosis por desuso.
- Aparente trauma psicológico por su diseño estructural.

Los fijadores externos y en particular los de consolidación de fracturas de cadera diseñado por el Dr. Emilio Vargas Marrero el cual forma parte del objeto de estudio de esta investigación posee grandes ventajas como son:

Ventajas del Fijador externo (R. de Ortopedia y traumatología [2001]).

- Permite función inmediata.
- Mantiene la estabilidad axial y rotacional evitando la curvatura del hueso en cuestión.
- Permite una consolidación más precoz que con otros métodos quirúrgicos.
- No es necesario el uso de yeso.
- El índice de complicaciones (sepsis, retardo de consolidación, pseudoartrosis y consolidación viciosa) es menor que con el uso de otros métodos quirúrgicos.
- Disminuye la estadía hospitalaria de los pacientes.
- Permite una incorporación laboral y social más rápida.
- Un mismo aparato puede fijar varias fracturas al mismo tiempo.

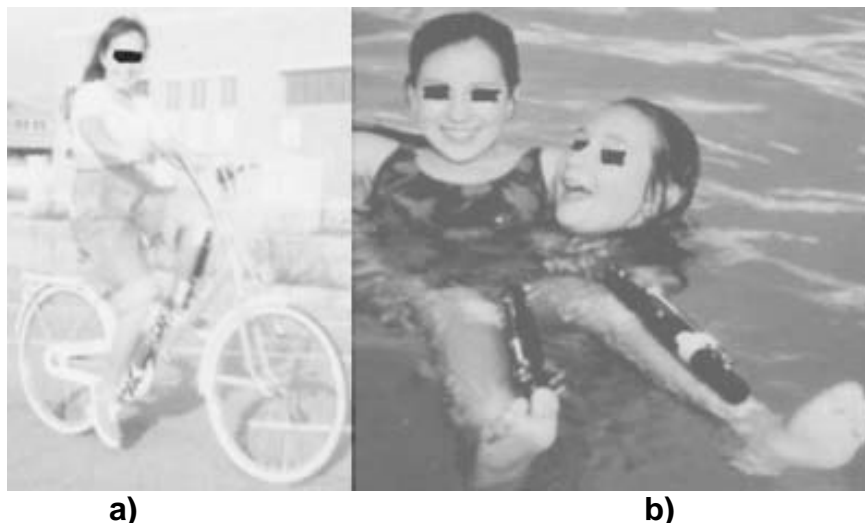


Fig. 1.7 – Fotos de pacientes con fijadores externos en una vida normal
a) Montando bicicleta b) En el agua Fuente: (Ullot Font, R [1994]).

1.3.3 - Exigencia mecánica de los fijadores.

Según Behrens F, Johnson, y Sisk existen ciertas características que incrementan la rigidez de un montaje y disminuyen la movilidad a nivel del foco de fractura (Ceballos, G. [2002]):

1. Colocación del montaje principal en el plano sagital.
2. Aumentar la separación de los pines en cada fragmento óseo principal.
3. Aumentar el ajuste de los pines aumentando el núcleo en más de 2mm.
4. Reducir la distancia entre el hueso y el tubo longitudinal.
5. Aumentar el número de pines en cada fragmento óseo.
6. Colocar un segundo tubo.
7. Crear montajes unilaterales en dos planos.

1.4 – Análisis de los dispositivos de fijación.

Los dispositivos de fijación son analizados de diferentes maneras para validar su rigidez y fiabilidad siendo la variante más utilizada actualmente por su alta precisión en los resultados finales y por no ser dolorosa la técnica de modelación y análisis por métodos numéricos, ya que no contiene experimentos reales con pacientes en recuperación. Esta técnica se deriva de una ciencia muy conocida y antes tocada en esta investigación como la biomecánica (ver figura 1.8 a)), surgiendo con la era de los ordenadores la biomecánica computacional (ver figura 1.8 b)).

Muchos son los diseños y análisis realizados mediante ordenadores ya sea tanto de prótesis externas para la sustitución en amputación de miembros como internas para la restitución de material óseo, también en el diseño de dispositivos de fijación tanto internos como externos con resultados relevantes en todos los campos y en los que esta técnica ha ahorrado tiempo, dinero y molestias innecesarias a los pacientes tratados.

No se podría hablar de resultados relevantes en esta rama sin una integración CAD/CAM (Diseño y Fabricación asistido por computadora (con sus siglas en

inglés)) a la hora del diseño, el análisis y la fabricación de los dispositivos antes mencionados.

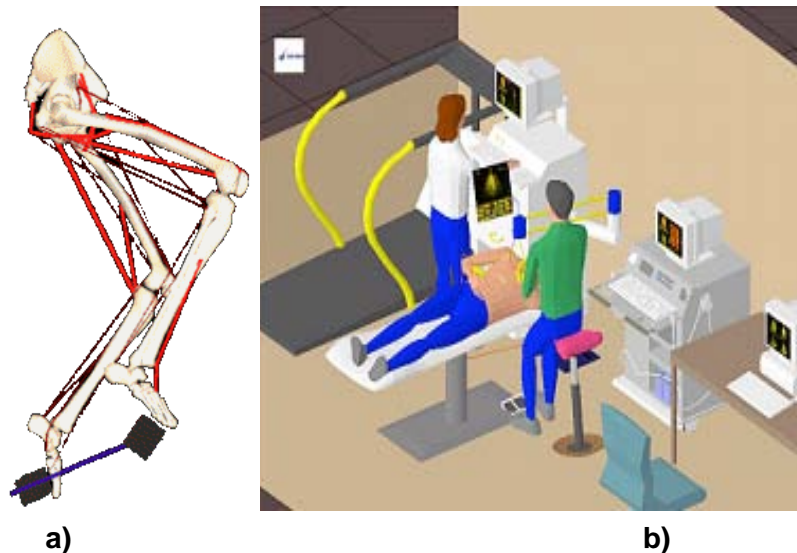


Fig. 1.8 – Estudios biomecánicos a) Tradicional. Fuente: (Antoniuzzi, Luis D. [2001]), (Martínez F., S. C. [2006]) **b) Computacional.** Fuente: (Doblaré C., M. [2005]).

1.4.1 – Vinculación de la tecnología CAD/CAM con la Biomecánica computacional.

La tecnología CAD/CAM tiene su auge en la década de los setenta pero hoy en la actualidad se encuentra presente en la mayoría de las esferas de la producción, esta tecnología abstracta integrada con otros subprocesos da como fruto un producto que inicia con el diseño y termina con la fabricación asistida por computadora. Esta tecnología ha estado muy ligada desde sus inicios con la ingeniería mecánica desde la rama de fabricación aeroespacial hasta la automovilística, hoy en día también su campo se expande hacia la rama de la biomecánica y muy ligada especialmente a la biomecánica computacional llegando así al objetivo de esta investigación. Como se había dicho anteriormente muchos son los dispositivos diseñados hoy en día para dar solución a los problemas de restitución ósea, amputación de miembros y consolidación de fracturas. El diseño de estos dispositivos mediante modelos creados en un computador permite buscar un mayor número de variantes, se pueden analizar mediante paquetes de análisis por elementos finitos (MEF) y obtener como resultado la variante más adecuada.

1.4.2 – Papel del análisis con el MEF en la biomecánica computacional.

El papel tradicional del análisis por elementos finitos en ingeniería mecánica ha sido evaluar las probabilidades de fallo estructural bajo un estado de cargas aplicadas. Siendo básicamente su papel durante los primeros diez años de su aplicación en la biomecánica ortopédica. Desde entonces el panorama ha ampliado sus horizontes. El aumento de la capacidad de los ordenadores y la aparición de paquetes de software más completos, permiten la representación de modelos con características tridimensionales, más realistas, y la aplicación de métodos iterativos para describir el comportamiento mecánico a lo largo del tiempo o para determinar la estructura del hueso en función del estado de carga al que ha estado sometido (González Y. [2005]).

En las últimas décadas las herramientas de cálculo numérico computacional y en especial el método de los elementos finitos, se han popularizado en el campo de la biomecánica y la ortopedia. Estas herramientas originalmente desarrolladas en el campo de la ingeniería, permiten crear los medios virtuales para el estudio del aparato músculo-esquelético y de esta manera determinar el comportamiento mecánico de sistemas hueso - implante sin necesidad de intervención y experimentación en el cuerpo humano (González Y. [2005]).

En cualquier caso, incluso en los modelos más sofisticados existe un alto grado de incertidumbre en cuanto a la influencia que tienen todas las hipótesis simplificativas que siempre es necesario realizar. Pero lo que sí permiten estos modelos es modificar fácilmente los parámetros, de forma que se puede evaluar su influencia en el comportamiento mecánico de la estructura. En este sentido también se puede estudiar el efecto de ciertas hipótesis consideradas. Pero para realizar un análisis paramétrico se deben cumplir dos condiciones. Por un lado, el modelo debe ser lo suficientemente simple como para utilizarlo repetidamente, y debe limitarse el número de parámetros. Por otra parte, el modelo debe ser lo suficientemente realista como para permitir garantizar los resultados obtenidos, y

debe estar suficientemente clara su relación con la estructura real (Escribano R.), (Contreras G.).

A la vista de lo indicado anteriormente, el papel del método de los elementos finitos en la investigación biomecánica puede desglosarse en tres aspectos principales:

1. En primer lugar puede ser una herramienta para interrelacionar datos experimentales e integrarlos en modelos que expliquen los fenómenos biológicos que realmente ocurren. Debido a sus bases analíticas, pueden erigirse en una herramienta más potente en estos aspectos que un modelo estadístico.
2. En segundo lugar, se puede aplicar como método de extrapolación de datos, estimando variables que no podrían ser determinadas de otra manera. Otro ejemplo de este papel del análisis por elementos finitos es la extrapolación de datos experimentales sobre animales a los casos humanos.

Por último, el análisis por elementos finitos puede usarse como un método de experimentación numérica, muy similar en concepto a los otros métodos experimentales utilizados en investigación ortopédica. En un paciente son muchos los factores que influyen sobre el resultado de la investigación clínica sobre los que el investigador tiene poco control. Sin embargo, en el modelo numérico, no se pueden incluir los factores que influyen sobre los resultados clínicos, pero ofrece la ventaja de permitir un máximo control experimental. En cuanto a aspectos prácticos, la integración del análisis con elementos finitos con otras herramientas como la Tomografía Axial Computarizada (TAC), lo convierten en una herramienta con un buen número de aplicaciones. Resulta muy útil en la búsqueda de diseño de articulaciones artificiales, o como herramienta de investigación de las relaciones causa - efecto de los mecanismos de fractura clínica. Por otra parte, dentro de la medicina quirúrgica, permite efectuar la elección adecuada para un hueso concreto sobre la base de sus características específicas, permitiendo plantear su evolución futura sin necesidad de intervenir al paciente y por tanto, es fundamental para el éxito y buen acierto en ensayos preclínicos de implantes. Otro

aspecto no menos importante es la relación costo - efectividad del método de los elementos finitos. Su versatilidad frente a los costosos procedimientos experimentales los presenta como un método barato frente a estos, y cada vez más accesible al presentarse en paquetes de softwares muy bien elaborados (Escribano R.), (Contreras G.).

1.5 – Ejemplos de estudios con el MEF en dispositivos de fijación ósea.

En la investigación *“Osteosíntesis extramedular vs. intramedular en las fracturas trocantéreas de cadera. Análisis 3D con elementos finitos”* realizada por (Seral B. [2001]) realizaron a través de una tomografía de fémur un análisis por el método de los elementos finitos con el procesador de cálculos *ABAQUS* considerando para el estudio las cargas del cuerpo humano, la tracción de los músculos abductores en el trocánter mayor y la tracción del músculo psoas en el trocánter menor, simplificando el modelo empotrando el hueso por su parte inferior, fijando cuatro puntos en la epífisis inferior. Considerado para la simulación el tejido óseo como un material homogéneo, lineal e isotrópico (ver figura 1.9).



Fig. 1.9 – Tensiones de Von Mises. a) Clavo Gamma. b) Placa DHS. Fuente: (Seral B. [2001]).

En *“Diseño, análisis por TAC y construcción por CAD/CAM de endoprótesis femoral personalizada: caso de una paciente con subluxación congénita”* de (Ojeda D. [2007]) en el 8vo Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica se le realiza una tecnología CAD/CAM completa con el objetivo de fabricar una

prótesis personalizada llevando desde imágenes TAC del paciente hasta una modelación CAM de su fabricación; utilizando los softwares 3D Doctor y Solidworks en el modelo CAD y la evaluación de esfuerzos por FEM, con el software Algor (ver figura 1.10). Planteando las propiedades mecánicas de la prótesis no haciéndolo así con el fémur ya que se analiza la prótesis solamente.

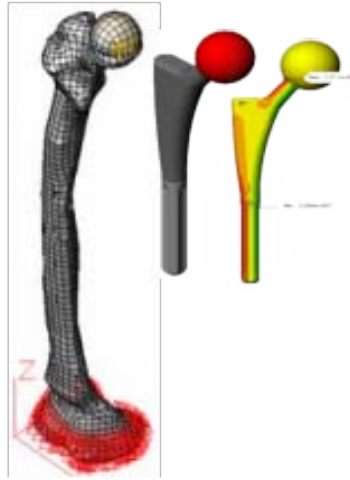


Fig. 1.10 – Modelo personalizado de prótesis femoral a partir de un modelo de fémur. Fuente: (Ojeda D. [2007]).

En “*Análisis mecánico comparativo de los dispositivos placa DHS y clavo intramedular en el tratamiento de las fracturas proximales de fémur*” de (Martel O. [2005]) en el 7mo Congreso de Ingeniería Mecánica se le realiza un análisis comparativo a dos dispositivos de fijación interna, placa DHS y tornillo cefálico modelando con el software ProIngenieer. El modelo óseo se simplificó, en el que se obviaron detalles como la textura o rugosidad de la superficie y ciertas morfologías complicadas como los trocánteres (ver figura 1.11).

El fémur se consideró empotrado en la zona inferior del mismo, situación que se puede considerar análoga al funcionamiento real del fémur en carga. Finalmente, no se consideran sobre el fémur las inserciones musculares, porque no se estudian las tensiones en el hueso sino sólo sobre los dispositivos de osteosíntesis. En lo que respecta a las propiedades mecánicas del modelo, se considera un comportamiento simplificado del hueso, suponiéndolo isótropo, pero diferenciando entre hueso esponjoso y cortical. Las partes de hueso esponjoso se

modelaron como huecos, lo que representa peores condiciones para ambos modelos respecto a las reales.



Fig. 1.11 – Modelo de fémur simplificado. Fuente: Martel O. [2005]).

En el estudio *“Clavos intramedulares vs. placas de osteosíntesis para fracturas de fémur: Análisis por elementos finitos”* realizado por (Charles H. [2004]) se le realiza un estudio de las tensiones de Von Mises de una placa y un clavo intramedular para fracturas diáfisarias del fémur teniendo en cuenta las cargas de la cadera, los músculos abductores, psoas ilíaco y tibia ilíaco, considerando las propiedades del fémur como isotrópicas, aunque por otros autores el fémur es considerado ortotrópico por sus características mecánicas (ver figura 1.12).

En *“Comportamiento biomecánico de diferentes dispositivos de fijación utilizados en nuestro país para lograr la consolidación de fracturas de cuello de fémur.”* de (Gutiérrez M., Ramos B. [2008]) se realiza por primera vez un análisis estructural comparativo de algunos de los dispositivos utilizados en el país en las fracturas de caderas obteniendo variación de tensiones y desplazamientos con respecto al fémur natural pero desde el punto de vista de las propiedades mecánicas de los materiales de los dispositivos todos se encuentran por debajo del límite elástico, las propiedades mecánicas del fémur se consideraron ortotrópicas y el fémur se modeló como hueco empeorando las condiciones con respecto a las reales y

aportando un mayor coeficiente de seguridad desde el punto de vista cualitativo realizando el estudio comparativo para un solo trazo de fractura.

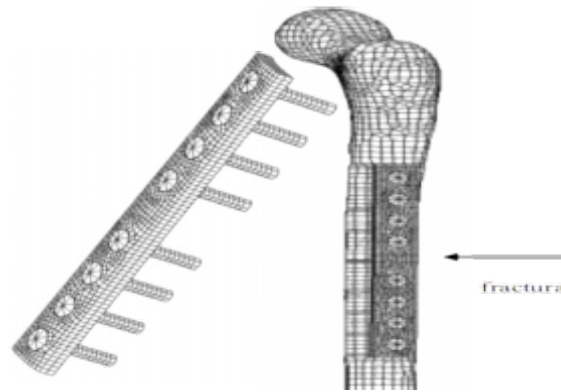


Fig. 1.12 – Análisis por MEF de una placa en una fractura diáfisaria. Fuente: (Charles H. [2004])

Existen un grupo de autores que toman para sus análisis las propiedades mecánicas del fémur como isotrópico; cuando se quiere realizar un análisis de forma cuantitativa, puede que los resultados obtenidos disten de la realidad ya que la estructura tan heterogénea que posee este hueso con diferencias en las propiedades mecánicas de la zona cortical y esponjosa no permita que se consideren como isotrópico. Se recomienda según algunos autores como (Rincón R. [2004]) en *“Caracterización mecánica del material óseo”* que según las características del hueso antes mencionado se considere como un material elástico lineal, lo que se aproxima razonablemente a la realidad salvo en caso de cargas de impacto. Se puede considerar que su comportamiento vendrá determinado por la ley de Hooke. Planteando que sus propiedades mecánicas pueden considerarse como isotrópica transversal, ortotrópica o anisotrópica en la parte cortical y ortotrópica o anisotrópica en la compleja parte esponjosa. Teniendo en cuenta las referencias tomadas, a la diversidad de criterios de autores en sus investigaciones, a que los resultados difieren de acuerdo a los valores utilizados como son el coeficiente dinámico al caminar, el peso del cuerpo humano, las cargas musculares significantes, la inclinación de las cargas del peso del cuerpo humano y el por ciento que representan los miembros inferiores con respecto al peso total del cuerpo humano. Que algunos autores toman las

propiedades del fémur como isotrópicas, otros como ortotrópicas o anisotrópicas y teniendo en cuenta que estas dos últimas propiedades se acercan más a las reales para la presente investigación, ya que el fémur se modeló como hueco teniendo una semejanza con la parte cortical y a que el estudio realizado se hizo de manera cualitativa centrando los resultados en el objeto de estudio de la investigación se tomaron para realizar los estudios a la hora de designar las propiedades mecánicas del modelo del fémur como ortotrópicas.

Conclusiones del capítulo.

- Identificación a partir del estudio bibliográfico de la clasificación de los trazos de fracturas.
- La no existencia de criterio respaldado con resultados concretos del dispositivo idóneo para diferentes trazos de fractura de cadera.
- Existencia de incertidumbre acerca del coeficiente dinámico y por ciento del peso de los miembros inferiores con respecto al peso del cuerpo humano a tener en cuenta para determinar las cargas correspondientes al peso del cuerpo presentes en el fémur humano.
- Existe diversidad de criterios acerca de las propiedades físico – mecánicas presentes en el cuerpo humano dependiendo estas del sexo, raza, edad, alimentación y actividad física habitual de la persona.
- De lo antes planteado surgió la necesidad de analizar numéricamente diferentes dispositivos de fijación tanto externos como internos para tres fracturas de cadera y evaluar así su comportamiento. Este estudio aportaría una visión concreta de seleccionar un dispositivo idóneo que garantice la rigidez para diferentes trazos de fracturas o seleccionar el dispositivo que concentre la menor cantidad de tensiones para un trazo de fractura.

CAPÍTULO 2: MODELOS Y ANÁLISIS NUMÉRICO DE LOS FIJADORES EN LA CONSOLIDACIÓN DE LAS FRACTURAS DE CADERA.

Introducción.

En el capítulo anterior se abordó la problemática de los dispositivos de fijación en las fracturas de cadera y la incertidumbre de la consideración de las propiedades físico – mecánicas del fémur por diferentes autores. En el presente capítulo se modelaron los dispositivos de fijación: fijador monolateral para la consolidación de fracturas de caderas diseñado por el Dr. Emilio Vargas Marrero, el fijador interno placa RALCA diseñado por el Dr. Rodrigo Álvarez Cambras y el fijador interno placa DHS (Dinamic Hip Screw) en el software CAD SolidWorks en su versión 2006, el fémur se modeló como hueco con las propiedades mecánicas ortotrópicas, considerándose estas como las propiedades que más se acercan a las condiciones reales del fémur para este tipo de estudio. Si se tiene en cuenta que las limitaciones de la mente humana son tales que a veces no puede captar el comportamiento del complejo mundo que la rodea en una sola operación. De ahí que, una forma natural del proceder de ingenieros, científicos y hasta en la vida cotidiana consiste en separar problemas complejos en sus componentes individuales cuyo comportamiento pueda conocerse sin dificultad y luego reconstruir el problema original para estudiarlo a partir de sus componentes. Una de las vías de solucionar lo antes planteado desde el punto de vista ingenieril es la utilización de los métodos numéricos y dentro de ellos el método de los elementos finitos; por lo que posteriormente en esta investigación se analizarán los modelos de ensamble fémur – fijador por el método de los elementos finitos mediante el paquete de análisis por elementos finitos CosmosWorks teniendo en cuenta las restricciones y cargas presentes en el fémur.

2.1- Introducción a los softwares CAD.

El diseño ha sido a lo largo de la historia el cálculo y análisis a la solución de un determinado problema teniendo como producto final una imagen gráfica. Esta imagen gráfica o dibujo por métodos tradicionales se elabora mediante papel y lápiz; con la informatización ascendente que se viene experimentando desde la

década de los 70 surge una ciencia llamada gráfica por computadora agrupando en ella varias ramas de los efectos gráficos aplicados a la computación los cuales han ido expandiéndose en la actualidad. Una de estas ramas viene ligada al diseño y tiene por nombre diseño asistido por computadora o CAD. Para ello se han creado softwares encargados de modelar los diseños teniendo un amplio campo en la actualidad tanto en dos como en tres dimensiones. Son muchos los softwares especializados en el mundo del diseño mecánico cada uno con ciertas ventajas y desventajas como son compatibilidad y transferencias de datos, personalización, velocidad y comodidad para el diseñador, etc. Teniendo como aplicaciones fundamentales:

- Diseño conceptual y de detalle.
- Generación de planos.
- Ensamblajes.
- Catálogo de piezas normalizadas.
- Definición de tolerancias.
- Representación realista (texturas).
- Diseño de superficies.
- Creación de matrices.
- Piezas laminadas.
- Conjuntos soldados.
- Animaciones.

Las tendencias actuales de los sistemas CAD es que existen en el siglo XXI más de dos millones de usuarios en el mundo que utilizan CAD 2D conociéndose como los más relevantes calificados entre los software CAD de bajo rango están el AutoCAD y el MicroStation Modeler. Existen otros tres millones de usuarios que utilizan CAD 3D cumpliendo con las exigencias de la ingeniería moderna. Algunos de estos softwares son el SolidEdge, Mechanical Desktop, Solid Works, Catia (P1), ProEngineer Foundation, I-DEAS Artisan Package e Inventor calificándose todos ellos entre los de rango medio. Entre los softwares CAD 3D de alto rango se encuentran el ProEngineer, Catia (P2), I-DEAS, y Unigraphics (Lastre A. [2010]).

2.1.1- Análisis del Solid Works.

En la presente investigación se utilizó el software CAD de diseño 3D Solid Works en su versión 2006. El Solid Works, es el paquete de modelado geométrico más popular en el diseño mecánico hoy en día, además de ser uno de los más completos aplicado en la rama de la mecánica. Reconocidas firmas en el mundo lo utilizan. De ahí el hecho de ser una potente herramienta para el diseño paramétrico. Se considera que este software junto a los otros es capaz de aumentar el rendimiento del diseño (comparado con el AutoCAD) hasta en un 40% (Calzadilla D. [2005]). En encuesta realizada a más de 21,000 usuarios CAD se puede preciar la aceptación del software (ver figura 2.1).

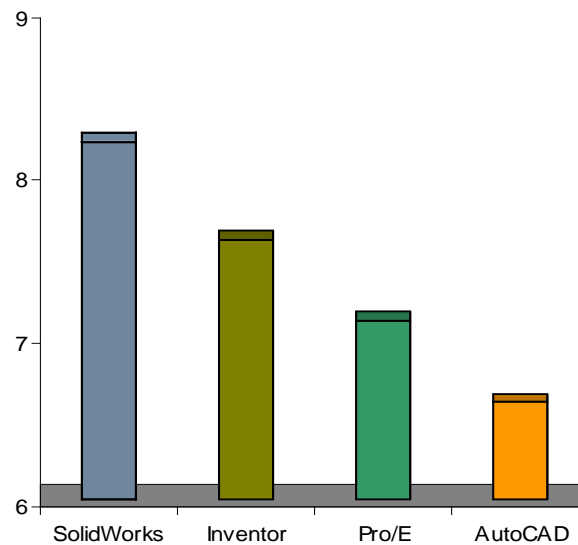


Fig. 2.1 – Calificación de aceptación de los usuarios CAD.

Fuente: (Simon Management Group [2009]).

Este ha sido un software que por sus cualidades y ligereza comparado con otros sistemas del mismo rango se ha diseminado en la mayoría de las industrias y universidades del país con gran aceptación entre los usuarios, de fácil instalación, se puede trabajar en máquinas de hasta 512 Mb de memoria RAM, contiene ficheros de intercambio con los softwares *MedCAD* (Modelos CAD a partir de imágenes médicas) como el *MIMICS* lo cual permite importar modelos de huesos humanos trabajados en estos softwares y tiene acoplado un paquete de cálculos por elementos finitos (*Cosmos Works*) en su versión 2006 por lo que no existe la necesidad de emigrar a otro software para analizar los modelos.

2.2- Introducción al Método de Análisis por Elementos Finitos.

Algunos de los métodos utilizados en la ingeniería han tenido gran aplicación en el mundo de los ordenadores. La existencia del método de los elementos finitos viene desde épocas remotas utilizado por matemáticos egipcios en la construcción de pirámides, este método fue desechado por su complejidad de solución para la mente humana, pero con la aparición de los ordenadores potentes en la década de los 80 han tenido gran difusión. En el MEF se divide al modelo en muchos pedazos pequeños de formas simples llamados elementos (los así llamados elementos finitos) que reemplazan un problema complejo eficazmente por muchos problemas simples que necesitan ser resueltos simultáneamente. De las ventajas de los métodos numéricos y en especial del MEF en el mundo industrial y su continuo progreso ha sido vital el requerimiento de potentes ordenadores para obtener un análisis cada vez más preciso y eficiente, ya que problemas de esta índole en el mundo de los métodos numéricos eran casi imposible su solución por medio del cerebro humano por la cantidad de cálculos complejos y el largo consumo de tiempo que necesitaban, ahora con la era de los ordenadores este tiempo se reduce considerablemente y seguirá reduciéndose a partir de la evolución de estos artefactos, solo dependiendo de crear los programas capaces de realizar dichos cálculos y llevar del lenguaje matemático a lenguajes de códigos de programación (Greiner G. [2000]).

En los últimos años ha sido creciente el número de ingenieros y especialistas de las más diversas ramas, que utilizan el método o pretenden utilizarlo. La existencia de esta poderosa herramienta matemática y la proliferación de los programas profesionales de computación correspondientes han posibilitado esta situación. En ello ha incidido también, y de manera importante, la diseminación de las computadoras personales PC, de tan amplio uso actualmente en casi todas las esferas profesionales, y con cada vez más poderosas herramientas gráficas y de cálculo. (Martel O. [2005]), (Estrada C. [2006]).

Por métodos experimentales se obliga a realizar prototipos, ensayarlos e ir realizando mejoras de forma iterativa, lo que trae consigo un elevado costo tanto económico como en tiempo de desarrollo. El diseño de los sistemas estructurales

modernos está asociado con grandes retos. Una gran tarea es la predicción del comportamiento de la estructura o de los elementos estructurales debido a la acción de las cargas externas (fuerzas gravitacionales, variación de temperatura, cargas electromagnéticas, presiones de fluidos).

En la actualidad existe una gran cantidad de paquetes profesionales de análisis por elementos finitos en el mercado con una alta precisión en los resultados finales y capaces de resolver complejos cálculos en cortos períodos de tiempo como son: toda la familia del COSMOS (COSMOS/M, Cosmos/DesignSTAR, CosmosWorks, CosmosEge), El ANSYS, el NASTRAN, el PASTRAN, el ABAQUS, etc. y otros paquetes CAD que tienen incluidos módulos express de Análisis por Elementos Finitos como son: El Mechanical y el Inventor de Autodesk, el Pro Ingenier y el Catia (González Y. [2005]), (Estrada C. [2006]).

2.2.1- Análisis del Cosmos Works.

En la presente investigación se utilizó el paquete de cálculo por elementos finitos Cosmos Works 2006 para analizar los modelos realizados en Solid Works 2006.

Si a las cualidades antes señaladas del Solid Works se le suma el hecho de que se le puede incorporar un paquete de análisis por elementos finitos que tiene por nombre COSMOSWorks (muy similar al COSMOSDesignSTAR, pero mucho más completo), con ello no es necesario exportar el modelo, con lo que se gana en tiempo y se mantiene la integridad del mismo. El modelo puede ser modificado y reanalizado en un momento dentro del mismo software. En lugar de crear manualmente estudios, mallar, ejecutar los diferentes tipos de análisis verificar los resultados. El Solid Works junto con el COSMOSWorks no necesita de gran equipamiento técnico (Calzadilla D. [2005]).

Este paquete tiene la capacidad de incluir propiedades de materiales personalizadas a la base de datos de materiales del software, establecer cargas y restricciones en superficies complejas, define contactos como uniones rígidas, sin penetración, zunchado, libre y pared virtual y el análisis de estudios estáticos, de fatiga, vibraciones, no lineal, frecuencia, pandeo, choque y optimización. Además

es capaz de realizar los cálculos a los modelos a analizar con una elevada precisión en un corto período de tiempo.

2.2.2- Conceptos básicos de Análisis.

El sistema de análisis por elementos finitos Cosmos Works es un sistema de análisis interactivo con interfase en línea al Sistema CAD Solid Works, y a su vez permite la importación de modelos geométricos de otros Sistemas CAD, así como la importación y exportación de modelos FEA (Finit Element Analysis) desde y hacia otros paquetes de análisis por elementos finitos, un generador de malla y un pre y post procesador de elementos finitos, forma parte de una familia amplia de paquetes de análisis a partir del paquete matriz de Cosmos M, derivados a partir de la complementación de este con paquetes CAD para aprovechar las ventajas de estos paquetes gráficos en el diseño de elementos y conjuntos mecánicos. Los elementos se unen a través de puntos llamados nodos. El proceso de dividir el modelo en partes pequeñas se llama mallado (ver figura 2.2). El comportamiento de cada elemento es conocido bajo diferentes condiciones de borde. El método de los elementos finitos usa diferentes tipos de elementos. La respuesta en cualquier punto en un elemento se interpola a partir de la respuesta en los nodos del elemento. Cada nodo se describe totalmente por varios parámetros que dependen del tipo del análisis y el elemento que se usó (Estrada C. [2006]).

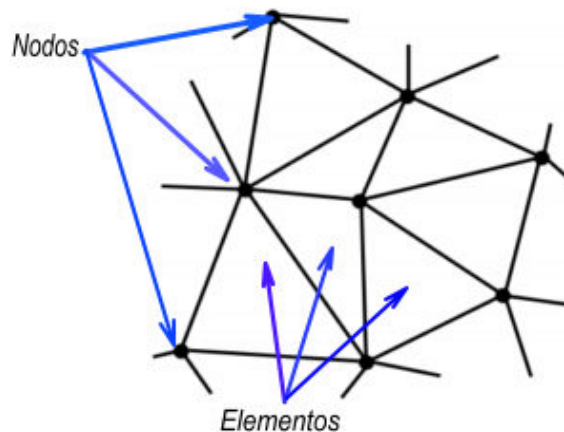


Fig. 2.2 – Malla formada por elementos y nodos. Fuente: Elaboración propia.

2.3- Descripción funcional de los fijadores.

Se analizaron tres fijadores: un fijador externo y dos fijadores internos en tres tipos de fracturas de cadera. Las fracturas transcervical, pertrocantérica y cervicotrocantérica. El fijador externo es un fijador monolateral diseñado por el Dr. Emilio Vargas Marrero especialista en ortopedia del hospital Vladimir I. Lenin de la ciudad de Holguín. Se estudiaron en cuatro variantes en cuanto a cantidad de varillas y una variante más teniendo en cuenta una distribución equilibrada de las mismas. El primer fijador interno es una placa DHS (Dinamic Hip Screw) y el segundo una placa RALCA diseñada por el Dr. Rodrigo Álvarez Cambras especialista en ortopedia del Complejo ortopédico Frank País.

2.3.1- Descripción funcional del fijador externo para consolidación de fracturas de cadera.

El fijador monolateral para consolidación de fracturas de cadera diseñado por el Dr. Emilio Vargas Marrero, especialista del departamento de servicios de ortopedia del Hospital Vladimir I. Lenin que se analizó en cuatro variantes consta de un tornillo RALCA (Rodrigo Álvarez Cambras) con función elemental, el cual se utiliza para estabilizar la cabeza femoral y consolidar la fractura. Este se fija al soporte base, el cual a su vez tiene función de guiar dicho tornillo y estabilizar el ensamble (estos dos elementos son fijos y necesarios en los modelos) mediante los alambres de Steimann (varillas) que aportan la rigidez del fijador. Los especialistas plantean que para un fijador externo pueda garantizar la rigidez tiene que estar fijado al menos con dos varillas y estas formar un plano, un plano lo conforman como mínimo dos varillas paralelas, un fijador puede tener un rango de uno a cuatro planos que garanticen la rigidez del sistema, entre más planos tenga un fijador mayor rigidez aportará a la fractura. Esto tiene como restricciones que a mayor cantidad de planos que garanticen la estabilidad mayor incomodidad tendrá el paciente fracturado y a mayor cantidad de varillas, mayor será el debilitamiento de la sección transversal del hueso fracturado y el dolor del paciente además del posible riesgo de infección. En esta investigación se analizaron cinco variantes del fijador monolateral con un número de varillas de 7, 5, 4 y dos variantes de posiciones con 6 varillas distribuidas equilibradamente según la condición de la

fractura. Todas estas variantes del fijador con la cantidad y posición de las varillas antes mencionadas han sido utilizadas en pacientes con una serie de prevenciones hasta su recuperación obteniendo en cada una de ellas resultados empíricos (ver figura 2.3).



Fig. 2.3 – Fijador monolateral para consolidación de fracturas de cadera.
Fuente: Elaboración propia.

2.3.2- Descripción funcional del fijador interno placa DHS.

El fijador interno para consolidación de fracturas de cadera placa DHS está compuesto por una placa de 135° de angulación y siete tornillos de cortical de 4.4 mm de diámetro y una longitud de 30.2 mm que garantizan la fijación de la placa al fémur, un tornillo deslizante canulado de 90.8 mm de longitud y 8.6 mm de diámetro que garantiza la estabilización de la fractura. La unión del tornillo con la placa del implante es un contacto deslizante entre ambas partes, lo que da a la placa DHS su condición de implante dinámico. También tiene un tornillo de compresión que garantiza la rigidez entre el tornillo deslizante canulado y la placa (ver figura 2.4).



Fig. 2.4 – Fijador interno Placa DHS. Fuente: (DIMEDA [2008]).

2.3.3- Descripción funcional del fijador interno placa RALCA.

El tercer fijador objeto de estudio de la presente investigación es un fijador interno para consolidación de fracturas de cadera placa RALCA de fabricación nacional diseñado por el Dr. Rodrigo Álvarez Cambras especialista en ortopedia del complejo Frank País, el mismo está compuesto por una placa RALCA, un tornillo RALCA que es el encargado de garantizar la estabilización de la fractura, una arandela y dos tuercas que garantizan la sujeción del tornillo RALCA con la placa y cuatro tornillos de cortical que garantizan la fijación de la placa con el fémur (ver figura 2.5).



Fig. 2.5 – Fijador interno Placa RALCA. Fuente: Elaboración propia.

2.4- Modelo del fémur humano.

El fémur humano obtenido con autorización desde el siguiente reservorio de modelos de huesos del cuerpo humano: The Finite Element Meshes Repository Of The International Society Of Biomechanics tiene las siguientes características físico-mecánicas: 436,86 mm de longitud, longitud de la cabeza del fémur de 51,20 mm. Las partes de hueso esponjoso se modelaron como huecos, lo que representa peores condiciones para el modelo respecto a las reales, y nos introduce un coeficiente de seguridad (ver figura 2.6).

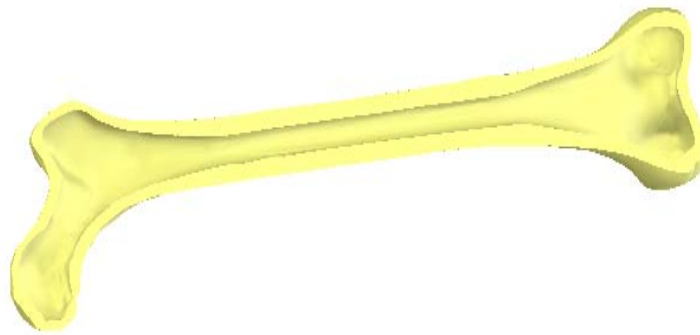


Fig. 2.6- Sección del modelo del fémur. Fuente: Elaboración propia.

2.5- Propiedades mecánicas del fémur.

Las propiedades mecánicas del fémur han sido causa de incertidumbre de muchos autores, ya algunos lo consideran con propiedades mecánicas isotrópicas para simplificar los resultados pero esto puede tener como consecuencia resultados alejados de la realidad, por esto el fémur debe tomarse con propiedades mecánicas ortotrópicas u anisotrópicas para su estudio. En la presente investigación se tomaron las propiedades mecánicas del fémur como ortotrópicas para trabajar el modelo. En la tabla 2.4 se pueden apreciar los valores de las propiedades mecánicas del fémur ortotrópico después de haber revisado, analizado y calculado una media de las propiedades mecánicas de este hueso expuestas por un grupo de autores referenciados en varios artículos que definen en sus investigaciones el fémur con estas características. Esther Rincón y otros en "Caracterización mecánica del material óseo" toma los valores de las propiedades mecánicas de (Yoon, H. S. [1976]), (Ashman R. B. [1984]) y (Meunier A. [1989])

comparándolos en una tabla (ver Tabla 2.1). Por otra parte Julio C. Sánchez en su conferencia sobre “Análisis estructural biomecánico de articulación de rodilla” expone las propiedades mecánicas de dicho hueso de la siguiente manera (ver Tabla 2.2).

Tabla. 2.1- Propiedades mecánicas del fémur según (Rincón R. [2004]).

	Fémur fresco (Ashman, 1984)	Fémur fresco (Meunier, 1989)	Fémur seco (Yoon, 1976 b)
$E_x = E_y$ (GPa) (transversal)	13,48	12,41	18,8
E_z (GPa) (longitudinal)	20,6	20,35	27,4
μ_{xy}	0,37	0,41	0,31
μ_{xz}	0,22	0,20	0,193
μ_{yz}	0,36	0,35	0,28
G_{xy} (GPa) (transversal)	4,52	4,22	7,17
G_{xz} (GPa) (longitudinal)	6,23	5,8	8,71

Tabla. 2.2- Propiedades mecánicas del fémur según (Sánchez J. [2003]).

	Esponjoso	Compacto
E_x	1.2 E10	6.1 E9
E_y	1.34 E10	8.692 E9
E_z	2 E10	1.2793 E10
ν_{xy}	0.38	0.38*
ν_{yz}	0.24	0.24*
ν_{xz}	0.22	0.22*
G_{xy}	4.55 E9	2.3061 E9**
G_{yz}	6.23 E9	4.0411 E9**
G_{xz}	5.61 E9	3.588 E9**

Gutiérrez M. y Ramos B. en su tesis de pregrado “Comportamiento biomecánico de diferentes dispositivos de fijación utilizados en nuestro país para lograr la consolidación de fracturas de cuello de fémur” las plantean de la siguiente forma

(ver Tabla 2.3), después de haber hecho un análisis de las propiedades mecánicas expuestas por otros autores considerados relevantes en el tema.

Tabla. 2.3- Propiedades mecánicas de fémur según (Gutiérrez M., Ramos B. [2008]).

Nomenclatura	Nombre	Valor
E_x (Pa)	Módulo elástico en X	1.49 e+010
E_y (Pa)	Módulo elástico en Y	1.49 e+010
E_z (Pa)	Módulo elástico en Z	2.28 e+010
μ_{xy}	Coeficiente de Poisson	0.363
μ_{xy}	Coeficiente de Poisson	0.33
μ_{xy}	Coeficiente de Poisson	0.204
G_{xz} (Pa)	Módulo cortante	6.91 e+009
G_{xy} (Pa)	Módulo cortante	5.3 e+009
G_{xz} (Pa)	Módulo cortante	5.3 e+009
ρ (kg/m ³)	Densidad	1900

Tabla. 2.4- Propiedades mecánicas del fémur ortotrópico.

Nomenclatura	Nombre	Valor
E_x (Pa)	Módulo elástico en X	1,31 e+010
E_y (Pa)	Módulo elástico en Y	1,36 e+010
E_z (Pa)	Módulo elástico en Z	2,07 e+010
μ_{xy}	Coeficiente de Poisson	0,366
μ_{yz}	Coeficiente de Poisson	0,312
μ_{xz}	Coeficiente de Poisson	0,2
G_{xz} (Pa)	Módulo cortante	5,9 e+009
G_{xy} (Pa)	Módulo cortante	5,02 e+009
G_{yz} (Pa)	Módulo cortante	4,67 e+009
ρ (kg/m ³)	Densidad	1900

2.6- Aplicación de las cargas al fémur.

Las cargas consideradas representativas en el fémur utilizado en los estudios de esta investigación se definieron después de hacer un análisis de las cargas que utilizan diferentes autores en sus investigaciones. (Domínguez H. [1999]) en su trabajo "Biomecánica de un fémur sometido a carga. Desarrollo de un modelo

tridimensional por medio del método del elemento finito” definió cuatro cargas, la que correspondiente a la reacción de la cadera, la acción del glúteo medio, la banda de los isquiotibiales y la del psoas ilíaco; (Velásquez [2002]) en “Análisis y diseño por elementos finitos de un nuevo clavo intramedular bloqueado para fracturas diáfisarias e intertrocanterica del fémur” utilizó tres cargas. La correspondiente a la reacción del cuerpo humano en la cabeza femoral, la del trocánter mayor y la del trocánter menor. (Pérez A. [2004]) en su tesis doctoral “Simulación del deterioro del cemento y sus interfaces en prótesis de cadera” aplica las cargas presentes en la cadera correspondientes al peso del cuerpo humano, las de los músculos abductor, tibia ilíaco proximal, tibia iliaco distal, entre otros. (Charles H. [2004]) en su artículo “Clavos intramedulares vs. placas de osteosíntesis para fracturas de fémur: Análisis por elementos finitos” utilizó las cargas: peso del cuerpo humano presente en la cadera, músculos abductores, psoas ilíaco, tibia ilíaco y extremo distal. (González Y. [2005]) en “Diseño, Análisis y Fabricación de una Placa Angulada para Tratamiento Ortopédico en Niños Afectados por Parálisis Cerebral” tiene en cuenta un primer set de carga con el peso del cuerpo humano parado de pie y un segundo set con la fuerza de contacto en la cadera, momento torsional y flector. (Paseta, O. [2006]) tuvo en cuenta en su trabajo “Análisis biomecánico del deslizamiento de la cabeza femoral en niños” las cargas en la cabeza del fémur, las de los músculos abductor y adductor, apoyo del pie al caminar, apoyo del pie al subir escaleras y sentado. Otros autores como (Seral B. [2002]) en su artículo “Osteosíntesis extramedular vs. intramedular en las fracturas trocantéreas de cadera. Análisis 3D con elementos finitos”, (Urriolagoitia C. [2003]) en “Evaluation of the combined bending and compression stress field in a human proximal femur” y (Gutiérrez M., Ramos B. [2008]) en su trabajo de diploma “Comportamiento biomecánico de diferentes dispositivos de fijación utilizados en nuestro país para lograr la consolidación de fracturas de cuello de fémur” consideraron importantes las cargas: peso del cuerpo humano, las cargas correspondientes a los músculos abductor, psoas ilíaco y tibia ilíaco. Una vez hecho el análisis de las cargas presentes en el fémur utilizadas por diferentes

autores se consideraron representativas para esta investigación y se simplificaron en cuatro grupos siendo estas las siguientes:

1- El peso del cuerpo sin tener en cuenta el peso del miembro inferior que se encuentra en el instante monopodal.

Se considera el instante monopodal el momento en que la persona que se encuentra caminado y tiene apoyado todo su cuerpo sobre un solo pie (ver figura 2.7).

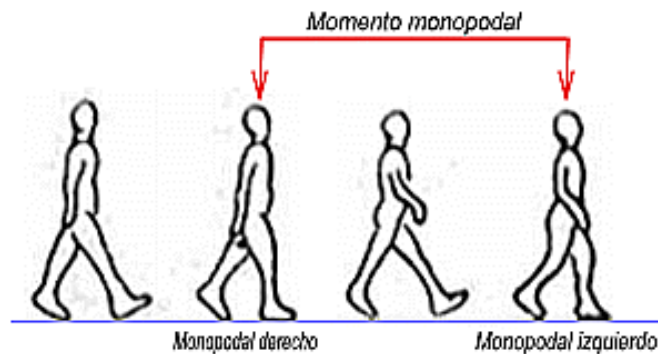


Fig. 2.7- Muestra del momento monopodal. Fuente: (Moreira N. [2007])

Para determinar esta carga del momento monopodal (P_{mon}) se tuvo en cuenta:

Peso del cuerpo humano: P

$$P = m \cdot g \quad (2.1)$$

Se tomó como prueba para los estudios una persona de 80 kg de masa corporal

Masa corporal: $m = 80 \text{ kg}$

Aceleración de la gravedad: $g = 9,81 \text{ m/s}^2$

Por ciento del peso que representan un miembro inferior con respecto al Peso del cuerpo humano: $P_{\text{inf}} = 15,14 \%$ (UPC [1993])

Se tuvo en cuenta el coeficiente dinámico en la fase de apoyo de la marcha de (UPC [1993]) en su artículo "Biomecánica de la cadera".

Coeficiente dinámico: $K_{\text{din}} = 4,5$

$$P_{\text{mon}} = (m \cdot g - W_{\text{inf}}) \cdot K_{\text{din}} \quad (2.2)$$

$$P_{\text{mon}} = (80 - 12,11) \cdot 9,81 \cdot 4,5$$

$$P_{\text{mon}} = 2997 \text{ N}$$

La magnitud de la carga del momento monopodal tiene un ángulo $\beta = 13^\circ$ respecto al plano horizontal XY y un ángulo $\varnothing = 73^\circ$ respecto al plano frontal XZ

(ver figura 2.8). Todas las cargas aplicadas al fémur en estudio se descompusieron en las componentes de los tres ejes de coordenadas para una mayor comprensión.

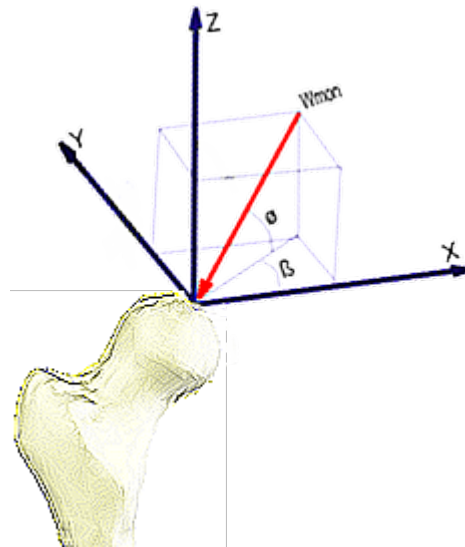


Fig. 2.8 – Representación de los ángulos presentes en la carga del momento monopodal. Fuente: Elaboración propia.

- 2- La tracción del músculo abductor en el trocánter mayor (ver figura 2.9 a)) (Anatomía [2007]).
- 3- La tracción - Torsión del músculo psoas ilíaco en el trocánter menor (ver figura 2.9 b)) (Anatomía [2007]).
- 4- La tracción del músculo tibia ilíaco (ver figura 2.9 c)) (Somatics [2010]).

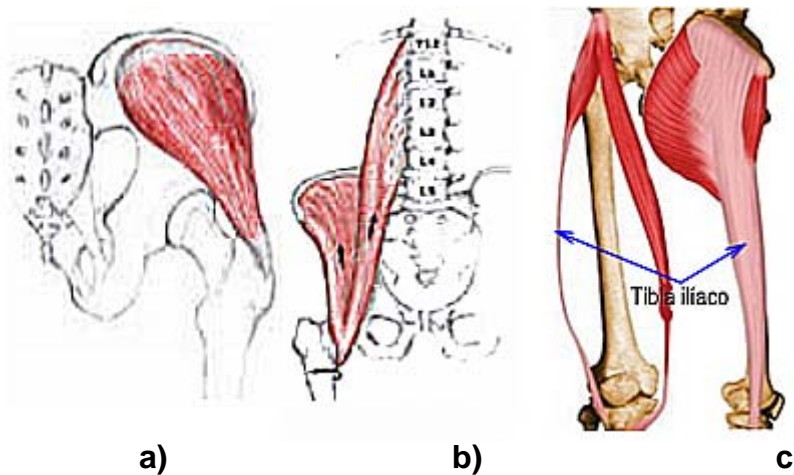


Fig. 2.9 – Músculos del fémur a tener en cuenta para las cargas. a) Abductor. b) psoas ilíaco. c) tibia ilíaco.

Las condiciones de carga que se han introducidos son las que corresponden a la situación más desfavorable para la estabilidad de la fractura, en la fase monopodal del ciclo de la marcha, para los valores de las cargas de los músculos se definieron después haber consultado un grupo de investigaciones de diferentes autores como (Seral B. [2001]), (Urriolagoitia C. [2003]), (Pérez A. [2004]), (Paseta, O. [2006]) y (Gutiérrez M., Ramos B. [2008]). Estos valores se pueden apreciar en la Tabla 2.5 y en la figura 2.10 se muestran los lugares de aplicación de las mismas.

Tabla. 2.5- Cargas actuantes sobre el fémur descompuestas en los ejes de coordenadas.

Cargas		X	Y	Z	Resultantes
Cargas producto al peso	(N)	1062	130	- 2800	2997
Abductor	(N)	- 430	----	1160	1237
Tibia ilíaco	(N)	----	----	- 1200	1200
Psoas ilíaco	(N)	- 78	- 560	525	771,5

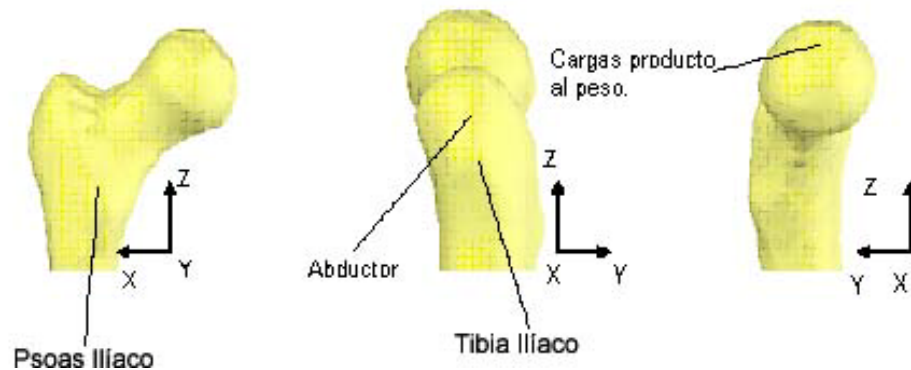


Fig. 2.10 – Ubicación de las cargas producto al peso y los músculos en el fémur.
Fuente: (Gutiérrez M., Ramos B. [2008]).

2.6.1- Condiciones de contorno.

El fémur en todas las variantes a analizar se consideró empotrado en la zona inferior del mismo, eliminando los seis grados de libertad en cada nodo, es decir, en la articulación de la rodilla, situación que se puede considerar análoga al funcionamiento real del fémur con carga. Los contactos de los modelos se

definieron como una unión rígida global incluyendo las superficies de las facturas tomando en cuenta los criterios de los especialistas. Para que un paciente fracturado de sus primeros pasos tiene que haber presencia de consolidación ósea.

2.7- Propiedades mecánicas de los materiales presentes en los fijadores.

El material del cual están fabricadas las piezas de los fijadores que se encuentran en contacto con el cuerpo humano tanto de los dispositivos de fijación interna DHS y RALCA, como del fijador monolateral son de un acero quirúrgico que debe cumplir con determinados requisitos que los distinguen de los demás metales, la no reacción con el cuerpo humano es uno de los más importantes. Entre los metales más empleados se encuentran el acero quirúrgico AISI 316L, el cual se escogió para el análisis. Las propiedades mecánicas del material antes mencionado se muestran en la Tabla 2.6 (ASTM [1978]), (Taylor, M. [1996]), (Doblaré C., M. [2005]).

El material del soporte base del fijador externo monolateral es aleación de aluminio 2018 según la norma AA (Aluminum Association) y las propiedades del mismo se pueden apreciar en la Tabla 2.7 (SolidWorks Materials [2006]).

El material del cual están fabricadas las tuercas del fijador externo monolateral es acero inoxidable al cromo según la norma ASI (Association Steel Iron) y se pueden apreciar en la Tabla 2.8 (SolidWorks Materials [2006]).

Tabla. 2.6 - Propiedades mecánicas del Acero quirúrgico AISI 316L.

Nomenclatura	Nombre	AISI 316L
E (Pa)	Módulo de elasticidad	2 e+011
μ	Coeficiente de Poisson	0.28
ρ (kg/m ³)	Densidad	7800
σ_t (Pa)	Límite de rotura a tracción	6,80 e+008
σ_e (Pa)	Límite elástico	2,40 e+008
σ_{-1} (Pa)	Límite de fatiga	3,0 e+008

Tabla. 2.7 - Propiedades mecánicas de la Aleación de aluminio 2018.

Nomenclatura	Nombre	Al 2018
E (Pa)	Módulo de elasticidad	7,4 e+010
μ	Coeficiente de Poisson	0.33
ρ (kg/m ³)	Densidad	2800
σ_t (Pa)	Límite de rotura a tracción	4,2 e+008
σ_e (Pa)	Límite elástico	3,17 e+008

Tabla. 2.8 - Propiedades mecánicas del acero inoxidable al cromo.

Nomenclatura	Nombre	Ac. Inox Cr
E (Pa)	Módulo de elasticidad	2 e+011
μ	Coeficiente de Poisson	0.28
ρ (kg/m ³)	Densidad	7800
σ_t (Pa)	Límite de rotura a tracción	4,13 e+008
σ_e (Pa)	Límite elástico	1,72 e+008

2.8 – Mallado de los modelos.

A todos los modelos analizados en esta investigación se le realizó un mallado estándar utilizando un elemento finito tipo sólido tetraédrico de alto orden, con tres grados de libertad por nodo, con un tamaño por elemento de 4 mm y una tolerancia de 0.02 mm, igual para todas las variantes de los modelos y trazos de fracturas analizadas. Para una comparación más exacta de los mismos, los resultados se pueden observar más detallados en la Tabla 2.9.

Tabla. 2.9 – Mallado de los modelos.

Modelos	Cantidad de elementos en el mallado por fracturas		
	Transcervical	pertrocantérica	cervicotrocantérica
Fijador 7 varillas	75 028	76 545	74 524
Fijador 6 varillas V1	74 818	76 172	73 569
Fijador 6 varillas V2	74 061	74 506	73 561
Fijador 5 varillas	72 892	74 029	72 277
Fijador 4 varillas	72 031	72 278	71 314
RALCA	35 011	35 390	35 116
DHS	23 360	23 063	42 310

2.9 – Cálculo de los modelos.

Con los valores de los parámetros expuestos se ha procedido a realizar el cálculo del ensamble del fémur con cada uno de los tres fijadores, analizando las fracturas transcervical, pertrocantérica y cervicotrocantérica; un fijador externo y dos fijadores internos con las variantes expuestas en la Tabla 2.9.

Los cálculos se realizaron mediante el programa profesional de análisis por el método de elementos finitos Cosmos Works 2006 con la utilización del procesador de ecuaciones FFe Plus. Se han obtenido las tensiones equivalentes de Von Mises los desplazamientos en el ejeZ (Uz) para todos los modelos.

2.9.1 – Cálculo del modelo de fijador externo monolateral con 7 varillas.

El fijador externo monolateral para consolidación de fracturas de cadera se modeló con una variante de 7 varillas distribuidas aleatoriamente garantizando la rigidez en tres planos. Las tensiones en el estudio de la fractura transcervical para esta variante del fijador monolateral se encontraron entre los 3,426 Pa y los 516,8 MPa (ver figura 2.11 a)). Las tensiones de la fractura pertrocantérica para esta variante del fijador externo se comportaron en un rango de 81Pa a 127,8 MPa (ver figura 2.11 b)). En la fractura cervicotrocantérica para este fijador de 7 varillas las tensiones se encontraban entre 71 Pa y 230,9 MPa (ver figura 2.11 c)).

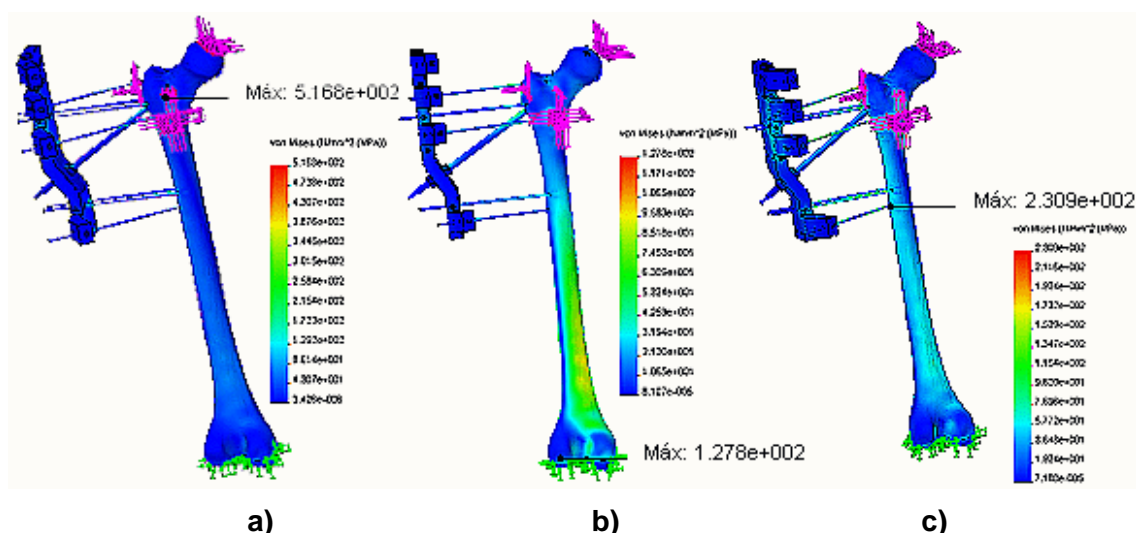


Fig. 2.11 – Tensiones del modelo de fijador externo con 7 varillas. a) Fractura transcervical. b) Fractura pertrocantérica. c) Fractura cervicotrocantérica.

Los desplazamientos máximos en el eje Z para esta variante del fijador externo se comportaron de la siguiente manera: En las fracturas transcervical y cervicotrocantérica los desplazamientos máximos en el eje Z se encontraron en una de las varillas del extremo inferior del soporte base (ver figura 2.12 a) y c)). En la fractura pertrocantérica el máximo desplazamiento se encontró en el extremo del tornillo RALCA que penetra en el fémur (ver figura 2.12 b)).

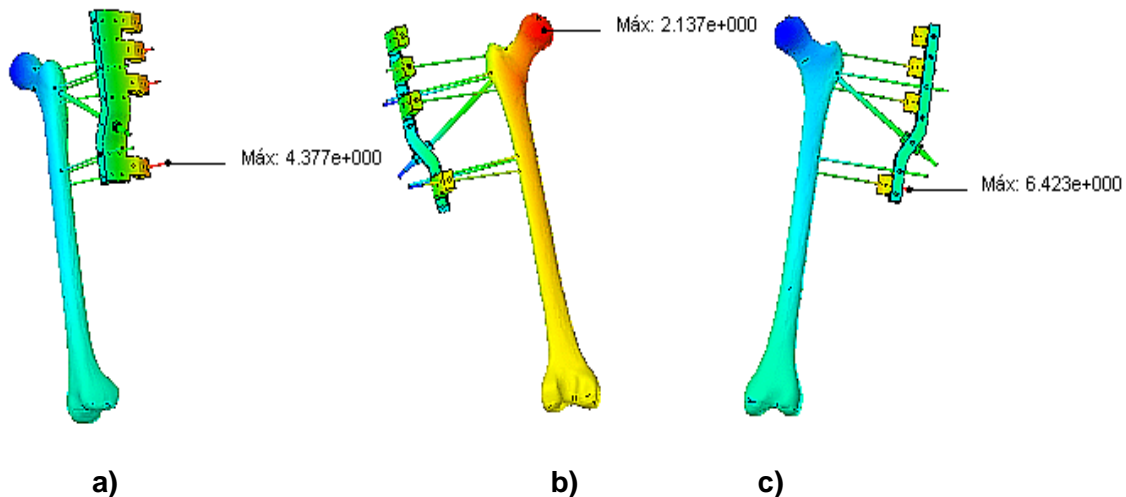


Fig. 2.12 – Desplazamientos en el eje Z de la variante del modelo de fijador externo con 7 varillas. a) Fractura transcervical. b) Fractura pertrocantérica. c) Fractura cervicotrocantérica.

2.9.2 – Cálculo del modelo de fijador externo con la variante de 6 varillas (V1).

La primera variante modelada del fijador externo monolateral para consolidación de fracturas de cadera con 6 varillas distribuidas aleatoriamente garantiza la rigidez en tres planos. Las varillas se concentraron en dos grupos de tres en los dos extremos del soporte base. Las tensiones en el estudio de la fractura transcervical para esta variante del fijador monolateral se encontraron entre los 4,92 Pa y los 197,5 MPa (ver figura 2.13 a)). Las tensiones de la fractura pertrocantérica para esta variante del fijador externo se comportaron en un rango de 135,6 Pa a 210,7 MPa (ver figura 2.13 b)). En la fractura cervicotrocantérica las tensiones se encontraban entre 19,44 Pa y 236,3 MPa (ver figura 2.13 c)).

Los desplazamientos máximos en el eje Z para esta variante del fijador externo se encontraron en el extremo de una de las varillas de parte inferior del soporte base en las tres fracturas analizadas (ver figura 2.14 a), b) y c)).

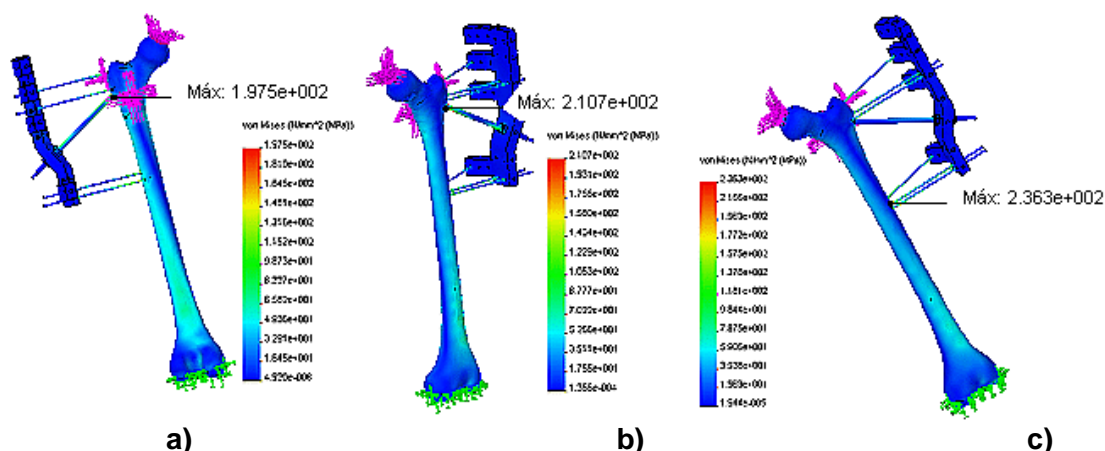


Fig. 2.13 – Tensiones de la variante (V1) del modelo de fijador externo con 6 varillas. a) Fractura transcervical. b) Fractura pertrocanterica. c) Fractura cervicotrocanterica.

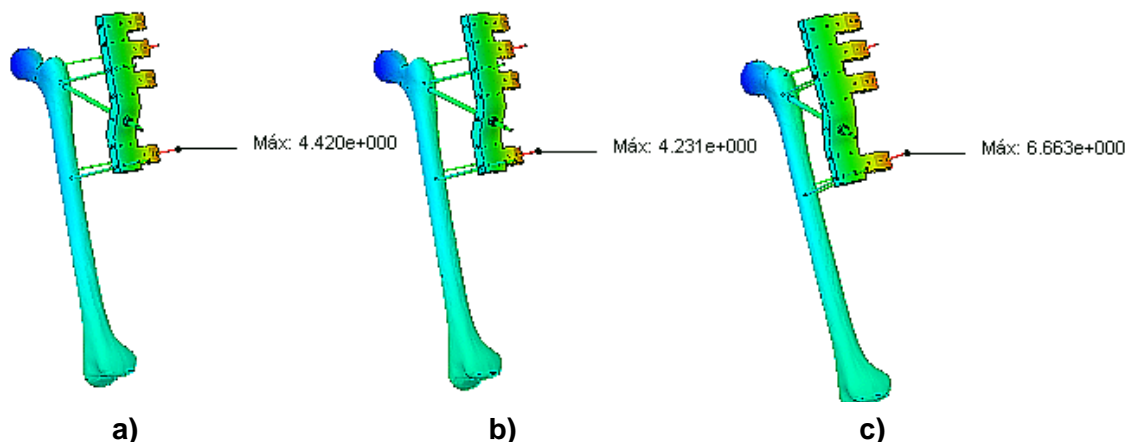


Fig. 2.14 – Desplazamientos en el eje Z de la variante (V1) del modelo de fijador externo con 6 varillas. a) Fractura transcervical. b) Fractura pertrocanterica. c) Fractura cervicotrocanterica.

2.9.3 – Cálculo del modelo de fijador externo con la variante de 6 varillas (V2).

La segunda variante modelada del fijador externo monolateral para consolidación de fracturas de cadera con 6 varillas distribuidas equilibradamente garantizando la rigidez en dos planos. Las varillas se concentraron tres en el plano inferior del soporte base y tres en el plano superior del soporte base. Las tensiones en el estudio de la fractura transcervical para esta variante del fijador monolateral se encontraron entre los 2,9 Pa y los 1 446 MPa (ver figura 2.15 a)). Las tensiones de la fractura pertrocanterica para esta variante del fijador externo se comportaron en un rango de 380,6 Pa a 201,3 MPa (ver figura 2.15 b)). En la fractura

cervicotrocantérica las tensiones se encontraban entre 4,36 Pa y 209,7 MPa (ver figura 2.15 c)).

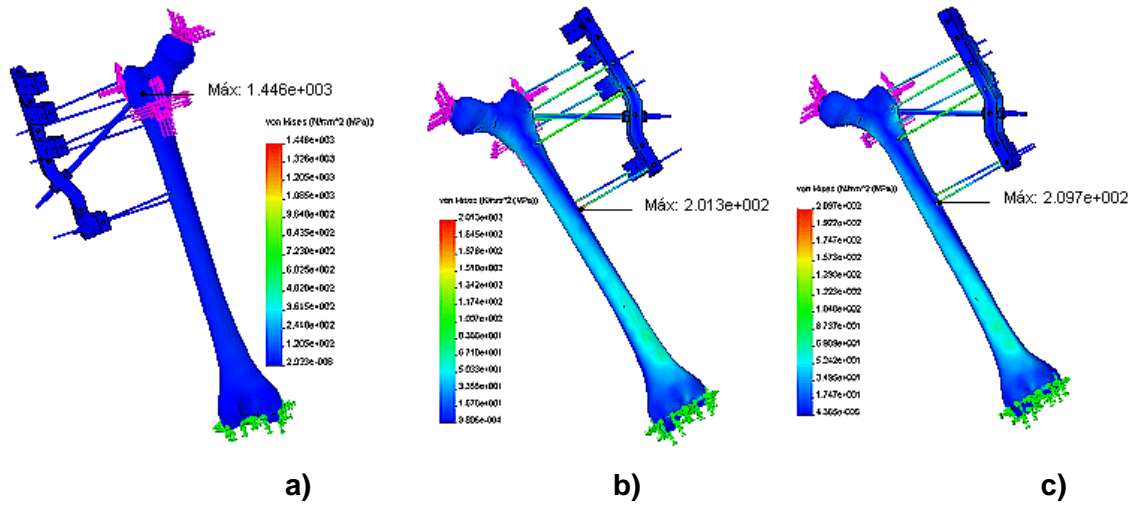


Fig. 2.15- Tensiones de la variante (V2) del modelo de fijador externo con 6 varillas. a) Fractura transcervical. b) Fractura pertrocantérica. c) Fractura cervicotrocantérica.

Los desplazamientos máximos en el eje Z para esta variante del fijador externo con 6 varillas (V2) se encontraron en el extremo de una de las varillas de la parte inferior del soporte base en las tres fracturas analizadas (ver figura 2.16 a), b) y c)).

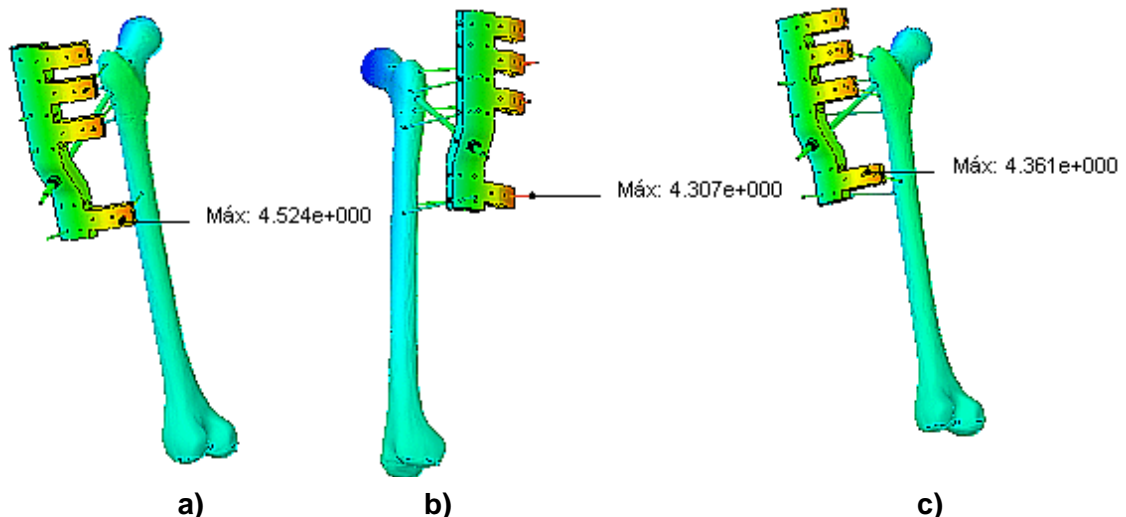


Fig. 2.16 – Desplazamientos en el eje Z de la variante (V2) del modelo de fijador externo con 6 varillas. a) Fractura transcervical. b) Fractura pertrocantérica. c) Fractura cervicotrocantérica.

2.9.4 – Cálculo del modelo de fijador externo con la variante de 5 varillas.

La variante modelada del fijador externo monolateral para consolidación de fracturas de cadera con 5 varillas se distribuyeron aleatoriamente. Las varillas se

concentraron tres en el extremo inferior del soporte base y dos en el extremo superior del soporte base formando dos planos extremos para la rigidez del modelo y una varilla intermedia. Las tensiones en el estudio de la fractura transcervical para esta variante del fijador monolateral se encontraron entre los 57,42 Pa y los 234,6 MPa (ver figura 2.17 a)). Las tensiones de la fractura pertrocanterica para esta variante del fijador externo se comportaron en un rango de 692 Pa a 218,3 MPa (ver figura 2.17 b)). En la fractura cervicotrocanterica las tensiones se encontraban entre 3,3 Pa y 222,9 MPa (ver figura 2.17 c)).

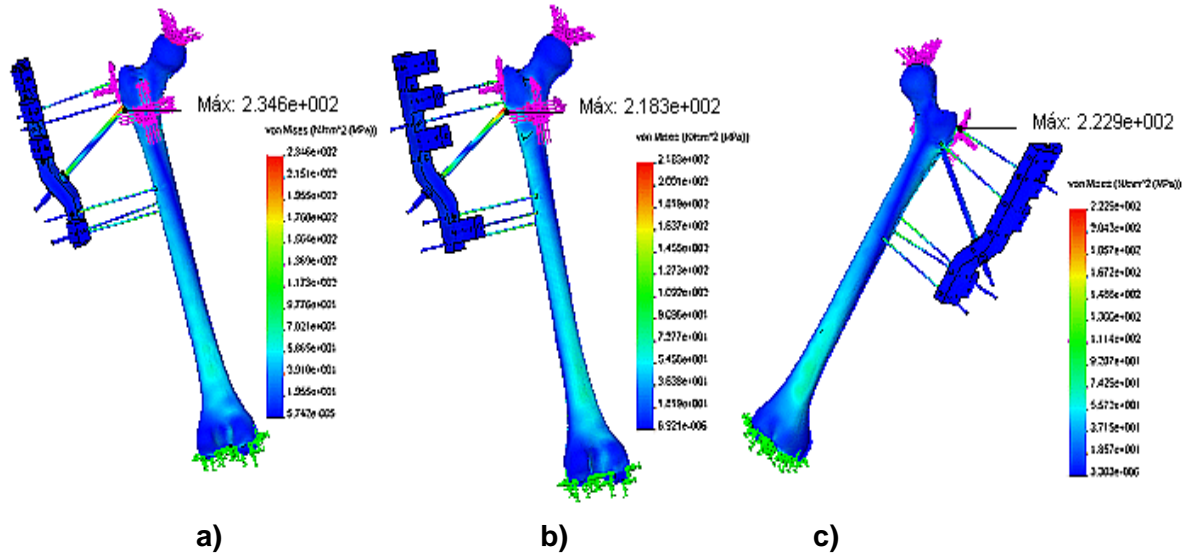


Fig. 2.17- Tensiones del modelo del fijador externo con 5 varillas. a) Fractura transcervical. b) Fractura pertrocanterica. c) Fractura cervicotrocanterica.

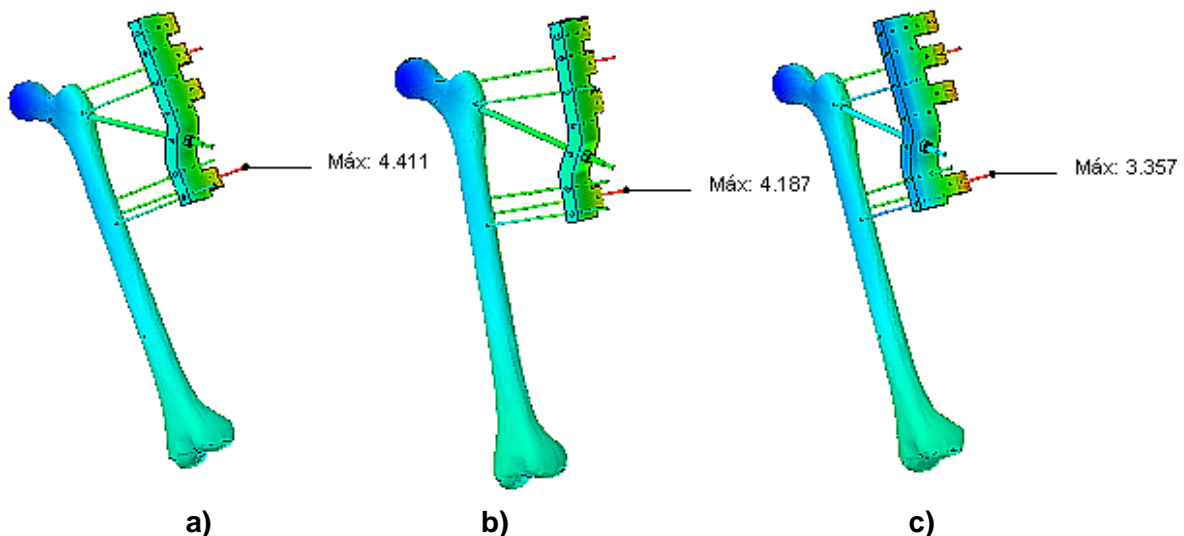


Fig. 2.18 – Desplazamientos en el eje Z del modelo de fijador externo con 5 varillas. a) Fractura transcervical. b) Fractura pertrocanterica. c) Fractura cervicotrocanterica.

Los desplazamientos máximos en el eje Z para este modelo del fijador externo con 5 varillas se encontraron en el extremo de una de las varillas de la parte inferior del soporte base en las tres fracturas analizadas (ver figura 2.18 a), b) y c)).

2.9.5 – Cálculo del modelo de fijador externo con la variante de 4 varillas.

La variante modelada del fijador externo monolateral para consolidación de fracturas de cadera con 4 varillas distribuidas equilibradamente de la siguiente manera: dos varillas en el extremo inferior del soporte base y dos en el extremo superior del soporte base formando dos planos extremos para la rigidez del modelo. Las tensiones en el estudio de la fractura transcervical para esta variante del fijador monolateral se encontraron entre los 100 Pa y los 366,6 MPa (ver figura 2.19 a)). Las tensiones de la fractura pertrocanterica para esta variante del fijador externo se comportaron en un rango de 439 Pa a 211,6 MPa (ver figura 2.19 b)). En la fractura cervicotrocanterica las tensiones se encontraban entre 3,73 Pa y 170,1 MPa (ver figura 2.19 c)).

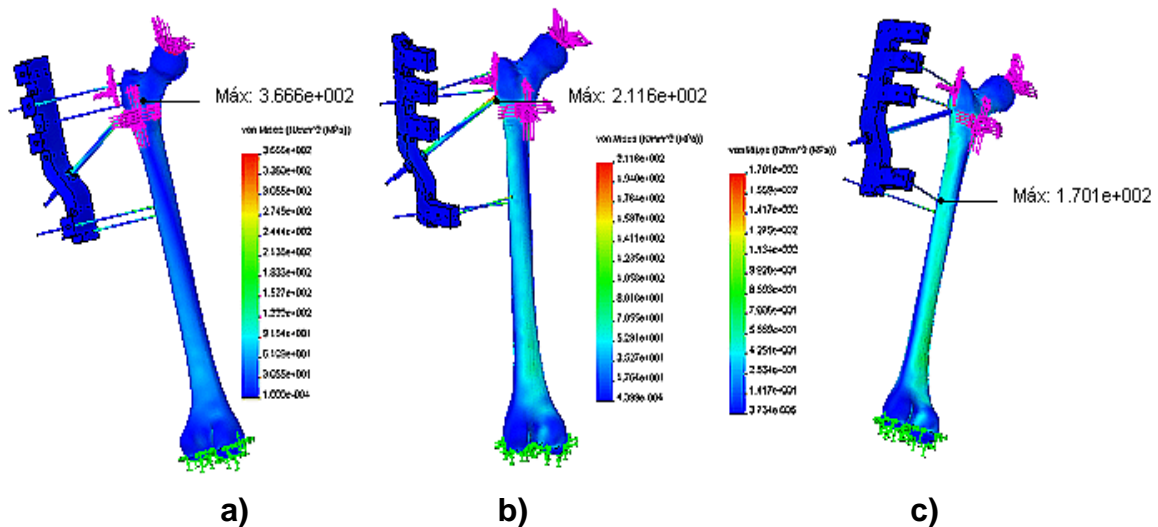


Fig. 2.19- Tensiones del modelo de fijador externo con 4 varillas. a) Fractura transcervical. b) Fractura pertrocanterica. c) Fractura cervicotrocanterica.

Los desplazamientos máximos en el eje Z para este modelo del fijador externo con 4 varillas se encontraron en el extremo de una de las varillas de la parte inferior

del soporte base en las tres fracturas analizadas (ver figura 2.20 a), b) y c)) similar a otras variantes de este fijador.

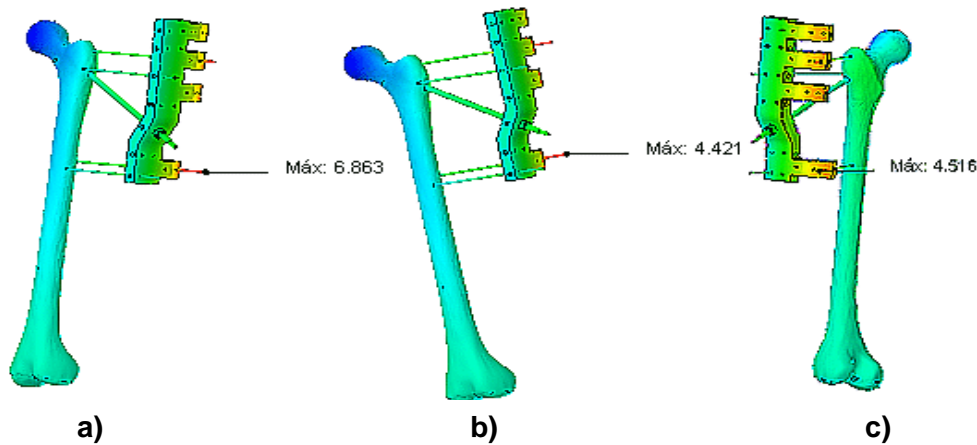


Fig. 2.20 – Desplazamientos en el eje Z del modelo de fijador externo con 4 varillas. a) Fractura transcervical. b) Fractura pertrocanterica. c) Fractura cervicotrocanterica.

2.9.6 – Cálculo del fijador interno placa RALCA.

Se analizaron numéricamente las tres fracturas casos de estudio en el modelo del fijador interno placa RALCA. Las tensiones para el estudio de la fractura transcervical de este fijador interno se encontraron entre los 644,7 Pa y los 129,8 MPa (ver figura 2.21 a)). Las tensiones de la fractura pertrocanterica en este modelo se comportaron en un rango de 7 809 Pa a 216,1 MPa (ver figura 2.21 b)). En la fractura cervicotrocanterica las tensiones se encontraban entre 4 078 Pa y 226,6 MPa (ver figura 2.21 c)).

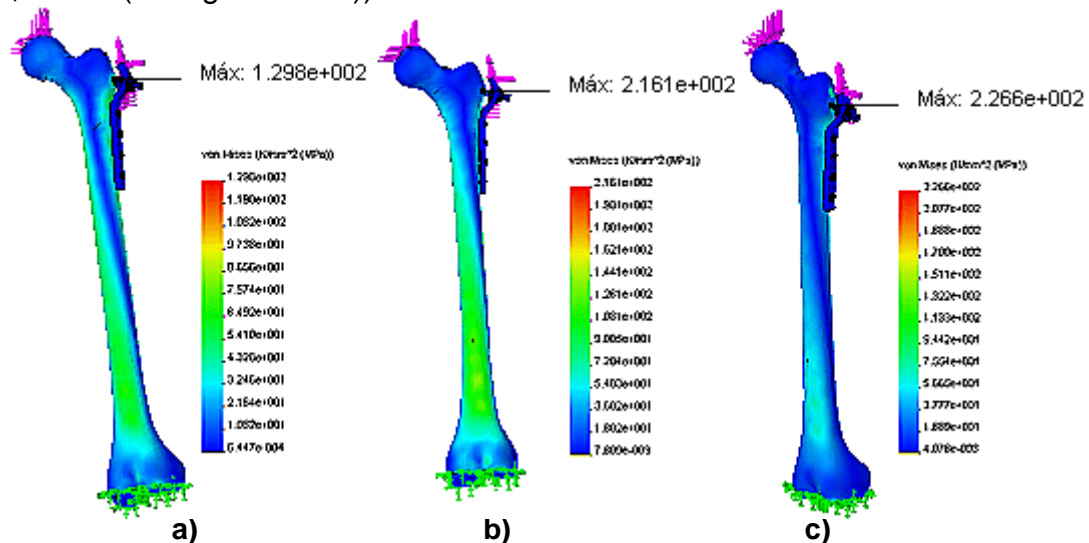


Fig. 2.21- Tensiones del modelo de fijador interno placa RALCA. a) Fractura transcervical. b) Fractura pertrocanterica. c) Fractura cervicotrocanterica.

Los desplazamientos máximos en el eje Z para el modelo del fijador interno placa RALCA se encontraron en el extremo del tornillo RALCA que no hace contacto con el fémur en las tres fracturas analizadas (ver figura 2.24 a), b) y c)).

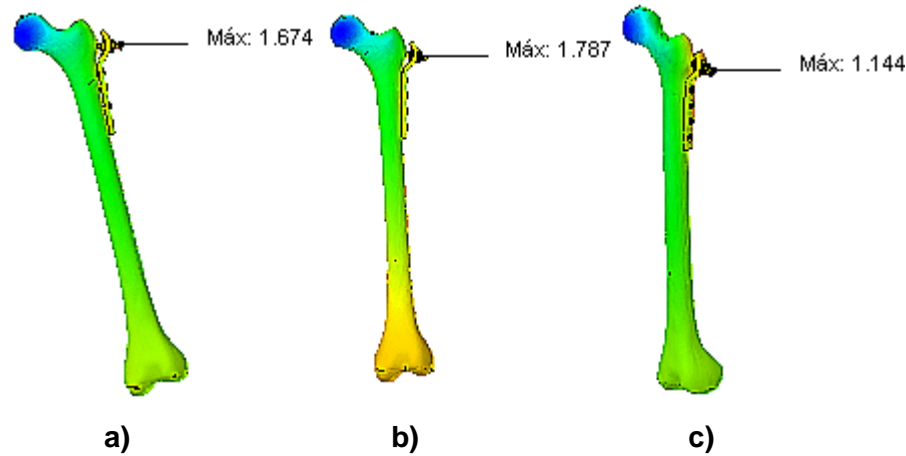


Fig. 2.22 – Desplazamientos en el eje Z del modelo de fijador interno placa RALCA. a) Fractura transcervical. b) Fractura pertrocanterica. c) Fractura cervicotrocanterica.

2.9.7 – Cálculo del fijador interno placa DHS.

El modelo del fijador interno placa DHS se analizó numéricamente con los tres trazos de fracturas. Las tensiones para el estudio de la fractura transcervical de este fijador interno se encontraron entre los 94,71 Pa y los 674,8 MPa (ver figura 2.23 a)). Las tensiones de la fractura pertrocanterica en este modelo se comportaron en un rango de 853,2 Pa a 573 MPa (ver figura 2.23 b)). En la fractura cervicotrocanterica las tensiones se encontraban entre 419,1 Pa y 598,6 MPa (ver figura 2.23 c)).

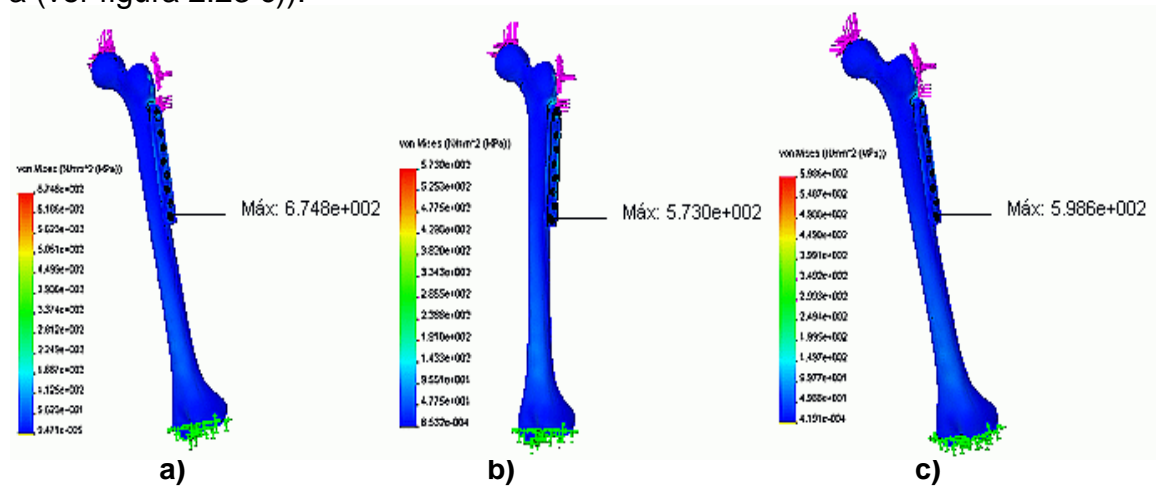


Fig. 2.23- Tensiones del modelo de fijador interno placa DHS. a) Fractura transcervical. b) Fractura pertrocanterica. c) Fractura cervicotrocanterica.

Los desplazamientos máximos en el eje Z para el modelo del fijador interno DHS se encontraron en el tornillo deslizante en la fractura transcervical al igual que las otras dos fracturas analizadas (ver figura 2.24 a), b) y c)).

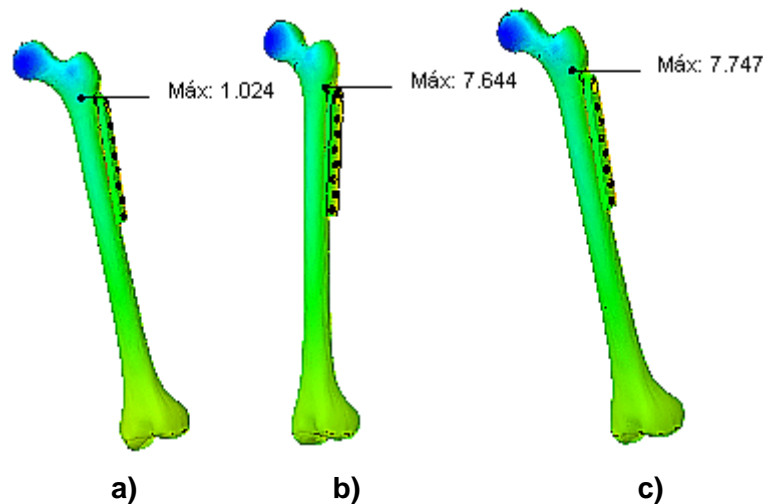


Fig. 2.24 – Desplazamientos en el eje Z del modelo de fijador interno DHS. a) Fractura transcervical. b) Fractura pertrocanterica. c) Fractura cervicotrocanterica.

Conclusiones del capítulo.

- Se tomaron las propiedades mecánicas del modelo de fémur como ortotrópicas después de un profundo análisis de criterios expuestos por varios autores.
- Se definieron las cargas presentes en fémur para realizar los estudios. Considerando significativas después de un análisis de las cargas utilizadas por varios autores, las cargas correspondientes al peso del cuerpo humano sin tener en cuenta el por ciento que representa el peso de los miembros inferiores en el momento monopodal, las cargas de los músculos: abductor, psoas ilíaco y tibia ilíaco.
- Se definen las propiedades mecánicas de los materiales de los fijadores.
- Se analizaron numéricamente los modelos de fijadores objeto de estudio con los trazos de las fracturas transcervical, pertrocanterica y cervicotrocanterica.

CAPÍTULO 3: ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS DE LOS MODELOS DE FIJADORES.

Introducción.

En el capítulo anterior se definieron las propiedades mecánicas del modelo de fémur humano, las propiedades mecánicas de los materiales de los fijadores y se definieron las cargas representativas que iban a estar presentes en el fémur para luego hacer el análisis numérico por el método de los elementos finitos. En este capítulo se realizó un análisis comparativo desde el punto de vista cualitativo entre los modelos de fijadores para los trazos de fracturas transcervical, pertrocantérica y cervicotrocantérica, no tomando en cuenta las tensiones presentes en el fémur ya que las condiciones físico – mecánicas del modelo utilizado en los estudios no son acercadas a la realidad y a que son los fijadores el objeto de estudio de esta investigación. El análisis de los resultados se hará en función de los resultados obtenidos con las tensiones de los fijadores en las diferentes fracturas, se tendrán en cuenta las tensiones máximas presentes en los mismos.

3.1- Fractura Transcervical.

En el análisis de la fractura transcervical según la clasificación de Rodrigo Álvarez Cambras se tuvieron los siguientes resultados de los modelos:

El fijador externo monolateral con la primera variante de 6 varillas para el análisis de la fractura transcervical se tuvo que las tensiones máximas presentes en esta variante fueron de 197,5 MPa estando estas por debajo del límite elástico del acero quirúrgico AISI 316L que es de 240 MPa, estas tensiones máximas se encontraron en el tornillo RALCA.

En la segunda variante del fijador externo monolateral con 6 varillas las tensiones máximas fueron 1446 MPa estando estas por encima del límite elástico del acero quirúrgico, encontrándose en el borde extremo que penetra en el fémur de una de las varillas (ver figura 3.2 a)).

En el modelo del fijador externo con 7 varillas las tensiones máximas fueron 516,6 MPa estando estas por encima del límite elástico del acero quirúrgico. Estas

tensiones se encontraron en el borde extremo que penetra en el fémur de una de las varillas (ver figura 3.2 b)).

En el modelo del fijador externo con 5 varillas tuvo sus tensiones máximas en los 234,6 MPa estando estas por debajo del límite elástico del acero quirúrgico aunque encontrándose cerca del límite elástico del material. Estas tensiones se encontraron en el tornillo RALCA, el factor de seguridad de esta pieza con estas cargas fue de 1,023 (ver figura 3.1). Para este valor del factor de seguridad hay que valorar con especialistas el uso de esta variante de fijador con la fractura transcervical en pacientes de mayor peso corporal.

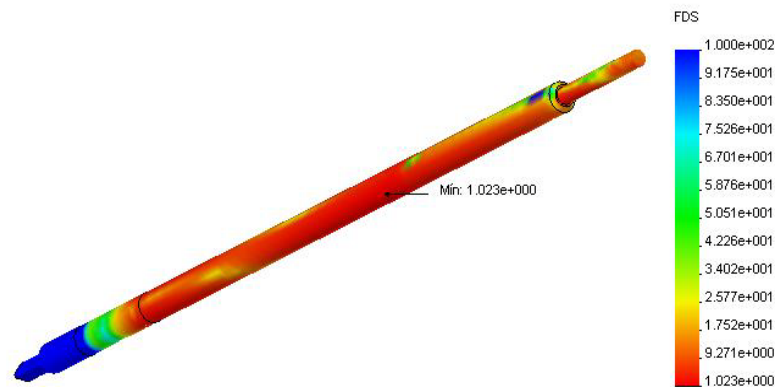


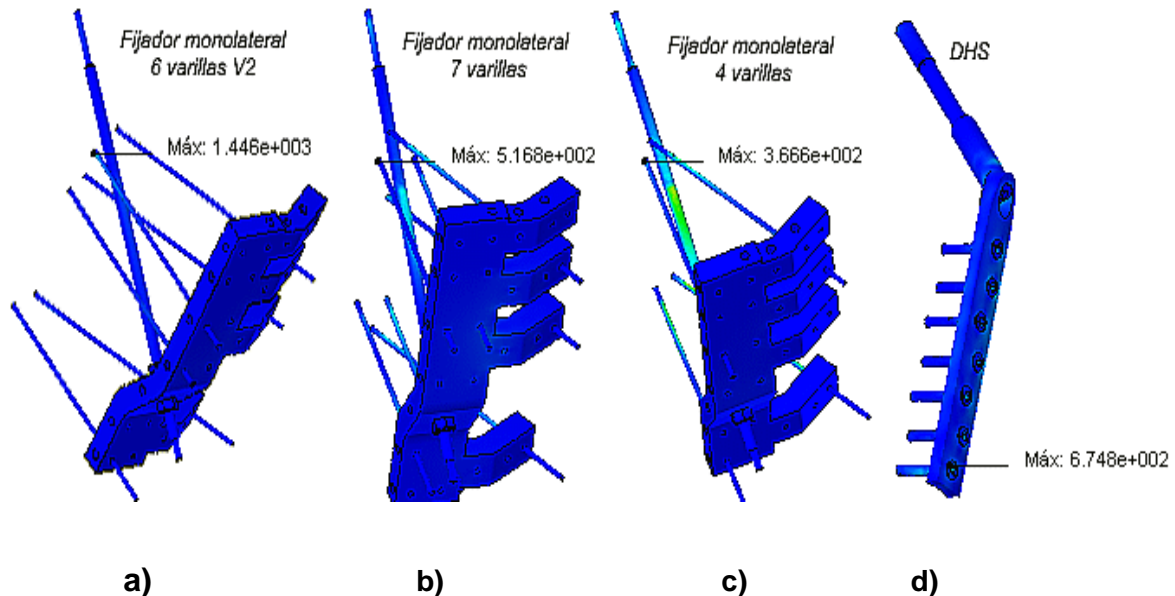
Fig. 3.1- Factor de seguridad del tornillo RALCA en el fijador externo con 5 varillas.

En el modelo del fijador externo con 4 varillas se obtuvo que las tensiones máximas fueron de 366,6 MPa estando estas por encima del límite elástico del acero quirúrgico. Estas tensiones se encontraron en el borde extremo que penetra en el fémur de una de las varillas (ver figura 3.2 c)).

En el modelo del fijador interno placa DHS para el análisis de la fractura transcervical las tensiones máximas presentes fueron de 674,8 MPa estando estas por encima del límite elástico del acero quirúrgico AISI 316 L. Estas tensiones se encontraron en la cabeza del último tornillo de cortical (ver figura 3.2 d)).

En el modelo del fijador interno placa RALCA para el análisis de la fractura transcervical las tensiones máximas fueron de 129,8 MPa estando por debajo del

límite elástico del acero quirúrgico AISI 316 L. Estas tensiones se encontraron en el tornillo RALCA.



Las tensiones máximas presentes en las variantes de los fijadores analizados en la fractura transcervical se pueden apreciar en la tabla 3.1 y en la figura 3.3 la gráfica de comparación de dichas tensiones. Se pudo apreciar que las variantes de los modelos del fijador externo que sus tensiones máximas se encontraban por encima del límite elástico del acero quirúrgico AISI 316L coincidían en el lugar donde se encontraban estas tensiones y posición de las varillas. En la figura 3.3 se puede apreciar que los fijadores con las tensiones por debajo del límite elástico del acero quirúrgico son: el fijador externo con 5 varillas, la primera variante del fijador externo con 6 varillas y la placa RALCA teniendo este las tensiones más bajas para esta fractura.

Tabla. 3.1- Tensiones máximas de las variantes de los modelos de fijadores analizados en la fractura transcervical.

Fijadores	Tensiones Máximas (MPa)
Fijador 6 varillas V2	1446
Fijador 4 varillas	366,6
Fijador 5 varillas	234,6
Fijador 7 varillas	516,8
DHS	674,8
RALCA	129,8
Fijador 6 varillas V1	197,5

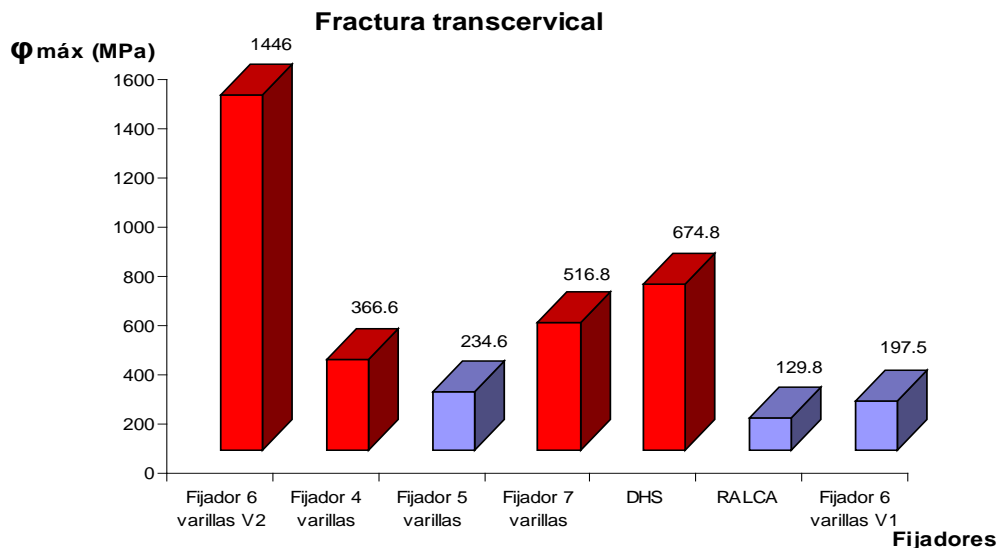


Fig. 3.3- Comparación de las variantes de los fijadores en la fractura transcervical en función de las tensiones máximas.

3.2- Fractura pertrocanterica.

En el análisis de la fractura pertrocanterica según la clasificación de Rodrigo Álvarez Cambras se tuvieron los siguientes resultados de los modelos:

El fijador externo monolateral con la primera variante de 6 varillas para el análisis de la fractura pertrocanterica tuvo sus tensiones máximas en los 210,7 MPa estando estas por debajo del límite elástico del acero quirúrgico AISI 316L que es de 240 MPa, estas tensiones máximas se encontraron en el tornillo RALCA.

En la segunda variante del fijador externo monolateral con 6 varillas sus tensiones máximas fueron de 201,3 MPa estando estas por debajo del límite elástico del acero quirúrgico, encontrándose en el borde extremo que penetra en el fémur de una de las varillas del extremo inferior del soporte base.

En el modelo del fijador externo con 7 varillas las tensiones máximas estuvieron en los 127,8 MPa estando estas por debajo del límite elástico del acero quirúrgico. Estas tensiones se encontraron en el fémur. Las máximas tensiones encontradas en las piezas del fijador fueron de 87,82 MPa y se ubicaron en el borde extremo que penetra en el fémur de una de las varillas del extremo inferior del soporte base (ver figura 3.4 b)).

En el modelo del fijador externo con 5 varillas las tensiones máximas reportadas fueron de 218,3 MPa estando estas por debajo del límite elástico del acero quirúrgico. Estas tensiones se encontraron en el tornillo RALCA.

En el modelo del fijador externo con 4 varillas tuvo sus tensiones máximas en los 211,6 MPa estando estas por debajo del límite elástico del acero quirúrgico. Estas tensiones se encontraron en el tornillo RALCA.

En el modelo del fijador interno placa DHS para el análisis de la fractura pertrocanterica se obtuvieron las tensiones máximas en los 573 MPa estando por encima del límite elástico del acero quirúrgico AISI 316L. Estas tensiones se encontraron en la cabeza del último tornillo de cortical (ver figura 3.4 a)).

En el modelo del fijador interno placa RALCA para el análisis de la fractura pertrocanterica se obtuvieron unas tensiones máximas de 216,1 MPa estando por debajo del límite elástico del acero quirúrgico AISI 316 L. Estas tensiones se encontraron en el tornillo RALCA.

Las tensiones máximas presentes en las variantes de los fijadores analizados en la fractura pertrocanterica se pueden apreciar en la tabla 3.2 y en la figura 3.5 la gráfica de comparación de dichas tensiones. Se pudo apreciar que el único modelo de fijador que sus tensiones máximas se encontraban por encima del límite elástico del acero quirúrgico AISI 316L fue el fijador interno placa DHS. En la

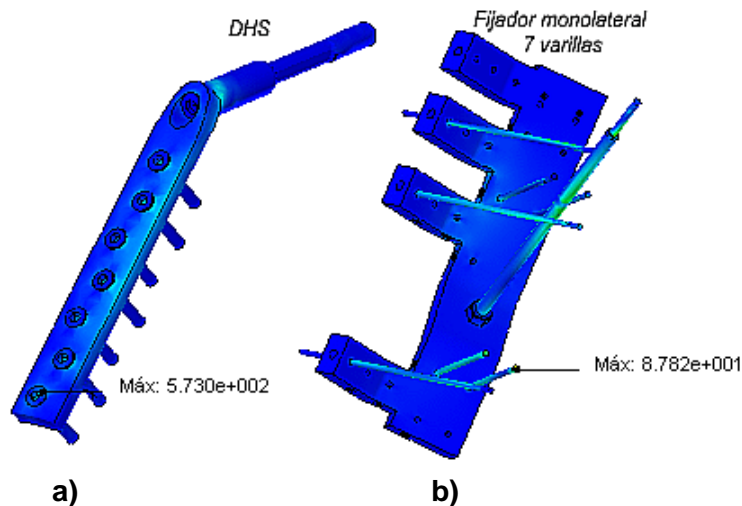


Fig. 3.4- Ubicación de las tensiones máximas del fijador placa DHS y fijador externo con 7 varillas en la fractura pertrocanterica.

figura 3.5 se puede apreciar que el resto de los fijadores estudiados sus tensiones se encuentran por debajo del límite elástico del acero quirúrgico teniendo la variante del fijador externo monoateral con 7 varillas las tensiones más bajas para esta fractura.

Tabla. 3.2- Tensiones máximas de las variantes de los modelos de fijadores analizados en la fractura pertrocanterica.

Fijadores	Tensiones Máximas (MPa)
Fijador 6 varillas V2	201,3
Fijador 4 varillas	211,6
Fijador 5 varillas	218,3
Fijador 7 varillas	127,8
DHS	573
RALCA	216,1
Fijador 6 varillas V1	210,7

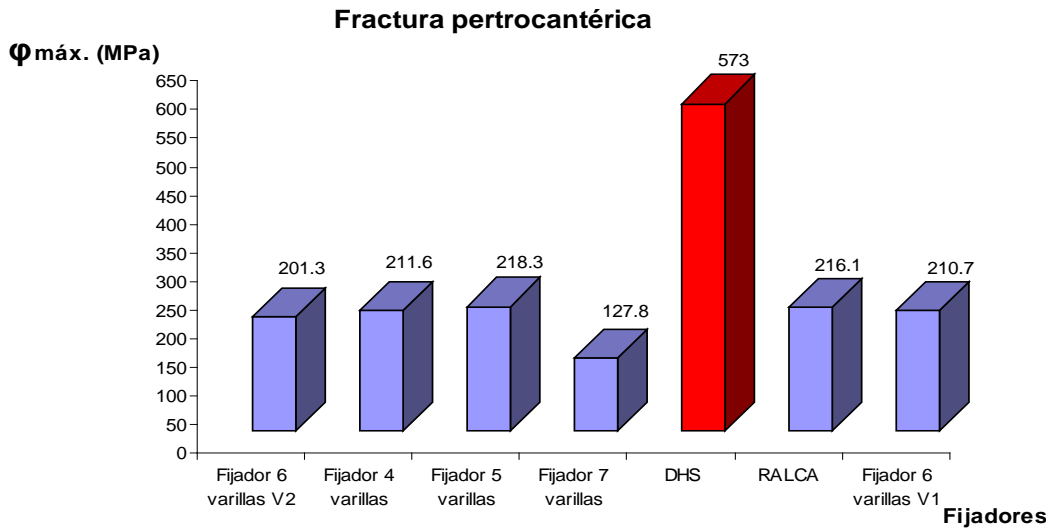


Fig. 3.5- Comparación de las variantes de los fijadores en la fractura pertrocanterica en función de las tensiones máximas.

3.3- Fractura cervicotrocanterica.

En el análisis de la fractura cervicotrocanterica según la clasificación de Rodrigo Álvarez Cambras se tuvieron los siguientes resultados de los modelos:

El fijador externo monolateral con la primera variante de 6 varillas para el análisis de la fractura cervicotrocanterica tuvo sus tensiones máximas en los 236,3 MPa estando estas por debajo del límite elástico del acero quirúrgico AISI 316L que es de 240 MPa, aunque bastante cerca de este. Estas tensiones máximas se encontraron en una de las varillas del extremo inferior del soporte base en la parte que penetra en el fémur. El factor de seguridad de esta pieza para estas cargas fue de 1,015 (ver figura 3.6). Para este valor del factor de seguridad hay que valorar con especialistas el uso de esta variante de fijador con esta fractura en pacientes de mayor peso corporal.

En la segunda variante del fijador externo monolateral con 6 varillas se obtuvo que las tensiones máximas eran de 209,7 MPa estando estas por debajo del límite elástico del acero quirúrgico, encontrándose en el borde extremo que penetra en el fémur de una de las varillas de la parte inferior del soporte base.

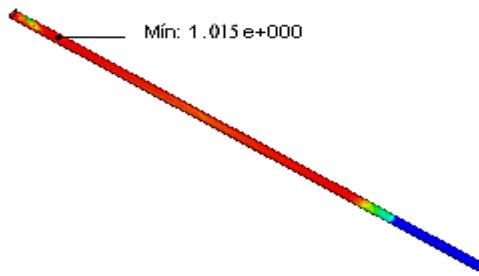


Fig. 3.6- Factor de seguridad de una varilla del fijador monolateral con 6 varillas V1 en la fractura cervicotrocantérica.

En el modelo del fijador externo con 7 varillas las tensiones máximas fueron de 230,9 MPa estando estas por debajo del límite elástico del acero quirúrgico. Estas tensiones se encontraron en el borde extremo que penetra en el fémur de una de las varillas de la parte inferior del soporte base.

En el modelo del fijador externo con 5 varillas sus tensiones máximas fueron de 222,9 MPa estando estas por debajo del límite elástico del acero quirúrgico. Estas tensiones se encontraron en el borde extremo que penetra en el fémur de una de las varillas de la parte superior del soporte base.

En el modelo del fijador externo con 4 varillas las tensiones máximas se encontraban en los 170,1 MPa estando estas por debajo del límite elástico del acero quirúrgico. Estas tensiones se reportaron en el borde extremo que penetra en el fémur de una de las varillas de la parte inferior del soporte base.

En el modelo del fijador interno placa DHS para el análisis de la fractura cervicotrocantérica sus tensiones máximas fueron de 598,6 MPa estando por encima del límite elástico del acero quirúrgico AISI 316 L. Estas tensiones se encontraron en la cabeza del último tornillo de cortical (ver figura 3.7).

En el modelo del fijador interno placa RALCA para el análisis de la fractura cervicotrocantérica las tensiones máximas fueron de 226,6 MPa estando por debajo del límite elástico del acero quirúrgico AISI 316 L. Estas tensiones se encontraron en el tornillo RALCA.

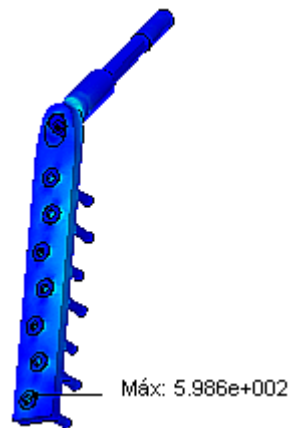


Fig. 3.7- Ubicación de las tensiones máximas en el fijador interno DHS con la fractura cervicotrocantérica.

Las tensiones máximas presentes en las variantes de los fijadores analizados en la fractura cervicotrocantérica se pueden apreciar en la tabla 3.3 y en la figura 3.8 la gráfica de comparación de dichas tensiones. Se pudo apreciar que el único modelo de fijador que sus tensiones máximas se encontraban por encima del límite elástico del acero quirúrgico AISI 316L fue el fijador interno placa DHS. En la figura 3.8 se puede apreciar que el resto de los fijadores estudiados sus tensiones se encuentran por debajo del límite elástico del acero quirúrgico teniendo la variante del fijador externo monolateral con 4 varillas las tensiones más bajas para esta fractura.

Tabla. 3.3- Tensiones máximas de las variantes de los modelos de fijadores analizados en la fractura cervicotrocantérica.

Fijadores	Tensiones Máximas (MPa)
Fijador varillas V2	209,7
Fijador 4 varillas	170,1
Fijador 5 varillas	222,9
Fijador 7 varillas	230,9
DHS	598,6
RALCA	226,6
Fijador 6 varillas V1	236,3

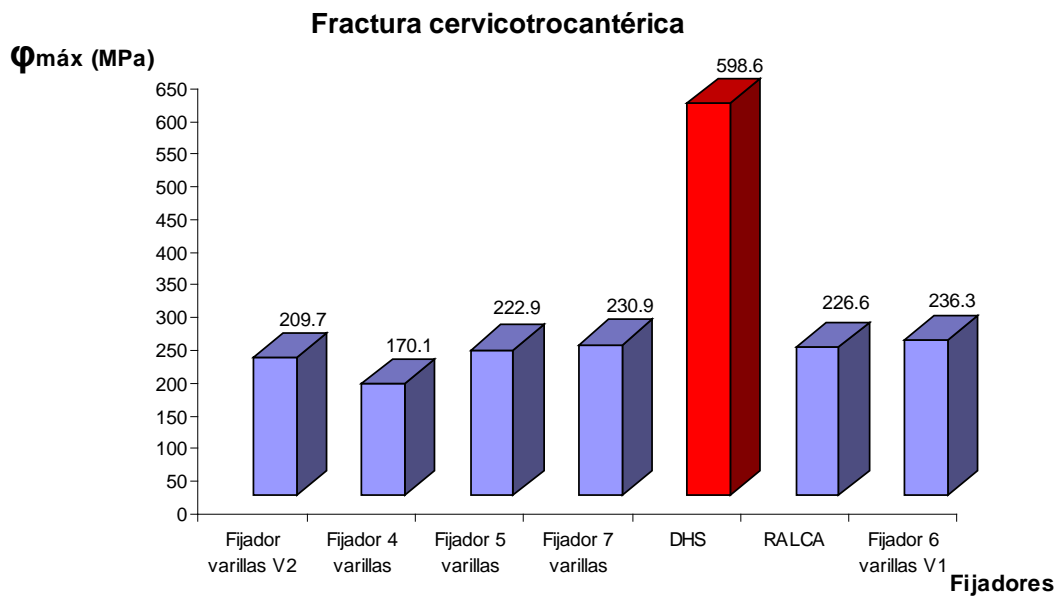


Fig. 3.8- Comparación de las variantes de los fijadores en la fractura cervicotrocantérica en función de las tensiones máximas.

3.4- Comparación de las fracturas analizadas.

En los modelos de fijadores analizados con las fracturas de caderas transcervical, pertrocantérica y cervicotrocantérica se puede apreciar que la fractura con mayor número de variantes de fijadores que sus tensiones máximas sobrepasan el límite elástico del material de los fijadores es la fractura transcervical, para ello se puede observar la gráfica de la figura 3.9. Esto tiene que ser un factor a valorar por los especialistas a la hora de seleccionar un dispositivo para la consolidación de esta fractura.

Se puede preciar en la tabla 3.4 que la fractura pertrocantérica es de las tres analizadas la que tiene las tensiones máximas de los fijadores con valores más pequeños aportando esto un mayor factor de seguridad para los dispositivos.

El dispositivo de fijación interna placa DHS sobrepasa el límite elástico para las cargas definidas en las tres fracturas analizadas, este resultado mecánico tiene que tener una interpretación médica y ser valorado por los especialistas a la hora de utilizarlos en alguna de las fracturas analizadas.

Se puede apreciar también en la tabla 3.4 que de los dispositivos de fijación analizados el fijador interno placa RALCA es el dispositivo más estable ya que sus

tensiones máximas se encuentran en las tres fracturas analizadas por debajo del límite elástico del material con un elevado factor de seguridad. Se consideran estables también las variantes del fijador externo monolateral con las variantes de 5 varillas y la primera variante con 6 varillas aunque teniendo en cuenta que para la variante de 5 varillas en la fractura transcervical y en la primera variante con 6 varillas para la fractura cervicotrocantérica hay que considerar el peso corporal del paciente ya que para ambos casos con las cargas definidas para los análisis se aproximan al límite elástico del acero quirúrgico AISI 316 L.

Tabla 3.4- Comparación de las tensiones máximas de los fijadores analizados.

Fijadores	Transcervical	Petrocantérica	Cervicotrocantérica
Fijador 6 varillas V2	1446	201,3	209,7
Fijador 4 varillas	366,6	211,6	170,1
Fijador 5 varillas	234,6	218,3	222,9
Fijador 7 varillas	516,8	127,8	230,9
DHS	674,8	573	598,6
RALCA	129,8	216,1	226,6
Fijador 6 varillas V1	197,5	210,7	236,3

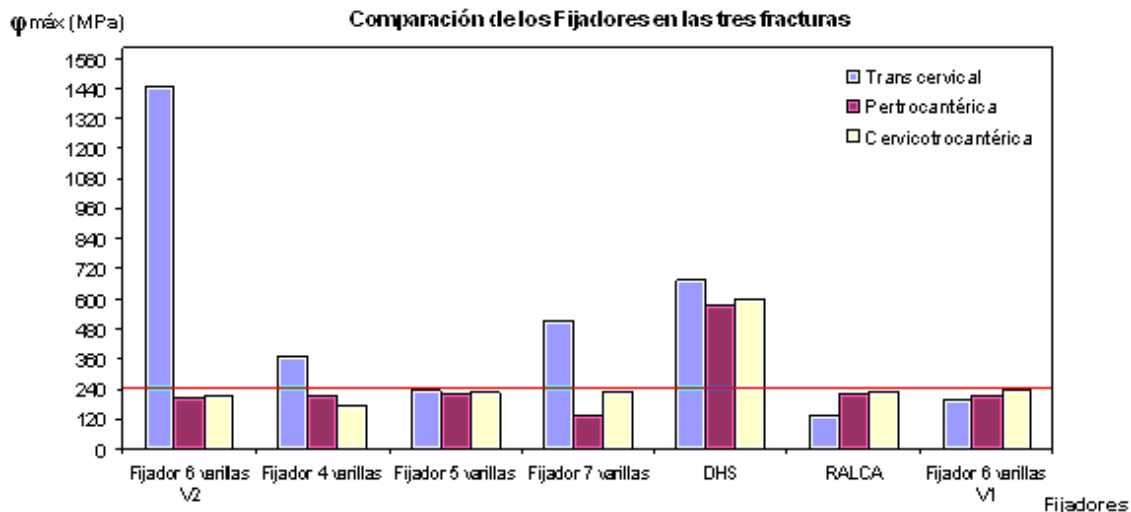


Fig. 3.9- Comparación de los fijadores en las fracturas analizadas.

3.5-Verificación de la convergencia y el equilibrio de los modelos.

Para la validación de los modelos se procedió a la comprobación de la convergencia del mallado variando el tamaño de los elementos desde el tamaño predeterminado hasta un 25% menor del tamaño del mismo, verificando el resultado de las tensiones máximas para cada caso. Para esta verificación se tomaron las variantes de los fijadores analizados con la fractura transcervical siendo esta la más complicada de los tres por sus resultados. En la Tabla 3.5 se pueden observar estos. A su vez el modelo por elementos finitos debe encontrarse en equilibrio, existiendo correspondencia entre la sumatoria de los valores de las cargas actuantes y las reacciones que se producen en los apoyos en cada eje de coordenada. En la Tabla 3.6 se puede observar el equilibrado de los modelos para la fractura transcervical.

Tabla 3.5- Verificación de la convergencia del mallado.

Fijadores	Fractura transcervical		
	Tensiones máximas con mallados por defecto (MPa)	Tensiones máximas con el mallado al 25% menos (MPa)	%
Fijador 6 varillas V2	1446	1443,7	99,8
Fijador 4 varillas	366,6	365,03	99,5
Fijador 5 varillas	234,6	237,3	98,8
Fijador 7 varillas	516,8	513,2	99,3
DHS	674,8	670,1	99,3
RALCA	129,8	127,9	98,5
Fijador 6 varillas V1	197,5	204,1	96,7

Tabla 3.6- Equilibrado de los modelos en la fractura transcervical.

Fijadores	Fractura transcervical					
	Reacción (X)		Reacción (Y)		Reacción (Z)	
	Real	Modelos	Real	Modelos	Real	Modelos
Fijador 6 varillas V2	554	554,04	- 430	- 429,86	- 2315	- 2206,02
Fijador 4 varillas	554	554,16	- 430	- 430,22	- 2315	- 2205,7
Fijador 5 varillas	554	553,13	- 430	- 430,36	- 2315	- 2205,94
Fijador 7 varillas	554	554,09	- 430	- 429,65	- 2315	- 2205,77
DHS	554	553,92	- 430	- 430,02	- 2315	- 2206
RALCA	554	554,05	- 430	- 429,95	- 2315	- 2206
Fijador 6 varillas V1	554	553,92	- 430	- 429,93	- 2315	- 2206

3.6- Valoración económica.

Teniendo en cuenta el alto costo en la actualidad de los dispositivos de fijación en el mercado mundial y a los resultados obtenidos en los estudios en los que se pudo observar que los fijadores con resultados satisfactorios fueron de producción nacional sumándole a esto que en nuestro país ocurren anualmente más de 1 000 fracturas de cadera como promedio, se procedió a realizar una valoración económica de los fijadores analizados, comparando los costos del fijador importado con respecto a los de producción nacional. El fijador externo monolateral diseñado por el Dr. Emilio Vargas Marrero esta valorado en \$44.00 MN (moneda nacional), el fijador interno placa RALCA diseñado por el Dr. Rodrigo Álvarez Cambras tiene un valor comercial de \$100.00 dólares mientras que el fijador interno placa DHS importado tiene un valor en el mercado mundial de \$1 000.00 dólares (Cubahora [2011]). Si se tiene en cuenta que las fracturas transcervicales ocupan el 31% de las fracturas de cadera en nuestro país siendo 310 fracturas transcervicales por año aproximadamente, tendría un costo de \$310 000.00 dólares si este tipo de fractura se atendiera con la placa DHS, mientras que si las mismas fracturas se atendieran con la placa RALCA costaría \$31 000.00 dólares para un ahorro de \$279 000.00 dólares más la recuperación satisfactoria del paciente. Si las 310 fracturas transcervicales se atendiera con el fijador externo monolateral tendría un costo de \$13 640.00 pesos en moneda nacional. Ahorrándose con respecto a la placa DHS más de \$296 360.00 dólares. Las fracturas trocantéricas ocupan el 69% de las fracturas de cadera, siendo aproximadamente 690 fracturas trocantéricas anuales. Si estas son atendidas con el fijador interno placa DHS tendría un costo para el país de \$690 000.00 dólares mientras que si las mismas fracturas son tratadas con el fijador interno placa RALCA tendría un costo de \$69 000.00 dólares, ahorrándose \$621 000.00 dólares. Si estas fracturas fueran atendidas con el fijador externo monolateral tendría un costo para el país de \$30 360.00 pesos en moneda nacional, comparado con la placa DHS se ahorrarían más de \$659 640.00 dólares.

Conclusiones del capítulo.

- Se analizó el comportamiento de las variantes de los fijadores a partir de las tensiones de Von Mises máximas en las fracturas transcervical, petrocantérica y cervicotrocantérica.
- Se realizó un análisis comparativo del comportamiento de las tensiones de Von Mises máximas presentes en las variantes de los fijadores en cada una de las fracturas estudiadas.
- Se verificó el mallado mediante un estudio de convergencia del mismo con un tamaño por elemento de un 25% menor que el predeterminado en los modelos de la fractura transcervical.
- Se estudió el equilibrio de los modelos mediante la verificación de las fuerzas reales presentes en los tres ejes de coordenadas respecto a las reacciones en los modelos.

CONCLUSIONES.

1. Se realizó el diseño grafico y ensamblaje de los fijadores para la consolidación de fracturas de cadera: fijador externo monolateral, fijador interno placa RALCA y fijador interno DHS.
2. Se definieron las propiedades mecánicas del modelo de fémur a usar en los estudios considerándolas como ortotrópicas y las cargas consideradas representativas en fémur.
3. Se realizó el análisis por el método de los elementos finitos para determinar el comportamiento mecánico de las variantes de fijadores a partir las tensiones máximas de estos.
4. Se evaluaron los resultados obtenidos para cada variante de fijador en cada una de las fracturas estudiadas con recomendaciones para los especialistas del dispositivo idóneo desde el punto de vista mecánico.
5. Se compararon las variantes de fijadores analizadas en las tres fracturas casos de estudios donde se apreció que el fijador más estable desde el punto de vista mecánico fue el fijador interno placa RALCA y que el fijador interno DHS en las tres fracturas tiene sus tensiones máximas por encima del límite elástico del material con que está fabricado.

RECOMENDACIONES.

- Realizar un estudio cuantitativo de estos dispositivos con las propiedades mecánicas de la parte cortical y trabecular de un modelo de fémur humano para la obtención de resultados en la interrelación hueso – implante y contribuir a la existencia de una correcta toma de decisiones en su utilización.

- Realizar estudios similares para determinar el comportamiento biomecánico de estos dispositivos y de otros en la consolidación de otros trazos de fracturas de cadera.

- Realizar estudios de variantes del fijador externo monolateral para la consolidación de fracturas medias del fémur y polifracturas cuello – diáfisis del fémur.

BIBLIOGRAFÍA

1. ÁLVAREZ Cambras, R. "Tratado de cirugía ortopédica y traumatológica". La Habana: Editorial Pueblo y Educación, 1986, Tomo II p316.
2. ÁLVAREZ Cambras, R.; Álvarez L., R.; García, F. L.; Infante S., A.; González C., R. D.; Quintana E., I.; López H., F. "Tratamiento de las fracturas de la cadera con el fijador externo RALCA. Técnica original". Revista cubana de ortopedia y traumatología, 1995 [en línea]. Disponible en: <http://bvs.sld.cu> [consulta 7 enero 2011].
3. ANATOMÍA. "Anatomía muscular". [en línea]. Disponible en: <http://muscular.com> [consulta 10 diciembre 2007].
4. ANTONIAZZI, Luis D. "Variables Biomecánicas". PubliCE. Standard. [2001].
5. ASHMAN R. B.; Cowin S. C.; Van Buskirk, W. C.; Rice J. C. "A continuous wave technique for the measurement of the elastic properties of cortical bone". Journal of Biomechanics, (1984). 17: 349 - 361.
6. Ashman, R. B.; Cowin, S. C.; Van Buskirk, W. C.; Rice, J. C. "A continuous wave technique for the measurement of the elastic properties of cortical bone". Journal of Biomechanics. 1984. p349 - 361.
7. ASTM American Society for Testing and Materials. "Annual Book of ASTM Standards". ASTM, Biblio 1. Filadelfia 1978.
8. Biblioteca Médica - Neurología. "Neurología, Pediatría psiquiatría, Oftalmología, Urología y Traumatología". [en línea]. Disponible en: <http://www.ortoweb.com> [consulta 31 enero 2007].
9. CALZADILLA Dubras, H. "Optimización del bastidor principal de un Alisador agrícola para el cultivo del arroz" [Tesis para optar por el título de master en CAD-CAM]. Universidad de Holguín, CE: CAD/CAM, 2005.
10. CARBONELL, P. R. "Presentación de diferentes tipos de implantes para cirugía ortopédica". [Conferencia magistral]. Curso de enprótesis. Facultad de Ingeniería. Buenos aires, Septiembre 2003.

11. CEBALLOS, G.; Guglielmo, G., D. I.; Chakal B., F.; A, Serrano, J.; Duran B., Castelli. "Experiencias con fijadores externos DYNAFIX en fracturas abiertas en el hospital central de San Cristóbal". 2002.
12. CHARLES H., M.; Lacroix, D.; Proubasta, I.; Planell, J. A. "Clavos intramedulares vs. placas de osteosíntesis para fracturas de fémur: Análisis por elementos finitos". Biomecánica. Barcelona. 2004. Vol. 12(1) p64 – 70.
13. CONTRERAS, Gabriela; Cerrolaza Miguel. "Herramientas numéricas utilizadas para el desarrollo de dispositivos biomédicos en el tratamiento de lesiones humanas". Centro de Bioingeniería, Facultad de Ingeniería Universidad Central de Venezuela.
14. COSTA Lobato, L. "Fracturas de cadera" [conferencia magistral]. Universidad de Ciencias Médicas de Granma, 2008.
15. Cowin, S. C.; Mehrabadi, M. M. "Identification of the elastic symmetry of bone and other materials". Journal of Biomechanics. 1989. p503-515.
16. CUBAHORA. "Últimos aportes de ortopedia cubana en foro mundial". [en línea]. Cuba 2011. Disponible en: <http://www.cubahora.cu>
17. DIMEDA Surgical instruments. "Osteosynthese". Gansaker 54 – 58 . D-78532 Tuttlingen. 2008. Disponible en: <http://dimeda.de>
18. DOBLARÉ Castellano, M. "Sobre el modelado en biomecánica y mecanobiología". [Discurso]. Real Academia de Ciencias Exactas, Físicas, Químicas y Naturales de Zaragoza, [3 de noviembre 2005].
19. DOBLARÉ Castellano, M.; García, J. M.; Gómez, M.J. "Modelling bone tissue fracture and healing: a review". Engineering Fracture Mechanics. 2004. Vol. 71 1809–1840. Disponible en: www.cienccdirect.com, www.elsevier.com/locate/engfracmech .
20. DOMÍNGUEZ Hernández, V. M.; Carvajal R., M. F.; Urrriolagoitia C., G.; Hernández G., L. H.; Rico M., G.; Noriega, Z. D.; Lometí-Mejías, P. A. "Biomecánica de un fémur sometido a carga. Desarrollo de un modelo tridimensional por medio del método del elemento finito". Revista Mexicana de Ortopedia y Traumatología. 1999. 13(6) Nov-Dic 633 – 638.

21. ESCRIBANO Ródenas, M. "EL Análisis por Elementos Finitos: Una metodología muy reciente en Economía". Departamento de Economía Financiera y Contabilidad, Escuela Universitaria de Estudios Empresariales, Universidad Complutense de Madrid.
22. ESTRADA Cingualbres, R. "Herramientas Informáticas aplicadas al diseño mecánico avanzado" [Curso]. Universidad de Holguín, 2006.
23. F. H. Netter. "Atlas de Anatomía Humana" Norvatis. 1999.
24. Ferrández, L. "Fracturas del Extremo Proximal del Fémur". SECOT Monografías 3. Masson, 2001.
25. GONZÁLEZ Yomar, A.; Falcón Othman; Cerrolaza, Miguel E. "Diseño, Análisis y Fabricación de una Placa Angulada para Tratamiento Ortopédico en Niños Afectados por Parálisis Cerebral". 2005.
26. GONZALEZ, Y. Proyecto Rehia. "Modelado de predictor de la consolidación ósea 3D para obtener la geometría final del callo óseo". [en línea]. Disponible en: <http://www.ucv.ve/cebio/gonzalezzy.htm> [consulta 11 junio 2007].
27. GREINER, G. "Graphical algorithms". University of Erlangen – Nuremberg. Chapter 2 "Meshes and triangles". July 2000, p33 - 68
28. GUTIÉRRES MESA, Alfonso; RAMOS BOTELLO, Yoan M. "Comportamiento biomecánico de diferentes dispositivos de fijación utilizados en nuestro país para lograr la consolidación de fracturas de cuello de fémur" [Trabajo de diploma]. CE CAD/CAM, Facultad de Ingeniería, Universidad de Holguín, 2008.
29. HERRERO I., M.; Calvo C., E. "Fractura de cadera: técnica quirúrgica y carga precoz". Patología del aparato locomotor. Fundación NAFRE. Madrid. 2006. Vol.4 Nro. 2 abril/jul.
30. Katz, J. L.; Meunier A. "The elastic anisotropy of bone". Journal of Biomechanics. 1987. p1063 -1070.
31. KOVAL, K. J.; Zuckerman, J. D. Editorial comment. Clin Orthop (1998), p348.

32. LASTRE Aliaga, A. M. "Proyección de los procesos tecnológicos" [Conferencia Maestría CAD/CAM]. Centro de Estudios CAD/CAM, Universidad de Holguín, 2010.
33. LIPS P., Cooper, C. "Osteoporosis 2000-2010". Acta Orthop Scand, 69 (suppl 281) p21-27, 1998.
34. Martel O., Blanco F., Carta J.A., Mentado B., Monopoli D. VII Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica. México, Octubre 2005. "Análisis mecánico comparativo de los dispositivos placa DHS y clavo intramedular en el tratamiento de las fracturas proximales de fémur".
35. MARTINEZ Bordes, G.; Zeman Borden, M. E. "Proyecto Prometeo". [en línea]. Disponible en: <http://www.ucv.ve.ceb.io.htm> [consulta 12 junio 2007].
36. MARTÍNEZ Fernández, S. C. Monografias.com. "El sistema biomecánico". [en línea]. Disponible en: <http://monografias.com> [consulta 28 septiembre 2006].
37. MEUNIER A.; Riot O.; Christel P.; Katz J. L.; Sedel L. "Inhomogeneities in anisotropic elastic constants of cortical bone". Ultrasonics Symposium. (1989),1015-1018.
38. Meunier, A.; Riot, O.; Christel, P.; Katz J. L.; Sedel, L. "Inhomogeneities in anisotropic elastic constants of cortical bone". Ultrasonics Symposium. 1989. p1015-1018.
39. MOREIRA, Nuno; Seabra E.; Flores, P. VIII Congreso Iberoamericano de Engenharia mecanica. Cusco, Perú, 23 – 25 Outubro 2007. "Projecto e desenvolvimento de uma ortótese para membros".
40. MÜLLER, M. E.; Nazarian, S.; Koch, P. "Classificacion AO des Fractures". Les Os Longs, 1995.
41. München. Urban & Schwarzenberg. 20 edición.
42. Ojeda D., C. J.; Carlín Y.; Saavedra N.; Moscol L., G.; Almeida Ll., J. VIII Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica. Cusco, Perú, 23 – 25 Octubre 2007. "Diseño, análisis por CT y construcción por CAD/CAM de endoprótesis femoral personalizada: caso de una paciente con subluxación congénita".

43. ORTOPEDIAMEX. "Fijador universal UNITUBO-UNICLAVO". [en línea]. México 2006. Disponible en: <http://orthopediamex.com> [consulta 21 septiembre 2006].
44. OTAÑO Sahores, A. et al. "Fracturas de cuello de fémur". [Trabajo investigativo]. Cátedra de ortopedia y traumatología. Facultad de Medicina. Universidad del Salvador. Buenos Aires, 16 de agosto de 2005.
45. PAC Ortopedia, Parte D, Libro 1. "Fracturas". [en línea] p6 – 10. Disponible en: <http://drcope.com/privados/pac/generales//pdl1/eguince.htm> [consulta 27 septiembre 2006].
46. PARKER M., J; Blundell C. "Choice of implant for internal fixation of femoral neck fractures –meta analysis of 25 randomized trials including 4925 patients". Acta Orthop Scand. 1998; 69, p138-43.
47. PASETA, O.; Gómez Benito, M. J.; García Aznar, J. M.; Doblaré, M. "Análisis biomecánico del deslizamiento de la cabeza femoral en niños". Anales de mecánica de la fractura. Vol. II, 2006.
48. PÉREZ ANZÓN, Ma. Angeles. "Simulación del deterioro del cemento y sus interfaces en prótesis de cadera" [Tesis doctoral]. Universidad de Zaragoza, 2004.
49. PÉREZ Rivera, O. M.; Palanco D., L. D. "Tratamiento quirúrgico de urgencia en la fractura de cadera: estudio de siete años". [Resumen]. ScienceDirect – Revista Española de cirugía ortopedia y traumatología. Recibido Febrero 2008. Disponible en: <http://www.sciencedirect.com> [consulta 12 diciembre 2010].
50. QUINTERO Álvarez, G.; BOSCH Cabrera, J. A. "Análisis numérico de fijadores externos para consolidación de fracturas del fémur" [Trabajo de diploma]. Universidad de Holguín, Facultad de Ingeniería, CE: CAD/CAM, 2007.
51. RAAYMAKERS E., L.; Marti P., K. "Non-operative treatment of impacted femoral neck fractures. A prospective study of 170 cases". J Bone Joint Surg Br. 1991, p950-4.

52. Revista de Ortopedia y Traumatología. “Análisis 3D con Elementos Finitos”. vol. 45, p126-136, 2001.
53. RINCÓN R., E.; Ros F., A.; Claramunt A., R.; Arranz M., F. “Caracterización mecánica del material óseo”. Tecnología y desarrollo. Revista de ciencia, tecnología y medio ambiente. Madrid. 2004. Vol. II. ISSN: 1696-8085.
54. RIVAS G., A. “Semiología de las fracturas”. 2007.
55. SÁNCHEZ Jiménez, J. C.; Lesso A., R. “Análisis estructural biomecánico de articulación de rodilla” [Conferencia]. Departamento de Ingeniería Mecánica, Instituto Tecnológico de Celaya, 2003.
56. SERAL, B.; García, J. M.; Cegoñino, J.; Doblaré, M.; Palanca, D.; Seral, F. “Osteosíntesis extramedular vs. intramedular en las fracturas trocantéreas de cadera. Análisis 3D con elementos finitos”. Revista de ortopedia y traumatología. Zaragoza. 2001. Vol. 45. p126 – 136.
57. Simon Management Group. “Encuesta a más de 20 000 usuarios CAD”. [en línea]. Disponible en : <http://www.simonmanagement.com> [consulta enero 2009]
58. SOBOTTA J., Putz R., Pabst, R. “Atlas der Anatomie des Menschen”. Auflage, 1993.
59. SOMATICS. “The tensor fascia lata and unequal leg length”. [en línea]. Disponible en: www.somatics.com [consulta 19 noviembre 2010].
60. TAYLOR, M.; Tanner, K.; Freeman, M.; Yettram A. “Stress and Strain Distribution within the Intact Femur: Compression or Bending?” Med Eng Phys, Vol. 18, Núm. 2, 122-131. 1996.
61. THORNGREN, K. G. “Epidemiology of fractures of the proximal femur”. European Instructional Course Lectures 1997, p144 –153.
62. ULLOT Font, R. “Alargamiento de fémur con resección de periostio. Estudio experimental en conejo” [Tesis doctoral]. Universidad de Barcelona, Facultat de Medicina, Departament d’Obstetricia i Ginecologia, Pediatria, Rafiologia i Medicina Física, 1994.

63. UPC. "Biomecánica de la cadera". Fundación politécnica de Catalunya, Universitat Politècnica de Catalunya, 1993.
64. URRIOLAGOITIA Calderón, G.; Hernández G., L. H.; Carvajal R., M. F.; Reyes, F.; Noriega, D. "Evaluation of the combined bending and compression stress field in a human proximal femur". Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica. Vol. 24, sep. 2003.
65. VELÁSQUEZ Mejías, G. A.; González, C.; Cerrolaza, M. "Análisis y diseño por elementos finitos de un nuevo clavo intramedular bloqueado para fracturas diáfisarias e intertrocantérica del fémur". Métodos numéricos en ingeniería y ciencias aplicadas. Barcelona, CIMNE 2002.
66. VOROK, Ibranov. "Sistema óseo". Departamento de ortopedia de Gizeh. 2002.
67. YOON, H. S.; Katz, J. L. "Ultrasonic wave propagation in human cortical bone: II. Measurements of elastic properties and microhardness". Journal of Biomechanics. (1976), 9: 459-464.