UNIVERSIDAD NACIONAL DE COLOMBIA

MODELO COMPUTACIONAL DE UNA REINSERCIÓN MUSCULAR DE UN AMPUTADO TRANSFEMORAL MEDIANTE EL USO DE ELEMENTOS FINITOS

Juan Camilo Hernández Gómez

Universidad Nacional de Colombia

Sede Medellín

Facultad de Minas

Medellín, Colombia

2016

MODELO COMPUTACIONAL DE UNA REINSERCIÓN MUSCULAR DE UN AMPUTADO TRANSFEMORAL MEDIANTE EL USO DE ELEMENTOS FINITOS

Juan Camilo Hernández Gómez

Tesis de investigación presentada como requisito parcial para optar al título de:

Magister en Ingeniería Mecánica

Director:

PhD. Juan Fernando Ramírez Patiño

Línea de Investigación:

Biomecánica

Grupo de Investigación:

Grupo de Investigación en Biomecánica e Ingeniería de Rehabilitación

Universidad Nacional de Colombia

Facultad de Minas

Medellín, Colombia

2016

“No sé lo que podré parecer al mundo, pero a mí me parece como si hubiese sido un niño que juega en la orilla del mar y se divierte de tanto en tanto encontrando un guijarro más pulido o una concha más hermosa de lo común, mientras que el inmenso océano de la verdad se extiende inexplorado frente a mí.”

Isaac Newton

Agradecimientos

Quiero agradecer a mi familia, al grupo de investigación en biomecánica e ingeniería de rehabilitación GI-BIR, en particular a Isabela Mariaka Flórez, y en especial a mi asesor, Juan Fernando Ramírez.

Resumen

Este trabajo de investigación presenta el desarrollo de un modelo computacional representativo de la reinserción muscular en un amputado transfemoral, en donde se define el estado de esfuerzos en el punto exacto del re-anclaje del músculo para amputaciones sobre los tercios proximal, medial y distal, por medio de un análisis basado en la técnica de elementos finitos, tomando como elemento de partida reconstrucciones geometrías de estructuras femorales a partir de tomografías axiales; además de identificar e individualizar las fuerzas musculares que actúan sobre la reinserción muscular, las cuales hacen parte principal del modelamiento; obteniendo como resultado que el estado de esfuerzos presente en el componente cortical del fémur a raíz de la reinserción muscular es muy inferior a los valores de esfuerzo último del hueso cortical, garantizando así la estabilidad estructural del fémur residual durante el periodo de rehabilitación del paciente.

Palabras clave: Método de los elementos finitos, Amputado transfemoral, Fémur residual., Músculo aductor mayor, Reinserción muscular.

Abstract

This research presents the development of a representative computational model of muscular reinsertion on a transfemoral amputee, where the stress state is defined at the exact point of re-insertion of the muscle to amputation at three different levels: proximal, medial and distal. By means of a technique based on finite element analysis and taking as starting element geometries of femoral reconstructions structures from topographies; and identify and individualize the muscle forces, which make main part of modeling. The results are the stress state present in the cortical component of the femur, having that those are lower than the ultimate stress for cortical bone, thus ensuring the structural stability of the residual femur during the period of rehabilitation.

Keywords: Finite element method, Transfemoral amputee, Residual Femur. Adductor magnus muscle, Muscular Reinsertion.

Contenido

Pág.

Resumen ..... **V**

Abstract ..... **VI**

Lista de figuras ..... **VIII**

Lista de tablas ..... **X**

Introducción **11**

Objetivos **12**

1. Revisión Bibliográfica **13**
1.1 Marco teórico 13
1.1.1 Anatomía de la extremidad inferior 13
1.1.2 Amputación transfemoral y procedimiento quirúrgico 27
1.1.3 Ciclo de marcha 32
1.2 Estado del arte 34
1.2.1 Características generales de la reinserción muscular 34
1.2.2 Modelos para la determinación de fuerzas musculares 37
1.2.3 Construcción del modelo en elementos finitos 41

2. Metodología **45**
2.1. Obtención de la fuerza según reinserción muscular en amputado transfemoral. 45
2.2. Modelo en elementos finitos 49
2.2.1. Obtención de la geometría modelo simplificado 49
2.2.2. Modelo en elementos finitos simplificado 52
2.2.3. Modelo de estado de esfuerzos en la reinserción muscular 56
2.2.4. Obtención de la geometría 57

3. Resultados **64**
3.1. Fuerza muscular en la reinserción muscular 64
3.2. Estado de esfuerzos según modelo simplificado 67
3.3. Estado de esfuerzos en la reinserción muscular 71

4. Discusión **75**

5. Conclusiones **77**

6. Trabajo Futuro.....79

7. Anexos.....80

Lista de figuras

Pág.

Figura 1- 1. Regiones de la extremidad inferior [Drake et al, 2010].....14
Figura 1- 2. Centro y línea de gravedad [Drake et al, 2010].....14
Figura 1- 3. Movimientos de la articulación de la cadera A. Flexión y extensión. B. Abducción y aducción. [Drake et al, 2010].....15
Figura 1- 4. Movimientos de la articulación de la cadera. C. Rotaciones lateral y medial. D. circunducción [Drake , 2010].....15
Figura 1- 5. Movimientos de la rodilla y el tobillo. A. flexión y extensión de la rodilla. B. flexión dorsal y flexión plantar del tobillo [Drake, 2010].....16
Figura 1- 6. Músculos flexores de cadera [Drake, 2010].....17
Figura 1- 7. Músculos de la región glútea [Drake, 2010].....17
Figura 1- 8. Tuberosidad isquiática. Vista posterolateral [Drake, 2010].....18
Figura 1- 9. Extremo proximal del fémur derecho. [Drake, 2010].....20
Figura 1- 10. Diáfisis femoral [Drake, 2010].....22
Figura 1- 11. Muslo A. vista posterior B. vista anterior C. sección transversal de la porción media del muslo. [Drake, 2010].....23
Figura 1- 12. Músculos del compartimento medial del muslo. Vista anterior [Drake, 2010].....24
Figura 1- 13. Músculo pectíneo, aductor largo y aductor corto, vista anterior [Drake, 2010].....25
Figura 1- 14. Músculos aductor mayor y obturador externo. Vista anterior [Drake, 2010] 27
Figura 1- 15. Corte femoral [Peter, 2012].....30
Figura 1- 16. Agujeros para sutura muscular [Peter, 2012].....30
Figura 1- 17. Fases de la marcha [Velez, 2014].....34

Figura 2- 1. Modelo músculo esquelético base.....46
Figura 2- 2. Modelo OpenSimp con adecuaciones [Vélez, 2014].....48
Figura 2- 3. Fémur residual.....50
Figura 2- 4. Sección representativa fémur cortical.....50
Figura 2- 5. Distancias entre perforaciones.....51
Figura 2- 6. Diagrama de fuerzas.....52
Figura 2- 7. Superficies Virtuales.....53

Figura 2- 8. Aplicación de condiciones de borde 55
Figura 2- 9Mallado del modelo 55
Figura 2- 10. Fémur y cadera reconstruidos 57
Figura 2- 11. Niveles de amputación (a) Sin amputación (b) Tercio distal (c) Tercio medial (d) tercio proximal..... 58
Figura 2- 12. Orificios para sutura 59
Figura 2- 13. Geometrías tercios (a) Distal (b) Medial (c) Proximal..... 59
Figura 2- 14. Adecuación geometría del modelo 60
Figura 2- 15. Elementos conectores representativos del músculo aductor mayor..... 61
Figura 2- 16. Cargas al interior del cortical 61
Figura 2- 17. Fuerza sobre los agujeros 62
Figura 2- 18. Restricciones de movimiento..... 62
Figura 2- 19. Mallado modelo computacional 63

Figura 3- 1. Fuerza aductor mayor en el tercio proximal..... 65
Figura 3- 2. Fuerza aductor mayor en el tercio media..... 65
Figura 3- 3. Fuerza aductor mayor en el tercio distal..... 66
Figura 3- 4. Modelo simplificado para una distancia entre agujeros de 6 mm (B6) 70
Figura 3- 5. Normalidad, varianza y aleatoriedad de los datos de mediciones de los esfuerzo de von mises simplificado. 71
Figura 3- 6. Modelo completo para el tercio distal 73
Figura 3- 7. Modelo completo para el tercio medial 74
Figura 3- 8. Modelo completo porción proximal 74

Lista de tablas

Pág.
Tabla 1. Espesores de hueso cortical tomadas de la reconstrucción 3D 51
Tabla 2. Esquema de experimentación 51
Tabla 3. Análisis de convergencia 56
Tabla 4. Fuerzas musculares debido a la amputación transfemoral 66
Tabla 5. Fuerzas actuantes en los orificios a nivel medial 67
Tabla 6. Presiones para la base del agujero 67
Tabla 7. Presiones sobre la cara interna del hueso cortical según fuerzas F1, F2, F3, F4 69
Tabla 8. Resultado diseño de experimento replica 1 70
Tabla 9. Resultado diseño de experimento réplica 2 70
Tabla 10. Fuerzas tercio distal. 72
Tabla 11. Presiones sobre la cara interna del hueso cortical para el tercio distal 72
Tabla 12. Presiones sobre la base de los agujeros para el tercio distal 72

Introducción

Cuando se tiene una amputación transfemoral, se producen cambios funcionales y estructurales que afectan la movilidad del paciente, por esto se busca en gran medida retornarle la capacidad de movimiento a la extremidad residual, además de darle la forma adecuada al muñón, para que posteriormente el paciente pueda hacer uso de una prótesis.

En miras de tratar de retornarle a un paciente con amputación a nivel femoral la estabilidad en su extremidad afectada, se realiza la reinserción del músculo aductor en el extremo distal del fémur, tratando de centrar el hueso con respecto a los músculos remanentes de la extremidad inferior, además de darle un punto de anclaje para la reorganización de los músculos que están sueltos y formarán el acolchado distal del muñón.

Este re-anclaje muscular se hace efectivo mediante la sutura de los músculos al fémur residual, proporcionando así la capacidad de efectuar tracción del músculo sobre el hueso**.** Sin embargo y a pesar de que se tiene certeza de que la reinserción muscular es necesaria para darle estabilidad al muñón, la efectividad real del procedimiento quirúrgico es desconocida, haciéndose necesario generar mecanismos efectivos que permita visualizar el fenómeno de la reinserción muscular en una amputación femoral, y el efecto que éste genera sobre la estructura femoral.

Por lo anterior se hace imperioso la construcción de un modelo computacional representativo del re-anclaje del músculo al fémur, ya que un estudio in vivo es imposible por tratarse de pacientes, logrando así por medio de este modelo computacional una herramienta de evaluación que acerque al entendimiento de este procedimiento quirúrgico.

Por lo tanto con la construcción de este modelo se logrará conocer el comportamiento mecánico del fémur remanente frente a la reinserción muscular, con esto se tendrá mejores herramientas para perfeccionar la técnica quirúrgica en la amputación transfemoral, además se obtendrá mayor información para el diseño de prótesis y su adaptabilidad al muñón.

En miras de identificar el comportamiento mecánico del fémur residual en función de la reinserción muscular se plantearon los siguientes objetivos, los cuales pretenden

determinar en detalle el estado de esfuerzos en la zona de influencia de este anclaje muscular.

Objetivos

Objetivo general

Establecer mediante la construcción de un modelo computacional el estado de esfuerzos presente en la reinserción muscular de un amputado transfemoral.

Objetivos específicos

Caracterizar las condiciones de borde adecuadas para representar la reinserción muscular y aplicarlas sobre el modelo computacional a construir.

Desarrollar un modelo computacional representativo de la reinserción muscular mediante el uso de los elementos finitos.

Replicar el modelo computacional obtenido de la reinserción muscular para los niveles distal, medial y proximal de la extremidad residual

Para el desarrollo de estos objetivos se generó una reconstrucción geométrica de las estructuras óseas de sujetos con amputaciones transfemorales, geometría sobre la cual se aplicaron las restricciones y condiciones de borde que permitieran obtener un modelo en elementos finitos representativo del procedimiento quirúrgico, sobre el cual se analizó la respuesta bajo esfuerzo mecánico.

1. Revisión Bibliográfica

1.1 Marco teórico

1.1.1 Anatomía de la extremidad inferior

Dentro del análisis de la reinserción muscular en un amputado transfemoral, es importante identificar las estructuras funcionales que son afectadas; siendo así, es como la extremidad inferior toma importancia, ya que ésta es quien pierde su estructura fundamental y debe asumir los cambios que se generen debido a la amputación.

De esta manera un conocimiento de la anatomía de la extremidad inferior es importante, por lo tanto a continuación se da una descripción de las partes que se ven afectadas en el sistema músculo- esquelético, tomando como referencia el texto de Drake (2010).

La extremidad inferior se divide en la región glútea, muslo, pierna y pie, Figura 1.1. De estas regiones la parte glútea y del muslo, son las más importantes en la amputación, ya que son las que asumen la responsabilidad de las regiones faltantes. Espacialmente la región glútea es posterolateral y está entre la cresta iliaca y el pliegue cutáneo que define el límite inferior de la cadera. A nivel anterior, el muslo está entre el ligamento inguinal y la articulación de la rodilla, la articulación de la cadera es justo inferior al tercio medio del ligamento inguinal y la parte posterior del muslo está entre el pliegue glúteo y la rodilla, la pierna está entre la rodilla y el tobillo, y el pie es distal a la articulación del tobillo, siendo estos dos últimos los elementos que se pierden en una amputación transfemoral, incluyendo la rodilla.

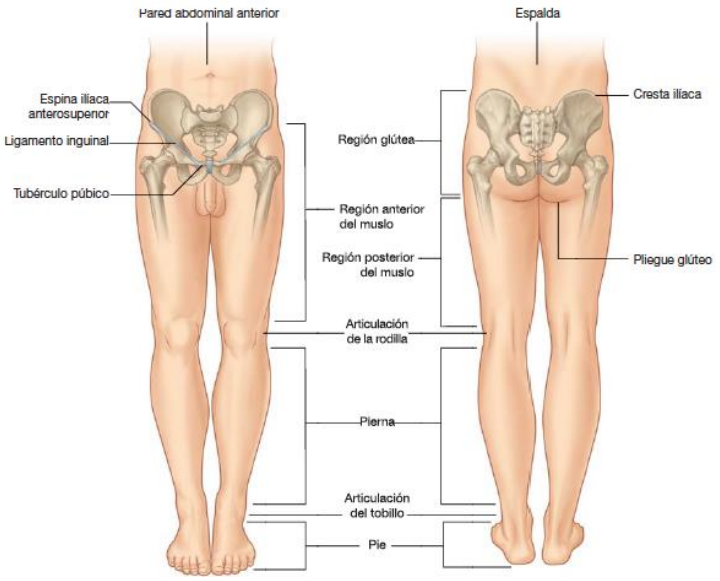


Figura 1- 1. Regiones de la extremidad inferior [Drake, 2010]

La extremidad inferior tiene dos funciones fundamentales, la primera y más básica es soportar el cuerpo con el mínimo gasto de energía cuando se está en posición erguida Figura 1-2, para esto requiere conservar la línea vertical que pasa a través del centro de gravedad, que es ligeramente posterior a las articulaciones de la cadera, anterior a las articulaciones de la rodilla y el tobillo, se sitúa directamente sobre la base de apoyo casi circular formada por los pies en el suelo y mantiene las articulaciones de la rodilla y la cadera en extensión.

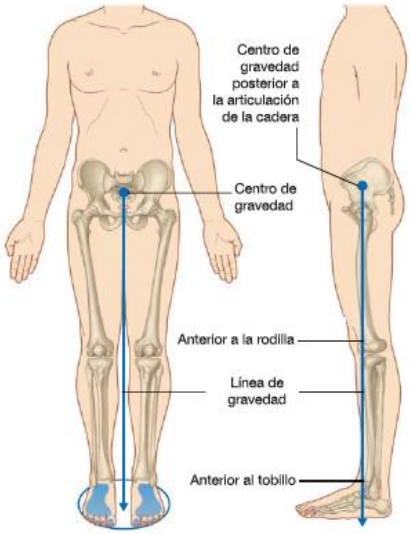


Figura 1- 2. Centro y línea de gravedad [Drake, 2010]

La segunda función es mover el cuerpo a través del espacio. Esto implica la integración de los movimientos de todas las articulaciones de la extremidad para poner el pie sobre el suelo y mover el cuerpo sobre el pie. Los movimientos de la articulación de la cadera son la flexión, la extensión, la abducción, la aducción, las rotaciones medial y lateral y la circunducción Figura.1- 3, 4.

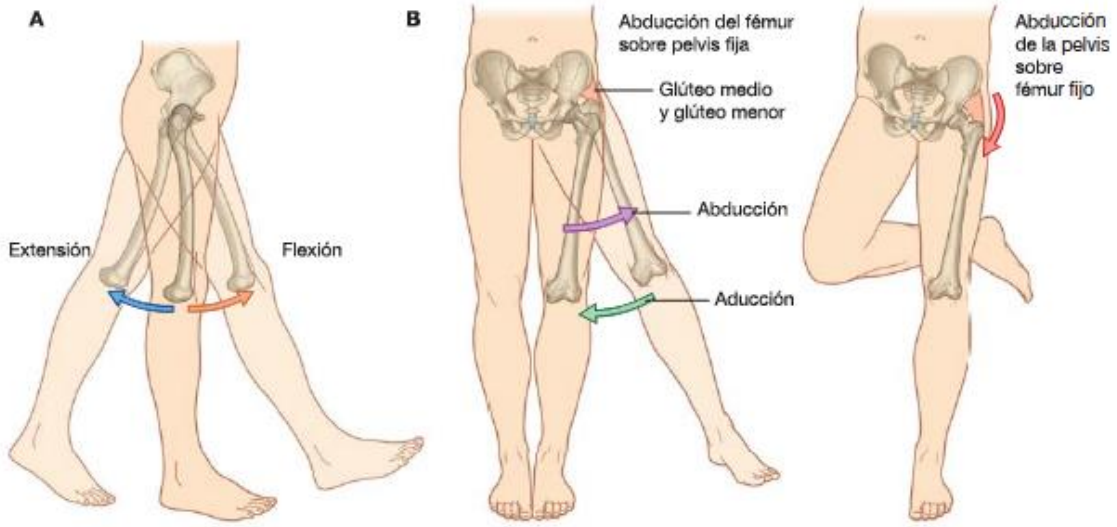


Figura 1- 3. Movimientos de la articulación de la cadera A. Flexión y extensión. B. Abducción y aducción. [Drake, 2010]

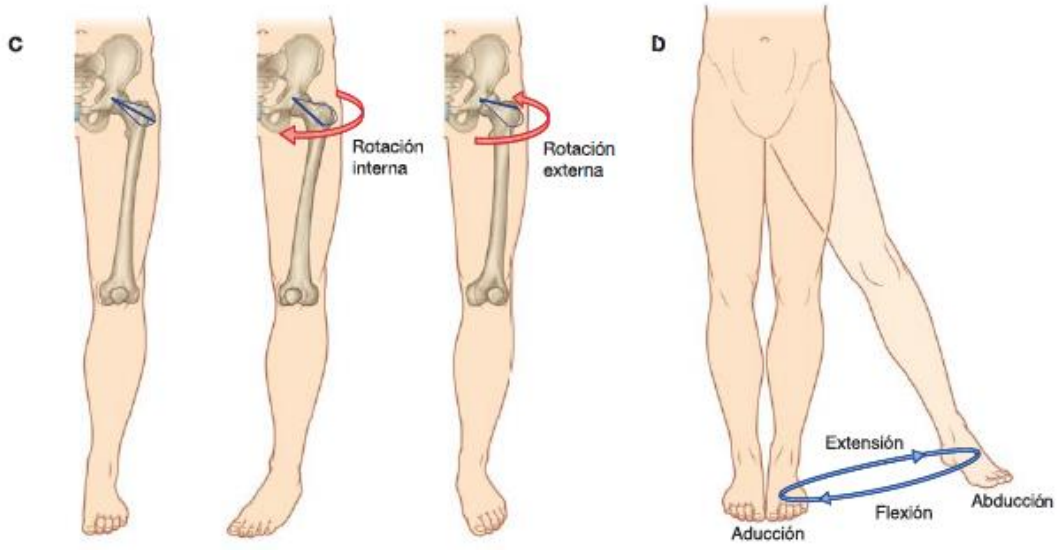


Figura 1- 4. Movimientos de la articulación de la cadera. C. Rotaciones lateral y medial. D. circunducción [Drake, 2010]

Mientras que los movimientos de la rodilla y el tobillo son la flexión y la extensión Figura 1-5. Sin embargo, debido a la pérdida de estructuras osteo-musculares por la amputación, es inevitable el aumento del gasto energético, ya que se tiene una descompensación del cuerpo al momento de la marcha, ya que se pierden las partes que generan la flexión y extensión de rodilla y por ende la flexión dorsal y plantar en el tobillo.

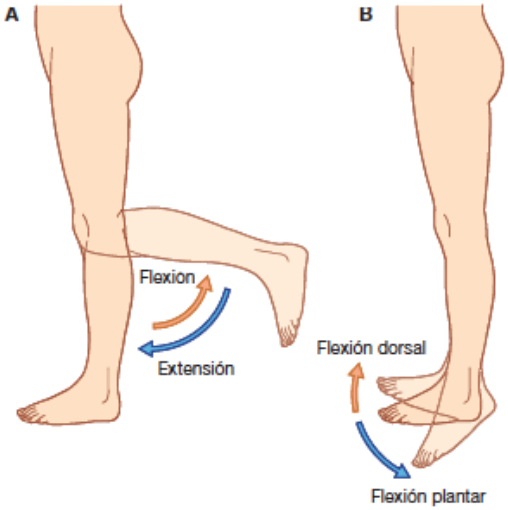


Figura 1- 5. Movimientos de la rodilla y el tobillo. A. flexión y extensión de la rodilla. B. flexión dorsal y flexión plantar del tobillo [Drake, 2010]

En este sentido, las partes corporales que toman verdadera relevancia al momento de la amputación son las que están presentes en la zona del glúteo y muslo, teniendo una mayor implicación el segundo ya que tanto el fémur como los músculos que se insertan en él son las partes que se afectan directamente.

De esta manera la descripción de la anatomía de la extremidad inferior se basará en la región glútea y el muslo; en donde la región glútea consta sobre todo de músculos extensores, rotadores y abductores de la articulación de la cadera. Además de mover el muslo sobre la pelvis, estos también controlan el movimiento de la pelvis respecto a la extremidad que soporta el cuerpo.

Los principales músculos flexores de la cadera no se originan en la región glútea ni en el muslo, si no que se insertan en la pared abdominal posterior y desciende a través del espacio que existe entre el ligamento inguinal y la pelvis para insertarse en el extremo proximal del fémur Figura 1-6,7.

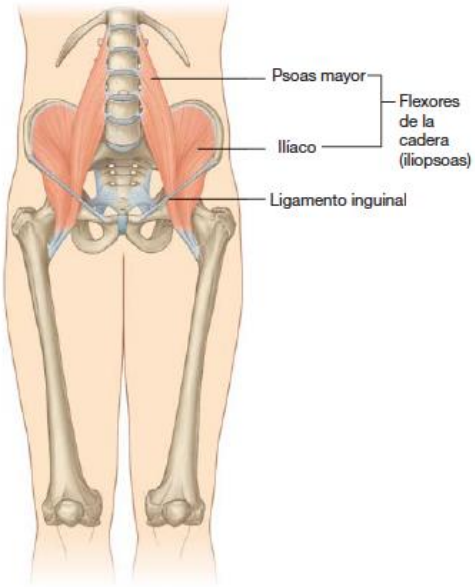


Figura 1- 6. Músculos flexores de cadera [Drake, 2010]

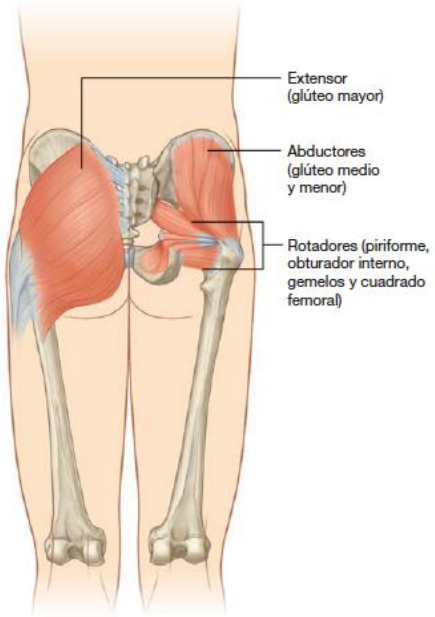


Figura 1- 7. Músculos de la región glútea [Drake, 2010]

Otro grupo de músculos presentes en la zona glútea son los isquiotibiales, los cuales actúan sobre la cadera (extensión) y la rodilla (flexión) ya que se insertan en la pelvis y en los huesos de la pierna y los músculos del compartimento anterior (cuádriceps

femoral) que extienden la rodilla, todos estos músculos quedan sueltos o desvinculados de la extremidad ya que al momento de la amputación se pierde la inserción por debajo de la rodilla.

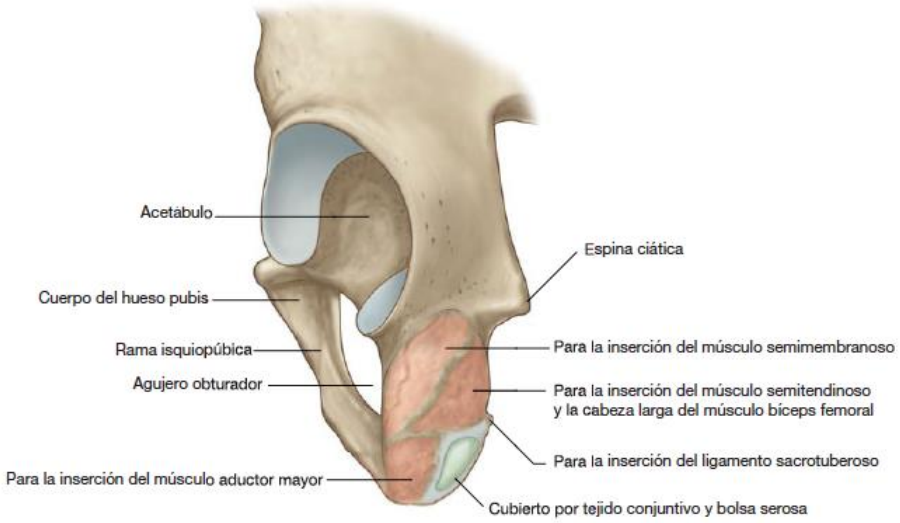


Figura 1- 8. Tuberosidad isquiática. Vista posterolateral [Drake, 2010].

Aparte de las estructuras musculares, los componentes óseos presentan cambios en una mayor o menor medida, como los presentados en el hueso coxal en la cadera, aunque en éste no se tiene perdida estructural, la mayoría de los músculos que presentan modificaciones se anclan directamente de este hueso, como lo son los músculos aductor largo, el aductor corto, el aductor mayor, el pectíneo y el grácil Figura 1-8, modificando las condiciones bajo las cuales opera típicamente este hueso.

Otra parte importante de la cadera es el acetábulo ya que es la parte que se articula con la cabeza del fémur, éste se sitúa en la superficie lateral del hueso coxal, en la región donde se fusionan el ilion, el pubis y el isquion Figura. 1-8. La pared del acetábulo consta de partes no articulares y articulares, la zona no articular es rugosa y forma una depresión circular, y la superficie articular es ancha y rodea los bordes anterior, superior y posterior de la fosa acetabular. La superficie articular lisa con forma de medialuna es más ancha a nivel superior, por donde la mayor parte del peso del cuerpo se transmite a través de la pelvis hasta el fémur.

Posterior a los huesos de la cadera se tiene el fémur, que constituye el hueso más largo del cuerpo. Su extremo proximal se caracteriza por una cabeza, un cuello y dos grandes proyecciones (el trocánter mayor y trocánter menor) en la parte superior de la diáfisis Figura 1-9. La cabeza del fémur es esférica y se articula con el acetábulo del hueso coxal. Se caracteriza por presentar una pequeña depresión no articular en la superficie medial para la inserción del ligamento de la cabeza.

El cuello del fémur es un puntal cilíndrico de hueso que conecta la cabeza con la diáfisis. Se proyecta a nivel supero-medial desde la diáfisis, formando un ángulo de unos 125º y se proyecta ligeramente hacia delante. La orientación del cuello respecto a la diáfisis aumenta el arco de la movilidad de la articulación de la cadera.

La parte superior de la diáfisis del fémur alberga los trocánteres mayor y menor, que son zonas de inserción para los músculos que mueven la articulación de la cadera.

El trocánter mayor se extiende a nivel superior desde la diáfisis del fémur, justo lateral a la región donde éste se une al cuello del fémur Figura 1-9. Continúa a nivel posterior donde su superficie medial tiene un surco profundo que forma la fosa trocantérica. La pared lateral de esta fosa tiene una depresión oval marcada para la inserción del músculo obturador externo.

El trocánter mayor presenta una cresta alargada sobre su superficie anterolateral para la inserción del glúteo menor y una cresta similar a nivel más posterior en su superficie lateral para la inserción del glúteo medio. Entre estos dos puntos se puede palpar el trocánter mayor.

En el lado medial de la cara superior del trocánter mayor y justo por encima de la fosa trocantérica existe una pequeña impresión para la inserción de los músculos obturador interno y sus músculos gemelos asociados, e inmediatamente por encima y por detrás de esta marca hay una impresión sobre el borde del trocánter para la inserción del músculo periforme.

El trocánter menor es más pequeño que el mayor y tiene una forma cónica roma. Se proyecta en sentido posteromedial desde la diáfisis del fémur, justo por debajo de la unión de cuello Figura 1-9. Es la zona de inserción para los tendones combinados de los

músculos psoas mayor e ilíaco. Extendiéndose entre los dos trocánteres y separando la diáfisis del fémur de su cuello están la línea y la cresta intertrocantéricas.

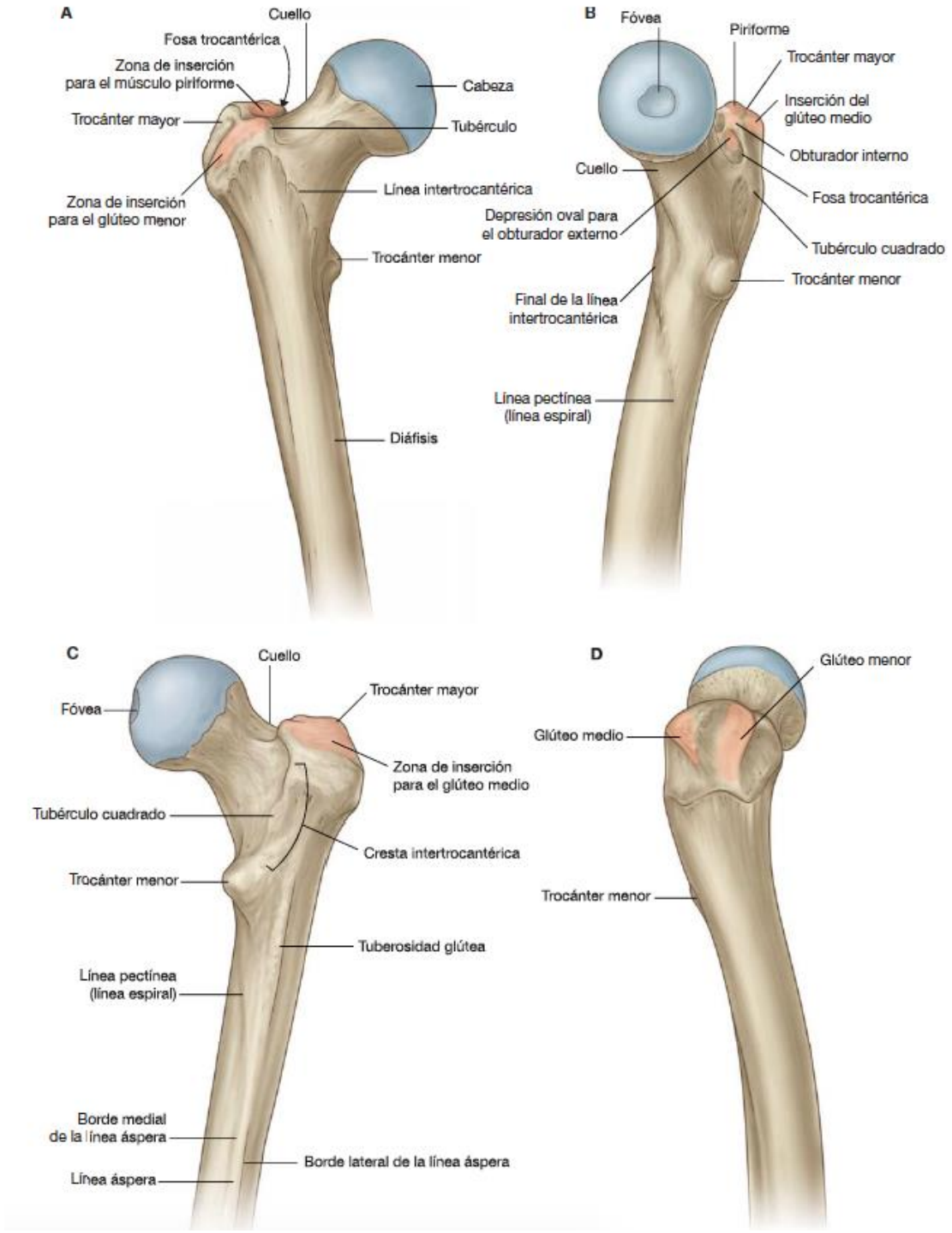


Figura 1- 9. Extremo proximal del fémur derecho. [Drake, 2010]

La línea intertrocantérica es una cresta ósea situada en la superficie anterior del borde superior de la diáfisis que desciende en sentido medial desde un tubérculo situado en la superficie anterior de la base del trocánter mayor hasta una posición anterior a la base del trocánter menor Figura 1-9. Se continúa con la línea pectínea, que se curva en sentido medial debajo del trocánter menor y alrededor de la diáfisis del fémur para fundirse con el borde medial de la línea áspera, situada en la cara posterior del fémur.

Otra característica visible es la cresta intertrocaterica, ésta es la superficie posterior del fémur y desciende en sentido medial a través del hueso desde el borde posterior del trocánter mayor hasta la base del trocánter menor Figura 1-9. Es una cresta ósea lisa y ancha con un tubérculo prominente situado sobre su mitad superior, que constituye la inserción del músculo cuadrado femoral.

Por último se tiene la diáfisis del fémur el cual desciende de lateral a medial en el plano coronal formando un ángulo de 7º con el eje vertical del fémur Figura 1-10. El extremo distal del fémur está, por tanto, más cerca de la línea media que el extremo superior de la diáfisis.

El tercio medio de la diáfisis del fémur tiene forma triangular con unos bordes lateral y medial lisos entre las superficies anterior, lateral y medial. El borde posterior es ancho y forma una cresta elevada prominente.

La línea áspera es una zona destacada de inserción muscular en el muslo. En el tercio proximal del fémur, los bordes medial y lateral de la línea áspera divergen y continúa a nivel superior formando la línea pectínea y la tuberosidad glútea, respectivamente Figura 1-10.

El extremo distal del fémur se caracteriza por dos grandes cóndilos, que se articulan con la cabeza proximal de la tibia. Los cóndilos están separados a nivel posterior por una fosa intercondílea y se unen a nivel anterior donde se articulan con la rótula, estos cóndilos se pierden debido al corte de la amputación transfemoral.

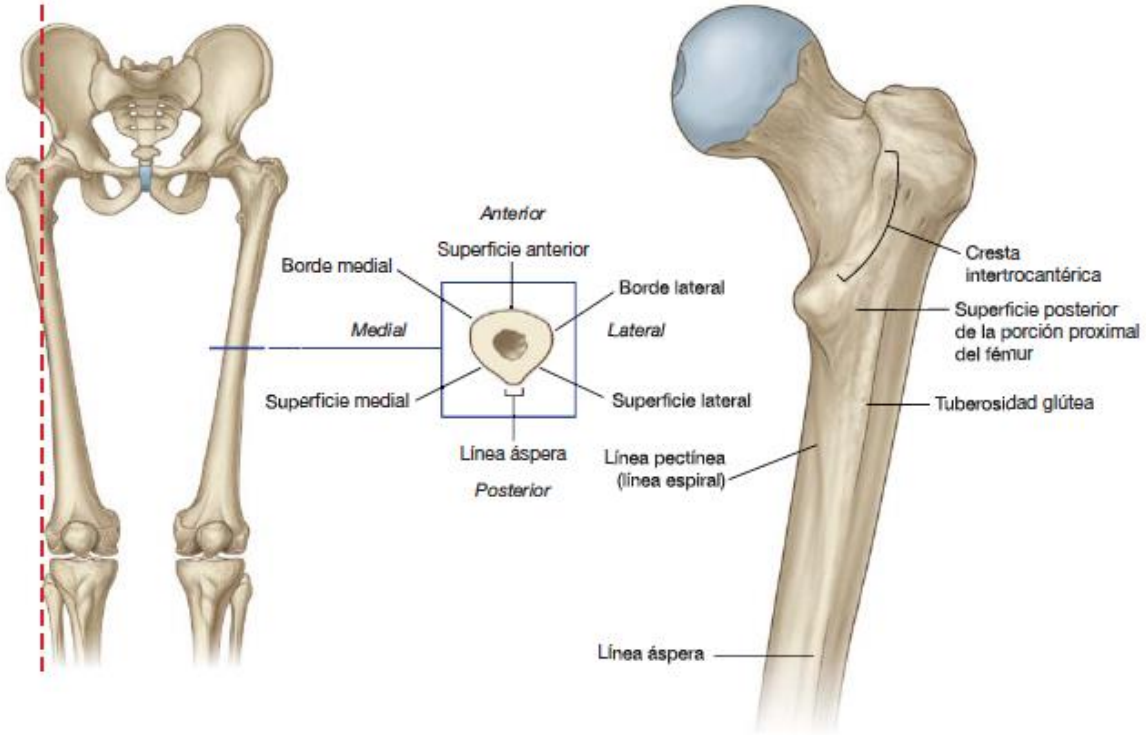


Figura 1- 10. Diáfisis femoral [Drake, 2010]

Continuando con la descripción de los elementos musculares del muslo, se tiene que está dividido en tres componentes intermusculares que se ubican entre la cara posterior del fémur y la fascia lata Figura 1-11.

El compartimento anterior del muslo contiene músculos que, sobre todo, extienden la pierna en la articulación de la rodilla, el compartimento posterior del muslo presenta músculos que extienden la articulación de la rodilla, y el compartimento medial del muslo consta de músculos que aducen el muslo en la articulación de la cadera.

La mayor parte de los grandes músculos del muslo se insertan en los extremos proximales de los huesos de la pierna (tibia y peroné) que flexionan y extienden la pierna en la articulación de la rodilla, debido al punto de inserción de los músculos del muslo, el punto de anclaje sobre la tibia y el peroné se pierde ya que el corte de la amputación se hace por encima de la rodilla, dejando los músculos sin inserción. Otros músculos que

pierden funcionalidad son los gastrocnemios, ya que el origen de estos es el extremo distal del fémur, perdiendo además la flexión plantal del pie.

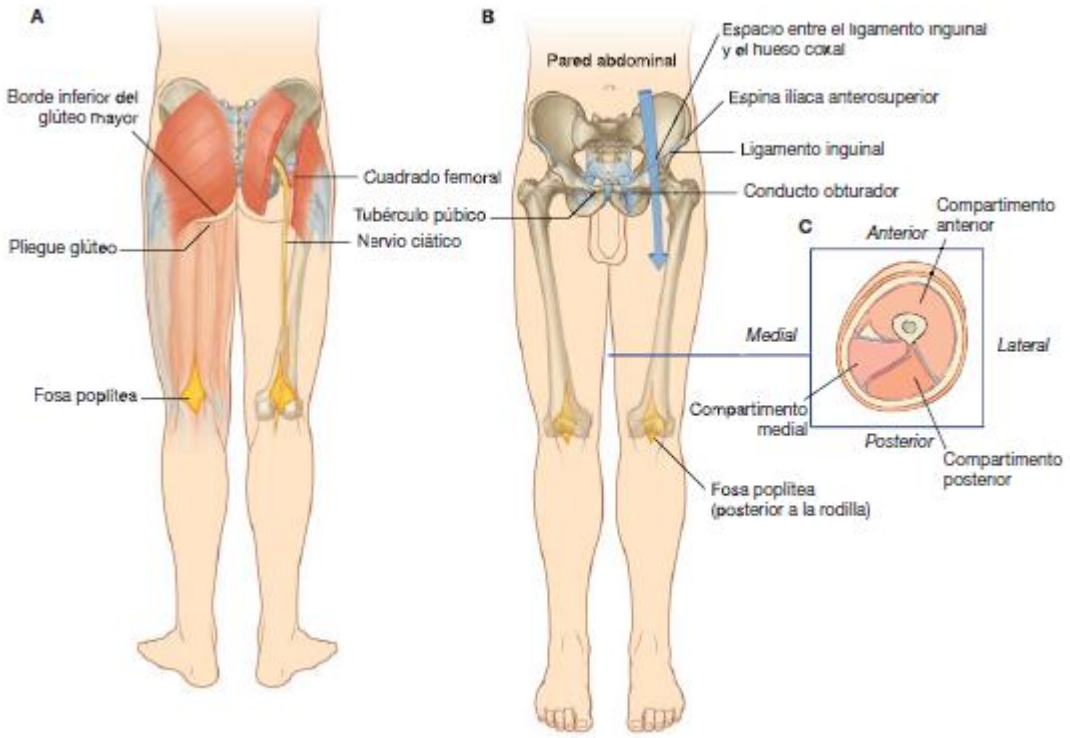


Figura 1- 11. Muslo A. vista posterior B. vista anterior C. sección transversal de la porción media del muslo. [Drake, 2010]

Los músculos del muslo se disponen en tres compartimentos separados por tabiques intermusculares Figura 1-11. El compartimento anterior del muslo. Contiene los músculos sartorio y los cuatro grandes músculos del cuádriceps femoral (recto femoral, vasto lateral, vasto medial y vasto intermedio). Todos están inervados por el nervio femoral. Además, los extremos terminales de los músculos psoas mayor e ilíaco pasan a la parte superior del compartimento anterior desde su zona de origen, situada en la pared abdominal posterior.

El compartimento medial del muslo contiene cinco músculos (grácil, pectíneo, aductor largo, aductor corto y aductor mayor). Todos estos, excepto el pectíneo que está inervado por el nervio femoral, y parte del aductor mayor, inervado por el nervio ciático, están inervados por el nervio obturador.

El compartimento posterior del muslo contiene tres grandes músculos, denominados isquiotibiales. Todos están inervados en el nervio ciático.

Existen seis músculos en el compartimento medial del muslo: grácil, pectíneo, aductor largo, aductor corto, aductor mayor y obturador externo Figura 1-12. Todos estos músculos, excepto el obturador externo, aducen principalmente el muslo en la articulación de la cadera; el aductor largo y el mayor también pueden rotar en sentido medial el muslo, el obturador externo es un rotador lateral del muslo en la articulación de la cadera.

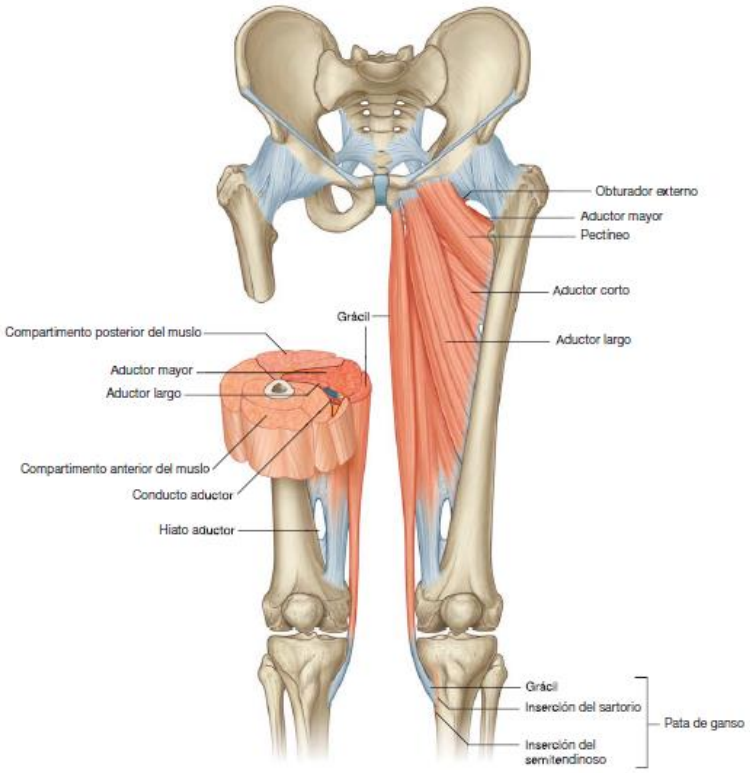


Figura 1- 12. Músculos del compartimento medial del muslo. Vista anterior [Drake, 2010]

El músculo grácil es el más superficial de los músculos del compartimento medial del muslo y desciende casi en vertical hacia la cara medial del muslo Figura 1-12. Se inserta por encima a la superficie externa de la rama isquiopúbica del hueso coxal, y por debajo, a la superficie medial de la porción proximal de la diáfisis de la tibia, donde se dispone entre el tendón del sartorio por delante y el tendón del semitendinoso por detrás.

El pectíneo es un músculo cuadrangular plano Figura 1-13, se inserta a nivel superior a la línea pectínea del hueso coxal y al hueso adyacente, y desciende a nivel lateral para insertarse en una línea oblicua que se extiende desde la base del trocánter menor hasta la línea áspera situada en la superficie posterior de la porción proximal del fémur.

Desde su origen en el hueso coxal, el pectíneo pasa al interior del muslo por debajo del ligamento inguinal y forma parte del suelo de la mitad medial del triángulo femoral. El pectíneo aduce y flexiona el muslo en la articulación de la cadera y está inervado por el nervio femoral.

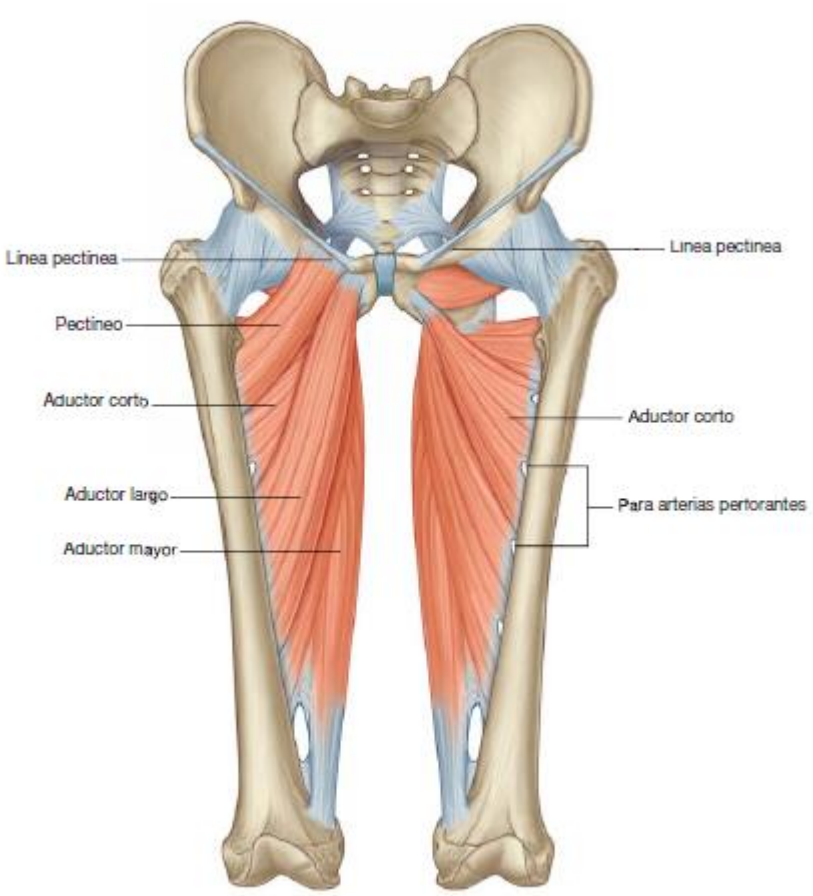


Figura 1- 13. Músculo pectíneo, aductor largo y aductor corto, vista anterior [Drake, 2010]

El aductor largo es un músculo plano en forma de abanico que se origina en una pequeña área triangular rugosa situada en la superficie externa del cuerpo del pubis, justo por debajo de la cresta púbica y lateral a la sínfisis del pubis Figura. 1-13. Se

expande a medida que desciende en sentido posterolateral para insertarse en tercio medio de la línea áspera.

El aductor largo contribuye a formar el suelo del triángulo femoral, y su borde medial constituye el borde medial del triángulo femoral. Este músculo también conforma la pared posterior proximal del conducto de los aductores. El aductor largo aduce y rota en sentido medial el muslo en la articulación de la cadera y está inervado por la división anterior del nervio obturador.

El aductor corto se dispone por detrás del pectíneo y del aductor largo. Es un músculo triangular, insertado en su vértice al cuerpo de pubis y la rama púbica inferior, justo superior al origen del músculo grácil Figura 1-13. La base expandida del músculo se inserta mediante una aponeurosis a una línea vertical que se extiende desde la zona lateral a la inserción del pectíneo hasta la cara superior de la línea áspera lateral a la inserción del aductor largo. El aductor corto aduce el músculo en la cadera y está inervado por el nervio obturador.

El aductor mayor es el músculo más grande y profundo del compartimento medial del muslo Figura 1-14, forma la pared posterior distal del conducto de los aductores. Como el músculo aductor largo y corto, el aductor mayor es un músculo triangular en forma de abanico, anclado por su vértice a la pelvis e insertado al fémur a través de su base expandida.

En la pelvis, el aductor mayor se inserta a lo largo de una línea que se extiende desde la rama púbica inferior, por encima de las inserciones de los músculos aductor largo y corto, y a lo largo de la rama del isquion a la tuberosidad isquiática. La parte del músculo que se origina en la rama isquiopúbica se expande en sentido lateral e inferior para insertarse en el fémur a lo largo de una línea vertical de inserción que se extiende desde justo por debajo del tubérculo cuadrado y medial a la tuberosidad glútea, a lo largo de la línea áspera y hacia la línea supracondílea medial.

El aductor mayor aduce y rota en sentido medial el muslo en la articulación de la cadera. La parte aductora del músculo está inervado por el nervio obturador y la parte isquiotibial por división tibial del nervio ciático.

Este grupo de músculos aductores, posterior a la amputación son los que terminan asumiendo la estabilidad de la extremidad residual, ya que son los músculos que preservan su inserción sobre el fémur residual.

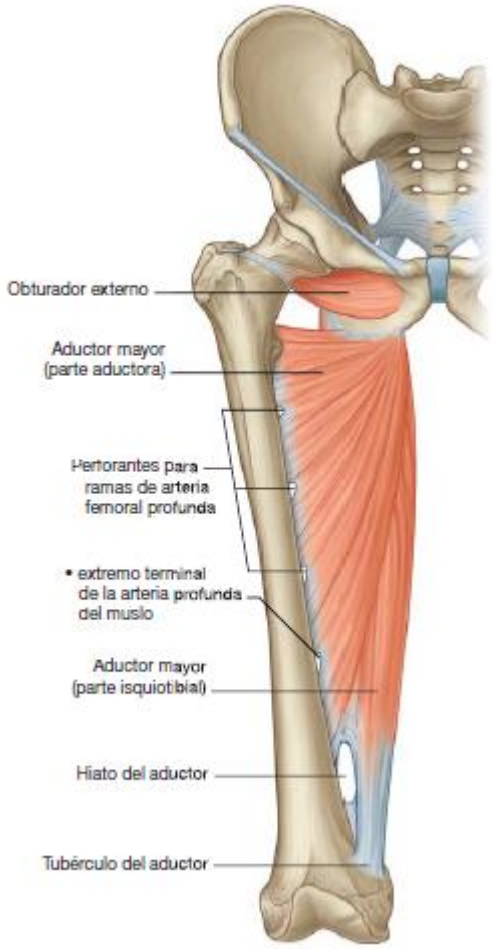


Figura 1- 14. Músculos aductor mayor y obturador externo. Vista anterior [Drake, 2010]

1.1.2 Amputación transfemoral y procedimiento quirúrgico

Luego de la descripción fisiológica de la extremidad inferior es importante identificar las implicaciones que se tienen luego de una amputación transfemoral y qué cambios conlleva en la anatomía del sujeto, con miras de la realización de la reinserción muscular. Es por esto que en este apartado se pretende hacer una descripción de algunos detalles

del procedimiento quirúrgico que posteriormente se retoman para el desarrollo de del modelo computacional.

Las amputaciones se definen de forma general como: “la resección completa y definitiva de una parte o totalidad de una extremidad” [Ocampo *et al*, 2010], en la cual se tienen dos objetivos principalmente: el primero es la extirpación y el segundo la reconstrucción. En el primer objetivo se retira la porción de la extremidad para eliminar el estado patológico y en la segunda se busca crear un órgano distal adecuado para el manejo protésico y la restauración parcial de la función.

Para efectos de esta investigación, el análisis se centrará en pacientes con una amputación a nivel femoral, con implicaciones sobre los tercios distal, medial y proximal. Los pacientes con este tipo de amputación presentan grandes alteraciones en el ciclo de la marcha debido al desequilibrio generado por la falta de la extremidad, además la estructura muscular y ósea se ven afectadas por la pérdida del alineamiento original de estos [Ocampo *et al*, 2010].

En el caso de una amputación transfemoral, la alineación anatómica y mecánica se encuentra alterada porque el fémur residual no es tan largo como en la anatomía normal. Esto sucede porque la mayor parte de la inserción del músculo aductor mayor se pierde, cuya principal inserción se localiza en el tercio medio y distal del fémur.

Así mismo, el procedimiento quirúrgico que se realice debe procurar mantener el muñón lo más largo posible, puesto que cuanto más lo sea, más fácil será sostener y alinear una prótesis. La habilidad funcional del paciente está determinada por la longitud de su muñón, puesto que éste provee un mayor brazo de palanca que puede ayudar a transferir las fuerzas y a encontrar un mejor balance en la marcha [Malagón, 1994].

Como la inserción original de los músculos aductores se pierde dependiendo del nivel de la amputación, el brazo de palanca de éstos se acorta; por ende, al tener un músculo más corto, se debe generar una fuerza mayor para posicionar el fémur en el punto normal. Sin embargo, generar esta fuerza no es posible para este músculo, por lo que el

muñón permanecerá en abducción, incrementando la inestabilidad y el consumo de energía durante la marcha [Balmayor, 2003].

De los tres músculos aductores, el aductor mayor es el que genera mayor fuerza mecánica, al ser tres o cuatro veces más largo y con mayor masa muscular que el resto de músculos que se insertan en el fémur. En una amputación transfemoral se pierde la mayor parte de este músculo, reduciendo en un 70% la efectividad del brazo de palanca para realizar la aducción [Gottschalk, 1994].

Aparte de las pérdidas funcionales debido a la amputación, una fijación inadecuada de los músculos en la conformación del muñón y la atrofia muscular, debido al no uso de los músculos, son factores responsables en la disminución de la fuerza muscular [Balmayor, 1994]. Evidenciándose esta disminución de fuerza muscular y su inadecuada estabilización, mediante la alteración en el movimiento corporal del paciente [Malagón, 1994].

La forma tradicional en que se retorna de manera parcial la estabilidad muscular a la extremidad amputada es mediante la miodesis, ésta consiste en la fijación por puntos de sutura de los diferentes planos musculares al hueso, mediante agujeros de anclaje, originando una inserción muscular distal artificial que ofrece ventajas en forma y consistencia final del muñón, ésta mantiene el tono muscular, así como la fuerza del muñón, favoreciendo la rehabilitación del paciente.

En las amputaciones convencionales los músculos se dividen más abajo del nivel donde se hará la sección del hueso, de manera que los extremos se retraigan hasta ese nivel, pero en las amputaciones en que se usa miodesis los músculos deben dividirse por lo menos 5 cm debajo del nivel donde se hará la sección y luego se los sutura a grupos musculares o al hueso respectivamente. Esto promueve una mejor funcionalidad de los músculos remanentes y la circulación de la sangre en el muñón, además de contribuir con la disminución del dolor fantasma [Umberto, 2006].

Típicamente el procedimiento quirúrgico dicta, que el fémur se seccione de 7.5 a 10 cm por encima de la articulación de la rodilla, mediante un corte perpendicular a su eje

longitudinal, esto con respecto a la estructura ósea Figura 1-15, además se debe dejar la suficiente cantidad de tejido blando para el cubrimiento posterior del muñón.

Figura 1- 15. Corte femoral [Peter, 2012]

Posterior al corte distal del fémur, el cirujano debe retirar el periostio o capa que recubre el hueso y donde se anclan los músculos, esto con el fin de generar el espacio para la perforación de los agujeros en donde se anclaran las suturas. Todos los cortes que se realizan deben ser pulidos, ya que pueden quedar aristas y residuos que afectan al paciente. Figura 1-15.

Luego se taladran cuatro agujeros de 2.5 mm de diámetro a 10 mm de distancia del extremo distal del fémur, posicionados en la parte lateral y anterior, para permitir el anclaje de las suturas para la miodesis Figura1-16.

Figura 1- 16. Agujeros para sutura muscular [Peter, 2012]

El posicionamiento de la suturas tiene un orden establecido, ya que se debe garantizar que sujetarán el músculo de forma adecuada, en donde se debe colocar tres suturas independientes, que pasen la corteza cortical al canal medular.

Es inevitable que a raíz de este procedimiento se presente cierto grado de osteoporosis determinado por varios factores, siendo los más importantes, la falta de carga y el uso al cual es sometido el muñón. A parte de esto se producen cambios progresivos a lo largo de un período de meses, la cortical se adelgaza y la cavidad medular se ensancha dando lugar a un debilitamiento considerable de la arquitectura ósea y un incremento del riesgo de fractura por caídas, que afectan casi siempre el cuello o al extremo superior de la diáfisis femoral [Ocampo *et al*, 2010].

De igual manera que el fémur, la musculatura del muñón se encuentra muy dañada después de la amputación. Las fibras musculares han sido acortadas en su longitud, por lo tanto la capacidad contráctil se encuentra muy disminuida, reduciendo el equilibrio en el sistema muscular, además algunos músculos están debilitados por la técnica quirúrgica, mientras que otros se mantienen intactos.

Los músculos mono articulares que se encuentran por encima del nivel de cirugía mantienen su función conservada, mientras que los músculos biarticulares que fueron seccionados, tendrán una funcionalidad que dependerá del tipo de inserción distal dada por la técnica quirúrgica. Por ejemplo: en los músculos flexores del muñón, el psoas-iliaco se encuentra íntegro por tener un punto de inserción superior al nivel de la amputación; mientras que en el cuádriceps el punto de inserción en el tubérculo anterior de la tibia ha desaparecido.

Otro aspecto importante es la pérdida de función del aductor mayor, en una amputación a nivel del muslo, lo que conduce a la abducción del fémur residual, además el aductor mayor tiene la principal ventaja mecánica para sujetar y mantener al muslo en la posición anatómica normal. La pérdida del tercio distal de su inserción da por resultado un 70% de pérdida del momento de fuerza efectiva del músculo. Así, el aductor mediano y el aductor menor serán los únicos que proporcionarán el mecanismo para mantener al

fémur en aducción ya que estos permanecen intactos en la amputación [Gottschalk, 1994].

Manteniendo el aductor mayor intacto y un adecuado re-anclaje sobre el fémur residual se mantendrá el balance entre los abductores y los aductores de la cadera. En el momento de la amputación, el mecanismo abductor de cadera permanece intacto. El glúteo medio, el glúteo menor y partes del glúteo mayor llevan a cabo esta función. Sin embargo, el tensor de la fascia lata juega un papel muy importante en la abducción de cadera, durante la fase de apoyo de la marcha. A pesar de que la inserción distal del tensor de la fascia lata se secciona en la amputación, el músculo todavía puede funcionar como abductor del muslo, debido a su inserción indirecta en la línea áspera.

Sin embargo, en el momento de la cirugía, el tensor de la fascia lata debe ser suturado a la fascia medial del muslo para proveer estabilidad adicional. El desequilibrio muscular luego de la amputación provoca un predominio de fuerzas en flexión, abducción y rotación externa de cadera. Esto se debe, por un lado, al predominio de la fuerza flexora que ejerce el psoas-ilíaco que no logra ser equilibrada por el glúteo mayor; y por otro lado, se debe a los músculos abductores, glúteo mediano y menor que conservan su función; mientras que los músculos aductores tendrán menor capacidad de aducción cuanto más alto sea el nivel de amputación, por lo tanto habrá mayor predominio de fuerza abductora.

1.1.3 Ciclo de marcha

Posterior a una descripción detallada de la anatomía de la extremidad inferior es importante conocer como es el funcionamiento de ésta, e identificar qué músculos se activan y que movimientos se generan en la marcha normal, teniendo claro que posterior a la amputación la cadencia y estilo de la marcha del individuo desaparecerá totalmente.

El desarrollo del ciclo de la marcha está marcado por una serie de acontecimientos que permite realizar una subdivisión fina del mismo, facilitando su descripción. En donde bajo condiciones de normalidad los movimientos de contacto del talón con el suelo, apoyo completo de la planta del pie, despegue del talón, despegue de los dedos, oscilación del

miembro y siguiente contacto del talón son características comunes de un ciclo sano, sin embargo algunas de las etapas anteriores, pueden desvirtuarse, o incluso no existir en determinadas alteraciones de la marcha.

En tal caso, para realizar una subdivisión apropiada, sería preciso definir de forma alternativa los límites entre fases intermedias, estos espacios se definen como, fase de recepción de la carga, fase media de apoyo, fase de despegue, fase inicial de oscilación y fase final de la oscilación.

Dentro del periodo de apoyo, la fase de recepción de la carga transcurre entre el contacto inicial y el apoyo completo del pie; seguidamente se produce una fase media del apoyo, hasta el instante de despegue del talón; por último, la fase de despegue, hasta el instante en que los dedos se elevan sobre el suelo. En cuanto al periodo de oscilación, su división se realiza en dos mitades de igual duración.

Debido que el ciclo de marcha tiene patrones continuos y repetibles bajo condiciones normales, este ciclo se puede dividir en porcentajes distinguibles de cada uno de los periodos, con respecto al 100% del ciclo, donde la fase de contacto inicial (CI) corresponde entre el 0 y el 2% del ciclo, la fase inicial del apoyo (AI) entre el 0 y el 10%, la fase media del apoyo (AM) entre el 10 y el 30%, la fase final del apoyo (AF) entre el 30 y el 50%, fase previa de oscilación (OP) entre el 50 y el 60%, la fase final de oscilación (OI) entre el 60 y el 73%, la fase media de la oscilación (OM) entre 73 y 87% y la fase final de la oscilación (OF) 87 – 100% del ciclo de marcha, figura 1-17 [Sánchez et al, 1999].

Sin embargo, si se tiene en consideración que posterior a la amputación transfemoral, los músculos que quedan activos son aquellos que preservan sus puntos de inserción natural, como los músculos aductores, el movimiento resultante es totalmente diferente a una marcha normal, aun así el paciente tenga prótesis, debido a que el movimiento de la extremidad residual debe ser asumido por los músculos que quedan intactos.

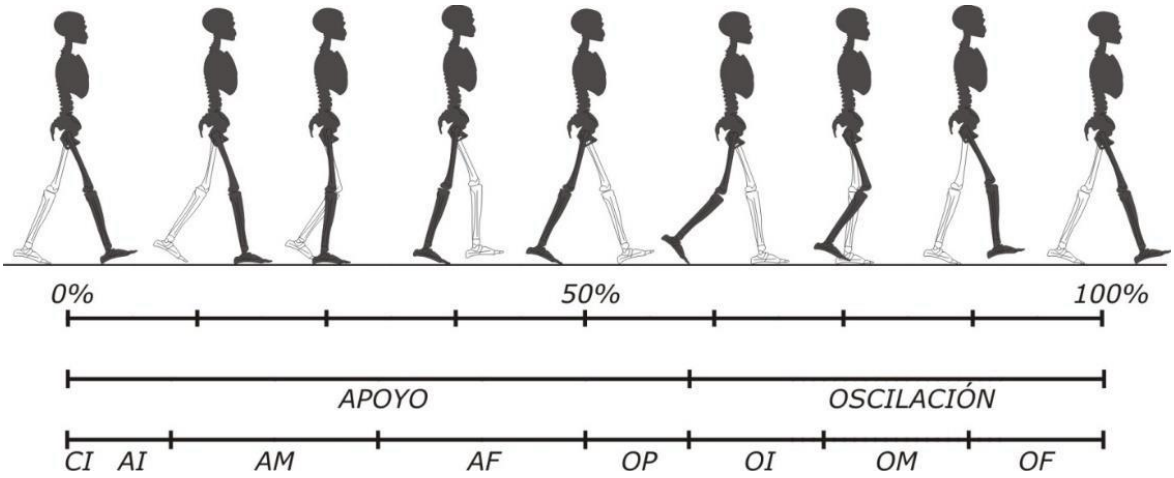


Figura 1- 17. Fases de la marcha [Velez, 2014]

1.2 Estado del arte

Con base en los elementos necesarios para la conformación del modelo computacional que representa el fenómeno en estudio Figura 1-18, es posible afirmar que el análisis del estado de esfuerzos presente en una reinserción muscular integra tres líneas de trabajo: las características particulares que da el procedimiento quirúrgico para la reinserción muscular; las fuerzas generadas en la interacción músculo - hueso al momento de la marcha patológica; y finalmente los requerimientos particulares del método de los elementos finitos en función de la reinserción muscular.

1.2.1 Características generales de la reinserción muscular

Basado en los elementos para la conformación del modelo computacional, se tiene como primer elemento las condiciones que definen las características geométricas de la reinserción muscular, para lo cual el procedimiento quirúrgico establece de forma directa la condición bajo la cual se debe construir el modelo. Tal como lo propone Gottschalk, (1994) quienes plantean la gran importancia de realizar la reinserción muscular en los amputados transfemorales para garantizar la estabilidad del muñón, ya que de esto depende que los músculos remanentes en la extremidad tengan la posición adecuada con respecto al fémur residual, y que de esta forma se tenga control sobre el movimiento de la extremidad residual dentro de la marcha. Esto trae consigo modificaciones sobre la estructura o geometría del fémur, en donde se realiza un corte

sobre éste de 7.5 a 10 centímetros por encima de los cóndilos del fémur, sin embargo este nivel de corte no siempre es posible, generando que la extremidad residual varíe en tamaño según el resultado del procedimiento quirúrgico. Otro elemento importante que está directamente relacionado con la integridad estructural del fémur, es el punto donde se hace la sutura del músculo residual, ya que para esto se realizan cuatro perforaciones longitudinales de 2.5 a 3 milímetros de diámetro a 10 milímetros del corte distal del fémur residual, en donde se reinserta el músculo remanente [Gottschalk, 1994].

Esta intervención sobre el fémur trae consigo cambios morfológicos y fisiológicos sobre la extremidad, reflejándose en la motricidad del sujeto, ya que se pierde la capacidad de aducción del muñón, reduciendo hasta en un 70% el momento flector proporcionado por la extremidad [Gottschalk, 1994], generando que el tamaño final del muñón tome gran importancia, ya que de esto depende la fuerza resultante disponible para el movimiento.

Según lo anterior, los principales cambios sobre la geometría del fémur son dos, el primero es el corte distal del fémur, el cual determina el tamaño final del muñón, y el segundo, se refiere a las perforaciones de donde se sujetará el músculo a reinsertar.

Es de esta manera, que las características de las perforaciones sobre el fémur toman relevancia en esta investigación ya que sobre estos elementos será donde se concentrará la distribución de esfuerzos debido a la reinserción muscular. En este sentido el estudio del comportamiento de este tipo de orificios toma importancia, sin embargo los reportes en la literatura son bajos ya que para esto se requiere experimentación *in vivo*; a pesar de esto se presentan trabajos en donde evalúan el comportamiento del hueso cortical *ex vivo,* cuando este es perforado, encontrando de esta manera trabajos como el presentado por Lughmani *et al* (2015), en donde se estudia la fuerza máxima de taladrado para no quebrar el hueso, además de evaluar los efectos del calor excesivo y daño mecánico en el hueso por el taladrado, realizando mediciones sobre hueso cortical, validando los resultados posteriormente con modelos basados en elementos finitos, estos agujeros se realizan sobre fémur bobino, encontrando que la fuerza máxima de taladrado está alrededor de los 70 N y 1.5 N-cm en el torque, con un tamaño de broca de 2.5 mm alcanzando una temperatura de 47º c.

Otros autores como Sui *et al*, (2014), se enfocan en caracterizar el estado final de la perforación evaluando la fuerza de penetración de la broca y la velocidad del dispositivo, además de crear un modelo matemático que relaciona la fuerza de taladrado con la geometría de la punta de la broca, estas mediciones y validaciones se realizaron sobre hueso cortical de bobino. Dando como resultado una fuerza de penetración de 56 N aproximadamente y un torque máximo de 71 N-mm para una condición de operación de 866 rpm. De forma similar Lee *et al*, (2012) presentan un trabajo en donde determinan condiciones de fuerza y torque en el taladrado, obteniendo valores diferentes, los cuales son de 13 N y 1.8 N-cm para velocidades de 3000 rpm y 0.02 mm/rev, encontrando como principales diferencias entre los dos trabajos anteriores, que el primero evalúa las perforaciones sobre un hueso cortical completo y el segundo realiza las perforaciones sobre una lámina de tejido óseo, teniendo diferentes espesores de cortical.

Otro aspecto importante en el estudio del comportamiento del tejido óseo bajo el efecto del aumento de la temperatura por la acción del taladrado de los orificios, el cual puede causar necrosis o incluso osteomielitis, encontrando trabajos como el presentado por Wang *et al*, (2014) en el cual evalúan el efecto de una perforación en hueso cortical con taladro manual, validando con un modelo basado en la técnica de elementos finitos, encontrando que la temperatura generada en el hueso debido al corte de éste es menor cuando se tienen una mayor frecuencia en la vibración en herramienta de corte.

También se presentan trabajos en donde se comparan diferentes equipos para hacer los orificios, como lo es un taladro manual con respecto a máquinas CNC como lo hacen Pandey *et al*, (2013) y Wang *et al*, (2014), determinando que un sistema automatizado es el equipo adecuado para la realización de las perforaciones ya que se puede tener un mayor control de la vibración y la fuerza de penetración de la broca sobre el hueso.

Debido a que las características geométricas de la punta de la broca pueden causar que se haga una mayor o menor fuerza de penetración sobre el hueso cortical y trabecular, es por esto que Tuijthof *et al*, (2013), hace un estudio en donde evalúa diferentes geometrías de broca y velocidades de avance, determinando que la fuerza requerida para penetrar el hueso, está entre 10 N y 110 N para el hueso cortical y de 3 N a 65 N para hueso trabecular.

Posterior a la revisión de trabajos en donde intervienen parámetros que se requieren para definir las condiciones geométricas finales del fémur amputado, se definen tres aspectos importantes, el primero es la distribución espacial de los agujeros, para los cuales se da su posición con respecto al extremo distal del fémur residual, el segundo es el corte distal del fémur, el cual define el tamaño final del muñón y de forma indirecta la capacidad muscular de éste, y por último se genera la necesidad de evaluar las posiciones relativas entre las perforaciones ya que de esto depende el comportamiento mecánico del fémur en la zona de la reinserción muscular.

1.2.2 Modelos para la determinación de fuerzas musculares

El segundo elemento necesario para la conformación del modelo computacional es el de identificar la fuerza que se genera en los músculos que permanecen insertados en el fémur, posterior al procedimiento quirúrgico; sin embargo para determinar el verdadero comportamiento muscular en la extremidad residual, se requieren mediciones *in vivo,* generándose una dificultad similar a la determinación del comportamiento del fémur cuando es perforado. Para este problema en la literatura se plantea dos tipos de soluciones, la primera es medir esta actividad muscular por medio de electromiografía como lo hace Pantall *et al*. (2011), en donde determina los patrones de activación muscular en la porción residual del muñón transfemoral, en pacientes con prótesis osteointegradas, logrando diferenciar variaciones en las mediciones electromiográficas durante la contracción isométrica de diferentes grupos musculares, encontrando que el músculo aductor mayor tiene una actividad que varía entre -1800 mV y 1800 mV; aunque este resultado corrobora que se tiene un músculo aductor activo, no proporciona valores útiles de fuerza muscular.

La segunda solución o metodología planteada en la literatura para determinar fuerzas musculares es el uso de modelos matemáticos que predigan las fuerzas internas que se están generando a partir de fuerzas externas y las velocidades de contracción muscular como lo plantea Hill *et al,* (1938), en donde determina un modelo matemático que relaciona fuerza y velocidad de reacción muscular, obteniendo una ecuación que describe la actividad muscular en términos de las dimensiones de las fibras y la velocidad de contracción de éstas, presentándose trabajos como el que propone Prilutsky

et al (1996), en donde generan dos modelos teóricos basados en el número de músculos activos, la potencia y velocidad de contracción muscular. El primer modelo usa cinco músculos y el segundo once, esto con el propósito de determinar cuál de los dos conjuntos genera un mayor gasto energético, validando la información mediante análisis de dinámica inversa y actividad eléctrica muscular, determinando que el gasto energético en el modelo 1 es menor que el modelo 2, durante las diferentes etapas del ciclo de marcha, sin embargo dentro del desarrollo de este trabajo el autor no hace la comparación de forma explícita de los modelos teóricos con los experimentales.

Otra técnica trabajada, es el uso de algoritmos de optimización estática y modelos dinámicos combinadas con datos de EMG (electromiografía), para obtener los valores de fuerzas musculares en la extremidad inferior de una forma indirecta como en Fang *et al* (2007), en donde determinan las fuerzas que se generan con el uso de una prótesis bien alineada, y las compara con las fuerzas obtenidas del uso de una prótesis con una mala alineación, determinando que las fuerzas musculares se incrementan con el uso de prótesis mal alineada, en particular una prótesis bien alineada puede generar momentos de 28 Nm para la abducción mientras que para una mal alineada es necesario uno de 40 Nm.

Otro modelo que representa la actividad muscular es el presentado por Hoy *et al*, (1990) en donde basados en los parámetros que están inmersos en el movimiento muscular plantean un modelo en donde incluyen las características de las fibras musculares como el ángulo de pennación, tamaño de las fibras y los puntos de inserción, además de las componentes de las fuerzas generadas en los tendones, obteniendo una ecuación que relaciona las fibras musculares como elementos contráctiles con los ángulos de la fibras musculares, obteniendo valores de fuerza muscular para el aductor mayor de 1326 N y de 840 N para el aductor largo, esto evaluado durante el momento en que se sube escaleras en personas sin patologías.

Es así, que autores como Anderson *et al*, (2001) basados en el modelo muscular de Hill, *et al*, (1938) plantean una estimación de la fuerza muscular usando métodos de optimización estática y dinámica, realizando una comparación entre estos dos métodos determinaron que no se encuentran grandes diferencias en los resultados obtenidos, sin

embargo establecen que la optimización dinámica presenta un alto costo computacional en comparación con la optimización estática.

Autores como Phillips, (2009) y Eldemir *et al*, (2007) se basan en modelos musculares como el de Hill *et al* (1938) con aproximaciones lineales y no lineales, y algoritmos de optimización para determinar los valores de fuerzas musculares particulares de la extremidad inferior, reportando valores particulares de fuerza para el músculo aductor mayor que varían entre 220 N y 880 N, para ser aplicados sobre modelos de elementos finitos en el cálculo de esfuerzos sobre el fémur, determinando que este método es totalmente viable y un complemento adecuado para el análisis bajo elementos finitos.

Otros autores como Rivera *et al*, (2011) se enfocan en determinar la actividad muscular en ciclos de la marcha patológicos en pacientes con parálisis cerebral, mediante el uso de un modelo músculo-esquelético en conjunto con un análisis tridimensional cuantitativo del movimiento para la estimación de seis fuerzas musculares individuales producidas en la marcha mediante el modelado del músculo del paciente basado en el software Opensim, determinando que los resultados obtenidos tienen concordancia con el fenómeno real, sin embargo no deja de ser un modelo incompleto anatómicamente.

Otros trabajos se enfocan en construir modelos para determinar fuerzas y momentos para movimientos particulares como puede ser el trasporte de cargas sobre la espalda, para validar los patrones de activación muscular [Ghafari *et al*, 2009], esto mediante métodos de optimización usando como base la dinámica inversa del movimiento y herramientas basadas en un toolbox del software Matlab para la generación de un ambiente virtual, encontrando que el uso de estos modelos pueden servir como base para identificar el comportamiento de un movimiento en específico.

Dentro del enfoque para determinar las fuerzas y momentos del ciclo de marcha, se tienen trabajos en donde se evalúa la precisión de los parámetros que se tiene en cuenta para los métodos de optimización como lo presenta Raikova *et al*, (2001), de igual manera Bosman *et al*, (2015), en donde evalúan la variabilidad de las fuerzas musculares a raíz del lugar en donde se toma el punto de inserción muscular, validando el supuesto planteado por Gottschalk *et al*, 1994, en donde se dice que el punto en donde se realice la reinserción muscular hace que cambie la capacidad muscular de realización de fuerza.

Otros autores usan técnicas como la eslastografía para evaluar el comportamiento de las estructuras de los músculos como en Bouillard *et al*, (2011), donde se utiliza este método para estimar la fuerza muscular, comparándola con resultados de electromiografía medidos sobre el mismo músculo, encontrando que la elastografía puede hacer una estimación más precisa de la actividad muscular.

Utilizando los métodos combinados de optimización neuro músculo-esquelética para estimar las fuerzas musculares, en donde autores como Seth *et al*, (2007), resuelven el problema de la redundancia en la actividad muscular y el método de seguimiento del movimiento, comparándolo con métodos tradicionales como la dinámica inversa, obteniendo menor tiempo de procesamiento computacional y una herramienta prometedora para la estimación de las fuerzas musculares.

Gracias a que se ha logrado obtener algoritmos con buenos resultados en el cálculo de las fuerzas musculares, el uso de software específico también es comúnmente usado, tal como en Damsgaard *et al* (2006), en donde se modela el sistema músculo esquelético basado en dinámica inversa usando el software AnyBody Modelling System. Logrando generar una interfaz gráfica que permite la manipulación de parámetros de un movimiento específico. Similar al trabajo desarrollado por Delp *et al*, (2007) en donde utilizan el software OpenSim para desarrollar simulaciones de movimiento del sistema músculo esquelético para una variedad de posiciones, tanto para deportistas como para ciclos de marcha, la característica principal de este software es ser de uso libre y de código abierto lo que permite que éste puede tener avances importantes.

En otros trabajos [Thelen *et al* 2003] [Thelen *et al* 2006] presentan un algoritmo que utiliza optimización estática junto con controles de retroalimentación para determinar la cinemática de un modelo músculo esquelético, este modelo reproduce en específico la dinámica del pedaleo, determinando las fuerzas musculares de forma individual, validando los resultados mediante mediciones electromiográficas sobre el sujeto, correlacionando la información con los resultados del algoritmo, encontrando un gran desempeño de éste para el análisis y la simulación del movimiento. Similar al trabajo anterior [Martelli *et al* 2013] presenta una comparación entre los algoritmos *Metabolica y space null* encontrando las fuerzas individuales de los músculos de la cadera generando

grandes diferencias en los valores de fuerza muscular reflejados por los algoritmos, determinando que el algoritmo Metabolica reporta valores más acertados, obteniendo fuerzas para el músculo aductor mayor de 400 N aproximadamente, mientras que para el algoritmo space null encontró fuerzas de 50 N para el mismo músculo.

Luego de la revisión bibliográfica basada en las diferentes técnicas bajo las cuales se identifica la actividad muscular, se concluye que el uso de técnicas como la electromiografía usada de forma individual no aporta los datos que se requiere para la conformación del modelo, ya que solo aporta valores indirectos de la actividad muscular. Sin embargo, se encuentran trabajos como los de Thelen *et al* (2006), en donde combinan modelos teóricos como los de Hill *et al*, (1938), con mediciones *in vivo* mediante algoritmos de optimización, aunque este trabajo en particular se usó para determinar las fuerzas presentes durante el acto del pedaleo en bicicleta, este modelo logra determinar las fuerzas musculares internas de forma aproximada, convirtiéndose en una metodología válida para el cálculo de las fuerzas requeridas en el modelo de la reinserción muscular.

1.2.3 Construcción del modelo en elementos finitos

La tercera y última herramienta para la construcción del modelo computacional son los modelos basados en la técnica de los elementos finitos, herramienta bajo la cual el análisis de estructuras biomecánicas está totalmente generalizado, gracias a la versatilidad de ésta, proporcionando la facilidad de generar modelos representativos de partes del cuerpo humano. Esta revisión bibliográfica se desarrolló bajo dos premisas, la primera fue identificar modelos computacionales en donde se evalúe el comportamiento mecánico del fémur bajo carga externa o debido a la fuerza muscular y la segunda fue identificar las características del material que típicamente se encuentra en la literatura para el análisis de la estructura femoral desde los elementos finitos.

De esta manera se tienen trabajos desarrollados bajo la primer premisa, como el presentado por English *et al*, (2016) en donde por medio de la generación de un modelo de elementos finitos reproduce el efecto de la fuerza de impacto sobre la cabeza del vástago de un implante de fémur al ser ensamblado sobre éste, realizando un análisis sobre el desgaste de la capa cortical del fémur, demostrando que la fuerza aplicada en el

impacto sobre la cabeza del vástago debe ser de máximo 4KN, para reducir las tasas de desgaste en el tiempo.

Otro estudio en el cual utilizan los elementos finitos para determinar el comportamiento mecánico del tejido óseo es en Varga *et al*, (2016) en donde evalúan las fracturas en el fémur proximal con osteoporosis a causa de una caída estando de pie, en donde lo que se pretende es evaluar la fuerza del impacto, en el lugar en donde se producen esfuerzos que pueden debilitar la estructura del fémur, incluyendo los efectos inerciales relacionados con la masa y condiciones no lineales del material, prediciendo así las condiciones dinámicas de la caída del paciente.

Otros modelos numéricos se usan como herramienta para validar la experimentación *ex vivo*, como en Schileo *et al*, (2014) en donde usa los elementos finitos para construir un modelo representativo del fémur y evaluar la falla de éste, bajo condiciones de carga de marcha y caídas de lado, evaluando qué niveles de precisión pueden alcanzar modelos de elementos finitos lineales, comparados con la experimentación *ex vivo*, encontrando que los momentos de falla del modelo basado en elementos finitos coincide con el modelo *ex vivo*, en rangos de condiciones óseas normales y con osteoporosis, encontrando valores experimentales de falla a los 1170 N, sobre la fosa del trocánter en el fémur, con respecto a 1532 N como valor teórico de falla, este método se corroboró mediante la construcción de un modelo en elementos finitos.

Continuando con autores que evalúan el estado de esfuerzos sobre el fémur Andreaus *et al* (2008) crean un modelo para el estudio del comportamiento mecánico de una prótesis de fémur, evaluando su desempeño al caminar y al subir escaleras, el cual lo compara con un modelo de fémur sano, determinando los esfuerzos de von Mises de 21 MPa para un fémur sano y de 31 MPa para un fémur con prótesis de cadera, estos valores se obtuvieron bajo el ciclo de marcha. El estudio muestra que los esfuerzos son suficientes para iniciar el mecanismo de deposición y resorción del tejido óseo en contacto con el material.

Posterior a los trabajos descritos anteriormente, en donde las cargas se aplican directamente sobre la geometría del fémur, Portonoy *et al*, (2009) evalúan el estado

mecánico de los tejidos blandos al interior del muñón de un amputado, creando un modelo en elementos finitos que represente la interacción del hueso remanente del muñón con el tejido blando circundante, además evaluaron las variaciones de los esfuerzos en el tejido blando si se cambia la geometría del extremo distal del hueso, determinado que las condiciones bajo las cuales el tejido tiene mejores respuestas depende específicamente de cada paciente.

Debido a que el posicionamiento de los puntos de inserción muscular, sobre el fémur puede hacer que los resultados cambien dependiendo de su ubicación, autores como Speirs *et al* (2007) plantean diferentes modelos de fémur en donde cambia las condiciones de frontera, evaluando combinaciones de músculos y puntos de inserción sobre el conjunto fémur cadera, determinando la reacción de fémur bajo la inclusión de un menor o mayor número de músculos. Observando la deflexión de la estructura ósea del fémur. Obteniendo un delta de deformaciones del fémur entre 1.8 y 9.9 mm, las fuerzas que se aplicaron tienen valores entre 4107 y 28 N según el caso.

Posterior a los trabajos basados en el comportamiento mecánico del fémur, se presentan los trabajos en los cuales se evalúa la estructura del material cortical, en donde se presentan trabajos como los de San Antonio *et al* (2012) planteando dos modelos de material cortical, uno isotrópico y otro ortotrópico, para evaluar el comportamiento mecánico del hueso. Esto se evalúa en un espacio de carga del 10%, 30%, 45% del ciclo de la marcha, encontrando que se generaron esfuerzos de von Mises para el modelo isotrópico de 17.95 MPa y de 17.49 MPa para el ortotrópico; validando el trabajo presentado por Peng *et al (2006).*

Yang *et al*, (2010), siguiendo la línea de trabajos basado en las características del material óseo hacen una comparación entre material isotrópico y ortotrópico aplicado al fémur, evaluando las condiciones de carga y el refinamiento de la malla, determinando los esfuerzos de von Mises y el desplazamiento entre los nodos, evaluándolo en ocho regiones diferentes del fémur, encontrando diferencias en los esfuerzos del 13.25%.

Similar al trabajo presentado por Yang, San Antonio *et al*, (2007), presenta la construcción de un modelo en elementos finitos de un fémur, tomando como característica principal un material anisótropo, creando cuatro modelos con diferentes

características en la configuración del material, siendo estas las configuraciones homogéneo isotrópico, heterogéneo isotrópico, transversalmente isotrópico y anisótropo, determinando las condiciones de esfuerzo bajo carga de cada uno y realizando la comparación entre estos durante diferentes fases del ciclo de la marcha, encontrando que se tienen diferencias entre los modelos con material homogéneo y el heterogéneo, pero no entre los transversalmente isotrópico y el anisótropo.

Continuando con los trabajos en donde se basan en las configuraciones de forma del material. Peng *et al* (2006) presentan comparaciones entre dos formas de asignar las características topológicas del material aplicado sobre el fémur, el primer enfoque es con un material isotrópico y el segundo es un material ortotrópico, analizando parámetros como el esfuerzo de von Mises y el máximo desplazamiento nodal, evaluando bajo dos condiciones de carga, el primero con apoyo en un solo pie y el segundo con carga en los dos pies. Encontrando que las diferencias entre las propiedades del material es de 0.61% para el esfuerzo máximo de von Mises y de 1.2% para los desplazamientos nodales.

Posterior a la revisión bibliográfica se retoman elementos importantes para la construcción de modelo computacional, como la utilización de un material isotrópico propuesto en el trabajo de San Antonio *et al* (2012), y los valores de fuerza máxima obtenidas por Schileo *et al*, (2014) antes de la fractura del fémur; conformando con esto los tres elementos planteados al inicio del capítulo aportados por la literatura para la creación del modelo computacional.

2. Metodología

En este proyecto se desarrollaron diferentes actividades para la obtención de los objetivos específicos planteados, dentro de las tareas para determinar el estado de esfuerzos en la reinserción muscular en un amputado transfemoral se requirió determinar la fuerza de tracción de los músculos reinsertados en el fémur, a raíz de la amputación, además de la obtención de las geometrías de las piezas óseas que se usaron para la creación de los modelos de elementos finitos, de los cuales se generaron los estados de esfuerzos debido a la reinserción.

Es importante mencionar que las geometrías de las piezas óseas usadas para el desarrollo de este proyecto hacen parte de una base de datos perteneciente al Grupo de Investigación en Biomecánica e Ingeniería de Rehabilitación (GIBIR) de la Universidad Nacional de Colombia sede Medellín, la cual cuenta con tomografías y reconstrucciones geométricas de sujetos con amputaciones transfemorales, convirtiéndose en una gran herramienta dentro del proyecto. Esta base de datos cuenta con los respectivos avales éticos por parte del Instituto Neurológico de Antioquía (INDEA) y de la Universidad Nacional de Colombia Sede Medellín.

2.1. Obtención de la fuerza según reinserción muscular en amputado transfemoral.

Para determinar la fuerza muscular requerida para el cálculo de esfuerzos en el fémur a raíz de la reinserción muscular, fue necesario basarse en un modelo músculo esquelético de un amputado transfemoral que permita la variación de la posición del músculo aductor según el nivel de la amputación, que para este caso se toman en el tercio distal, medial y proximal del fémur.

Para el desarrollo de este modelo músculo esquelético se eligió la plataforma OpenSim, ya que es un software gratuito de licencia abierta, totalmente flexible a los cambios que es necesario realizar sobre el modelo, además de ser un recurso que permite la escalabilidad para los modelos desarrollados.

Este software permite la simulación de movimientos y estimar los patrones de activación de los músculos determinando las fuerzas individuales. Además permite la lectura de datos que se tomaron previamente en el laboratorio de marcha.

Para el desarrollo de este estudio se tomó como base un modelo músculo esquelético generado por Delp, (1990), con 23 grados de libertad, este modelo replica de forma aproximada la trayectoria muscular y sus puntos de inserción en su ubicación real, Figura 2-1.

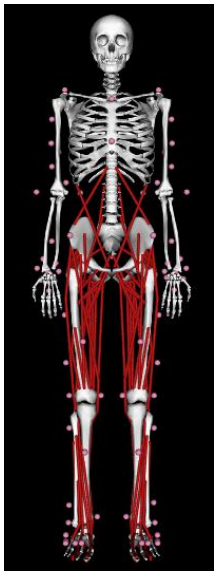


Figura 2- 1. Modelo músculo esquelético base

Otro elemento importante de este modelo, es la formulación de la actividad muscular basada en el modelo de Thelen, (2006), el cual proporciona características dinámicas cercanas a la activación muscular real.

Posterior a esto se le asocian a este modelo datos experimentales proporcionados por Vélez (2014), en donde se encuentra los datos de la marcha de un paciente con

amputación transfemoral, adquiriendo los parámetros de ubicación de los marcadores específicos del sujeto evaluado, además de las características morfológicas del sujeto.

Luego de ser asociado el set de marcadores del sujeto en estudio con el modelo base de OpenSim, se debe garantizar un escalado completo del modelo con respecto al sujeto, garantizando que el set de marcadores virtuales coincida totalmente con los marcadores del modelo OpenSim, de tal forma que la nomenclatura y las posiciones entre los marcadores reales [Vélez, 2014] y los virtuales [Delp, 1990] sean los mismos.

Con el ánimo de reproducir exactamente el modelo músculo esquelético con la posición adecuada de la reinserción muscular, éste se debe modificar considerando las geometrías de la prótesis transfemoral y las diferentes geometrías del fémur amputado en las posiciones distal, medial y proximal, y adecuarlas al modelo escalado figura 2-2. Además del posicionamiento de los músculos según el nivel de amputación del paciente, reproduciendo la reinserción muscular.

El procedimiento detallado para la construcción del modelo en el software OpenSimp consiste en desactivar inicialmente los músculos y piezas óseas que se pierden o quedan inutilizados en la amputación, como lo los huesos que están por debajo de la rodilla, y los músculos que quedan inoperantes, como los músculos que generan la extensión y flexión de rodilla, de tal forma que no hagan parte del modelo como elementos activos, posterior a esto se procede a reinsertar el músculo aductor largo a la altura adecuada según el nivel de la amputación figura 2-2, este procedimiento se realiza para los niveles del tercio distal, medial y proximal, obteniendo tres fuerzas diferentes del músculo aductor con respecto a la flexión de cadera, según el tamaño final del fémur.

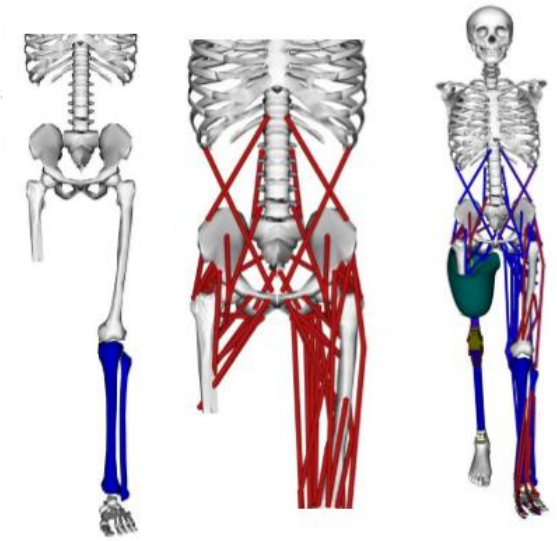


Figura 2- 2. Modelo OpenSimp con adecuaciones [Vélez, 2014]

Sin embargo la fuerza que se obtiene mediante este modelamiento no es directamente la fuerza que se genera en la reinserción muscular, ya que la fuerza que refleja el modelo está planteada como una fuerza puntual, y en realidad el músculo aductor largo se distribuye a lo largo de todo el fémur, además la fuerza que se requiere para la reinserción la realiza el músculo que está suelto y que posteriormente el cirujano anclará al fémur mediante sutura.

La fuerza sobre el punto de reinserción dependerá directamente de la cantidad de fibras que se reinserten dejando como una variable abierta el valor real de la fuerza, sin embargo ésta se puede estimar mediante la cantidad de músculo que estaba insertado antes y después de la cirugía, tomando como referencia el tamaño del muñón y la fuerza remanente de las fibras insertas, con respecto al tamaño del fémur residual más cinco centímetros de estructura ósea correspondientes al largo de las fibras que se deja en la cirugía para la reinserción [Gottschalk. 1994].
Ecuación (1) para estimar la fuerza muscular:

$$\frac{TFR}{FMR} = \frac{TFA}{FMA} \quad (1)$$

- Tamaño femoral de referencia (TFR)

- Fuerza muscular de referencia (FMR)
- Tamaño del fémur amputado (TFA)
- Fuerza del músculo aductor mayor en la extremidad amputada (FMA)

Obteniendo finalmente que la fuerza en el punto de la reinserción es la diferencia entre FMA y FMR.

2.2. Modelo en elementos finitos

Para el desarrollo del modelo computacional es necesario partir de la adecuación geométrica del fémur residual a partir de las restricciones que impone el procedimiento quirúrgico con respecto a la ubicación de los orificios y al nivel del corte distal del fémur, sin embargo dentro de la revisión bibliográfica no se logra visualizar la distancia relativa entre los agujeros, generándose la necesidad de construir un grupo de modelos previos de forma simplificada, de tal forma que permita visualizar la distancia mínima entre agujeros, en donde se presente el menor estado de esfuerzos debido a la fuerza de reinserción y que no haga que el hueso falle, para luego usar esta distancia mínima en la conformación del modelo final.

Para la evaluación de la distancia mínima entre agujeros se planteó un diseño experimental con dos factores y cinco niveles, en donde los factores son el espesor del hueso cortical y la distancia entre agujeros, tomando cinco posibles distancias entre centros de agujero, y como variable de respuesta se toma el valor del esfuerzo debido a la fuerza de reinserción.

2.2.1. Obtención de la geometría modelo simplificado

El modelo numérico simplificado desarrollado, plantea la comparación de estados de esfuerzos entre estructuras óseas, en donde se está variando la posición relativa entre agujeros y el espesor del componente cortical fémur; debido a que la idea principal es identificar la distancia mínima entre perforaciones en donde la estructura ósea conserve adecuadamente su estabilidad estructural, en este modelo se trabajó con solo dos agujeros, permitiendo identificar de forma más clara el comportamiento de los esfuerzos, además de disminuir ostensiblemente el tiempo de computo de los modelos en elementos finitos, con respecto al modelo no simplificado.

Para la construcción de este modelo se parte de las geometrías reconstruidas de diferentes juegos de fémur, Figura 2-3, en donde se tienen diferentes configuraciones de diámetros y espesores de hueso cortical.

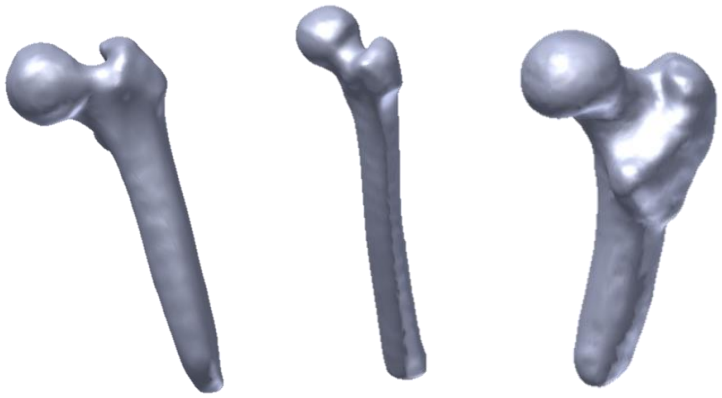


Figura 2- 3. Fémur residual

Posterior a las reconstrucciones, se selecciona una sección de la pared del extremo distal del fémur, sobre la cual se realizan los orificios de 2.5 mm de diámetro figura 2-3, con variaciones de la distancia entre centros de agujero de 4mm a 8mm, variando las distancia de a 1 mm Figura. 2-4, las perforaciones se realizan en dirección radial con respecto al centro del fémur.

Figura 2- 4. Sección representativa fémur cortical

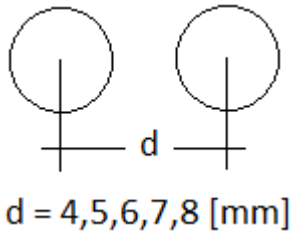


Figura 2- 5. Distancias entre perforaciones

Las geometrías evaluadas son 5, tomando como criterio de selección los menores espesores de pared cortical dentro de la base de datos, cubriendo con esto que el material óseo resistirá el esfuerzo en espesores de cortical más altos, obteniendo en total 25 geometrías estudiadas, correspondientes a, cinco diferentes espesores de cortical, y cinco variaciones de posiciones relativas entre agujero, las cuales se evalúan entre sí Tabla 1, teniendo como variable de respuesta el valor del esfuerzo en cada modelo debido a las cargas producidas por la sutura de la reinserción, el diseño de experimentos planteado se desarrolló para dos réplicas, Tabla 2, esto debido a la variabilidad de la variable de respuesta.

Tabla 1. Espesores de hueso cortical tomadas de la reconstrucción 3D

Geometría	$A_{4,5,6,7,8}$	$B_{4,5,6,7,8}$	$C_{4,5,6,7,8}$	$D_{4,5,6,7,8}$	$E_{4,5,6,7,8}$
Espesor cortical (mm)	4.344	6.418	5.11	3.19	2.2

El sub índice indica la distancia entre los agujeros

Tabla 2. Esquema de experimentación

		Espesor hueso cortical (Factor 2)				
		Nivel A	**Nivel B**	**Nivel C**	**Nivel D**	**Nivel E**
Distancia entre agujeros (factor 1)	**Nivel 4**	Y_{4A}	Y_{4B}	Y_{4C}	Y_{4D}	Y_{4E}
	Nivel 5	Y_{5A}	Y_{5B}	Y_{5C}	Y_{5D}	Y_{5E}
	Nivel 6	Y_{6A}	Y_{6B}	Y_{6C}	Y_{6D}	Y_{6E}
	Nivel 7	Y_{7A}	Y_{7B}	Y_{7C}	Y_{7D}	Y_{7E}
	Nivel 8	Y_{8A}	Y_{8B}	Y_{8C}	Y_{8D}	Y_{8E}

Otro elemento importante es la fuerza que se aplica en la zona de los orificios, la cual depende de la reinserción muscular, aunque para el modelo simplificado solo se usará el mayor valor de fuerza generado en la sutura.

El cálculo de estas fuerzas depende directamente de la distribución geométrica de los orificios y la fuerza obtenida de la reinserción muscular, Figura 2-6.

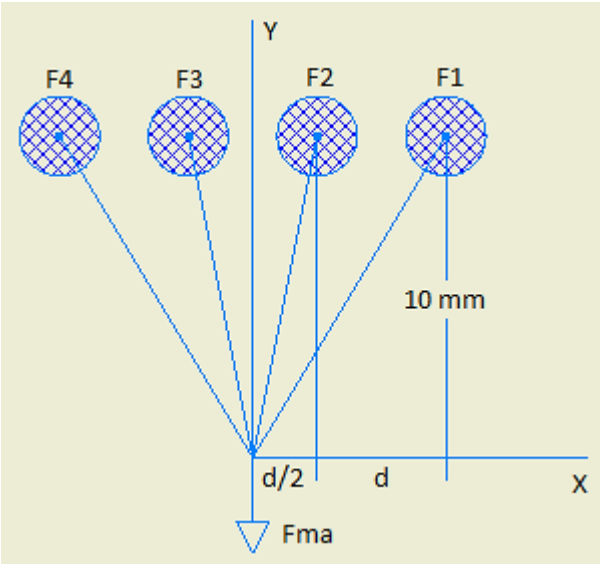


Figura 2- 6. Diagrama de fuerzas

$$\sum F = 0 \ \rightarrow Fma = F1 + F2 + F3 + F4 \quad (2)$$

$$F1 = F4 \qquad F2 = F3 \quad Por\ simetria$$

$$d = Distancia\ entre\ agujeros$$

$$Fma = Fuerza\ muscular\ en\ la\ reinserción$$

$$F1, F2, F3, F4 = Fuerzas\ debido\ a\ las\ suturas$$

2.2.2. Modelo en elementos finitos simplificado

Posterior a la obtención y adaptación de la geometría de la sección del fémur, se procede a construir el modelo computacional bajo elementos finitos para lo cual se utilizó el software Abaqus 6.11-2, iniciando por la asignación de las propiedades mecánicas a la

geometría Fig 3-6, tomando la estructura como un material del tipo elástico e isotrópico, con un módulo de Young de 15 Gpa y relación de Poisson de 0.3 [Ramírez, 2011].

El modelo se genera con una instancia independiente ya que ésta no tendrá interacción con otro elemento, posteriormente se define un solo step del tipo estático general.

Debido a que las cargas que se aplicarán sobre la geometría tienen ubicaciones específicas, ésta debe tener un tratamiento sobre la superficie y así darle la ubicación precisa, esto se realiza mediante la creación de topologías virtuales alrededor y en los orificios usando las herramientas Partition Edge y Partition Face entre dos puntos Fig 2-7, estas superficies virtuales coinciden con los puntos de apoyo de la sutura.

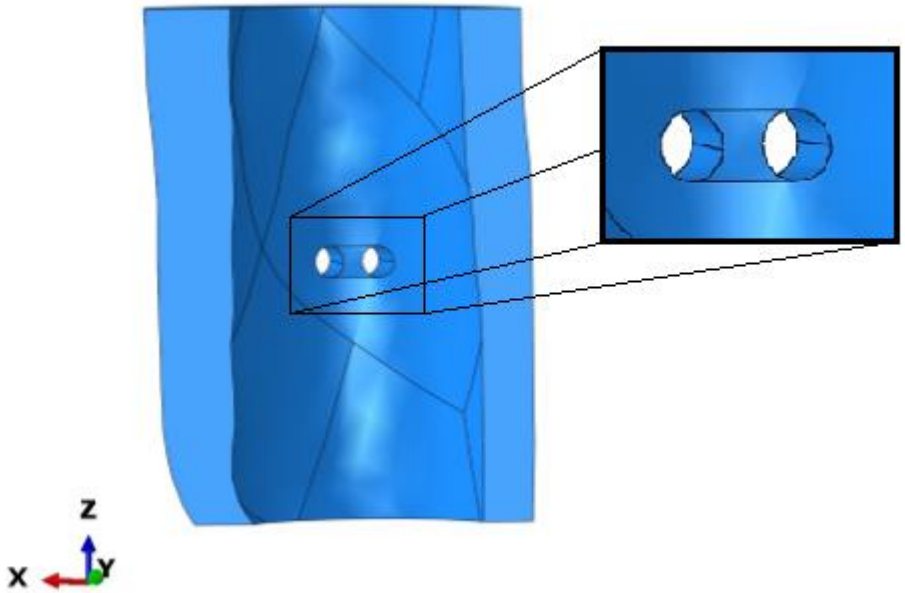


Figura 2- 7. Superficies Virtuales

Luego se aplican las cargas sobre los puntos de interés, para este caso las zonas en donde se apoya la sutura. Se tienen dos tipos de carga, la primera es la que se aplica sobre la parte interna del hueso, representando la parte de la sutura que está al interior del hueso, para ésta se utilizó una carga del tipo presión (Ecuación 3), esta carga varía según la distancia entre los agujeros ya que se tiene mayor o menor superficie dependiendo del modelo sobre el cual se está trabajando, el segundo tipo de carga es el que se realiza sobre la base de los agujeros, ya que es el lugar por donde ingresa y sale

la sutura del interior del fémur, para esta se usó una carga del tipo Surface tracción, variando ésta según el espesor del hueso cortical (Ecuación 4).

- Ecuación para el cálculo de presiones sobre la pared interna del hueso cortical (Ecuación 3)

$$P = \frac{4F}{4Dd - \pi D^2} = [Pa] \ (3)$$

- Presión sobre la cara interna del hueso cortical entre dos agujeros (P)
- Distancia entre los centros de los agujeros (d)
- Diámetro de los agujeros (D)
- Fuerza debido a las suturas (F), definidas según la ecuación 2

- Ecuación para el cálculo de presiones sobre la base de los agujeros (Ecuación 4)

$$Pb = \frac{F}{\frac{\pi}{2} D^2 \epsilon} = [Pa] \ (4)$$

- Presión sobre la base de los agujeros (Pb)
- Espesor del hueso cortical (ϵ) según tabla 1

Luego se generan las restricciones, que para este caso se usó una del tipo encastre, de tal forma que el objeto no tenga ningún movimiento sobre los ejes coordenados Figura 2-8.

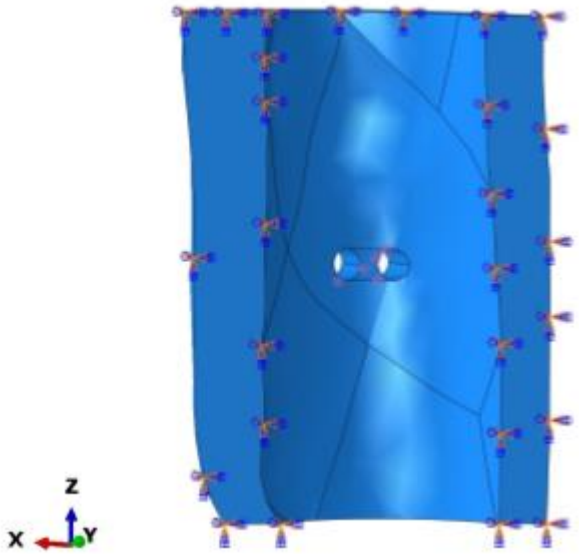


Figura 2- 8. Aplicación de condiciones de borde

Por último se genera el mallado del modelo, para lo cual se usó un elemento tetragonal con distribución libre del tipo C3D10, de la librería estándar de Abaqus, con un tamaño global de 0.8 Figura 2-9, este tamaño de elemento se definió posterior según análisis convergencia del modelo Tabla 3.

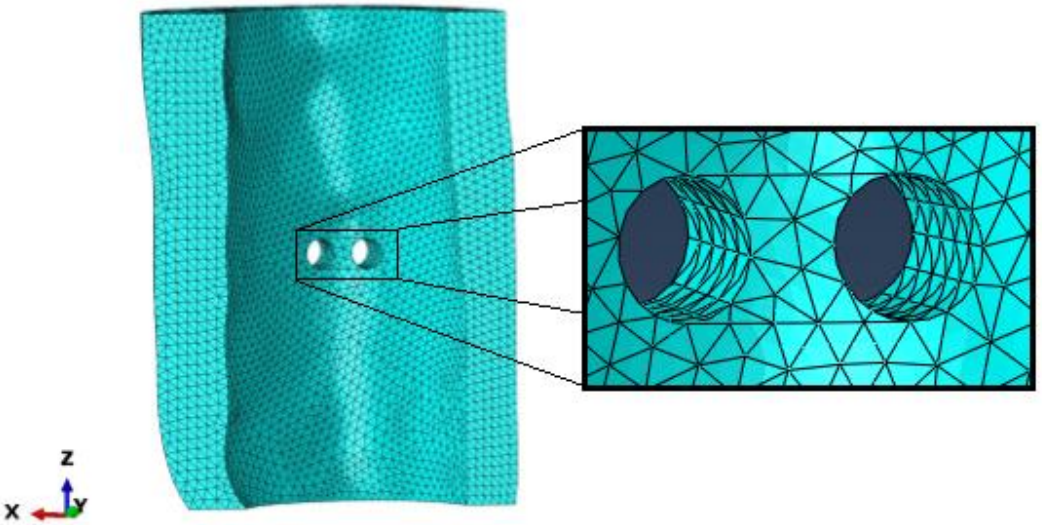


Figura 2- 9Mallado del modelo

Tabla 3. Análisis de convergencia

Tamaño de elemento	Número de elementos	Esfuerzo S. Mises (MPa)
1.7	11.578	27.59
1.6	13.498	26.74
1.5	15.916	27.33
1.4	19.100	27.20
1.3	23.063	29.16
1.2	28.299	31.17
1.1	35.377	32.03
1.0	45.660	29.88
0.9	61.259	28.85
0.8	85.912	32.99
0.7	123.454	31.47
0.6	186.757	33.32
0.5	310.404	32.96

2.2.3. Modelo de estado de esfuerzos en la reinserción muscular

Por último, se procede a realizar el modelo computacional que recoge los elementos que se obtuvieron en los numerales anteriores, como lo son las características geométricas que da la reinserción muscular sobre el fémur tomadas del procedimiento quirúrgico, las fuerzas que se generan sobre el fémur debido a las suturas de la reinserción y la distancia mínima entre agujeros en donde se preserva la integridad estructural del hueso obtenidas del análisis de esfuerzos en los modelos simplificados .

2.2.4. Obtención de la geometría

Para la construcción de este modelo se partió de la reconstrucción de las geometrías de fémur y de la cadera tomadas de la base de datos descrita al inicio del capítulo Fig, 2-10, tomando como criterios de selección de esta geometría el espesor de la capa cortical, ya que dentro de la base de datos es la que presenta una menor dimensión en las estructuras óseas reconstruidas, otro elemento a tener en cuenta para este modelo fue que se partió de un fémur sano y no de la extremidad amputada, ya que éste se debió adecuar geométricamente para los cortes en los tercios distal, medial y proximal, cosa que no se puede realizar sobre el fémur amputado; otro elemento para la selección del fémur sano, es que éste no tiene tan marcado la desmineralización de la capa cortical, siendo en promedio mucho menor el espesor en una extremidad la cual ha sido amputada con anterioridad.

El segundo elemento presente dentro de este modelo es la estructura ósea de la cadera, esto debido a que los músculos que se insertan sobre el fémur nacen en la base de la cadera, convirtiéndose en una geometría que servirá como referencia espacial para la ubicación de los músculos, dentro de las estructuras que están presentes en el conjunto hueso cadera, es el cartílago de la articulación coxo femoral, el cual no se tiene en cuenta en la construcción del modelo ya que no hace parte activa de éste, evitando así, tener un número mayor de elementos finitos y un mayor tiempo en el procesamiento de los datos.

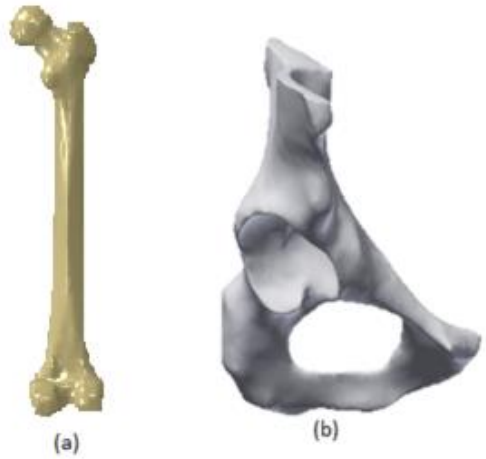


Figura 2- 10. Fémur y cadera reconstruidos

Posterior a la reconstrucción total del fémur, éste se debe adecuar según los niveles de amputación bajo los cuales se evaluará el efecto de la reinserción muscular, para eso se usó el software INVENTOR, en donde se generaron tres geometrías a partir del fémur completo, en donde para la primer geometría se generó un corte sobre el tercio distal, aproximadamente 10 cm por encima de los cóndilos del fémur, el segundo se realizó a nivel medial 23 cm por encima de los cóndilos y el último sobe la zona proximal a 30 cm sobre los cóndilos figura. 2-11, quedando con un tamaño de fémur residual de 35 cm, 22 cm y 15 cm, correspondientemente, la elección de los niveles de corte se basó en la coincidencia con los tercios distal, medial y proximal, y no sobre el tamaño total del fémur ya que éste puede variar dependiendo de la patología del sujeto o consideración del cirujano.

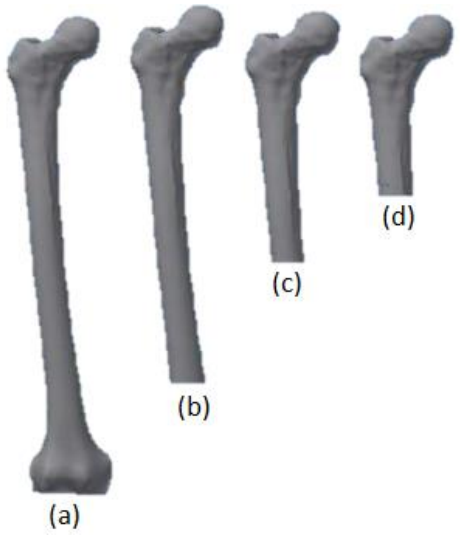


Figura 2- 11. Niveles de amputación (a) Sin amputación (b) Tercio distal (c) Tercio medial (d) tercio proximal

Los cortes que se generaron sobre el fémur están basados en el procedimiento quirúrgico, el cual indica que se debe hacer de forma perpendicular al eje principal del fémur, posterior al corte del nivel de amputación, se realizan las perforaciones que se usan para anclar las suturas con las que sostienen el músculo residual sobre el fémur, realizando cuatro orificios a 10 mm del extremo del fémur residual, con un diámetro de 2.5 mm y una separación entre ellos de 6 mm, ubicados sobre la zona lateral anterior del extremo remanente del fémur Figura 2-12, los orificios se realizan en dirección radial con referencia al núcleo del fémur, la ubicación y tamaño de estos están definidos en el procedimiento quirúrgico de la reinserción muscular, y la distancia entre ellos es resultado del análisis de esfuerzos realizado sobre los modelos simplificados.

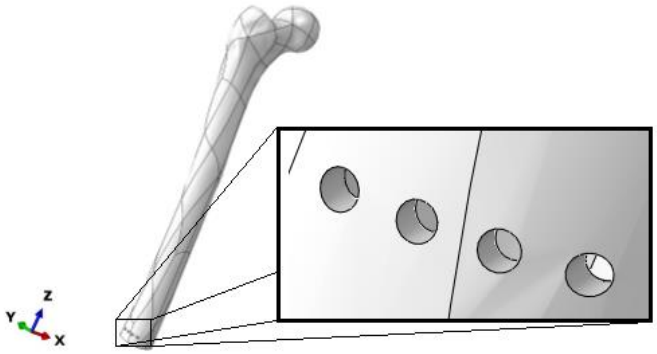


Figura 2- 12. Orificios para sutura

Posterior a la obtención y adaptación de la geometría del fémur residual, se procede a construir el modelo bajo elementos finitos, para lo cual se utilizó un procedimiento similar al modelo simplificado con respecto a la asignación de las propiedades del material y step definidos, incluyendo las geometrías de la cadera y fémur ya con las modificaciones geométricas Figura 2-13.

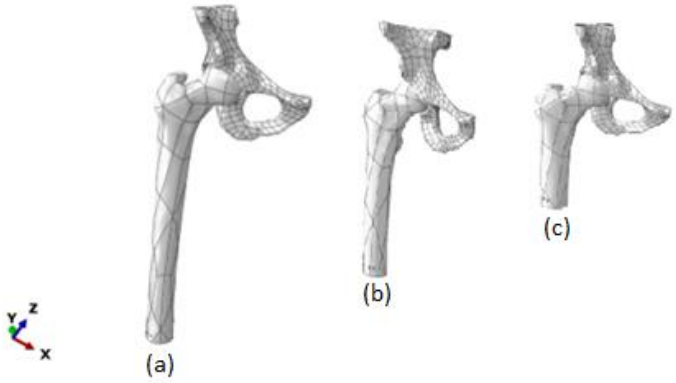


Figura 2- 13. Geometrías tercios (a) Distal (b) Medial (c) Proximal

Posterior a definir las características iniciales del modelo, se procede a generar las superficies en donde van las cargas, restricciones y elementos de conexión. Como primer elemento se tiene la creación de una zona diferenciada en el extremo en donde están ubicados los agujeros, ya que sobre ésta se generará un tamaño de malla diferente del resto de geometría, para esto se utilizó la herramienta *partition cell*, luego de esto se debe adecuar los puntos en donde se localizarán las cargas y puntos en donde se ubicarán elementos conectores mediante la creación de topologías virtuales Fig 2-14.

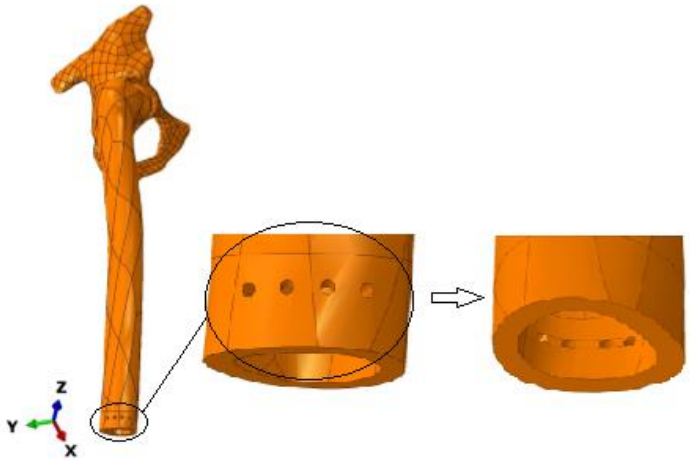


Figura 2- 14. Adecuación geometría del modelo

Luego de la adecuación de la geometría, se generan los elementos conectores que representaran la actividad del músculo aductor mayor, se elige este músculo debido a que es el que directamente se reinserta, sin embargo los músculos restantes del grupo aductor de cadera continúan insertados sobre la zona proximal del fémur asumiendo el movimiento junto con el músculo aductor mayor, sin embargo no se tienen en cuenta sobre el modelo computacional ya que no tienen un efecto directo sobre el lugar de la reinserción muscular.

Para la representación del músculo aductor mayor se usaron elementos conectores del tipo axial [Rodríguez, 2015] Fig, 2-15 el cual permite la estabilización del modelo ya que no actúan directamente sobre los agujeros. Los puntos de origen e inserción de los elementos representativos del músculo se toman según la ubicación anatómica descrita en Netter, (2008).

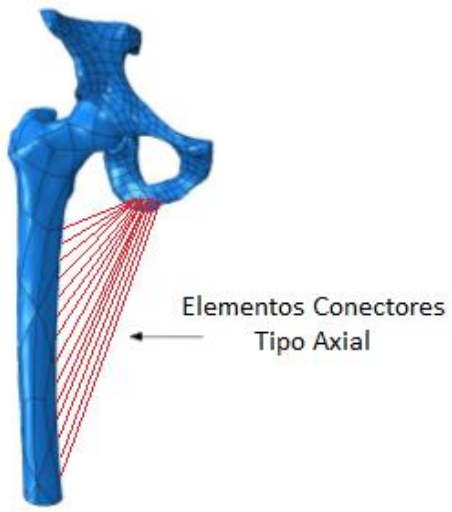


Figura 2- 15. Elementos conectores representativos del músculo aductor mayor

Luego de adicionar los elementos conectores sobre la geometría, se adecuan las condiciones de carga y restricciones de movimiento, para esto se utilizaron las cargas, de forma similar al modelo simplificado, pero para este caso se distribuyen las fuerzas F1, F2, F3 y F4 debido a las suturas, sobre cada uno de los agujeros correspondientes, Figuras 2-16, 2-17.

Luego de las cargas, se definieron las restricciones de movimiento, para lo cual se usó la restricción tipo encastre, ubicándolo sobre la cabeza femoral y otra sobre la cadera, esto debido a que la cadera y el fémur no están conectados directamente, por la falta del cartílago de la articulación coxo femoral, con estas restricciones se evitan que estos dos elementos tengan movimiento sobre los ejes x, y y z, Fig 2- 18.

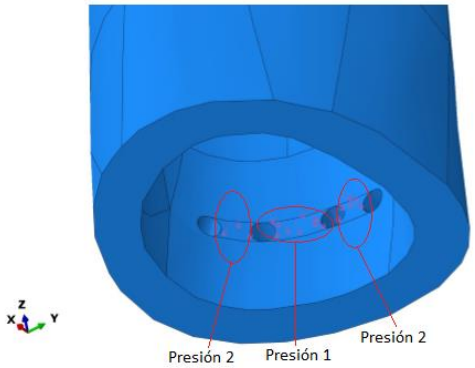


Figura 2- 16. Cargas al interior del cortical

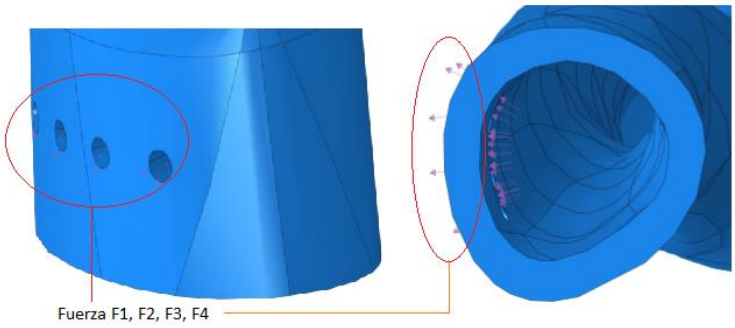


Figura 2- 17. Fuerza sobre los agujeros

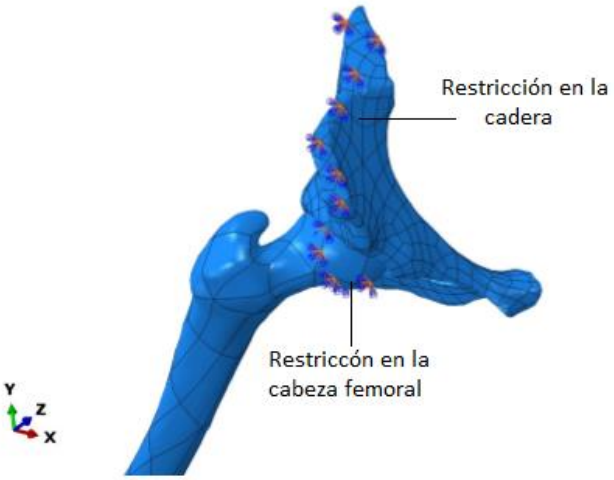


Figura 2- 18. Restricciones de movimiento

Por último se genera el mallado del modelo computacional, para lo cual se usó elementos tetragonales con distribución libre del tipo C3D10, de la librería estándar de Abaqus, con un tamaño global de 0.8 en la zona distal del fémur y de 2.0 para el resto de la geometría Figura 2-19, esto debido a que la zona de interés requiere de un mallado más fino debido al tamaño de los agujeros, generándose 557.056 elementos en promedio, para el modelo correspondiente al tercio distal, de igual forma se plantea un mismo procedimiento, para las geometrías de la porción medial y proximal.

Por otro lado la selección del tipo de elemento finito se fundamenta en que se requiere que la geometría de éste se adapte a las condiciones geométricas del fémur, el cual no es uniforme, además se tiene la presencia de los agujeros los cuales tienen dimensiones

muy pequeñas, haciéndose necesario el uso de una distribución no estructurada, con respecto al tamaño del elemento finito se tomaron dos diferentes, el de 0.8 se determinó basado en el análisis de convergencia del modelo simplificado, y el tamaño del segundo se determinó de 2.0 debido a que no se requiere una gran exactitud sobre esta zona, además se obtiene un menor número de elementos finitos, lo que se traduce en un menor tiempo de cómputo.

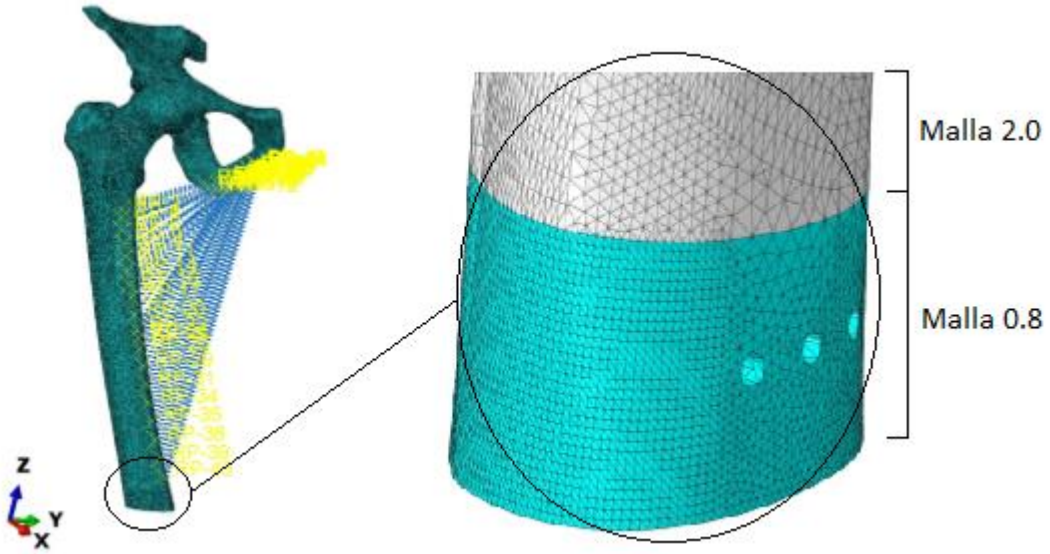


Figura 2- 19. Mallado modelo computacional

El procedimiento anteriormente descrito se basó en gran parte en el modelo planteado para el tercio distal, sin embargo para el tercio medio y proximal se sigue un procedimiento igual, variado solo las fuerzas aplicadas sobre el fémur, las cuales se obtienen mediante la aplicación de la ecuación 2, con los valores de fuerza muscular para los tercios medial y proximal correspondientemente.

3. Resultados

Posterior al procedimiento metodológico se presentan los resultados del proyecto de investigación, en este capítulo se generan las respuestas a los objetivos planteados al inicio de este texto, en donde se determinan los valores de fuerzas musculares debido a la reinserción muscular, además de identificar el comportamiento de los agujeros al variar la posición relativa entre ellos, elementos con los cuales se completan las condiciones de borde que se asumieron para la construcción del modelo computacional de la reinserción muscular.

Posterior a la identificación de las condiciones de borde, se obtienen los modelos computacionales representativos de la reinserción muscular, siendo evaluados para los niveles distal, medial y proximal de la amputación transfemoral.

3.1. Fuerza muscular en la reinserción muscular

En las figuras 3-1, 3-2, y 3-3 se presentan las fuerzas obtenidas bajo el modelo generado en OpenSim, encontrando que los valores máximos obtenidos para tercio proximal es de cero, para el tercio medio es de 440 N y para el tercio distal de 480 N. Estos valores de fuerza muscular están acordes a los rangos presentados por Phillips, (2009), esto con respecto a los niveles de amputación distal y medial.

Con respecto al valor de fuerza obtenido a nivel proximal no se encontró registros en la literatura relativo a la fuerza presente en el músculo aductor mayor en este nivel. Este valor de fuerza posiblemente se generó debido al nivel de amputación, ya que el número de fibras musculares del aductor mayor es tan bajo que no se alcanza a generar la fuerza suficiente para mover la extremidad residual.

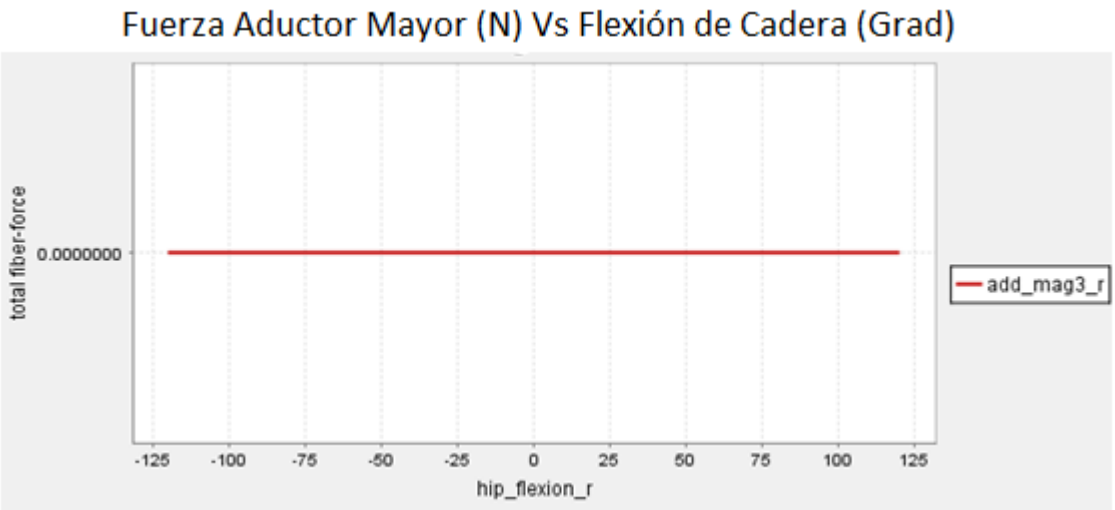


Figura 3- 1. Fuerza aductor mayor en el tercio proximal

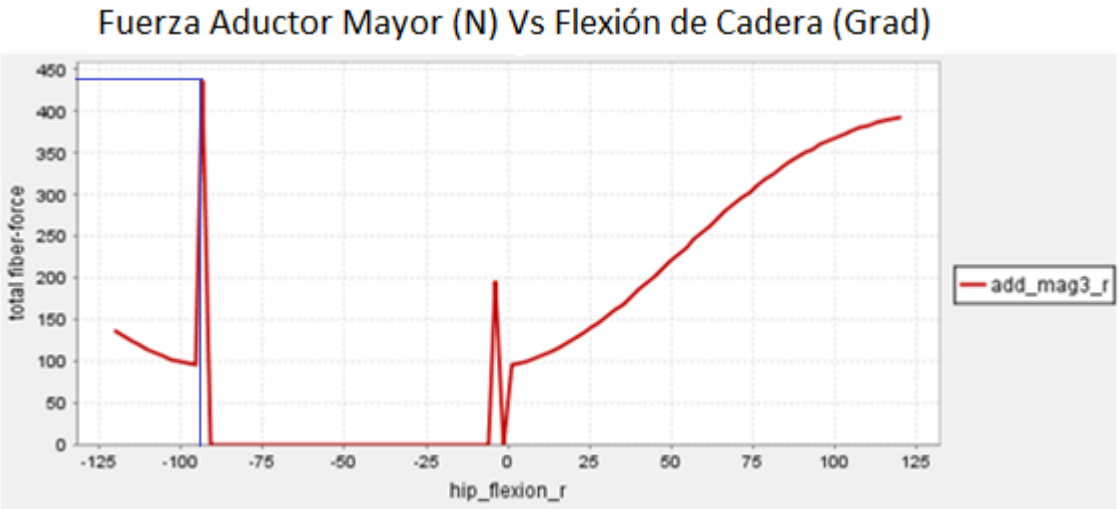


Figura 3- 2. Fuerza aductor mayor en el tercio media

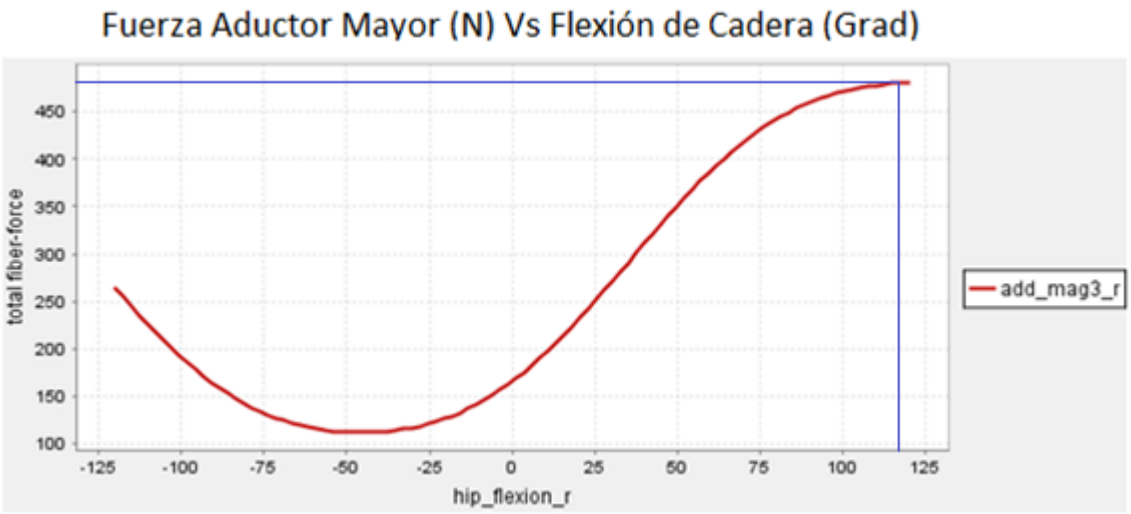


Figura 3- 3. Fuerza aductor mayor en el tercio distal

Con base en las fuerzas máximas presentadas en las figuras 3-1, 3-2 y 3-3, en la ecuación 1, y la metodología presentada en el numeral 2.1 se obtienen valores de fuerzas en el punto de la reinserción muscular, Tabla 4.

Este resultado refleja los posibles valores de fuerza muscular que están presentes en el punto exacto de la reinserción muscular, en donde se observa que se tiene un valor de fuerza mayor para la reinserción a nivel medial, con respecto a la amputación distal, esto posiblemente a que se requiere una mayor fuerza para mover la extremidad residual, la cual tiene un menor tamaño que una extremidad residual con corte distal. Este resultado es acorde a lo planteado por Gottschalk, (1994).

Tabla 4. Fuerzas musculares debido a la amputación transfemoral

Nivel de amputación	FMA (N)	TFR (cm)	TFA (cm)	FMR (N)	Fuerza en la reinserción (N)
Distal	480	40	35	549	69
Medial	440	27	22	540	100
Proximal	0	20	15	-	-

De esta manera se obtienen las fuerzas que actúan directamente en la zona de los agujeros y que corresponden directamente a la cantidad de fibras que se están reinsertando.

3.2. Estado de esfuerzos según modelo simplificado

Posterior a la obtención del valor de la fuerza presente en la reinserción muscular, presentados en la tabla 4, se generan los valores de las fuerzas actuantes sobre los orificios de forma individual, estos se determinan según el procedimiento planteado en el numeral 2.2.1 de la metodología.

Estas fuerzas se presentan en la Tabla 5, las cuales corresponden a la descomposición de cargas debido al valor correspondiente al tercio medial, ya que es el mayor valor obtenido entre las fuerzas de reinserción, estas fuerzas varían en función de la distancia entre los agujeros, esto como consecuencia de que las cuerdas de las suturas se alejan entre si cambiando la tensión individual, siendo mayor para una distancia entre agujeros de 8 milímetros y menor para la distancia de 4 milímetros en las fuerzas centrales F2 y F3 según la distribución de los agujeros figura 2-5.

Tabla 5. Fuerzas actuantes en los orificios a nivel medial

Distancia entre agujeros (mm)	F1 (N)	F2 (N)	F3 (N)	F4(N)
4	11.5	38.5	38.5	11.5
5	11.25	38.75	38.75	11.25
6	10.32	39.68	39.68	10.32
7	10	40	40	10
8	9.35	40.65	40.65	9.35

Posterior a la obtención de las fuerzas de forma individual, se determinan los valores de las presiones que actúan sobre la base del agujero según la ecuación 4 planteada en el numeral 2.2.2 de la metodología, Tabla 6. Estas presiones varían de forma proporcional a las fuerzas F1, F2, F3, y F4 e inversamente proporcional al espesor del hueso cortical.

Tabla 6. Presiones para la base del agujero

Sujeto	Espesor pared cortical (mm)	Presión en agujeros F2 y F3 (Pa)	Presión en agujeros F1 y F4 (Pa)
A4	4.344	1.128.444	337.068
A5		1.135.772	329.740
A6		1.163.030	302.482

A7		1.172.409	293.102
A8		1.191.461	274.051
B4	6.418	763.783	228.143
B5		768.743	223.183
B6		787.193	204.734
B7		793.541	198.385
B8		806.436	185.490
C4	5.11	959.288	286.541
C5		965.517	280.311
C6		988.689	257.139
C7		996.663	249.166
C8		1.012.858	232.970
D4	3.189	1.537.147	459.148
D5		1.547.128	449.166
D6		1.584.259	412.035
D7		1.597.036	399.259
D8		1.622.987	373.307
E4	2.20	2.228.164	665.555
E5		2.242.633	651.087
E6		2.296.456	597.264
E7		2.314.976	578.744
E8		2.352.594	541.126

Luego de obtener las presiones para la base de los agujeros, se determinan los valores de las presiones que actúan sobre la cara interna de la pared cortical según la ecuación 3 planteada en el numeral 2.2.2 de la metodología, Tabla 7. Generándose un efecto similar a las presiones sobre la base de los agujeros, los cuales cambian en función del aumento del área sobre el cual las suturas se apoyan sobre la cara interior del hueso cortical.

Tabla 7. Presiones sobre la cara interna del hueso cortical según fuerzas F1, F2, F3, F4

Distancia	Área de aplicación de la fuerza (mm^2)	Presión 1 (Pa) Zona interna	Presión 2 (Pa) Zona externa
4	5.09125	10.606.432	3.029.804
5	7.59125	7.245.183	2.963.938
6	10.09125	5.818.902	2.045.336
7	12.59125	4.765.214	1.588.404
8	15.09125	4.148.099	1.239.128

Luego de la obtención de las presiones que se usan sobre el modelo simplificado, se generan los resultados sobre estos, con los cuales se determinó el comportamiento de los agujeros según la variación de la distancia relativa entre estos, encontrando que los esfuerzos de von Mises generados se encuentran entre los 2.7 MPa y 26 MPa aproximadamente, esto según el espesor de hueso cortical evaluado y la fuerza aplicada, el detalle se puede consultar en el Anexo a.

Los valores encontrados correspondientes a los esfuerzos presentes en la capa cortical son menores a los valores de esfuerzo último de falla del hueso cortical en dirección transversal reportado por Reilly, (1975), el cual es de 58 MPa y del valor reportado por Cezayirlioglu, (1985) el cual es de 134.5 MPa.

Confirmando de esta manera que la integridad estructural del hueso cortical en el punto en donde se reinserta el músculo aductor mayor no se ve afectada ya que hay una gran diferencia entre los esfuerzos generados y el esfuerzo último del hueso femoral.

De esta manera la selección de la distancia entre agujeros en donde se presenta un estado de esfuerzo en donde no se vea afectada la integridad del hueso, es determinada desde un aspecto funcional, estableciendo que la distancia más adecuada para ser usada en los modelos no simplificados es de 6 mm figura 3-4, ya que para una distancia menor entre agujeros se aumentan los esfuerzos y para una distancia mayor la zona afectada dentro del fémur debido a las perforaciones es más grande, traduciéndose en una disminución del 19% en el valor de los esfuerzos con el aumento del área entre orificios.

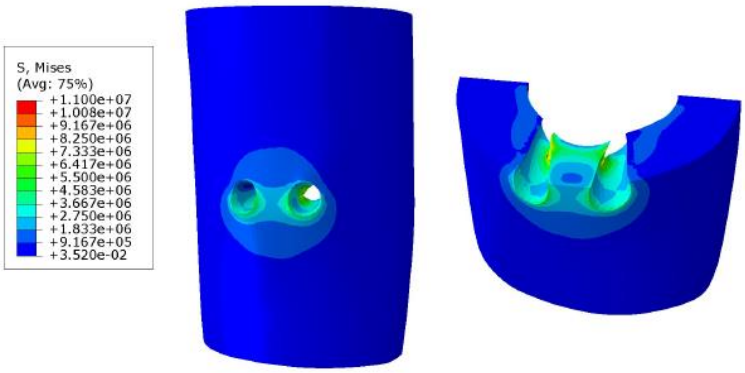


Figura 3- 4. Modelo simplificado para una distancia entre agujeros de 6 mm (B6)

Luego del desarrollo de los modelos simplificados, se tiene el resultado del diseño de experimento planteado en la metodología, en donde se usaron los valores de los esfuerzos de von Mises como la variables de respuesta Tabla 8 - 9.

Tabla 8. Resultado diseño de experimento replica 1

		Espesor hueso cortical (B)				
		A	**B**	**C**	**D**	**E**
Distancia entre agujeros (A)	**4**	8.047	6.417	7.695	23.43	23.55
	5	6.966	5.500	6.730	19.00	18.93
	6	5.713	4.583	5.169	16.86	14.79
	7	4.783	3.667	4.529	12.64	12.75
	8	3.739	2.750	2.941	9.37	9.63

Nota: Los esfuerzos están presentados en MPa

Tabla 9. Resultado diseño de experimento réplica 2

		Espesor hueso cortical (B)				
		A	**B**	**C**	**D**	**E**
Distancia entre agujeros (A)	**4**	8.85	6.87	9.57	25.38	25.33
	5	7.66	5.95	7.29	20.58	20.04
	6	6.284	5.04	5.68	18.26	16.02
	7	5.38	4.14	5.09	13.90	13.81
	8	4.36	3.20	3.67	10.54	10.54

Nota: Los esfuerzos están presentados en MPa

Estos datos reflejan el comportamiento de los esfuerzos encontrados en los modelos simplificados en donde se tiene una relación inversa entre el espesor del hueso cortical y la distancia entre agujeros con respecto a la variable de respuesta que son los valores de esfuerzos de von Mises, además de proporcionar la valides estadística de los datos, mediante las gráficas de normalidad, varianza y aleatoriedad de los datos Figura 3-5.

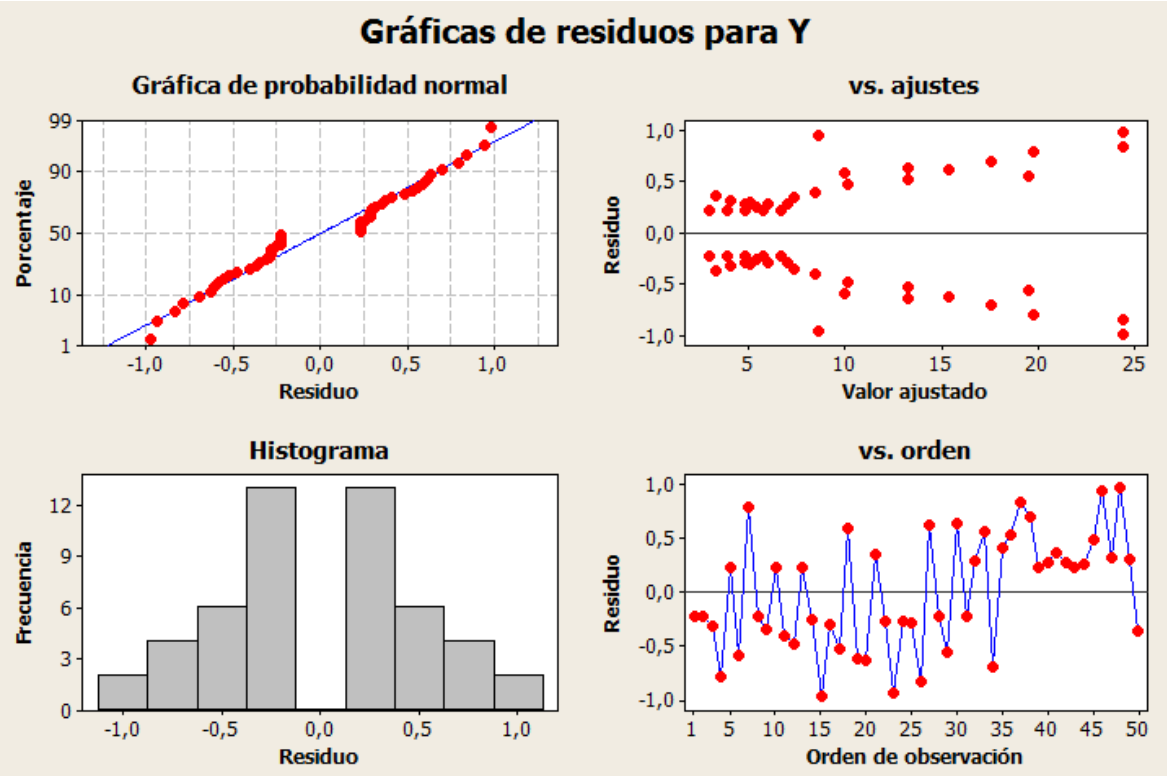


Figura 3- 5. Normalidad, varianza y aleatoriedad de los datos de mediciones de los esfuerzo de von mises simplificado.

3.3. Estado de esfuerzos en la reinserción muscular

Posterior a la obtención de los valores de las fuerzas musculares que intervienen en la reinserción muscular y de determinar la distancia mínima entre agujeros, se retoman estos valores y por medio de estos se obtienen las variables que se utilizaron para conformar los modelos computacionales de la reinserción muscular evaluados en amputaciones transfemorales en tercios distales, mediales y proximales, cumpliendo así el último de los objetivos específicos planteados.

De la misma forma que se obtienen los valores de fuerza para el nivel medial, se obtiene la descomposición de fuerzas planteada para una distancia entre agujeros de 6 milímetros, estas fuerzas son menores a las encontradas para el tercio medial ya que la fuerza en la reinserción a nivel distal es menor Tabla 10.

Tabla 10. Fuerzas tercio distal.

Distancia entre agujeros (mm)	F1 (N)	F2 (N)	F3 (N)	F4(N)
6	7.12	27.38	27.38	7.12

Además de determinar los valores de fuerza, se encontraron los valores de presiones que se aplican sobre la cara interna del hueso cortical y la presión sobre la base de los agujeros tabla 11 - 12, teniendo como base la distancia seleccionada de 6 mm de distancia entre agujeros.

Tabla 11. Presiones sobre la cara interna del hueso cortical para el tercio distal

Distancia	Área de aplicación de la fuerza (m^2)	Presión 1 (Pa) Zona interna	Presión 2 (Pa) Zona externa
6	0.00001009125	4.015.359	1.411.123

Tabla 12. Presiones sobre la base de los agujeros para el tercio distal

Sujeto	Espesor pared cortical (mm)	Presión en agujeros F2 y F3 (Pa)	Presión en agujeros F1 y F4 (Pa)
B6	6.418	543.179	141.250

Por último se tienen los resultados obtenidos de los modelos computacionales en donde se incluyó toda la información recopilada durante el desarrollo de este trabajo, encontrando que los esfuerzos de von Mises están alrededor de los 10 MPa para los

esfuerzos más altos en el modelo representativo de la reinserción muscular para el tercio distal Figura 3-6, y de 9 MPa para el modelo representativo del tercio medio Figura 3-7. Y de cero para el modelo representativo del tercio proximal.

Estos valores de esfuerzo se presentan sobre el vértice de los orificios centrales, tomando esto como lugares de concentración de esfuerzos, sin embargo los valores más representativos en la zona de la reinserción muscular varían entre los 3 MPa y 6 MPa, estos valores obtenidos son bajos con respecto a los valores de falla reportados por Reilly, (1975) y Cezayirlioglu, (1985).

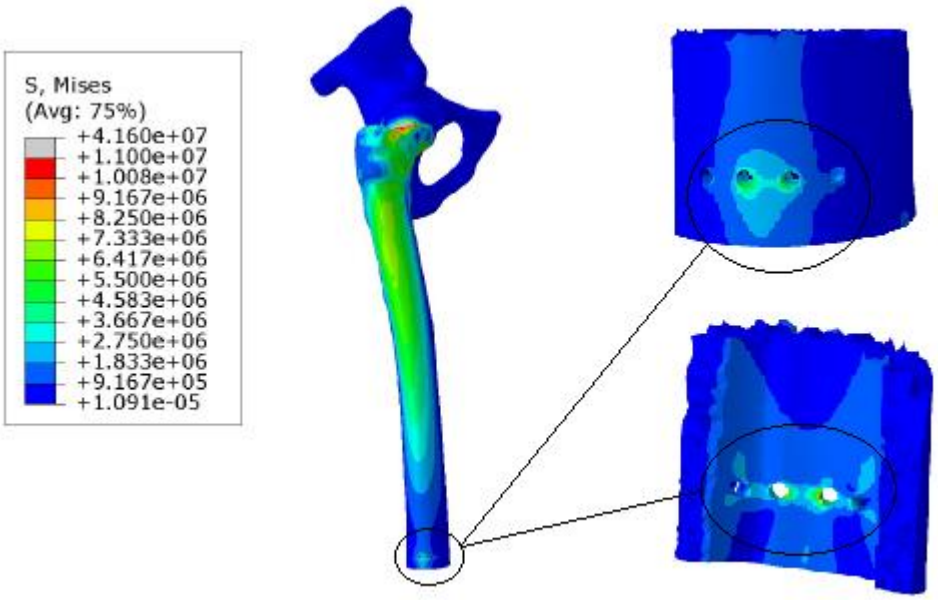


Figura 3- 6. Modelo completo para el tercio distal

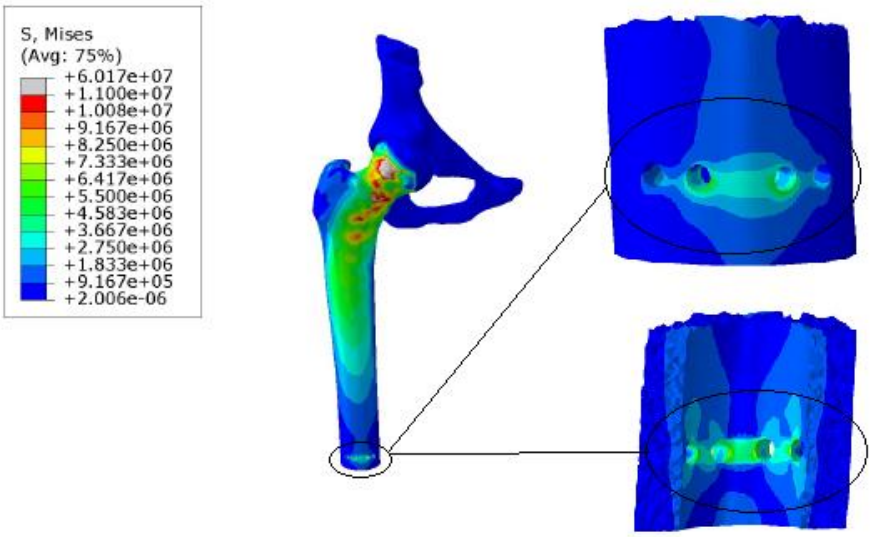


Figura 3- 7. Modelo completo para el tercio medial

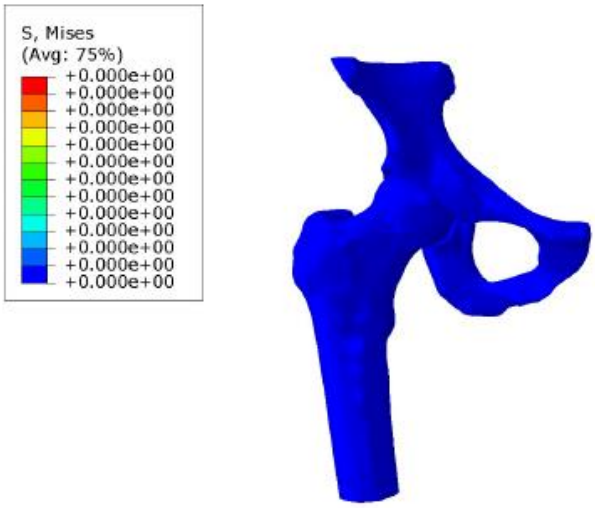


Figura 3- 8. Modelo completo porción proximal

4. Discusión

Durante el desarrollo de este trabajo se tomaron diferentes simplificaciones y suposiciones para llegar al resultado obtenido, uno de los primeros elementos que se asumió fue la realización de los agujeros de la reinserción de forma manual, ya que estos no se lograron visualizar en las tomografías y reconstrucciones geométricas de éstas, esto posiblemente al tiempo transcurrido entre la amputación del sujeto y el momento en que se tomaron las tomografías, dándose la regeneración del hueso cortical en ese lapso de tiempo o simplemente no se realizó el procedimiento de reinserción sobre los sujetos de la base de datos, por ende la imposibilidad de la visualización de estos. Sin embargo la descripción del procedimiento quirúrgico es lo suficientemente clara para dar la ubicación espacial de los agujeros dentro del fémur.

Otro elemento geométrico que se intervino de forma manual, es el corte debido a la amputación el cual determina el nivel del fémur residual, esto debido a que para el momento en que se tomaron las tomografías ya se había dado la regeneración ósea en el extremo distal de la extremidad, causando que sobre la geometría original del fémur se tenga que aplicar el corte que se realiza sobre el fémur, de manera similar al procedimiento quirúrgico, contrastando la necesidad de generar adecuaciones a las geometrías femorales, se encuentran trabajos que asumen este problema de forma similar [Machado *et al*, 2014], esto posiblemente a la dificultad de hallar un sujeto el cual tenga las características exactas requeridas para un estudio en particular.

Otro aspecto importante en el desarrollo de este trabajo fue la determinación de las fuerzas musculares debido a la reinserción muscular, llegando a éstas mediante una relación de proporcionalidad propuesta por el autor, tomando como base la relación propuesta por Gottschalk (1994), en donde define que la capacidad que tiene la extremidad residual de producir movimiento es directamente proporcional a su tamaño, determinando de esta manera que la presencia de una mayor cantidad de fibras

musculares insertadas sobre el fémur producen una mayor fuerza, distribuida a lo largo de toda la zona de inserción del músculo aductor mayor, el cual abarca gran porción del fémur. Por lo tanto se asume que dependiendo del número de fibras musculares que continúan insertadas en el fémur, posterior a la amputación, es la fuerza con la que cuenta el sujeto para producir movimiento, por lo tanto la porción de músculo que es removido para la amputación se traduce en una menor capacidad de generación de fuerza para el movimiento de la extremidad.

A raíz de la suposición anterior se tiene como consecuencia los resultados obtenidos en las fuerzas en el punto de reinserción muscular, sin embargo antes de determinar éstas se encontraron las fuerzas que están presentes en la porción residual Figuras 3-1, 3-2, 3-3. Estas gráficas representan el comportamiento del sujeto con amputación transfemoral tomando como referente las fuerzas de activación muscular, dentro de éstas, la gráfica que representa la activación muscular sobre el tercio distal presenta un comportamiento comparable al de un sujeto el cual presenta una patología como lo es una amputación transfemoral [Sutherland, 1990], sin embargo el comportamiento mostrado para los tercios proximal y medial distan de éste. Esto posiblemente a dos causas, la primera se presentaría posiblemente a la perdida de la capacidad del músculo de generar la fuerza necesaria para el movimiento, como se ve claramente en la Figura 3-1 del tercio proximal, en donde la fuerza producida es cero, siendo no tan claro para el tercio medial el cual muestra zonas dentro de la gráfica en donde se produce fuerza. Así, una segunda causa del comportamiento del modelo para el tercio medial Figura 3-2 puede entenderse como si el músculo al inicio de la etapa de balanceo genere una actividad mayor para controlar el equilibrio de la extremidad sin embargo no lo logra produciendo un cambio brusco en las fuerzas, retomando un comportamiento similar a la gráfica de la porción distal al final de la etapa de balanceo.

Por último se tienen los resultados de los esfuerzos presentados en los modelo computacionales, los cuales distan de los rangos de fallas encontrados en la literatura [Reilly, 1975] [Cezayirlioglu, 1985] , esto debido a que las fuerzas presentes en la reinserción son bajas con respecto a las fuerzas a las que típicamente está sometido el hueso.

5. Conclusiones

El modelo computacional construido mediante el uso del método de los elementos finitos, permitió identificar en primera instancia el comportamiento mecánico de la estructura cortical del fémur, logrando obtener valores que refleja la condición de esfuerzo en el punto de la reinserción muscular, visualizando el comportamiento estructural para los niveles proximal, medial y distal.

Sin embargo más allá de obtener valores de esfuerzos sobre un punto determinado, lograr identificar las condiciones anatómicas y mecánicas bajo las cuales está sometida la reinserción muscular permitió conocer el posible comportamiento de la estructura músculo esquelética en una amputación transfemoral sobre esta zona en particular.

Tomando como referente cada uno de los pasos previos para llegar a la elaboración de los modelos, se obtuvieron elementos como los valores de fuerza muscular relativos a la cantidad de fibras que son usadas para la reinserción, lo cual aporta una metodología para determinar esta fuerza y un valor de referencia para la caracterización del comportamiento del muñón en la amputación transfemoral.

Otro elemento que aportó información relevante, fue la identificación de las características de la distribución geométrica de los agujeros sobre los cuales se realiza la sutura del músculo a reinsertar, proporcionando una herramienta de decisión al momento de ejecutar el procedimiento quirúrgico de la reinserción muscular, ya que se logró identificar la distancia mínima entre agujeros en donde la estructura ósea conserva sus propiedades mecánicas evitando la falla.

Como elemento final y objetivo principal de esta investigación, se obtuvieron los valores de los esfuerzos sobre el punto en donde se realiza la reinserción muscular para los

niveles proximal, medial y distal, identificando que el punto en donde se presentan mayores valores en los esfuerzos es sobre el tercio medial del fémur, seguido del tercio distal y por último el tercio proximal en donde no se presentaron esfuerzos, debido a que la fuerza generada en la reinserción muscular es cero, generando consecuentemente que no se tenga un estado de esfuerzos sobre ese punto. Además de esto se verificó que se conserva la estabilidad estructural del componente cortical del fémur ya que los valores de esfuerzos máximos de falla son muy inferiores a los obtenidos en éste proyecto.

6. Trabajo Futuro

Después de observar los diferentes aspectos involucrados en el desarrollo de este proyecto, se identifican nuevos frentes de trabajo que podrían mejorar el modelo actual, algunos de ellos son:

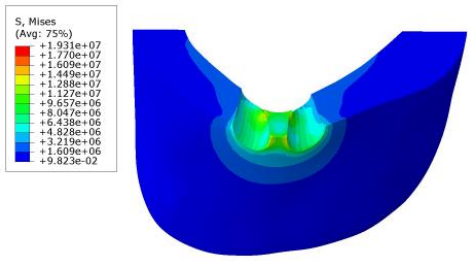
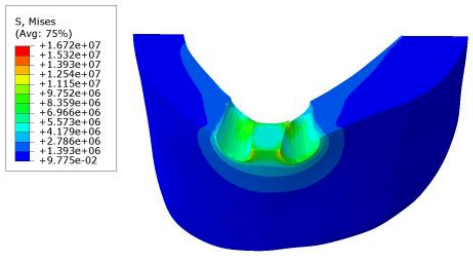
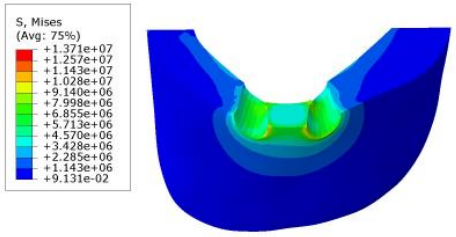
- Validar de forma experimental la fuerza de reinserción muscular basado en modelos de dinámica inversa de la marcha, esto permitiría generar modelos más cercanos al fenómeno real, además de asegurar o rechazar que el comportamiento de la fuerza muscular de la reinserción se representa según la ecuación 1 propuesta ente trabajo.

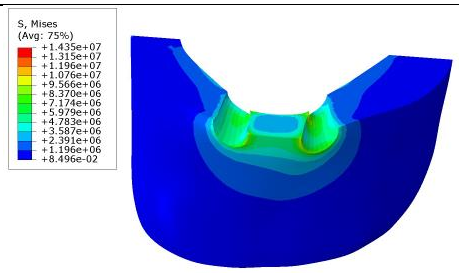
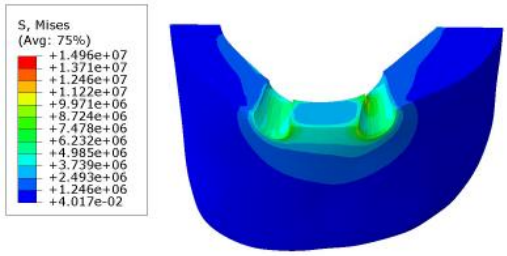
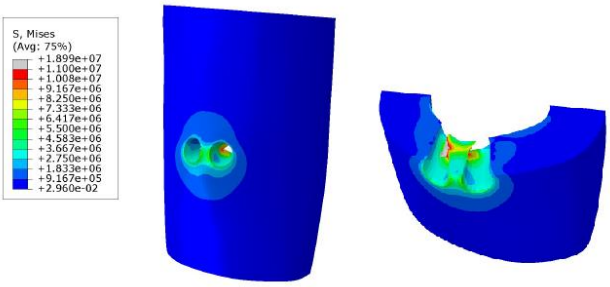
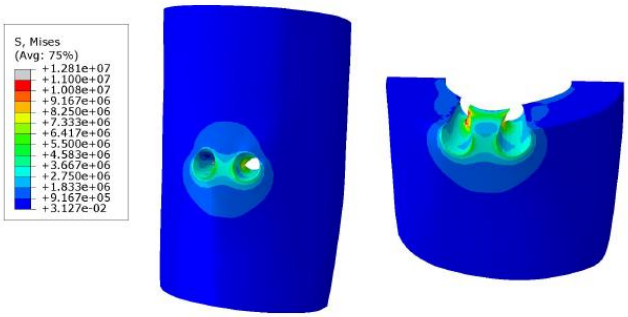
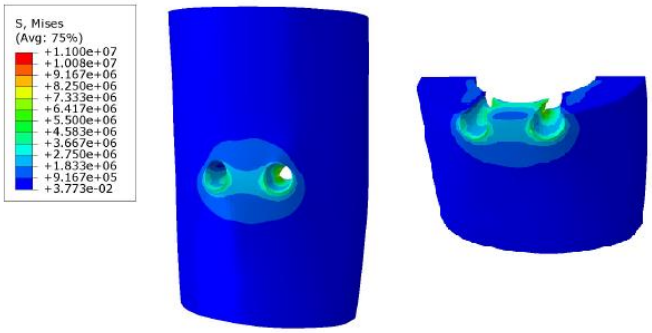
- Replicar el modelo que se usó para determinar las fuerzas musculares en la porción residual usando más sujetos de prueba, esto permitiría validar si el comportamiento presentado en las gráficas 3-1, 3-2 y 3-3 presentan un patrón común.

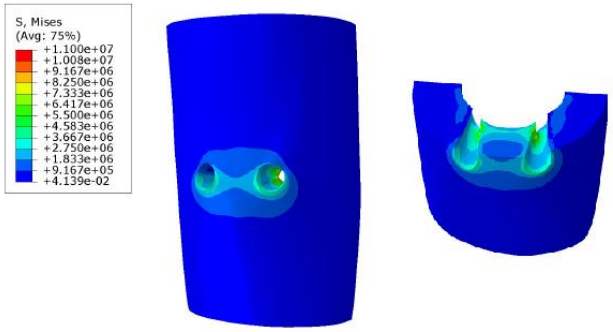
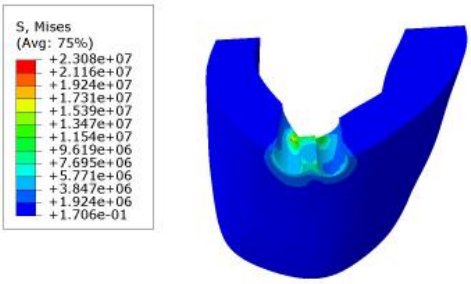
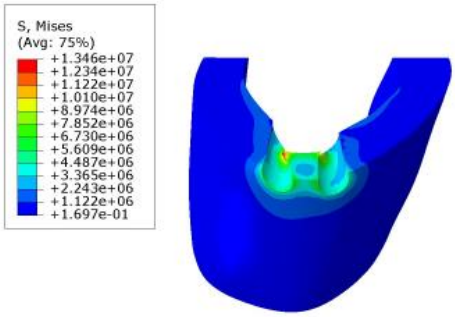
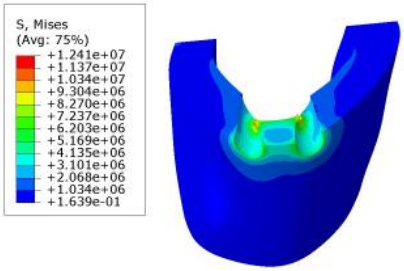
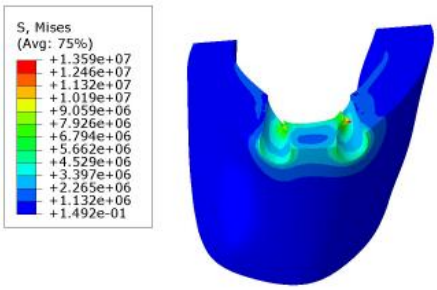
- Evaluar si las fuerzas presentes en la reinserción muscular permiten la remodelación ósea, esto validaría la utilidad de la reinserción muscular en el tiempo

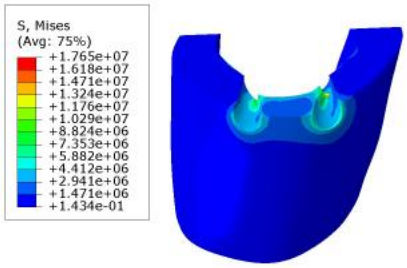
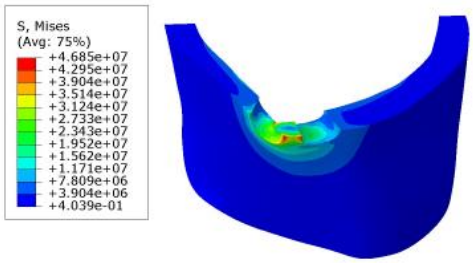
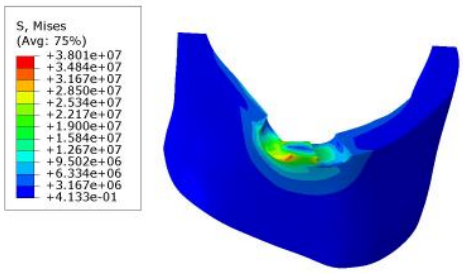
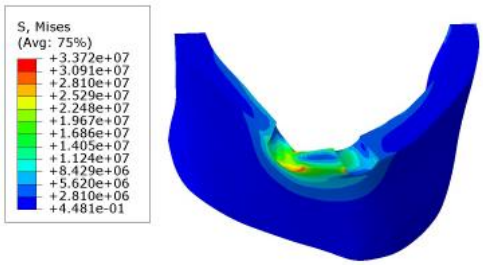
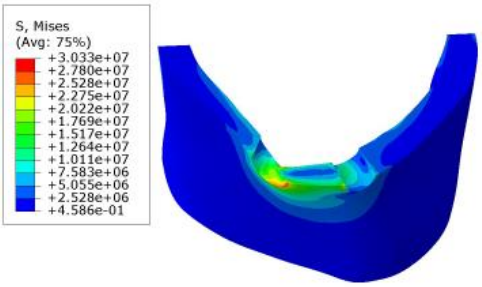
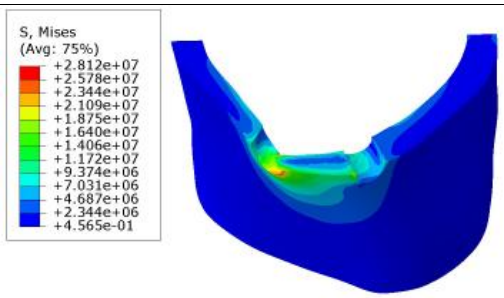
7. Anexos

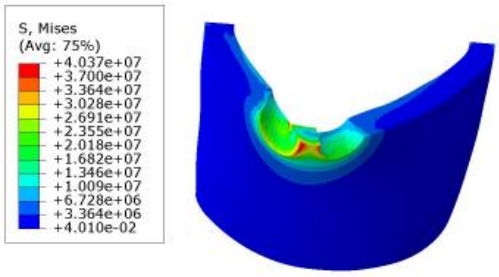
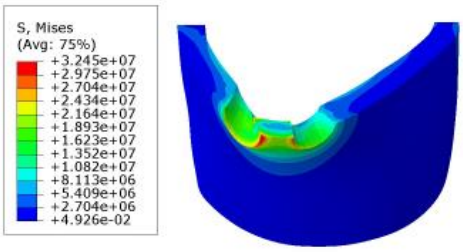
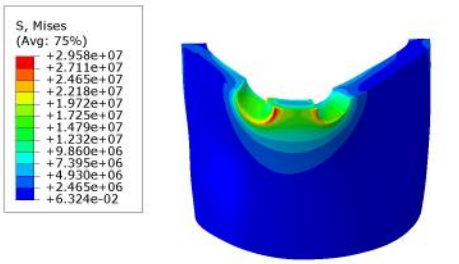
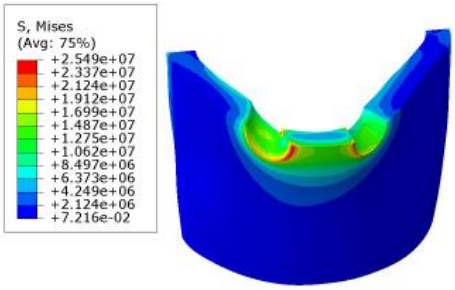
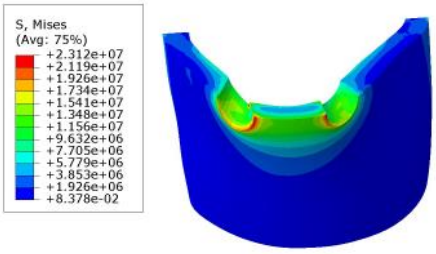
A. Anexo: Esfuerzos según distancias entre agujeros para modelo simplificado

A4	
A5	
A6	

A7	 S, Mises (Avg: 75%) +1.435e+07 +1.315e+07 +1.196e+07 +1.076e+07 +9.566e+06 +8.370e+06 +7.174e+06 +5.979e+06 +4.783e+06 +3.587e+06 +2.391e+06 +1.196e+06 +8.496e-02
A8	 S, Mises (Avg: 75%) +1.496e+07 +1.371e+07 +1.246e+07 +1.122e+07 +9.971e+06 +8.724e+06 +7.478e+06 +6.232e+06 +4.985e+06 +3.739e+06 +2.493e+06 +1.246e+06 +4.017e-02
B4	 S, Mises (Avg: 75%) +1.899e+07 +1.100e+07 +1.008e+07 +9.167e+06 +8.250e+06 +7.333e+06 +6.417e+06 +5.500e+06 +4.583e+06 +3.667e+06 +2.750e+06 +1.833e+06 +9.167e+05 +2.960e-02
B5	 S, Mises (Avg: 75%) +1.281e+07 +1.100e+07 +1.008e+07 +9.167e+06 +8.250e+06 +7.333e+06 +6.417e+06 +5.500e+06 +4.583e+06 +3.667e+06 +2.750e+06 +1.833e+06 +9.167e+05 +3.127e-02
B7	 S, Mises (Avg: 75%) +1.100e+07 +1.008e+07 +9.167e+06 +8.250e+06 +7.333e+06 +6.417e+06 +5.500e+06 +4.583e+06 +3.667e+06 +2.750e+06 +1.833e+06 +9.167e+05 +3.773e-02

B8	 S, Mises (Avg: 75%) +1.100e+07 +1.008e+07 +9.167e+06 +8.250e+06 +7.333e+06 +6.417e+06 +5.500e+06 +4.583e+06 +3.667e+06 +2.750e+06 +1.833e+06 +9.167e+05 +4.139e-02
C4	 S, Mises (Avg: 75%) +2.308e+07 +2.116e+07 +1.924e+07 +1.731e+07 +1.539e+07 +1.347e+07 +1.154e+07 +9.619e+06 +7.695e+06 +5.771e+06 +3.847e+06 +1.924e+06 +1.706e-01
C5	 S, Mises (Avg: 75%) +1.346e+07 +1.234e+07 +1.122e+07 +1.010e+07 +8.974e+06 +7.852e+06 +6.730e+06 +5.609e+06 +4.487e+06 +3.365e+06 +2.243e+06 +1.122e+06 +1.697e-01
C6	 S, Mises (Avg: 75%) +1.241e+07 +1.137e+07 +1.034e+07 +9.304e+06 +8.270e+06 +7.237e+06 +6.203e+06 +5.169e+06 +4.135e+06 +3.101e+06 +2.068e+06 +1.034e+06 +1.639e-01
C7	 S, Mises (Avg: 75%) +1.359e+07 +1.246e+07 +1.132e+07 +1.019e+07 +9.059e+06 +7.926e+06 +6.794e+06 +5.662e+06 +4.529e+06 +3.397e+06 +2.265e+06 +1.132e+06 +1.492e-01

C8	
D4	
D5	
D6	
D7	
D8	

E4	 S, Mises (Avg: 75%) +4.037e+07 +3.700e+07 +3.364e+07 +3.028e+07 +2.691e+07 +2.355e+07 +2.018e+07 +1.682e+07 +1.346e+07 +1.009e+07 +6.728e+06 +3.364e+06 +4.010e-02
E5	 S, Mises (Avg: 75%) +3.245e+07 +2.975e+07 +2.704e+07 +2.434e+07 +2.164e+07 +1.893e+07 +1.623e+07 +1.352e+07 +1.082e+07 +8.113e+06 +5.409e+06 +2.704e+06 +4.926e-02
E6	 S, Mises (Avg: 75%) +2.958e+07 +2.711e+07 +2.465e+07 +2.218e+07 +1.972e+07 +1.725e+07 +1.479e+07 +1.232e+07 +9.860e+06 +7.395e+06 +4.930e+06 +2.465e+06 +6.324e-02
E7	 S, Mises (Avg: 75%) +2.549e+07 +2.337e+07 +2.124e+07 +1.912e+07 +1.699e+07 +1.487e+07 +1.275e+07 +1.062e+07 +8.497e+06 +6.373e+06 +4.249e+06 +2.124e+06 +7.216e-02
E8	 S, Mises (Avg: 75%) +2.312e+07 +2.119e+07 +1.926e+07 +1.734e+07 +1.541e+07 +1.348e+07 +1.156e+07 +9.632e+06 +7.705e+06 +5.779e+06 +3.853e+06 +1.926e+06 +8.378e-02

Bibliografia

Anderson, F. C., & Pandy, M. G. (2001). Static and dynamic optimization solutions for gait are practically equivalent. *Journal of biomechanics*, *34*(2), 153-161.

Andreaus, U. A., Colloca, M., & Toscano, A. (2008). Mechanical behaviour of a prosthesized human femur: a comparative analysis between walking and stair climbing by using the finite element method. *Biophysics and Bioengineering Letters*, *1*(3).

BALMAYOR, M. I. (2003). Indicaciones postquirúrgicas para el paciente amputado. *Universidad Abierta Interamericana*.

Bosmans, L., Valente, G., Wesseling, M., Van Campen, A., De Groote, F., De Schutter, J., & Jonkers, I. (2015). Sensitivity of predicted muscle forces during gait to anatomical variability in musculotendon geometry. *Journal of biomechanics*.

Bouillard, K., Nordez, A., & Hug, F. (2011). Estimation of individual muscle force using elastography. *PLoS One*, *6*(12), e29261-e29261.

Cezayirlioglu, H., Bahniuk, E., Davy, D. T., & Heiple, K. G. (1985). Anisotropic yield behavior of bone under combined axial force and torque. *Journal of biomechanics*, *18*(1), 61-69.

Damsgaard, M., Rasmussen, J., Christensen, S. T., Surma, E., & de Zee, M. (2006). Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System.*Simulation Modelling Practice and Theory*, *14*(8), 1100-1111.

Delp, S. L., Anderson, F. C., Arnold, A. S., Loan, P., Habib, A., John, C. T, & Thelen, D. G. (2007). OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, *54*(11), 1940-1950.

Duda, G. N., Schneider, E., & Chao, E. Y. (1997). Internal forces and moments in the femur during walking. *Journal of biomechanics*, *30*(9), 933-941.

Duda, G. N., Heller, M., Albinger, J., Schulz, O., Schneider, E., & Claes, L. (1998). Influence of muscle forces on femoral strain distribution. *Journal of biomechanics*, *31*(9), 841-846.

Drake, R. L., Vogl, W., & Mitchell, A. W. (2010). *Gray Anatomía para estudiantes*. Elsevier.

Erdemir, A., McLean, S., Herzog, W., & van den Bogert, A. J. (2007). Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. *Clinical Biomechanics*, *22*(2), 131-154.

English, R., Ashkanfar, A., & Rothwell, G. (2016). The effect of different assembly loads on taper junction fretting wear in total hip replacements.*Tribology International*, *95*, 199-210.

Fang, L., Jia, X., & Wang, R. (2007). Modeling and simulation of muscle forces of trans-tibial amputee to study effect of prosthetic alignment. *Clinical Biomechanics*, *22*(10), 1125-1131.

Ghafari, A. S., Meghdari, A., & Vossughi, G. (2009). Estimation of Human Lower Extremity Musculoskeletal ConditionsDuring Backpack Load Carrying.*Trans Biomech Eng*, *16*(5), 451-462.

Gottschalk, F. (1999). Transfemoral Amputation: Biomechanics and Surgery.*Clinical orthopaedics and related research*, *361*, 15-22.

Gottschalk, F. (1994). Atlas of limb prosthetics: surgical, prosthetic, and Rehabilitation Principles, American Academy of Orthopeadic Surgeon, Cap 20a, Mosby Year Book, Second edition, 501-509.

Hill, A. V. (1938). The heat of shortening and the dynamic constants of muscle.*Proceedings of the Royal Society of London B: Biological Sciences*, *126*(843), 136-195.

Hoy, M. G., Zajac, F. E., & Gordon, M. E. (1990). A musculoskeletal model of the human lower extremity: the effect of muscle, tendon, and moment arm on the moment-angle relationship of musculotendon actuators at the hip, knee, and ankle. *Journal of biomechanics*, *23*(2), 157-169.

J. F. Ramírez Patiño, «Nivel de confort y distribución de esfuerzos en la Interfaz Socket – Muñón en amputados transfemorales - Repositorio Institucional UN». [En línea]. Disponible en: http://www.bdigital.unal.edu.co/5486/. [Accedido: 12-nov-2012].

Lee, J., Gozen, B. A., & Ozdoganlar, O. B. (2012). Modeling and experimentation of bone drilling forces. *Journal of biomechanics*, *45*(6), 1076-1083.

Lee, J., Ozdoganlar, O. B., & Rabin, Y. (2012). An experimental investigation on thermal exposure during bone drilling. *Medical engineering & physics*, *34*(10), 1510-1520.

Lughmani, W.A., Bouazza-Marouf, K., Ashcroft, I. (2015). Drilling in cortical bone: a finite element model and experimental investigations, Journal of the mechanical behaviour of biomedical materials, 42, 32-42.

Machado, M. M., Fernandes, P. R., Zymbal, V., & Baptista, F. (2014). Human proximal femur bone adaptation to variations in hip geometry. *Bone*, *67*, 193-199.

Malagón, V., & Soto, D. (1994). Tratado de ortopedia y fracturas. *Bogotá: Celsus*, *99*, 99.

Martelli, S., Calvetti, D., Somersalo, E., Viceconti, M., & Taddei, F. (2013). Computational tools for calculating alternative muscle force patterns during motion: a co
mparison of possible solutions. *Journal of biomechanics*, *46*(12), 2097-2100.
Netter, F. H. (2008). *Netter-Atlas de Anatomia Humana*. Elsevier Brasil.

Ocampo, M. L., Henao, L. M., & Vásquez, L. (2010). Amputación de miembro inferior: cambios funcionales, inmovilización y actividad física. Borradores de Investigación: Serie documentos Rehabilitación y Desarrollo Humano, ISSN 1794-1318, No. 42 (Marzo de 2010).

Pantall, A., Durham, S., & Ewins, D. (2011). Surface electromyographic activity of five residual limb muscles recorded during isometric contraction in transfemoral amputees with osseointegrated prostheses. Clinical Biomechanics, 26(7), 760-765

Pandey, R. K., & Panda, S. S. (2013). Drilling of bone: A comprehensive review. *Journal of clinical Orthopaedics and Trauma*, *4*(1), 15-30.

Pantall, A., Durham, S., & Ewins, D. (2011). Surface electromyographic activity of five residual limb muscles recorded during isometric contraction in transfemoral amputees with osseointegrated prostheses. *Clinical Biomechanics*, *26*(7), 760-765

Phillips, A. T. M. (2009). The femur as a musculo-skeletal construct: a free boundary condition modelling approach. *Medical engineering & physics*, *31*(6), 673-680.

Peng, L., Bai, J., Zeng, X., & Zhou, Y. (2006). Comparison of isotropic and orthotropic material property assignments on femoral finite element models under two loading conditions. *Medical engineering & physics*, *28*(3), 227-233.

Peter. V, (2012), Practical Procedures in ortopeadic surgery. Springer London Dordrecht Heidelberg. New York.

Phillips, A. T. M., Pankaj, P., Howie, C. R., Usmani, A. S., & Simpson, A. H. R. W. (2007). Finite element modelling of the pelvis: inclusion of muscular and ligamentous boundary conditions. *Medical engineering & physics*, *29*(7), 739-748.

Portnoy, S., Siev-Ner, I., Shabshin, N., Kristal, A., Yizhar, Z., & Gefen, A. (2009). Patient-specific analyses of deep tissue loads post transtibial amputation in residual limbs of multiple prosthetic users. *Journal of biomechanics*, *42*(16), 2686-2693.

Prilutsky, B. I., Petrova, L. N., & Raitsin, L. M. (1996). Comparison of mechanical energy expenditure of joint moments and muscle forces during human locomotion. *Journal of biomechanics*, *29*(4), 405-415.

Raikova, R. T., & Prilutsky, B. I. (2001). Sensitivity of predicted muscle forces to parameters of the optimization-based human leg model revealed by analytical and numerical analyses. *Journal of Biomechanics*, *34*(10), 1243-1255.

Ravera Emiliano, P., Catalfamo Paola, A., Crespo Marcos, J., & Braidot Ariel, A. (2011) Modelo para Estimar Fuerzas Musculares en la Marcha: Pre-análisis para el Tratamiento Clínico de Pacientes con Parálisis Cerebral.

Reilly, D. T., & Burstein, A. H. (1975). The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *Journal of biomechanics*, *8*(6), 393IN9397-396IN11405.

Rodríguez Montaño, Ó. L. *Modelación de órtesis personalizadas para alivio de presiones plantares en pie diabético* (Doctoral dissertation, Universidad Nacional de Colombia).

Sánchez, J., Prat, J. M., & Hoyos, J. V. (1999). Biomecánica de la marcha humana normal. *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica*, 29-122.

Seth, A., & Pandy, M. G. (2007). A neuromusculoskeletal tracking method for estimating individual muscle forces in human movement. *Journal of biomechanics*, *40*(2), 356-366.

Schileo, E., Balistreri, L., Grassi, L., Cristofolini, L., & Taddei, F. (2014). To what extent can linear finite element models of human femora predict failure under stance and fall loading configurations?. *Journal of biomechanics*, *47*(14), 3531-3538.

San Antonio, T., Ciaccia, M., Müller-Karger, C., & Casanova, E. (2012). Orientation of orthotropic material properties in a femur FE model: A method based on the principal stresses directions. *Medical engineering & physics*,*34*(7), 914-919.

San Antonio, T., Ciaccia, M., Müller-Karger, C., & Casanova, E. (2012). Influence of muscle loading on anisotropic stress analysis of a proximal femur model.

Speirs, A. D., Heller, M. O., Duda, G. N., & Taylor, W. R. (2007). Physiologically based boundary conditions in finite element modelling. *Journal of biomechanics*, *40*(10), 2318-2323.

Sui, J., Sugita, N., Ishii, K., Harada, K., & Mitsuishi, M. (2014). Mechanistic modeling of bone-drilling process with experimental validation. *Journal of Materials Processing Technology*, *214*(4), 1018 - 1026.

Sutherland, D.H. (1990). Gait analysis in neuromuscular disease. In Instructional course lectures Vol. XXXIX, (Editado por Green, W.B.), American Academy of Orthopeadic Surgeons, 333-341.

Thelen, D. G., Anderson, F. C., & Delp, S. L. (2003). Generating dynamic simulations of movement using computed muscle control. *Journal of biomechanics*, *36*(3), 321-328.

Thelen, D. G., & Anderson, F. C. (2006). Using computed muscle control to generate forward dynamic simulations of human walking from experimental data. *Journal of biomechanics*, *39*(6), 1107-1115.

Tuijthof, G. J. M., Frühwirt, C., & Kment, C. (2013). Influence of tool geometry on drilling performance of cortical and trabecular bone. *Medical engineering & physics*, *35*(8), 1165-1172.

Umberto, C., Massimiliano, B., & Daniele, B. (2006). Biomechanics of sprinting amputees athletes. *Journal of Biomechanics*, *39*, S548-S549.

Varga, P., Schwiedrzik, J., Zysset, P. K., Fliri-Hofmann, L., Widmer, D., Gueorguiev, B., ... & Windolf, M. (2016). Nonlinear quasi-static finite element simulations predict in vitro strength of human proximal femora assessed in a dynamic sideways fall setup. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, *57*, 116-127.

Vélez, J., (2014)Desarrollo de un algoritmo computacional para la prediccion de fuerzas y momentos en la interfaz socket extension femoral durante el ciclo complete de la marcha para amputados transfemorales. Universidad Nacional de Colombia sede medellin

Wang, Y., Cao, M., Zhao, X., Zhu, G., McClean, C., Zhao, Y., & Fan, Y. (2014). Experimental investigations and finite element simulation of cutting heat in vibrational and conventional drilling of cortical bone. *Medical engineering & physics*, *36*(11), 1408-1415.

Wang, W., Shi, Y., Yang, N., & Yuan, X. (2014). Experimental analysis of drilling process in cortical bone. *Medical engineering & physics*, *36*(2), 261-266.

Yang, H., Ma, X., & Guo, T. (2010). Some factors that affect the comparison between isotropic and orthotropic inhomogeneous finite element material models of femur. *Medical engineering & physics*, *32*(6), 553-560.