UNIVERSIDAD NACIONAL DE COLOMBIA

EFECTO DEL USO DE EXOPRÓTESIS SOBRE LA DISTRIBUCIÓN DE ESFUERZOS DEL CARTÍLAGO ARTICULAR DE LA CADERA

Isabela Mariaka Flórez

Universidad Nacional de Colombia

Facultad de Minas, Área Curricular de Ingeniería Mecánica

Medellín, Colombia

2014

EFECTO DEL USO DE EXOPRÓTESIS SOBRE LA DISTRIBUCIÓN DE ESFUERZOS DEL CARTÍLAGO ARTICULAR DE LA CADERA

Isabela Mariaka Flórez

Tesis presentada como requisito parcial para optar al título de:

Magister en Ingeniería – Ingeniería Mecánica

Director:

Juan Fernando Ramírez, PhD.

Línea de Investigación:

Biomecánica

Grupo de Investigación:

GI-BIR

Universidad Nacional de Colombia

Facultad de Minas, Área Curricular de Ingeniería Mecánica

Medellín, Colombia

2014

Agradecimientos

Fueron varios años dedicados a la realización de este proyecto y son muchas las personas que se vieron involucradas en su realización y finalización. Quiero agradecer a mi familia, especialmente a mi mamá por su paciencia y apoyo; al grupo de investigación de biomecánica e ingeniería de rehabilitación GI-BIR, por sus consejos y amistad, en particular, a Melisa Cardona, por su dedicación y apoyo en la fase inicial de esta propuesta. En general, agradezco a todas las personas e instituciones que participaron en el desarrollo de este proyecto y que hicieron posible su culminación.

Agradezco a mi asesor, Juan Fernando Ramírez, por mostrarme un camino que no conocía y enseñarme a quererlo, por su confianza en todos estos años y por su dedicación en este recorrido.

Resumen

Se desarrolla un modelo numérico para la comparación del estado de esfuerzos en la articulación coxofemoral en amputados transfemorales. Su enfoque está en comparar la pierna sana y la amputada durante la fase de bipedestación. Para la ejecución, se reconstruyen las geometrías de los huesos involucrados a partir de tomografía axial, mientras que los cartílagos fueron creados con base en las respectivas superficies articulares. Con base en la literatura se definen las propiedades mecánicas para cada uno de los componentes del modelo, considerando especialmente la de los cartílagos; y finalmente se aplican las condiciones de borde necesarias para realizar las simulaciones deseadas en cada una de las piernas. Los resultados muestran distribuciones de esfuerzo y valores máximos diferentes para los modelos amputados y sanos.

Palabras clave: método de los elementos finitos, amputado transfemoral, articulación coxofemoral.

Abstract

A numerical model for the comparison of the hip joint stresses on transfemoral amputees is developed. It focuses on comparing the sound leg and the amputated one during the static standing position. For the implementation, the bone geometries are reconstructed from tomography, while cartilages were created from their respective articular surfaces. The mechanical properties for each model components are defined based on literature, taking especial consideration to the cartilage. Finally, the necessary boundary conditions are applied, and each one of the simulations are performed to each leg. The results show different stress distributions and peak values for amputated and healthy models.

Keywords: finite element method, transfemoral amputee, hip joint.

Contenido

Pág.

Resumen ..... **VII**

Lista de figuras ..... **XI**

Lista de tablas ..... **XII**

Introducción **1**

1. Revisión Bibliográfica **3**
1.1 Marco Teórico 3
1.1.1 Descripción anatómica 3
1.1.2 Cartílago articular 5
1.1.3 Amputación 7
1.2 Estado del arte 8
1.2.1 Modelos numéricos para el análisis de la articulación coxofemoral 8
1.2.2 Modelos del cartílago 11
1.2.3 Modelos numéricos en amputados transfemorales 13

2. Método **15**
2.1 Desarrollo del Modelo Numérico 15
2.1.1 Obtención de la geometría 15
2.2 Procedimiento de ensamble 21
2.3 Propiedades mecánicas 22
2.4 Condiciones de borde 23
2.4.1 Modelo pierna amputada 24
2.4.2 Modelo pierna sana 29
2.4.3 Aspectos propios del modelo 30

3. Resultados **33**
3.1 Estado de esfuerzos de los cartílagos 33

4. Discusión **49**

5. Conclusiones **53**

6. Trabajo futuro **55**

A. Anexo: 1 ..... **57**

B. Anexo: 2 ..... **61**

Bibliografía **65**

Lista de figuras

Figura 1-1: Articulación coxofemoral [21]. 3
Figura 1-2: Fémur [23]. 4
Figura 1-3: Hueso coxal [25]. 5
Figura 1-4: Capas del cartílago articular [28]. 6
Figura 1-5: Distribución de las fibras de colágeno en el cartílago [26]. 7
Figura 1-6: Elementos principales de la prótesis. 8
Figura 2-1: a. Reconstrucción digital de la cadera b. Hueso hueco. 16
Figura 2-2: Selección de la superficie acetabular. 17
Figura 2-3: Superficie cartílago acetabular. 18
Figura 2-4: Plano de selección de la superficie femoral. 18
Figura 2-5: Superficie femoral. 18
Figura 2-6: a. Representación geométrica de los cartílagos de la cadera b. Ensamble de los cartílagos. 19
Figura 2-7: Proceso de creación de las mallas hexaédricas. a. Superficie inicial y superficie equidistante, con distribución cuadrilateral b. Sólido c. Malla hexaédrica para el cartílago acetabular. 20
Figura 2-8: Creación del agujero redondo por medio de eliminación de elementos. 21
Figura 2-9: a. Ensamble cadera, cartílagos, hueso, muñón y socket b. Fémur con cartílago c. Cadera con cartílago. 21
Figura 2-10: Ensamble cadera, cartílagos y fémur. 22
Figura 2-11: Posición inicial del modelo. 24
Figura 2-12: Restricciones y fuerzas durante la postura. 25
Figura 2-13: Simplificación de las fuerzas para la pierna amputada. 27
Figura 2-14: Restricciones y fuerzas durante la estabilización y bipedestación. 27
Figura 2-15: Restricciones y fuerzas durante el contacto. 28
Figura 2-16: Restricciones y fuerzas durante la bipedestación y estabilización. 30
Figura 3-1: Resultado de esfuerzos en los cartílagos en el último *step.* 35
Figura 3-2: Regiones anátomicas para el cartílago acetabular y femoral. 39
Figura 3-3: Zonas de ubicación de los esfuerzos de contacto promedio durante la fase de contacto/estabilización. 41
Figura 3-4: Gráfico de áreas de contacto para los pacientes durante el *step* de contacto/estabilización. 44
Figura 3-5: Gráfica de esfuerzos de contacto máximo en los cartílagos durante los *steps* equivalentes. 46

Lista de tablas

Pág.
Tabla 2-1: Tiempos promedio de procesamiento por *step.* 31
Tabla 2-2: Media de nodos y elementos en los modelos..... 31
Tabla 3-1: Características de generales de los pacientes..... 33
Tabla 3-2: Condiciones de carga de cada modelo durante la bipedestación..... 33
Tabla 3-3: Resumen del estado de esfuerzos y área de contacto para todos los pacientes. 36
Tabla 3-4: Resultados de estados de esfuerzos y áreas de contacto reportados en la literatura. 37
Tabla 3-5: Medias y desviación estándar de los esfuerzos de contacto máximos y del área de contacto en los cartílagos..... 38
Tabla 3-6: Ubicación regional de esfuerzos de contacto en los cartílagos. 39
Tabla 3-7: Zonas y valores promedios para el cartílago acetabular amputado..... 40

Introducción

La amputación es un procedimiento quirúrgico por el cual una extremidad del cuerpo es removida como resultado de algún tipo de enfermedad o lesión. Una forma de mejorar la calidad de vida de las personas que han sufrido una amputación, es a través del uso de prótesis ortopédicas, éstas remplazan la extremidad perdida y proporcionan a la persona afectada no sólo la posibilidad de recuperar la movilidad del miembro faltante sino también su reintegración a la sociedad [1] [2].

Mundialmente las causas de amputación transfemoral se deben principalmente a: enfermedades vasculares, infecciones, deformidades y parálisis, malformaciones congénitas y traumatismos [3]. En Colombia una de las causas adicionales de amputación son las minas antipersonales, según [4] entre 1990 y abril de 2014 hubo 10721 víctimas, de éstas el 39% fueron civiles y el 61% militares, sin embargo la Asociación Colombiana de diabetes asegura que esta enfermedad es la principal causa de amputación de extremidades inferiores en Colombia.

Las prótesis ortopédicas son altamente utilizadas para reemplazar la extremidad faltante, sin embargo las consecuencias debidas a su uso pueden igualmente afectar al usuario de diferentes maneras. Como ejemplo se conoce que el uso de exoprótesis y endoprótesis modifica la distribución de esfuerzos en los tejidos que se encuentran alrededor y vinculados con la prótesis [2] [5] [6], también se han estudiado los efectos de las la prótesis a través de estudios de esfuerzos sobre el tejido blando [7] [8] [9] [10] [11]. Adicionalmente, existen publicaciones enfocadas en la marcha [12] [13] [14] [15] [16], diseño de sockets [17] y gasto energético [18] [19].

En este estudio se desarrollaron modelos numéricos para simular el contacto en la articulación coxofemoral en amputados transfemorales unilaterales usuarios de exoprótesis. Para el desarrollo del modelo se hace necesario realizar simplificaciones que permitan reducir los tiempos de procesamiento numérico, pero que igualmente representen

correctamente la idea de estudio planteada. La geometría, condiciones de borde y propiedades de los componentes del modelo, son los factores fundamentales en la implementación de éste. Es así que se propone encontrar el método de reconstrucción adecuado para la geometría, especialmente para los cartílagos, y determinar a través de la revisión bibliográfica las propiedades y condiciones de borde que mejor se adapten al modelo planteado. Para obtener este resultado, se han planteado los siguientes objetivos:

OBJETIVO GENERAL

Evaluar la distribución de esfuerzos en los cartílagos de la articulación coxofemoral de un amputado transfemoral unilateral usuario de exoprótesis.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Obtener la geometría representativa de huesos y cartílagos a partir de CT.
- Definir las propiedades mecánicas y condiciones de borde necesarias para desarrollar el modelo numérico.
- Desarrollar un modelo numérico mediante MEF que permita establecer el estado de esfuerzos sobre los cartílagos de la articulación coxofemoral.

1. Revisión Bibliográfica

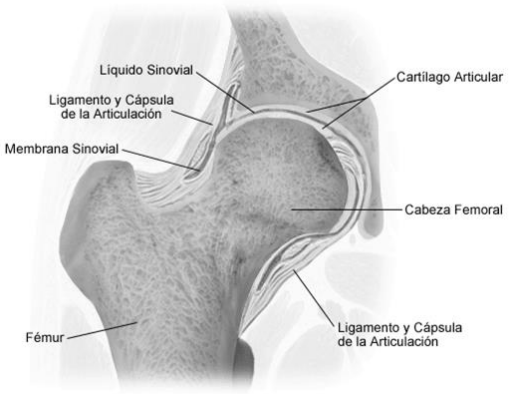
1.1 Marco Teórico

1.1.1 Descripción anatómica

- Articulación de la cadera o coxofemoral

La articulación coxofemoral es una articulación multiaxial sinovial que conecta las extremidades inferiores del tronco [20]. Está conformada por la parte proximal del fémur y el acetábulo de la cadera, como se muestra en la Figura 1-1.

Figura 1-1: Articulación coxofemoral [21].

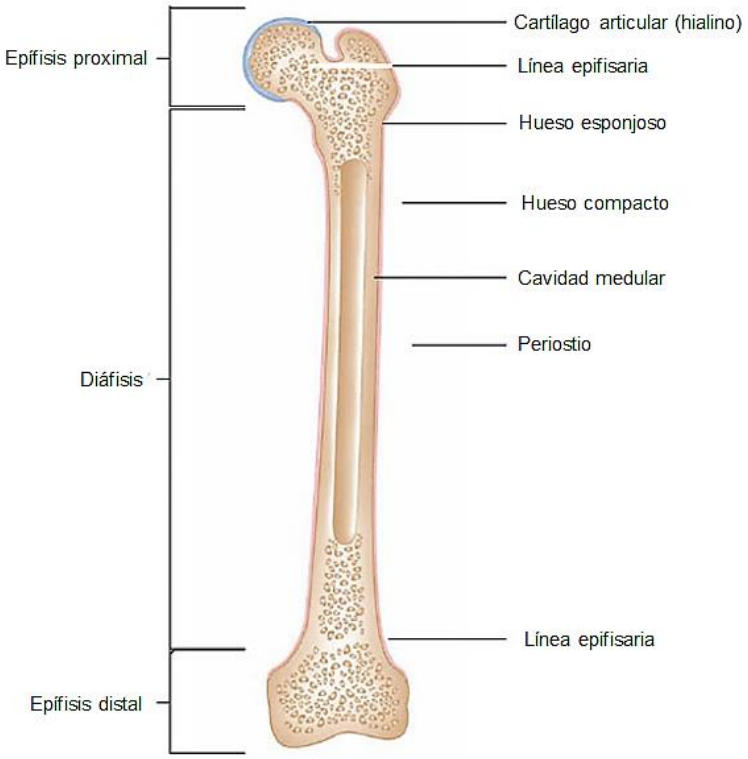


- Fémur

El fémur es el hueso más largo y pesado del cuerpo, consta de un cuerpo y dos extremos, proximal y distal tal como se muestra en la Figura 1-2. En el extremo proximal se puede encontrar la cabeza, la cual constituye dos tercios de una esfera y está recubierta por cartílago articular en toda su área, exceptuando en la fosa medial del fémur por la cual pasa el ligamento redondo. El cuello del fémur une la cabeza con el cuerpo. Los cóndilos medial y lateral forman casi todo el extremo distal del fémur, estos se articulan con los

meniscos y los cóndilos de la tibia para formar la articulación de la rodilla. En posición anatómica los cóndilos se encuentran al mismo nivel horizontal [22].

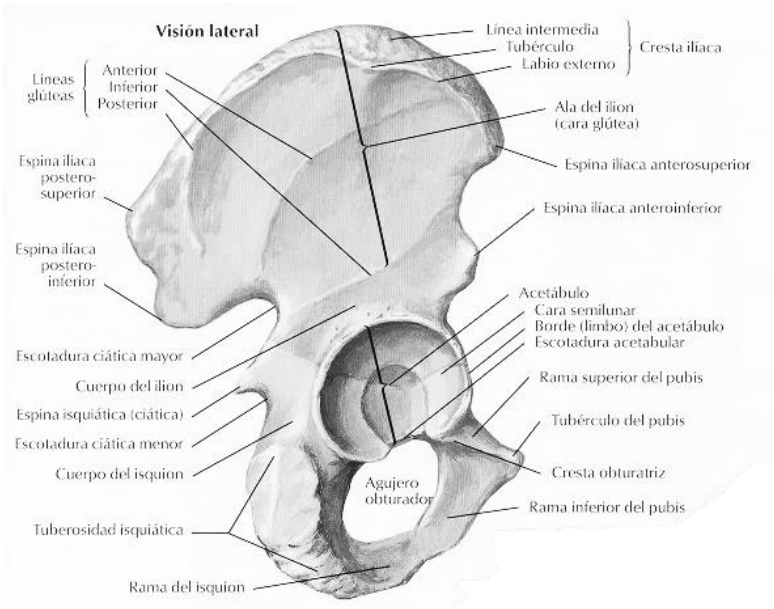
Figura 1-2: Fémur [23].



- Hueso coxal

El hueso coxal definitivo es el hueso grande y plano de la pelvis que está formado por la fusión del ilion, isquion y pubis, estos tres huesos contribuyen a la formación del acetábulo, Figura 1-3. El acetábulo es la cavidad que se encuentra sobre la cavidad lateral del hueso coxal, ésta se articula con la cabeza del fémur para formar la articulación coxofemoral. El borde inferior del acetábulo está incompleto en la escotadura acetabular, la depresión rugosa en el suelo del acetábulo que se extiende superiormente desde la escotadura es la fosa acetabular y la superficie articular que recoge la cadera del fémur es la cara semilunar del acetábulo [22], la cual se encuentra cubierta de cartílago hialino [24].

Figura 1-3: Hueso coxal [25].

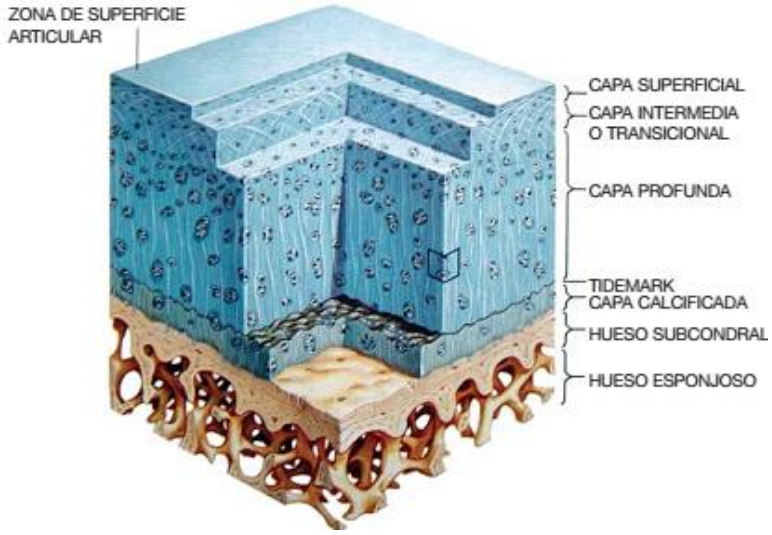


1.1.2 Cartílago articular

El cartílago articular hialino se encuentra ubicado en los extremos articulares de las articulaciones sinoviales, es un tejido altamente especializado para soportar altas cargas. Fisiológicamente es un tejido aislado, falto de vasos sanguíneos, canales linfáticos y enervaciones neurológicas [26]. Su función principal es minimizar los esfuerzos de contacto y contribuir al mecanismo de lubricación en la articulación.

El cartílago está compuesto de condrocitos, fibras de colágeno tipo II y la matriz extracelular (MEC), la cual contiene ácido hialurónico, proteoglicanos (PGs) y un abundante contenido en agua (70 – 80% del peso) [27]. En el cartílago se pueden diferenciar las siguientes capas para determinar la disposición de condrocitos -superficial, transicional, profunda y calcificada- Figura 1-4 y de colágeno a lo largo de la profundidad del cartílago, Figura 1-5. Los condrocitos sintetizan el colágeno y PGs, los cuales interactúan conformando la MEC del cartílago.

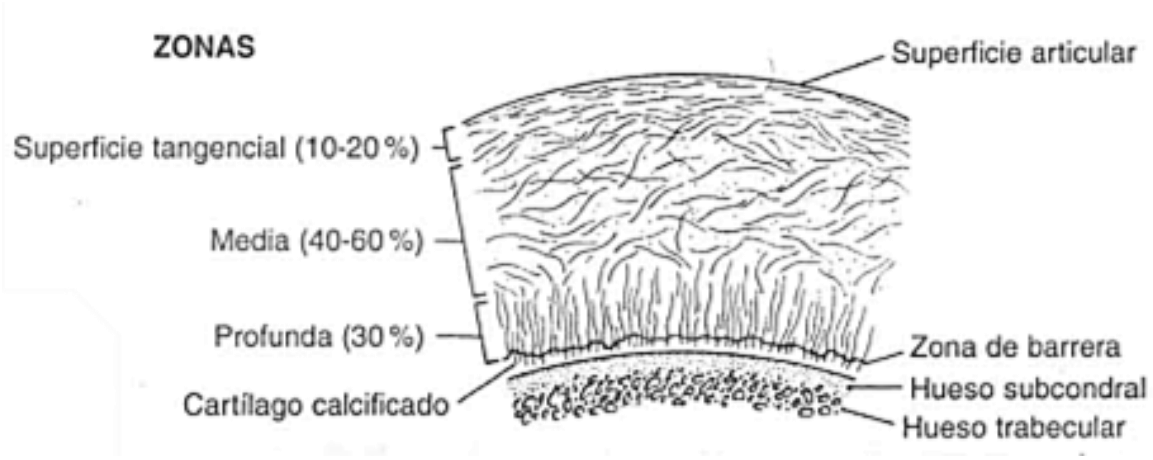
Figura 1-4: Capas del cartílago articular [28].



a. Capa superficial (40 µm). Pocos PGs, elevada concentración de fibras de colágeno distribuidas perpendicularmente entre sí y paralelas a la superficie.
b. Capa intermedia (500 µm). Elevada actividad metabólica. Mayor presencia de PGs y menos colágeno, dispuesto oblicuamente y al azar, los condrocitos presentes son más redondeados.
c. Capa profunda (1000 µm). Rica en PGs y fibras de colágeno que se distribuyen radialmente formando arcos. Células redondeadas formando columnas.
d. Capa calcificada (300 µm). No presenta PGs, el colágeno está dispuesto radialmente. Es la capa de anclaje del cartílago al hueso.

El colágeno en el cartílago articular tiene un alto nivel de organización estructural que proporciona una estructura fibrosa, con gran resistencia a la tensión, no se distribuye homogéneamente a lo largo del tejido, con representación del 10 – 20% del espesor total en la zona superficial, 40 – 60% del espesor total en la zona media y el 30% en la zona profunda (Figura 1-5), las fibras de colágeno de la última zona cruzan la zona de barrera entre el cartílago articular y el calcificado, para crear un sistema de entrelazado en el cartílago calcificado que ancla el cartílago al hueso subyacente [26].

Figura 1-5: Distribución de las fibras de colágeno en el cartílago [26].



Los proteoglicanos se componen de glicosaminoglicanos (GAG), igual que el colágeno no se distribuye homogéneamente a lo largo de la matriz, teniendo una concentración máxima en la zona media y mínima en las zonas superficial y profunda. Presentan una gran capacidad para retener agua, lo que le permite al cartílago la resistencia a compresión, y son los responsables de su estructura “porosa”.

1.1.3 Amputación

La amputación es la remoción o resección total o parcial de una extremidad seccionada a través de uno o más huesos en forma perpendicular al eje longitudinal del miembro [29]. Dependiendo de la forma como se realiza, puede clasificarse como:

- Amputación Primaria o Traumática: Aquélla producida por un agente traumático.
- Amputación Secundaria o Quirúrgica: Realizada de forma electiva o programada para ser ejecutada por medio de un acto quirúrgico.

Los niveles de amputación se consideran dividiendo en tercios los segmentos bien sea del brazo, antebrazo, muslo, pierna o las articulaciones cercanas [29]. Para determinar este nivel se debe incluir la capacidad del paciente para someterse a una rehabilitación satisfactoria, además de factores como gravedad en el patrón de enfermedad vascular, grado de pérdida de tejido y viabilidad de los tejidos en las cercanías de los colgajos [30]. Específicamente, la amputación transfemoral es cualquier amputación a partir de la desarticulación de la rodilla, hasta cinco centímetros por debajo de la ingle [31]. Después

de la amputación, el segmento de miembro comprendido entre el lugar de amputación y la articulación más próxima, cualquiera sea su tamaño, es llamado muñón o miembro residual [32].

Un remplazo artificial para un segmento o toda una extremidad perdida es llamado prótesis [31], el socket o encaje corresponde a la parte de la prótesis a la cual se conectan los componentes protésicos, se ajusta al muñón y lo envuelve [33], como se ve en la Figura 1-6.

Figura 1-6: Elementos principales de la prótesis.

1.2 Estado del arte

1.2.1 Modelos numéricos para el análisis de la articulación coxofemoral

En los últimos años se ha estudiado el sistema cadera-fémur frente a diferentes cargas, movimientos, geometrías y propiedades, con el objetivo de representar correctamente el sistema y obtener un conocimiento más certero de ciertas patologías ya existentes [34][35][36][37][38].

Algunos de los principales modelos numéricos realizados, se han enfocado en el diseño y elección de materiales [39][40][41] de las prótesis de cadera, y el efecto de éstas sobre tejidos adyacentes como el hueso cortical [42].

En 1984 se utilizó el método de los elementos finitos (EF) en dos dimensiones para estudiar el fenómeno de la distribución de esfuerzos en una cadera adulta a partir de la variación de propiedades en la cabeza femoral, encontrando que los esfuerzos de contacto intraarticulares guardaban relación con datos *in – vitro* previamente hallados en caderas normales [43]. Al año siguiente, Rapperport et al. [44] determinaron presiones intraarticulares y esfuerzos principales en la articulación para diferentes cargas y direcciones; y tres conjuntos de condiciones de frontera. El modelo deformable con una aplicación de carga a 20° respecto a la vertical, reportó esfuerzos de compresión cercanos a los 10 MPa, en la componente trabecular del hueso iliaco.

Ferguson et al. [45] [46], utilizaron modelos axisimetricos y *plain – strain* poroelásticos para determinar la habilidad del rodete acetabular para sellar las presiones del líquido sinovial en la articulación y su incidencia en la deformación del cartílago e investigaron la influencia del rodete en la consolidación en las capas del cartílago de la cadera. Encontrando que el rodete podía sellar una capa de fluido presurizado cuando la rigidez de las fibras circunferenciales era mayor a 100 MPa y que además, genera resistencia lateral a la cabeza femoral dentro del acetábulo, promoviendo la estabilidad de la articulación.

Speirs et al. [47], trabajaron sobre el efecto de diferentes condiciones de frontera aplicadas al fémur, encontrando que sólo al aplicar restricciones fisiológicas que incluían todas las fuerzas musculares se generaba deflexiones funcionales del fémur, de lo contrario sus patrones de tensión se alteraban. Jolivet et al. [48], estudiaron el efecto de los músculos sobre la distribución de esfuerzos en el hueso femoral a partir de una malla volumétrica en la cual se consideraban las ecuaciones constitutivas para cada músculo y los contactos dentro de ella, encontrando que la respuesta mecánica sobre el fémur es altamente sensible a la distribución de los tejidos blandos sobre la cadera. Phillips et al. [36], presentaron a través de modelos numéricos la comparación entre dos caderas con diferentes condiciones de frontera, fijación sólo en las articulaciones sacro iliacas y restricción debido a músculos y ligamentos. Observaron diferencias considerables de

esfuerzos-deformación en el hueso cortical, y que la inclusión de músculos y ligamentos disminuía la concentración de esfuerzos dentro de la corteza.

En 2010 Anderson et al. [38], estudiaron los efectos de las variaciones geométricas en la interfaz fémur - cartílago y sus consecuencias en las magnitudes y distribución de presiones en la articulación, concluyendo que es necesario el uso de geometría precisa en los estudios de contacto. Anderson et al. [37], desarrollaron y validaron un modelo numérico para predecir esfuerzos de contacto en caderas cadavericas en tres escenarios: caminar, subir y bajar escalas. Las predicciones de presiones máximas fueron 10.78 MPa, 12.73 MPa y 11.61 MPa para cada uno de los escenarios estudiados, estos resultados al igual que las áreas de contacto fueron similares a las halladas a través de láminas sensitivas de presión.

Harris et al. [49], seleccionaron pacientes sin historial de dolor o enfermedades en la cadera, para predecir esfuerzos de contacto en los mismos tres escenarios que el estudio de Anderson et al. [37]; caminar, subir y bajar escalas. Para obtener las geometrías usaron tomografía con contraste, adicionalmente durante el escaneo aplicaron tracción sobre la pierna para garantizar el llenado de la articulación con el medio y así asegurar la visualización de los cartílagos. Para los modelos, utilizaron mallas hexaedrales para el cartílago, con propiedades homogéneas, isotrópicas y casi incompresibles (hiperelástico Neo-Hooke); para el hueso cortical utilizaron mallas triangulares y le asignaron propiedades homogéneas, elástico lineales e isotrópicas. No consideraron fricción entre los cartílagos. Los resultados mostraron esfuerzos de contacto no uniformes, con mayor variabilidad entre sujetos para la misma actividad que entre actividades para el mismo paciente. Los esfuerzos de contacto promedio para todas las actividades fueron de 1 MPa, aproximadamente.

Posteriormente, Weißgraeber et al. [50] utilizando un análisis bidimensional mostraron que los músculos rotadores laterales de la cadera tienen un efecto significativo en las presiones de contacto de la articulación. De los tres casos estudiados: sin activación muscular en los rotadores laterales; las cargas activación de la mitad de los rotadores laterales y activación muscular completa de los rotadores laterales; se determinó que acción de los rotadores maximiza la presión de contacto en la dirección medial y la reduce significativamente en el

borde lateral. Abraham et al. [51] desarrollaron para tres actividades (caminar, bajar escalas y subir escalas), un modelo de elementos discretos de la articulación de la cadera y lo compararon con un modelo similar de elementos finitos. Encontraron que el modelo por elementos discretos obtuvo esfuerzos de contacto máximo de 9.8 -13.6 MPa en comparación con 3.0 – 3.7 MPa de FEM, pero para cada una de las actividades, las áreas de contacto fueron 7.5%, 9.7% y 3.7% menores. Li et al. [52], utilizaron un modelo numérico de la cadera incorporando capas bifásicas en el cartílago para simular la respuesta de la articulación durante un periodo de carga fisiológico prolongado, encontrando que los esfuerzos de contacto y los contornos de presión del fluido en la cabeza femoral y en el acetábulo de la cadera eran similares; los esfuerzos de contacto máximo variaban de 2.7 MPa a 4.1 MPa.

Algunos estudios se han centrado en analizar la articulación para una enfermedad específica, como es el caso de Henak et al. [53][54], quienes compararon el contacto condrolabral en pacientes con y sin displasia de cadera y predijeron la mecánica del contacto en caderas con retroversión acetabular, utilizando para ambos casos modelos numéricos específicos para cada uno de los pacientes. Además de esto [55], ha estudiado el efecto de cambios anatómicos como el ángulo de cuello femoral, ángulo de anteversión femoral y el ángulo de anteversión acetabular en la distribución de esfuerzos sobre la articulación coxofemoral durante una marcha simulada numéricamente.

1.2.2 Modelos del cartílago

Sokoloff [56], Hayes et al. [57] y Kempson et al. [58] presentaron los primeros modelos analíticos de la deformación del cartílago articular, estos se caracterizaban por ser sólo de una fase y no considerar la componente dependiente del tiempo, el cartílago lo consideraron como un sólido isotrópico y linealmente elástico. Algunos de los resultados fueron el uso de mapas de indentación del cartílago de la cabeza femoral como forma de medición de los valores del módulo de fluencia y las ecuaciones para calcular el módulo de fluencia en 2 segundos.

Mow et al. [59] presentaron un modelo bifásico lineal, en el cual el cartílago consistía de dos fases inmiscibles, una fase sólida compuesta por una matriz de colágeno y PGs y una fase fluida (fluido intersticial), ambas fueron consideradas incompresibles. La matriz se

asumió homogénea, isotrópica, permeable y elástica lineal; el fluido intersticial se asumió no viscoso. Concluyeron que un modelo no lineal bifásico permeable se puede utilizar para describir con más exactitud las propiedades reológicas del cartílago articular.

Existen dos modelos constitutivos que describen el mismo comportamiento mecánico del cartílago, el primero es el poroelástico, que se refiere a un material al cual se le incorpora una fase sólida, el segundo es el bifásico, el cual fue desarrollado específicamente para describir tejidos biológicos hidratados [60]. Ambos asumen al cartílago como una combinación de una o más fases y consideran la fase sólida y fluida incompresibles o casi incompresibles [61].

El modelo bifásico lineal se ha utilizado para determinar las propiedades mecánicas en compresión confinada [62][63], compresión no confinada [62][63][64] e indentación [65][66] en el cartílago normal y osteoartrítico. El modelo bifásico no considera la anisotropía debido a la red de colágeno, la viscoelásticidad de la matriz sólida y el comportamiento debido a la tumefacción [67].

Los siguientes modelos incluyeron la anisotropía del cartílago; Cohen et al. [68] y Bursác et al. [62] se enfocaron en modelos ortotrópicos con isotropía transversal, donde las fibras de colágenos se alinean en la misma dirección; Soltz y Ateshian [69] desarrollaron un modelo que consideraba la no linealidad tensión-compresión del cartílago. El modelo de fibras reforzadas también consideró la no linealidad, los estudios de Soulhat et al. [70] y Li et al. [71] [72] han permitido entender la función de la red de colágeno en la respuesta temporal del cartílago. Schwartz et al. [73] explicaron mecánicamente la no linealidad a tracción y el efecto de la reducción de la rigidez sobre la tumefacción del tejido debido a la degradación de la matriz. Los modelos de Wilson et al. [74] [75] [76] permitieron encontrar relaciones entre las propiedades compresivas con la profundidad del cartílago, los esfuerzos en la red local de colágeno y cambios de composición durante las lesiones y adaptación.

El comportamiento viscoelástico del cartílago articular es causado por dos mecanismos, la fuerza de arrastre por fricción del flujo a través de la matriz sólida porosa y por la

deformación de la matriz sólida en función del tiempo; ambos pueden ser caracterizados por el modelo poroviscoelástico de Mak [77].

1.2.3 Modelos numéricos en amputados transfemorales

Los estudios relacionados con la amputación transfemoral pueden enfocarse en diversos aspectos como son la marcha [16][12], el dolor [78][79], diseño de prótesis [80] y sockets [17], el gasto energético [18][19] entre otros. Revisiones como la desarrollada por Zhang et al. [81], sobre los modelos numéricos desarrollados para prótesis de miembros inferiores, han beneficiado el uso de estos para el diseño y manufactura de sockets y establecer los estados de esfuerzos en la interacción socket-muñón.

Helgason et al. [14], analizaron el riesgo de falla de una endoprótesis femoral durante la marcha, inicialmente optimizaron la geometría del implante con respecto a la capacidad de soporte de carga en un modelo simplificado compuesto por un eje cilíndrico hueco unido a una placa de extremo redondo, después la geometría implementada, fue aplicada en un modelo específico para el individuo. Las fuerzas fueron medidas a partir de celdas de carga ubicadas en el extremo distal del miembro residual, y aplicadas en el modelo específico en tres zonas anatómicas, cabeza femoral, trocanter mayor y menor. Los resultados indican un riesgo de falla aproximado del implante, tres veces mayor al esperado en un fémur sano.

Newcombe et al. [82], estudiaron la transferencia de esfuerzos de una endoprótesis al fémur durante una marcha normal. Realizaron modelos para tres niveles de resección ósea; larga, corta y una intermedia entre ambas; cada una con un diseño de implante diferente. Aplicaron cargas máximas laterales, axiales y torque axial como diferentes condiciones de borde en el modelo. Los resultados mostraron que los esfuerzos mayores se encontraron en el extremo distal del hueso y adyacentes al implante para todos los casos. Adicionalmente, el diseño de implante utilizado en pacientes con un muñón corto se encuentra en contacto con hueso trabecular débil, por lo que se recomienda modificarlo para que la transmisión de esfuerzos se realice en el hueso cortical.

Zhang y Mak [83], desarrollaron un modelo bidimensional para determinar la transferencia de carga entre el socket y el muñón. Utilizaron para los tres componentes; hueso, tejido

blando y socket, propiedades elástico lineales, isotrópicas y homogéneas; e igualmente fueron mallados con elementos 2D de 4-nodos. El modelo se desarrolló en dos pasos que simulaban la postura y la carga durante el apoyo, además de incluir la condición de deslizamiento entre el muñón y el socket, y utilizaba dos coeficientes de fricción. Los resultados mostraron que el área de presión máxima se desplazaba distalmente con coeficientes de fricción menores.

Lacroix y Ramírez [84], utilizaron un modelo explícito de elementos finitos para simular la postura del socket en cinco pacientes. A partir de tomografía axial y escaneo laser, se realizó la reconstrucción de los componentes. Las propiedades mecánicas aplicadas para el hueso y el socket fueron elásticas lineales, homogéneas e isotrópicas; el muñón se definió como un hiperelástico de Mooney-Rivlin. El modelo presentó un nuevo enfoque en el que se evita el uso de desplazamientos radiales en los nodos del muñón para resolver el *overclosure* inicial, obteniendo estados de esfuerzo-deformación más confiables.

Zhang et al. [85], construyeron un modelo no lineal para determinar la influencia de la transferencia de carga entre el muñón y el socket. El modelo se constituyó de fémur, tejidos blandos y socket, a los cuales se les aplicaron propiedades elástico lineales (hueso y socket) e hiperelásticas (muñón). Finalmente se aplicaron tres condiciones de carga para simular condiciones de apoyo plantar, apoyo medio y elevación del talón al caminar, encontrando esfuerzos normales en la superficie inferior del muñón de 80.57KPa, 52.41KPa y 73.37KPa respectivamente.

Con base en la información descrita anteriormente, es posible afirmar que en el estado actual de esta revisión no se ha encontrado con éxito modelos numéricos, basados en el MEF, que involucren la articulación coxofemoral en amputados transfemorales y en especial la determinación de su estado de esfuerzos.

2. Método

En el desarrollo de este proyecto, se abordaron diferentes etapas para la realización de cada uno de los objetivos específicos. Es importante mencionar que a partir de un proyecto anterior perteneciente al grupo de investigación GIBIR, se contaba con una base de datos de amputados, en la cual se encuentran tomografías y algunas reconstrucciones geométricas para la realización de los modelos numéricos finales. Sin embargo, fue necesario desarrollar otros elementos geométricos básicos.

Los pacientes participantes cumplían los siguientes aspectos: amputación transfemoral unilateral, uso habitual del sistema protésico, tiempo transcurrido desde la amputación superior a un año y sujetos físicamente activos. Para realizar los diferentes procedimientos en los participantes, se contaba con los respectivos avales éticos por parte del Instituto Neurológico de Antioquía (INDEA) y de la Universidad Nacional de Colombia – Sede Medellín.

2.1 Desarrollo del Modelo Numérico

2.1.1 Obtención de la geometría

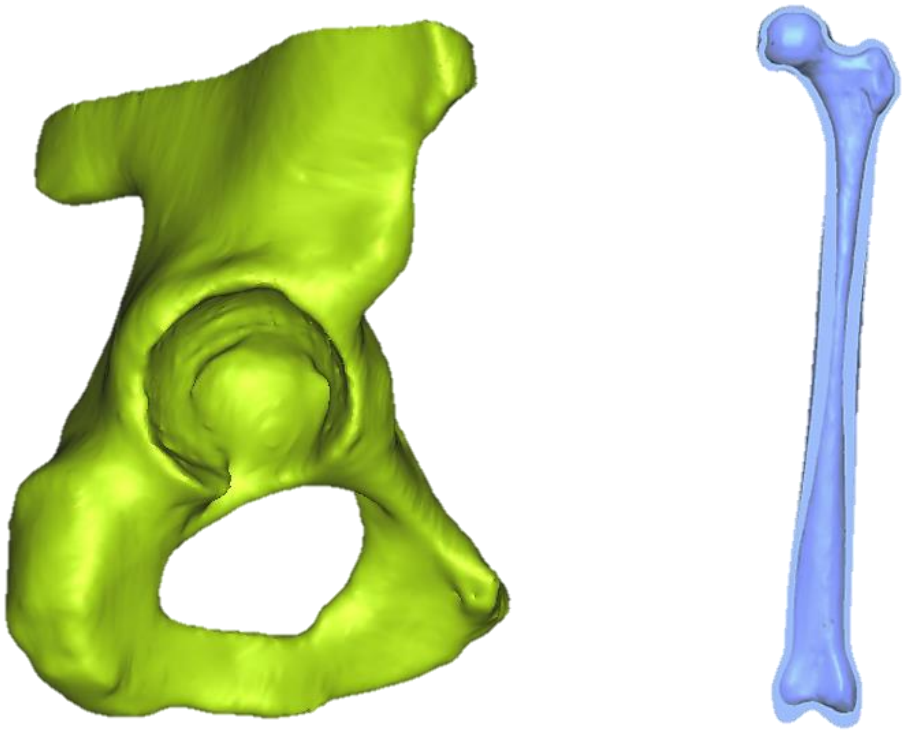
El modelo numérico desarrollado, plantea una comparación del estado de esfuerzos entre la pierna sana y la amputada del paciente, por lo que los elementos que lo componen varían según sea el caso. Para la pierna amputada se consideran seis sólidos: cadera, cartílagos acetabular y femoral, hueso femoral remanente, tejido blando remanente y socket; y en la pierna sana cuatro sólidos: cadera, cartílagos acetabular y femoral y fémur.

Es necesario destacar que las geometrías de hueso femoral remanente, tejido blando remanente y socket, no fueron reconstruidas ya que se tenían de un estudio previo realizado por Ramírez [7]. Por lo que se describirá la obtención de las geometrías faltantes.

- Obtención de huesos (cadera – fémur)

A partir de una tomografía axial computarizada (TAC) con los siguientes parámetros: *SIEMENS/Emotion6 Scanner, 112mAs, 130 KV, 512•512 pxl matrix, Pixel size 0.758 mm, GantryTilt 0.0 ^{0}, slice increment 1 mm,* se obtuvieron secciones transversales que comprenden desde la parte distal del fémur hasta aproximadamente la mitad de la cadera. Utilizando el *software* libre VTK y las secciones transversales de las tomografías, se realizaron reconstrucciones digitales de las caderas y el fémur para obtener geometrías como las que se observan en la Figura 2-1.

Figura 2-1: a. Reconstrucción digital de la cadera b. Hueso hueco.



a. b.

Es sabido que los huesos están compuestos por hueso esponjoso y hueso cortical, siendo el último, el que ofrece las características y propiedades mecánicas necesarias para aportar rigidez en un modelo numérico. Adicionalmente, el hueso esponjoso tiene poca influencia en los esfuerzos de contacto en la articulación [37], por lo que puede ser eliminado del modelo, dejando como único componente el hueso cortical como se muestra en la Figura 2-1. Para lograr esto, es necesario reconstruir cada uno de los componentes

por separado y utilizar una operación booleana para restar los dos volúmenes, logrando la configuración final.

- Obtención de cartílagos

El TAC no es la técnica más efectiva para reconstruir tejido cartilaginoso, por lo que la geometría de los cartílagos acetabular y femoral, se obtuvo a partir de las respectivas superficies articulares.

Como se observa en la Figura 2-2, utilizando la cadera reconstruida previamente se trazó una curva representativa del acetábulo, después se eliminó la malla restante obteniendo de este modo la superficie del cartílago acetabular, Figura 2-3. De manera similar se construyó la superficie del cartílago femoral, en este caso se utilizó un plano ubicado en la cabeza femoral para diferenciar la zona articular, Figura 2-4, e igualmente se eliminó la malla restante, como se observa en la Figura 2-5.

Figura 2-2: Selección de la superficie acetabular.

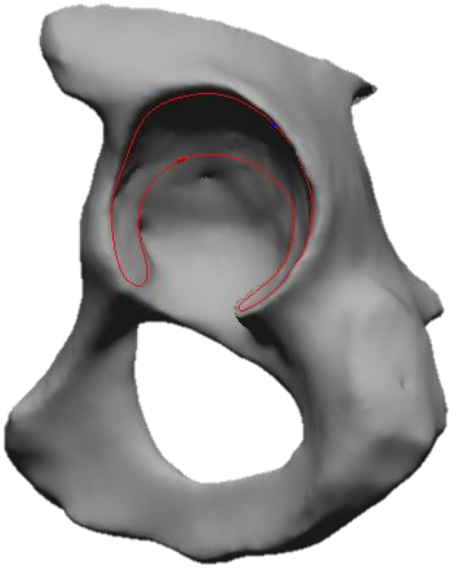


Figura 2-3: Superficie cartílago acetabular.

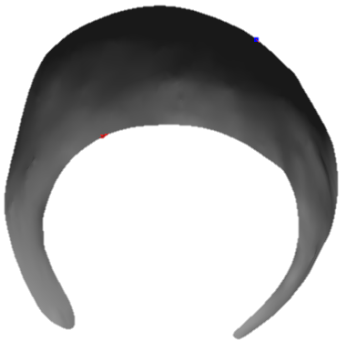


Figura 2-4: Plano de selección de la superficie femoral.

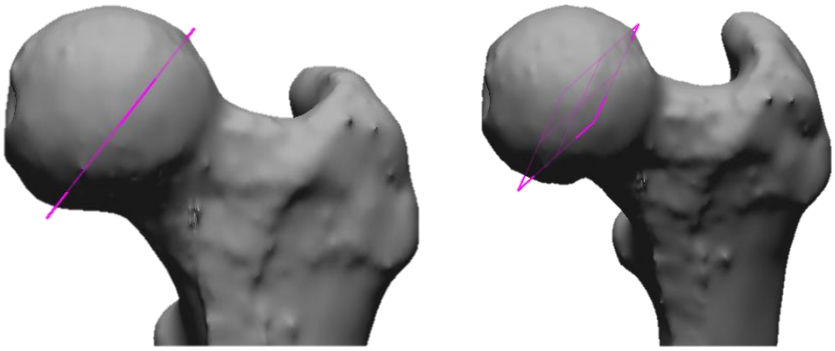
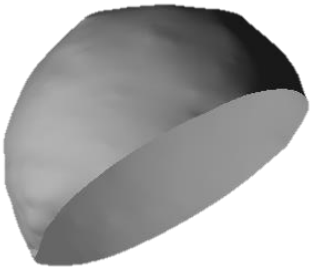


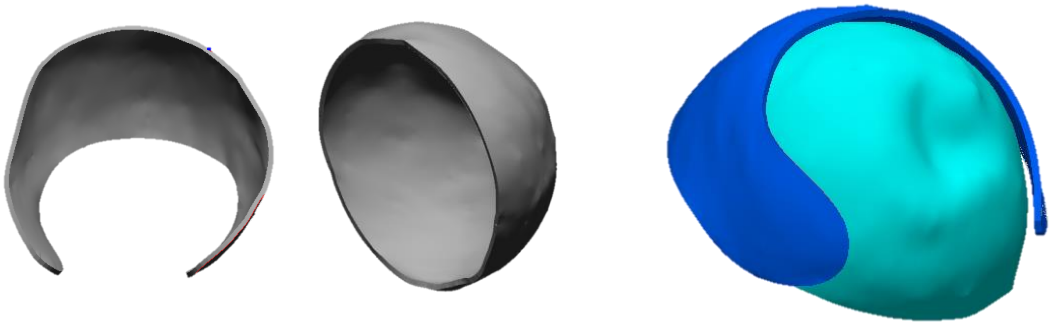
Figura 2-5: Superficie femoral.



Para crear el sólido, a cada una de las superficies se le generó un espesor de 1 mm, el cual se encuentra dentro de los valores reportados por la literatura [86] [87] [88] [89]. Estos sólidos (Figura 2-6 a.) mantienen las mismas relaciones de posición de la cadera y el fémur, ya que fueron creados a partir de esas geometrías; sin embargo, por esta misma razón es

necesario confirmar mediante el ensamble (Figura 2-6 b.), que al generar el espesor de las superficies, estas no se traslapen entre ellas para evitar problemas durante el modelo numérico.

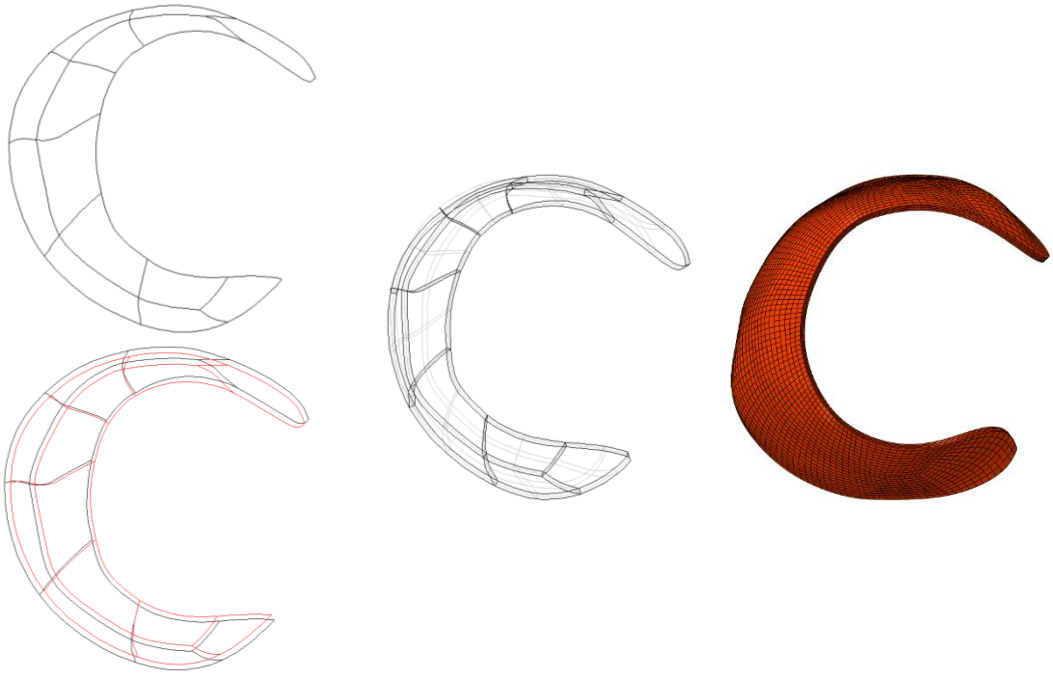
Figura 2-6: a. Representación geométrica de los cartílagos de la cadera b. Ensamble de los cartílagos.



a. b.

A partir de las superficies de cada cartílago se generó una superficie equidistante a 1 mm y de ambas superficies se creó el sólido, el cual fue utilizado para la creación de las mallas. Mediante el *software* libre Salome-Meca, se crearon las mallas compuestas por elementos hexaédricos, los cuales por su estabilidad y velocidad de convergencia en comparación con los elementos tetraédricos, son mejores para esta geometría. En la Figura 2-7, se puede observar el proceso de creación de las mallas.

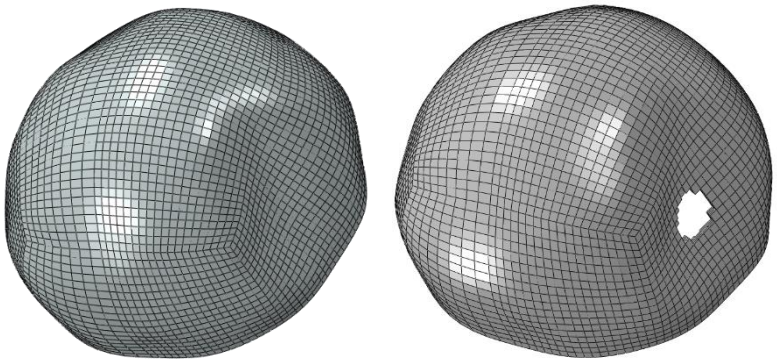
Figura 2-7: Proceso de creación de las mallas hexaédricas. a. Superficie inicial y superficie equidistante, con distribución cuadrilateral b. Sólido c. Malla hexaédrica para el cartílago acetabular.



a. b. c.

El proceso descrito anteriormente es igual para el cartílago femoral. Sin embargo, el cartílago femoral tiene un agujero por el cual atraviesa el ligamento redondo, alrededor del cual se generan elementos tetraédricos durante la creación de la malla realizada por el programa. Para evitarlo, se procede a omitir el agujero durante la creación de la malla y, después, se genera el agujero eliminando los elementos ubicados en este espacio como se observa en la Figura 2-8. A pesar que el agujero no es completamente circular representa el espacio del ligamento de una manera adecuada y evita el uso de elementos tetraédricos.

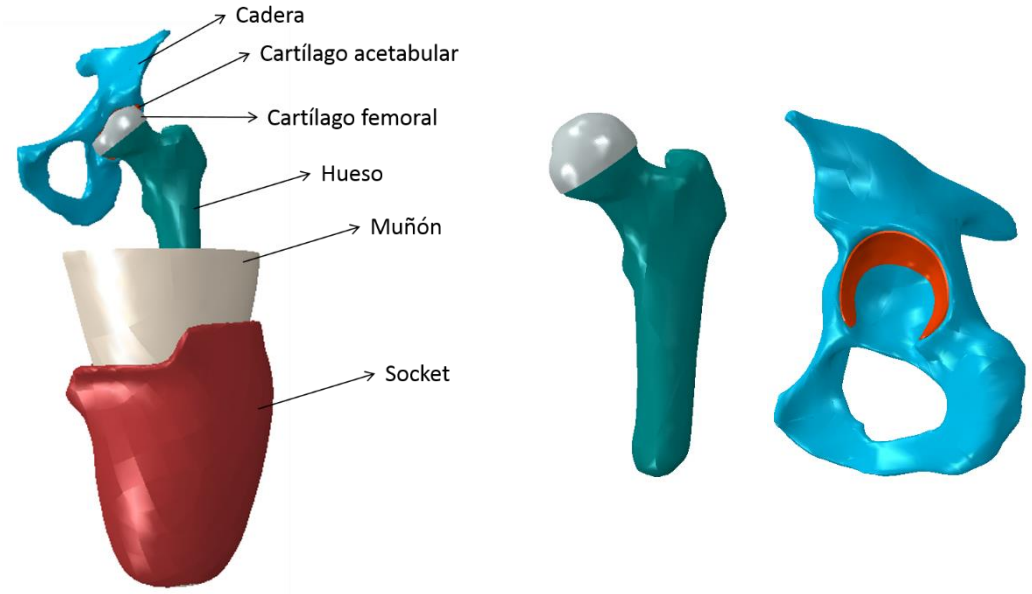
Figura 2-8: Creación del agujero redondo por medio de eliminación de elementos.



2.2 Procedimiento de ensamble

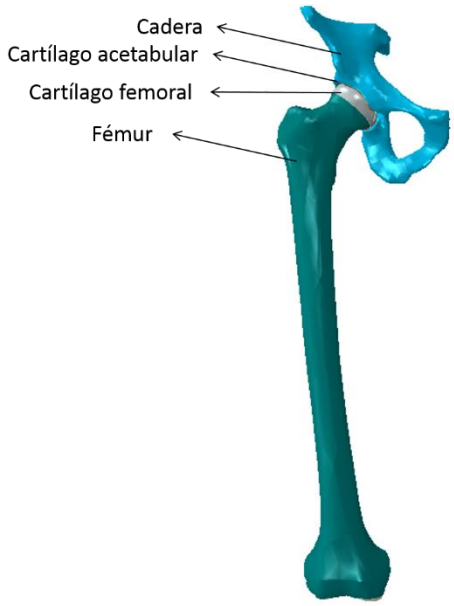
Partiendo de los modelos numéricos desarrollados por Ramírez [7] y de las referencias anatómicas que proporcionó el TAC, se realizó el ensamble del modelo que representa la pierna amputada como se observa en la Figura 2-9 a., posicionando el cartílago femoral sobre la cabeza femoral, Figura 2-9 b. y la cadera con su respectivo cartílago, Figura 2-9 c. Para la pierna sana, se utilizaron igualmente las referencias anatómicas del TAC para ensamblar cada elemento, como se observa en Figura 2-10.

Figura 2-9: a. Ensamble cadera, cartílagos, hueso, muñón y socket b. Fémur con cartílago c. Cadera con cartílago.



a. b. c.

Figura 2-10: Ensamble cadera, cartílagos y fémur.



2.3 Propiedades mecánicas

Con la geometría conseguida y ensamblada, se procede a asignarle propiedades mecánicas a cada uno de los componentes del modelo numérico. Se debe considerar además que en relación con los tejidos vivos, los métodos para determinar sus propiedades van en constante desarrollo, y muchas de las propiedades utilizadas actualmente asumen simplificaciones en los materiales al considerarlos con comportamentos elásticos, lineales e isótropicos [83] [7] [90] [91].

Para el socket hecho de polipropileno las propiedades mecánicas se encuentran bien establecidas, se utilizó un módulo de Young de 1.5 GPa y un coeficiente de Poisson de 0.3 lo cual corresponde a un comportamiento elástico lineal [85][91] [7]. Los huesos, cadera y fémur, se les consideró unicamente la componente cortical como se dijo anteriormente y se les asignó un comportamiento elástico lineal isótropico, con un módulo de Young de 15 GPa y coeficiente de Poisson de 0.3 [92] [7].

El tejido blando agrupa varios componentes como son piel, grasa, músculo, ligamentos y tendones; por lo que las propiedades varian según los autores o referencias que se consulten. Para este estudio se le asignó un comportamiento elástico lineal isotrópico con

módulo de Young de 250 KPa y un coeficiente de Poisson de 0.475 [93] [7], considerando que el comportamiento del conjunto multicapa cutis-hipodermis-músculo determinado por Isaza [94] se comporta de igual manera.

Algunos modelos han utilizado materiales hiperelásticos incompresibles como propiedades para los cartílagos [49] [55] [37] [95], existen incluso predicciones computacionales que han mostrado resultados de esfuerzos equivalentes entre modelos hiperelásticos incompresibles y bifásicos [49]. En este estudio, se asumieron propiedades isotrópicas, casi incompresibles con un comportamiento hiperelástico Neo-Hooke como el utilizado por Harris et al. [49] con módulo de cizalladura $\mathrm{G} = 13.6\ \mathrm{MPa}$ y un módulo de compresibilidad $K = 1359\ \mathrm{MPa}$, en el cual los parametros constitutivos son C_{10}= 6.8 MPa y D_1=1.4 x 10^{-9} Pa.

2.4 Condiciones de borde

Con los componentes del modelo ensamblados y sus respectivas propiedades mecánicas, se crean las condiciones de borde, éstas pueden ser fuerzas o desplazamientos y las restricciones de movimiento. Para este estudio específico, las restricciones de desplazamiento fueron aplicadas en la cadera, el hueso remanente y el socket, dependiendo la etapa del modelo.

Para la pierna amputada, las cargas aplicadas al modelo se dividieron en tres etapas, la primera simula el procedimiento de postura del socket, la segunda aplica una fuerza que representa la condición de carga de bipedestación y la tercera permite el contacto entre los cartílagos. Después de la fase de postura del socket, se incluye en el modelo numérico una fase de estabilización, en la que sin aplicar ningún estímulo adicional y manteniendo el estado de esfuerzos generado en la fase inicial, se permite que los efectos dinámicos causados por la postura del socket se atenúen, y el componente de tejidos blandos adquieran su posición final antes de continuar con la fase de aplicación de cargas; como se vio en Ramírez [7].

En la pierna sana se realizó una etapa que consiste en la aplicación de una carga equivalente a la mitad del peso del individuo, sobre los cóndilos femorales seguido de una

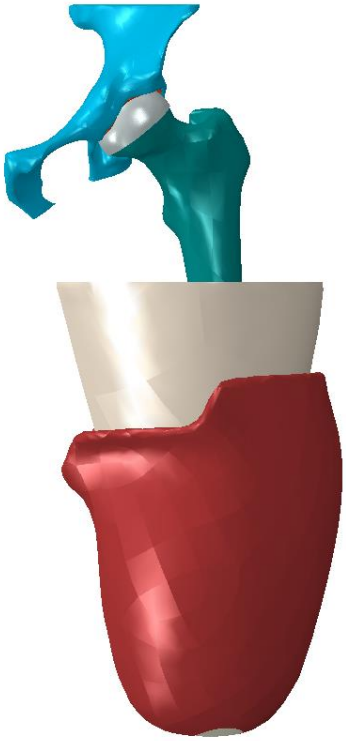
fase de estabilización, donde se mantuvo la carga aplicada para estabilizar la energía interna del modelo.

2.4.1Modelo pierna amputada

- Postura del socket

Para simular la acción de postura del socket, se inicia con una condición en la cual éste no se encuentre en contacto con los demás componentes del modelo y se elimina parte del isquion para evitar contactos entre el muñón y la pelvis como se ve en la Figura 2-11. Se aplica un vector de desplazamiento equivalente al recorrido del socket durante la postura, con base en los modelos de Ramírez [7].

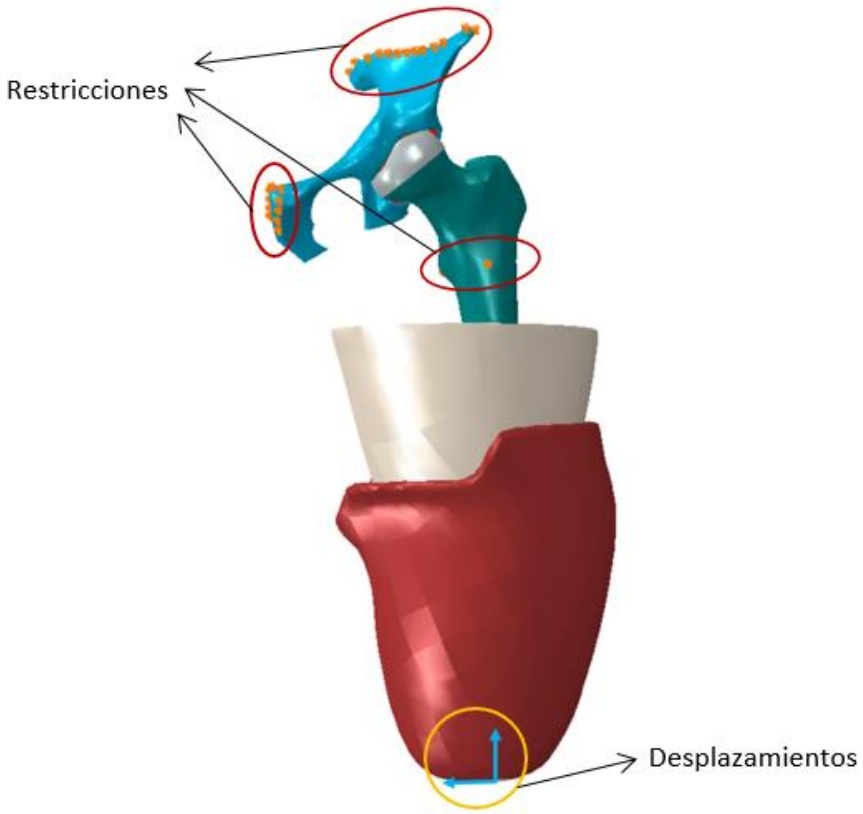
Figura 2-11: Posición inicial del modelo.



Para restringir el modelo, se aplica cerca del trocánter menor, específicamente sobre la diáfisis, y sobre la cadera, en el pubis y la parte superior, una condición de borde (CB) de restricción de los tres grados de libertad asociados al desplazamiento. Después, se aplica

el vector de desplazamiento sobre el socket, correspondiente al individuo modelado. En la Figura 2-12 se pueden observar las condiciones de borde.

Figura 2-12: Restricciones y fuerzas durante la postura.



Se definen las interacciones de los elementos o superficies que están en contacto, asignando una condición de *Tie* para garantizar un unión permanente sin posibilidad de separación entre el fémur y el cartílago femoral, la pelvis y el cartílago acetabular y el hueso remanente y el tejido blando; siendo en este último caso una condición que se aleja de la realidad ya que no se representan las inserciones musculares, puesto que sobrepasarían el alcance del proyecto. Otra condición de contacto se da entre la cara interior del socket y el tejido blando, para esto se utilizó un coeficiente de fricción de 0.37 definido por Ramírez [7], y se establece una condición normal de no penetración, para evitar que nodos pertenecientes al tejido blando penetren el socket y viceversa.

- Estabilización

En esta fase, partiendo de la posición adquirida durante la postura, se le adiciona al modelo un *step* de Estabilización, ver Figura 2-14, donde no se aplican estímulos o condiciones de borde para que el modelo estabilice los valores de esfuerzo y disminuya la amplitud de las curvas de energía interna. Ramírez [7], determinó que con una duración de cinco segundos los tejidos blandos que constituyen el muñón, se han reacomodado en el interior del socket y han alcanzado una posición de equilibrio.

- Aplicación de fuerzas

En la Figura 2-13 se observa la pierna amputada con la condición de bipedestación de doble contacto (pie – suelo); la fuerza ubicada en la zona plantar medial del pie genera un momento al encontrarse separada de la línea de acción de las fuerzas, sin embargo en el desarrollo de este proyecto no se considera el doble contacto y en consecuencia el momento. Por lo que el modelo se constituye por una fuerza reactiva en la misma línea de acción de unión socket-sistema protésico, como se observa en la Figura 2-13.

En este paso, se le adicionó al modelo la condición de bipedestación estática. Se mantiene la restricción de desplazamiento en la cadera y el hueso remanente, y se aplica una fuerza igual a la mitad del peso del individuo sobre el socket, con lo cual se obtiene un nuevo estado de esfuerzos y deformaciones. Se determinó a partir de varias pruebas, que con un tiempo de 10 segundos la aplicación de la carga se completaba.

Figura 2-13: Simplificación de las fuerzas para la pierna amputada.

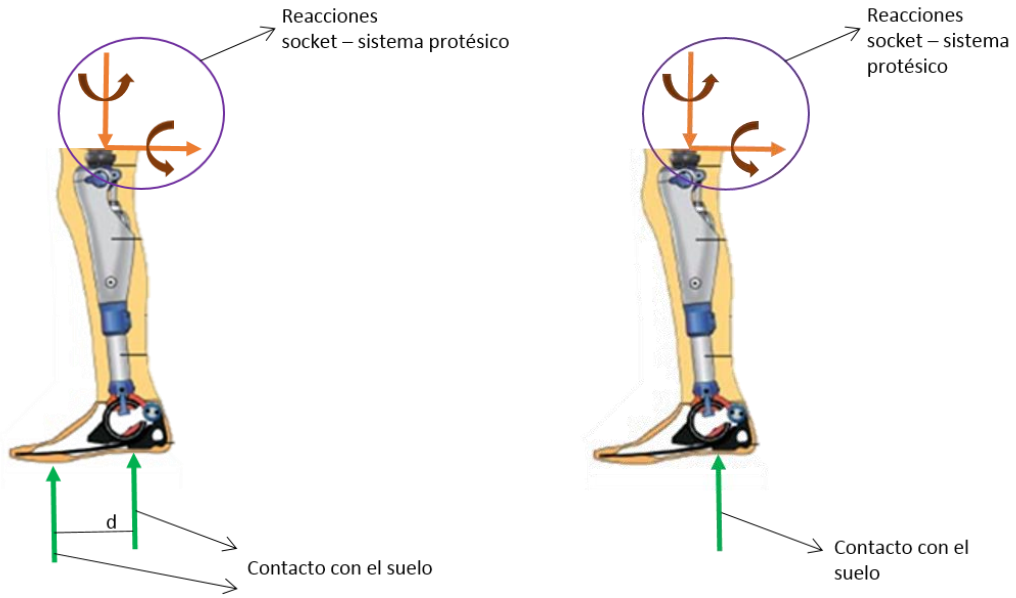
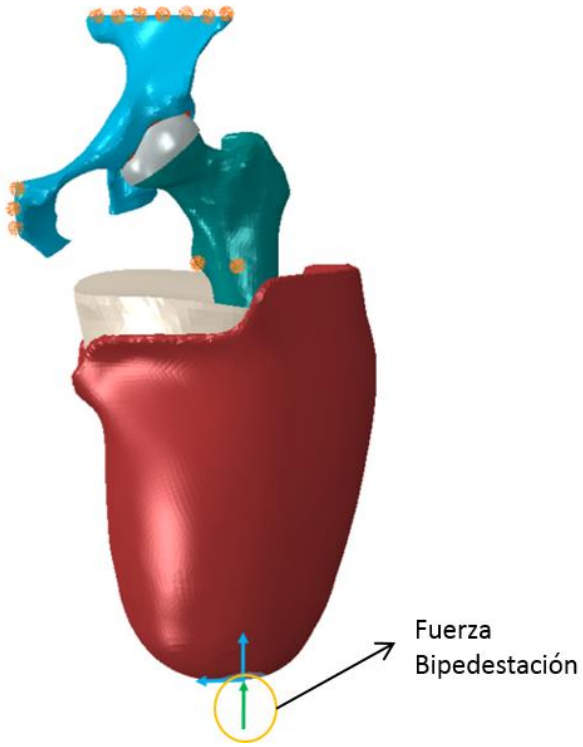


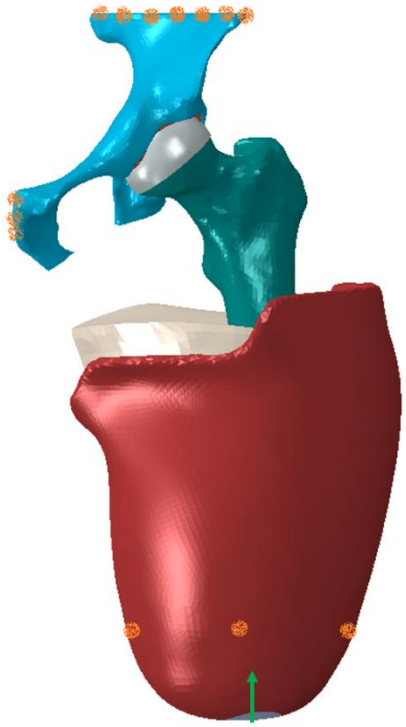
Figura 2-14: Restricciones y fuerzas durante la estabilización y bipedestación.



- Contacto

En este *step*, se permite el contacto de los cartílagos al eliminar la restricción de desplazamiento sobre el hueso, adicionalmente se mantiene la restricción en la cadera y se adiciona una restricción en dos direcciones al socket, como se observa en la Figura 2-15, para representar la restricción lateral debida a la bipedestación del paciente. Se elimina el estado de esfuerzos producido durante la postura manteniendo la aplicación de la carga de bipedestación. Se establece una condición de no penetración entre cartílagos y no se considera el efecto de la fricción para el contacto entre ellos ya que el coeficiente de fricción entre sus superficies es bajo [49]. Este *step* tiene cinco segundos de duración, los cuales permiten que la aplicación de la carga sea completa y que la energía interna del modelo se disminuya.

Figura 2-15: Restricciones y fuerzas durante el contacto.



2.4.2Modelo pierna sana

- Aplicación de la carga

Para la pierna sana, aplican las mismas consideraciones de doble contacto en el pie durante la bipedestación, y al igual que en la aplicación de cargas en la pierna amputada, se realiza una simplificación a una fuerza que actúa sobre la línea de acción y se transmite a los cóndilos femorales.

Para simular la bipedestación estática en la pierna sana, el modelo se restringió en la cadera, sobre el pubis y la parte superior, con una CB de restricción de los tres grados de libertad de desplazamiento. Se aplicó sobre cada uno de los cóndilos femorales una fuerza igual a un cuarto del peso del individuo, los cuales representan la acción del suelo en la pierna, ver Figura 2-16. Adicionalmente, se definió el contacto entre superficies asignando la condición de contacto *Tie* entre el fémur y el cartílago femoral y la pelvis y el cartílago acetabular, para garantizar un contacto permanente. Al igual que en el modelo de contacto anterior, no se consideró la fricción entre cartílagos y se estableció una condición de no penetración entre ellos. Esta fase tiene una duración de 10 segundos, que es igual a la utilizada en el modelo amputado.

- Estabilización

Esta parte del modelo no aplica estímulos o condiciones de borde, durante cinco segundos, lo que permite la estabilización del modelo y la disminución de su energía interna.

Figura 2-16: Restricciones y fuerzas durante la bipedestación y estabilización.

2.4.3 Aspectos propios del modelo

Para ambos casos, los modelos se desarrollaron utilizando el módulo explícito del *software* ABAQUS V6.12. Debido a las geometrías tan complejas utilizadas, las mallas con las cuales se simularon los componentes fueron tetraédricas C3D4 de la librería de ABAQUS para todas las geometrías exceptuando los cartílagos, que fueron mallados con elementos hexaédricos del tipo C3D8.

Los tiempos de procesamiento en cada *step* varían dependiendo de las condiciones aplicadas y los tiempos definidos en éste, en la Tabla 2-1se pueden ver los tiempos promedios para cada una de las fases de los modelos; además para tener una idea de la magnitud de éstos, en la Tabla 2-2, se muestran los valores promedios de nodos y elementos utilizados para cada una de las geometrías.

Tabla 2-1: Tiempos promedio de procesamiento por *step.*

Modelo	*Step*	Tiempo promedio de procesamiento [h]
Pierna sana	Bipedestación	0:22
	Estabilización	1:48
Pierna amputada	Postura	1:18
	Estabilización	4:36
	Bipedestación	55:54
	Contacto	36:21

Tabla 2-2: Media de nodos y elementos en los modelos.

Modelo	Geometrías	Media	
		Nodos	Elementos
Pierna sana	Cadera	13493	61912
	Cartílago acetabular	13229	10007
	Cartílago femoral	21225	14589
	Hueso	22947	92134
Pierna amputada	Cadera	11240	51465
	Cartílago acetabular	12586	9347
	Cartílago femoral	22592	17012
	Hueso	23138	108332
	Muñón	21650	115164
	Socket	46659	194425

3. Resultados

3.1 Estado de esfuerzos de los cartílagos

En la Tabla 3-1 se presentan las características generales de los individuos a los cuales se les realizó el modelo numérico.

Tabla 3-1: Características de generales de los pacientes

Paciente	Edad [años]	Genero	Tiempo de amputación [años]	Estatura [cm]	Peso [Kg]	Pierna amputada
P1	50	M	2	163	60	Derecha
P2	43	M	10	175	70	Izquierda
P3	55	M	8	171	70	Izquierda

Con base en las características de cada uno de los pacientes involucrados en el estudio y la metodología propuesta en el numeral 2.4.1 y 2.4.2, se establecieron las condiciones de carga para cada uno de ellos. En la Tabla 3-2 se muestran las cargas de bipedestación, que son los estímulos aplicados en los modelos de la pierna sana y amputada en el eje Z. Como aclaración, la dirección Z corresponde a la dirección cráneo – caudal.

Tabla 3-2: Condiciones de carga de cada modelo durante la bipedestación.

Paciente	Bipedestación		
	Modelo pierna amputada [N]	Modelo pierna sana	
		Cóndilo 1 [N]	Cóndilo 2 [N]
P1	300	150	150
P2	350	175	175
P3	350	175	175

A partir de los modelos numéricos desarrollados para cada uno de los tres individuos, se puede mostrar las respuestas asociadas al estado de esfuerzos y deformaciones de cada

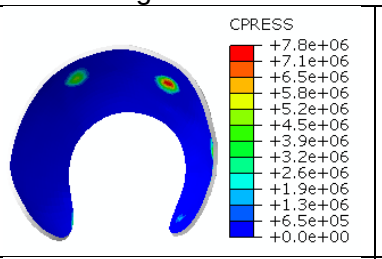
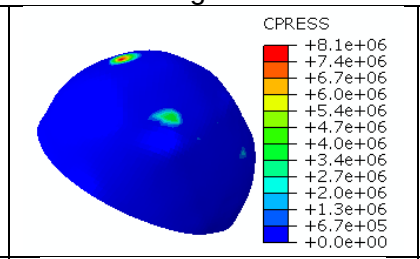
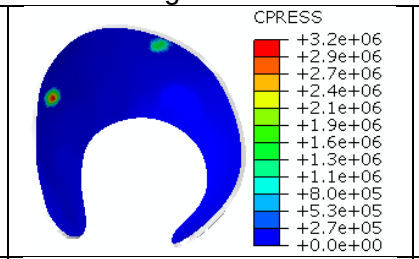
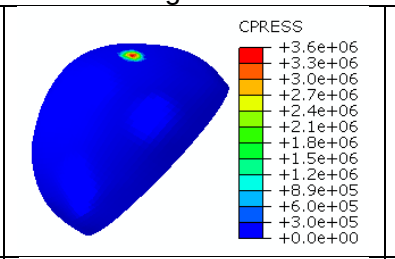
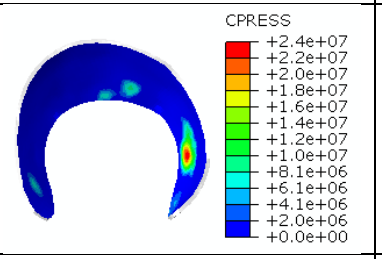
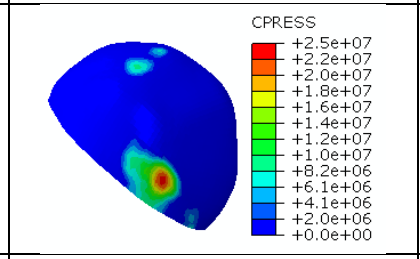
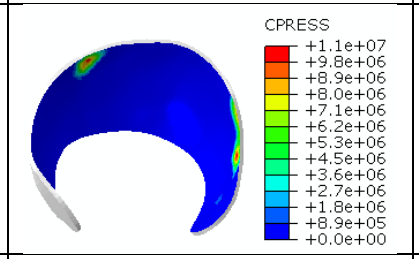
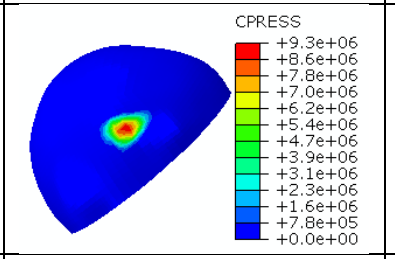
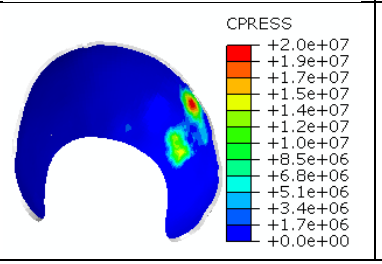
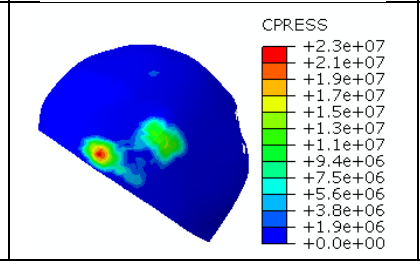
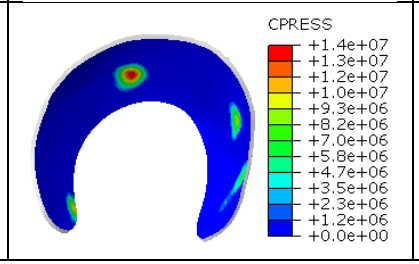
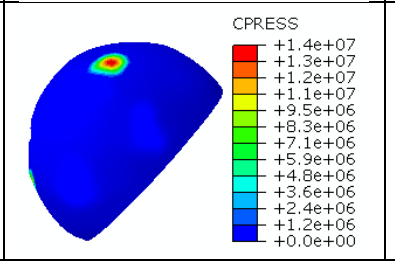
uno de los elementos que componen el modelo (muñón, socket, hueso, cadera y cartílagos). Sin embargo, ya que el enfoque de este estudio se centra en la articulación de la cadera, los resultados que se presentan son únicamente aquellos relacionados con los cartílagos.

Inicialmente, de una manera general se presentan los esfuerzos normales y las áreas de contacto que se generan en las superficies de interacción de los cartílagos para cada uno de los pacientes, de tal forma que sea posible comparar sus órdenes de magnitud con lo que se reporta en la literatura.

En la Figura 3-1 se presenta los resultados de esfuerzos para los modelos de la pierna amputada y sana. Las imágenes mostradas pertenecen a la fase de contacto o estabilización, según sea el modelo; donde las fuerzas aplicadas son equivalentes en ambos casos. Cada imagen va acompañada por su respectiva dirección anatómica, representada por las letras A, P, M y L; que representan anterior, posterior, medial y lateral respectivamente. En los cartílagos femorales de ambos modelos se muestra el esfuerzo máximo.

Adicionalmente, en la Tabla 3-3 se presenta un resumen del esfuerzo normal de contacto (CPRESS) y áreas de contacto para los cartílagos. Los esfuerzos reportados son iguales a los mostrados en la Figura 3-1 y corresponden a los valores encontrados al finalizar los *step* de contacto o estabilización. Las áreas de contacto se refieren a la suma de las caras en las cuales existe una fuerza de contacto, y los valores máximos y mínimos presentados en la tabla corresponden a los encontrados durante los *steps* de contacto/estabilización.

Figura 3-1: Resultado de esfuerzos en los cartílagos en el último *step.*

Modelo pierna amputada						Modelo pierna sana						
Cartílago acetabular			Cartílago femoral			Cartílago acetabular			Cartílago femoral			
P		A	L		M	A		P	M		L	P1
A		P	L		M	P		A	M		L	P2
A		P	L		M	A		P	M		L	P3

A: anterior, P: posterior, M: medial, L: lateral. Las unidades de los esfuerzos son Pa.

Tabla 3-3: Resumen del estado de esfuerzos y área de contacto para todos los pacientes.

		CPRESS [Pa]				Área de contacto [mm^2]			
		C. acetabular		C. femoral		C. acetabular		C. femoral	
		Amp.	Sano	Amp.	Sano	Amp.	Sano	Amp.	Sano
P1	Máx.	7.8E+6	3.2E+6	8.1E+6	3.6E+6	374	309	343	280
	Mín.	0	0	0	0	30	70	0	52
P2	Máx.	2.4E+7	1.1E+7	2.5E+7	9.3E+6	551	303	515	331
	Mín.	0	0	0	0	0	111	0	145
P3	Máx.	2.0E+7	1.4E+7	2.3E+7	1.4E+7	464	273	432	261
	Mín.	0	0	0	0	0	81	0	66

CPRESS: Esfuerzo normal de contacto.

Con la intención de comparar los resultados obtenidos, se presentan en la Tabla 3-4 valores reportados en la literatura para casos cercanos al propuesto en este estudio. En ésta se discriminan: las características de la articulación, el caso específico de estudio y los resultados de esfuerzos y áreas de contacto, con sus respectivas ubicaciones.

En la Tabla 3-5 se presentan de una manera sintetizada, las medias y desviaciones estándar de los esfuerzos de contacto y de las áreas de contacto en los cartílagos. Adicionalmente, se presentan los coeficientes de variación para los esfuerzos y áreas; los cuales permiten comparar las dispersiones de dos distribuciones distintas al relacionar la desviación de la muestra con su media.

Tabla 3-4: Resultados de estados de esfuerzos y áreas de contacto reportados en la literatura.

Referencia	Estudio	Tipo de carga	Resultados		% Área de contacto	
			Esfuerzos de contacto [MPa]	Ubicación	%	Ubicación
[37]	Cadera sana	Caminar	10.78*	NR	366.1 º†	NR
		Subir escalas	11.61*			
		Bajar escalas	12.73*			
[53]	Caderas sanas y con displasia acetabular	Caminar	28*	C. acetabular	88	C. acetabular
		Subir escalas	24*			
		Bajar escalas	26*			
[54]	Caderas sanas y con acetábulo en retroversión	Caminar	27*	C. acetabular	93*	C. acetabular
		Subir escalas	22*			
		Bajar escalas	26*			
		Levantarse de una silla	18*			
[49]	Caderas sanas	Caminar	7.52*	C. acetabular	37.1*	C. acetabular
		Subir escalas	8.53*			
		Bajar escalas	8.66*			
[96]	Caderas sanas y con displasia acetabular	Caminar	1.1 º	6 - 14*	C. acetabular	800*†	C. acetabular
		Subir escalas	1.2 º			
		Bajar escalas	1.0 º			

NR: No reportado, (*) Valores máximos reportados, (†) Área en mm^2, (º) Valor promedio.

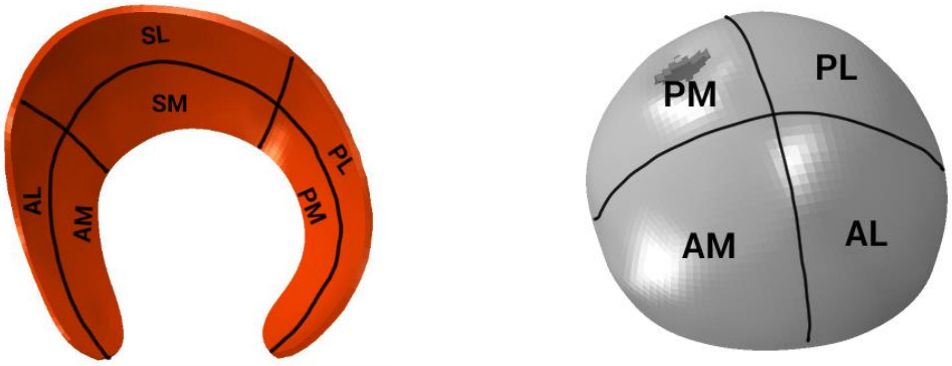
Tabla 3-5: Medias y desviación estándar de los esfuerzos de contacto máximos y del área de contacto en los cartílagos.

Media (desviación estándar)				
CPRESS [Pa]				
	Contacto/Estabilización			
	Amputado		Sano	
	Acet.	Fem.	Acet.	Fem.
Esfuerzo máximo	1.7E+07 (8.4E+06)	1.9E+07 (9.2E+06)	9.4E+06 (5.6E+06)	9.0E+06 (5.2E+06)
Coeficiente de variación	0.49	0.49	0.59	0.58
Área total de contacto [mm^2]				
	Contacto/Estabilización			
	Amputado		Sano	
	Acet.	Fem.	Acet.	Fem.
Área máxima	463.0 (88.5)	430.0 (86.0)	295.0 (19.3)	290.7 (36.2)
Coeficiente de variación	0.19	0.20	0.07	0.12
%	20.9%	10.0%	13.6%	6.8%

Se obtuvieron coeficientes de variación muy elevados para todos los casos de esfuerzos, lo que indica mucha variabilidad en los resultados. Para el área total de contacto, se encontraron coeficientes de variación menores; los cartílagos del modelo sano presentan las estimaciones más precisas de los valores, por el contrario el modelo amputado se registran precisiones irregulares que deben utilizarse con precaución.

Para conocer la ubicación de los esfuerzos, los cartílagos se dividieron por regiones anatómicas. Utilizando la notación de Henak et al. [53] y [54], el cartílago acetabular se dividió en seis regiones: antero-lateral (AL), antero-medial (AM), supero-lateral (SL), supero-medial (SM), postero-lateral (PL) y postero-medial (PM), mientras que el cartílago femoral se dividió en cuatro regiones: antero-lateral (AL), postero-lateral (PL), antero-medial (AM) postero-medial (PM), como se observa en la Figura 3-2.

Figura 3-2: Regiones anátomicas para el cartílago acetabular y femoral.



En la Tabla 3-6 se puede observar la ubicación de los esfuerzos en el cartílago al finalizar el *step* de contacto/estabilización. La zona elegida se determinó a partir del esfuerzo máximo, eligiendo la región donde éste se encontrara. En general, las zonas más comúnmente afectadas en los modelos sanos fueron AL para el acetabular y, AL y PL para el femoral; los modelos amputados por su parte muestran mayor variabilidad, SM y PM para el acetabular y PL para el femoral. En el Anexo 1, se pueden encontrar los promedios de los esfuerzos máximos y las zonas de ubicación de éste, para cada cartílago en la duración total del *step.*

Tabla 3-6: Ubicación regional de esfuerzos de contacto en los cartílagos.

Ubicación por regiones												
			Acetabular						Femoral			
			AL	AM	SL	SM	PL	PM	AL	PL	AM	PM
Contacto Estabilización	Amp.	P1	•	•	•	•		•	•	•	•	•
		P2	•	•		•	•	•		•	•	•
		P3			•	•	•	•		•		
	Sano	P1	•		•				•	•		
		P2	•		•				•	•	•	
		P3	•	•		•		•	•	•	•	•

Para cada paciente se determinó en el tiempo de duración del *step,* el valor máximo de esfuerzo y la zona de ubicación de éste; con base en los resultados individuales para cada cartílago, se construyeron tablas que resumen la ubicación y el esfuerzo para los tres pacientes. Como ejemplo, la Tabla 3-7 muestra las zonas y valores promedios de

esfuerzos en el cartílago acetabular amputado. Las tablas para todos los cartílagos se encuentran en el Anexo 2.

Tabla 3-7: Zonas y valores promedios para el cartílago acetabular amputado.

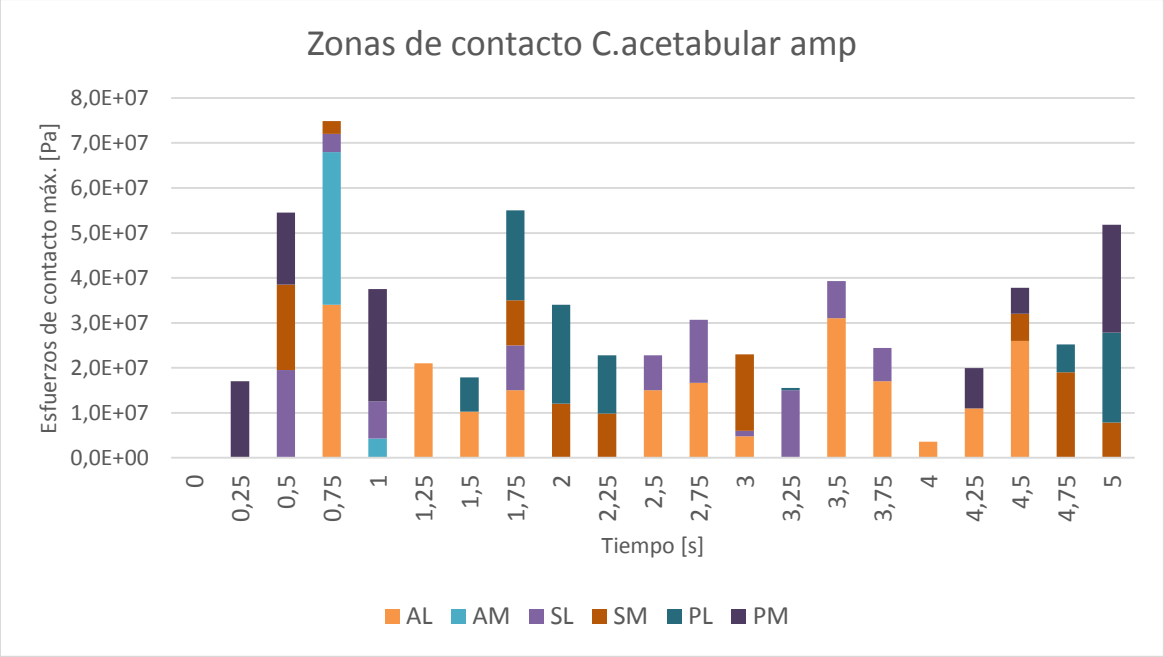
Modelo amputado – Cartílago acetabular						
Tiempo	AL	AM	SL	SM	PL	PM
0						
0.25						1.7E+07
0.5			2.0E+07	1.9E+07		1.6E+07
0.75	3.4E+07	3.4E+07	4.0E+06	2.9E+06		
1		4.3E+06	8.2E+06			2.5E+07
1.25	2.1E+07					
1.5	1.0E+07				7.6E+06	
1.75	1.5E+07		1.0E+07	1.0E+07	2.0E+07	
2				1.2E+07	2.2E+07	
2.25				9.8E+06	1.3E+07	
2.5	1.5E+07		7.8E+06			
2.75	1.7E+07		1.4E+07			
3	4.8E+06		1.2E+06	1.7E+07		
3.25			1.5E+07		5.3E+05	
3.5	3.1E+07		8.3E+06			
3.75	1.7E+07		7.4E+06			
4	3.6E+06					
4.25	1.1E+07					9.0E+06
4.5	2.6E+07			6.0E+06		5.8E+06
4.75				1.9E+07	6.2E+06	
5				7.8E+06	2.0E+07	2.4E+07

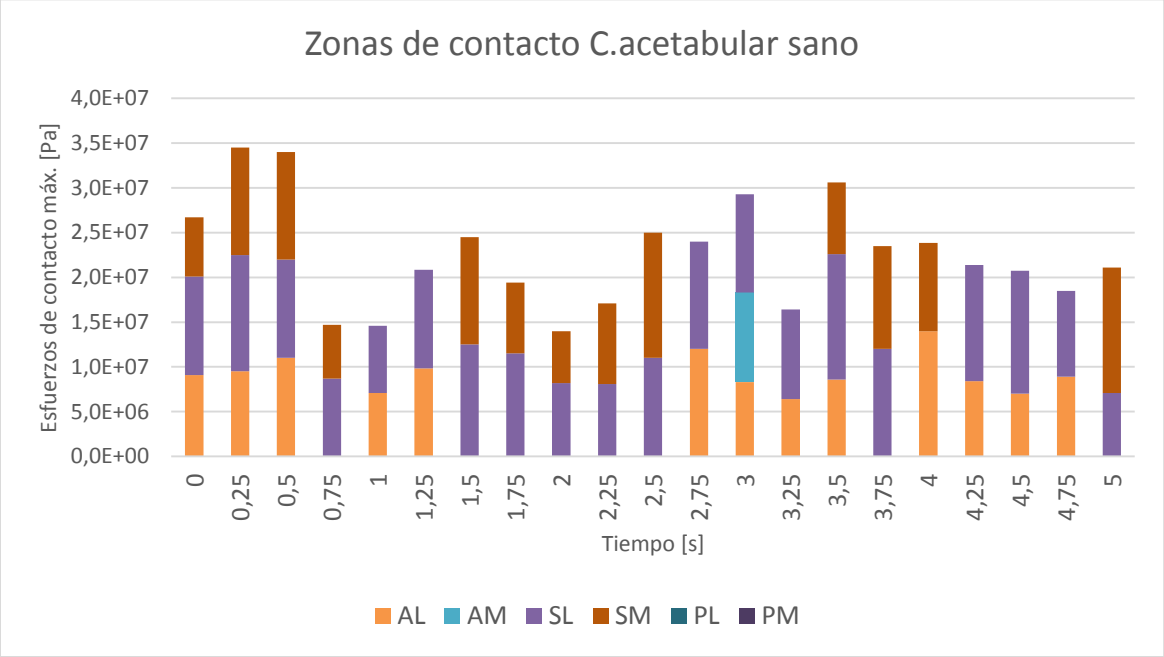
Si el valor de esfuerzo se ubicaba en el límite de dos regiones anatómicas, ambas zonas eran seleccionadas con el mismo valor de esfuerzo.

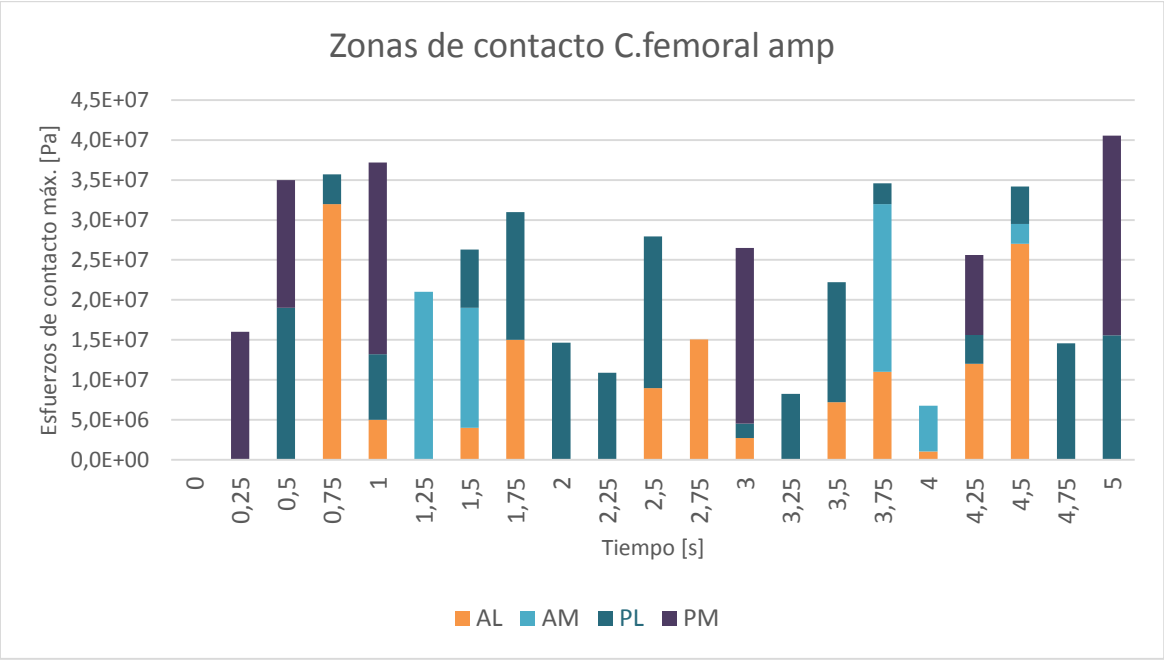
La Figura 3-3 muestra las gráficas obtenidas a partir de las tablas resumen realizadas para cada cartílago. Éstas relacionan el promedio del esfuerzo máximo de contacto con la región del cartílago en la cual se encuentra ubicado, durante el periodo total del *step* contacto/estabilización.

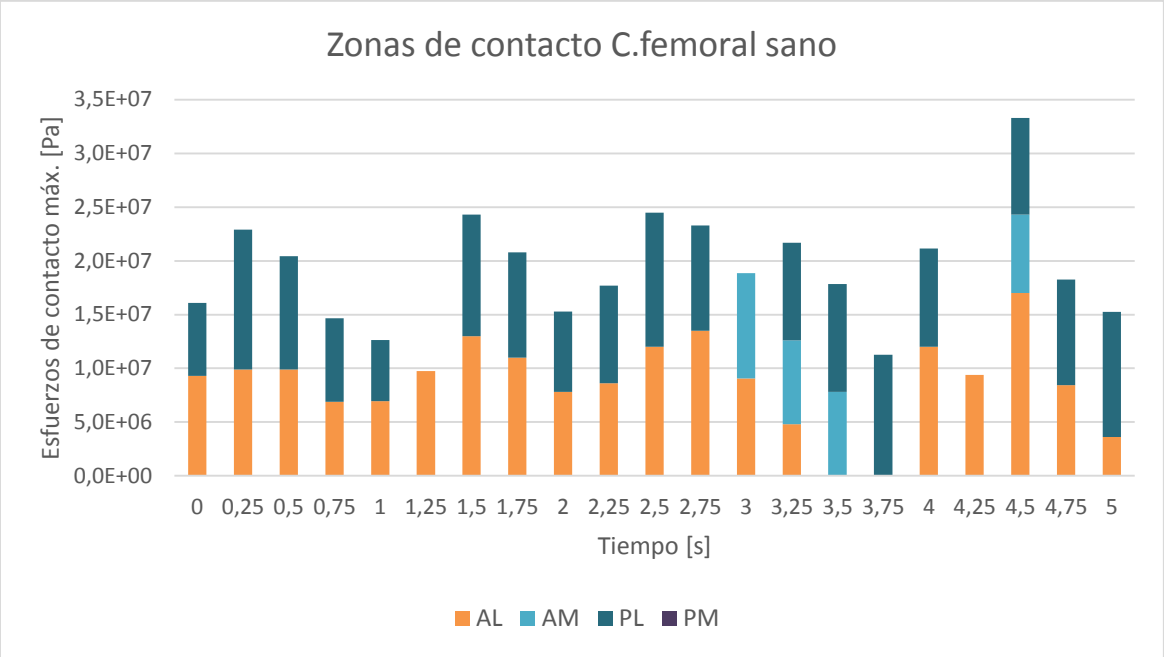
En las gráficas de la Figura 3-3, el eje vertical representa el promedio de los esfuerzos de contacto y el horizontal el tiempo de duración de la fase, cada barra de color representa una zona específica del cartílago y la longitud de ésta, indica la magnitud del esfuerzo. Como ejemplo, en el tiempo de 3,5 segundos, se tiene una magnitud aproximada de $3x10^7$Pa para la zona AL y de $8x10^6$ Pa para la zona SL, la suma de estos esfuerzos es el valor que se muestra en el eje vertical.

Figura 3-3: Zonas de ubicación de los esfuerzos de contacto promedio durante la fase de contacto/estabilización.




Zonas de contacto C.acetabular sano
Esfuerzos de contacto máx. [Pa]
4,0E+07
3,5E+07
3,0E+07
2,5E+07
2,0E+07
1,5E+07
1,0E+07
5,0E+06
0,0E+00
0
0,25
0,5
0,75
1
1,25
1,5
1,75
2
2,25
2,5
2,75
3
3,25
3,5
3,75
4
4,25
4,5
4,75
5
Tiempo [s]
AL
AM
SL
SM
PL
PM


Zonas de contacto C.femoral amp
Esfuerzos de contacto máx. [Pa]
4,5E+07
4,0E+07
3,5E+07
3,0E+07
2,5E+07
2,0E+07
1,5E+07
1,0E+07
5,0E+06
0,0E+00
0
0,25
0,5
0,75
1
1,25
1,5
1,75
2
2,25
2,5
2,75
3
3,25
3,5
3,75
4
4,25
4,5
4,75
5
Tiempo [s]
AL
AM
PL
PM



En los cartílagos de los modelos amputados se puede ver gran variabilidad de zonas de contacto en relación con los modelos sanos, como ejemplo, en el tiempo de 0.75 segundos para los cartílagos acetabulares; el amputado presenta cuatro zonas de contacto contra dos zonas del sano, adicionalmente las dos zonas con mayor esfuerzo en el modelo amputado (AL y AM) no tienen ninguna influencia en el modelo sano. El comportamiento descrito anteriormente es similar durante todo el *step*.

Para todos los casos AL es la zona común de contacto. Las zonas principales de contacto en los modelos sanos son AL, SL, SM para acetabulares y, AL y PL para femorales. Mientras que no se aprecian zonas comunes para los modelos amputados.

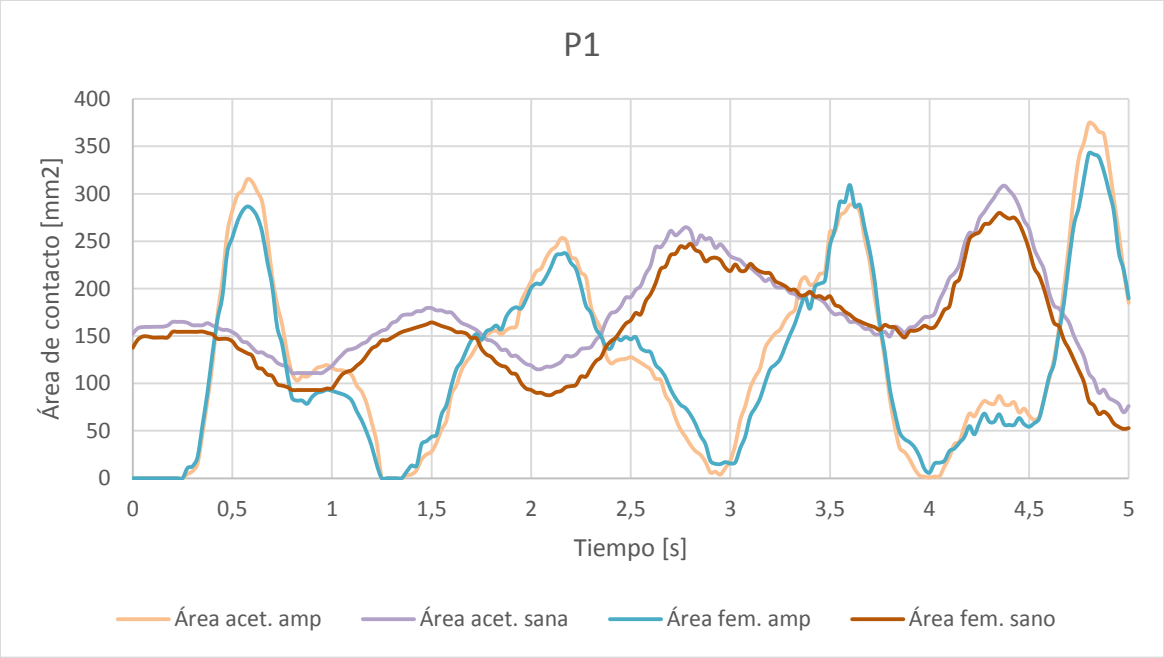
En la Figura 3-4 se observan las gráficas del área total de contacto de los cartílagos durante la fase de contacto/estabilización. Se puede observar en las gráficas que los valores para cada par de cartílagos son similares, siendo P3 el que muestra una menor variación.

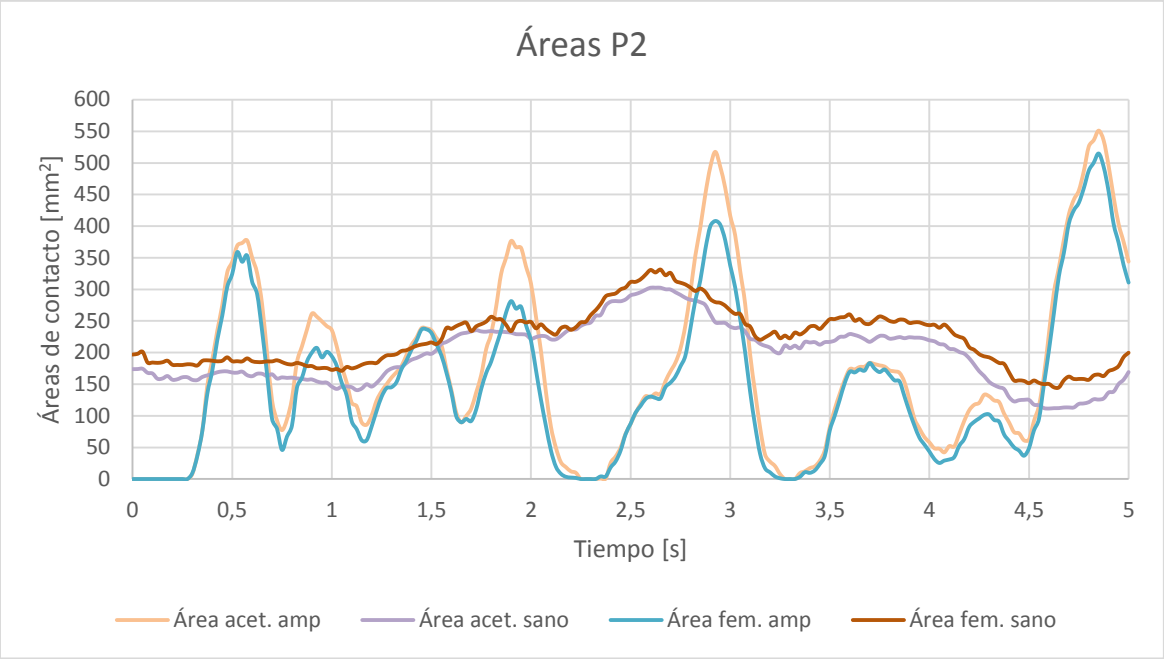
En el modelo de la pierna amputada, los valores de área de contacto del cartílago acetabular son mayores en comparación con su par femoral para todos los pacientes; por el contrario en la pierna sana existen diferencias, como la que se observa en el paciente P2, para el cual los valores de área de contacto del cartílago femoral son mayores.

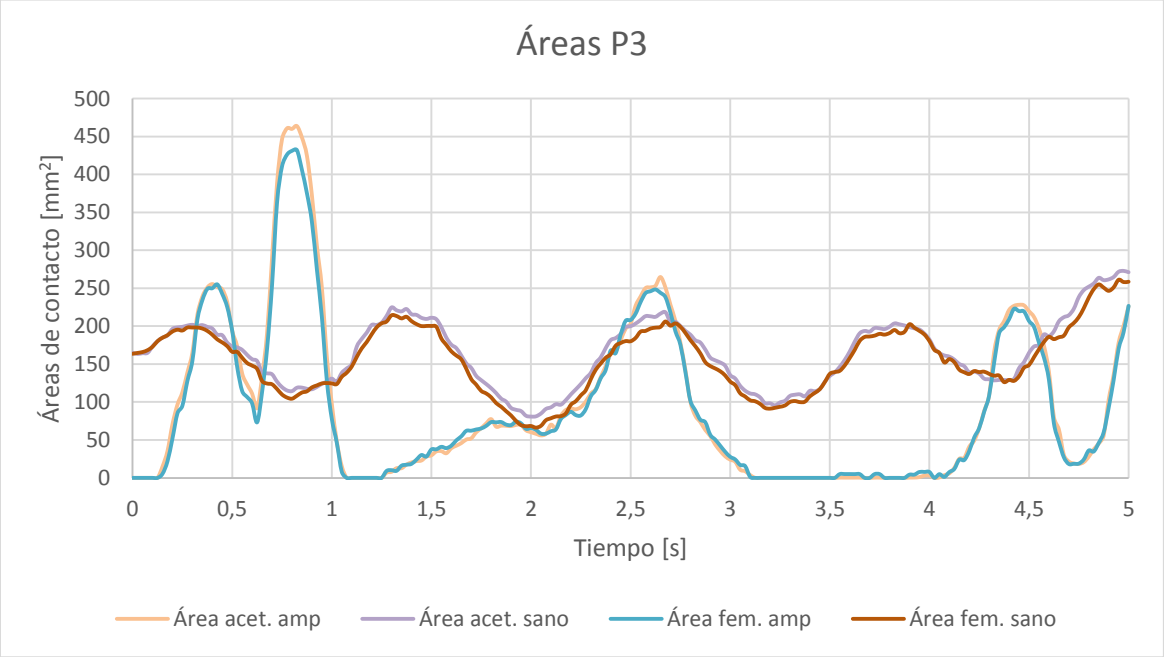
Para todos los modelos sanos el área total de contacto siempre se encuentra con valores inferiores a los del modelo amputado, adicionalmente la curva muestra que los cartílagos se mantiene siempre en contacto iterando entre valores cercanos; por el contrario los modelos amputados tienen espacios donde no se genera contacto entre las superficies y comportamientos de crecimiento y disminución muy pronunciados en la curva.

Teniendo en cuenta que tal como lo describe ABAQUS ANALISYS USER [97], los resultados de área total en contacto reportados por Abaqus son generalmente mayores a los que realmente se está presentando, puesto que la precisión es función de la densidad de la malla y ésta por su parte depende de la cantidad de nodos existentes. Tal como se mostró anteriormente en la Tabla 2-2, los cartílagos femorales para ambos modelos presenta una densidad de malla mayor que los acetabulares, por lo que los resultados de los cartílagos femorales son los más precisos.

Figura 3-4: Gráfico de áreas de contacto para los pacientes durante el *step* de contacto/estabilización.

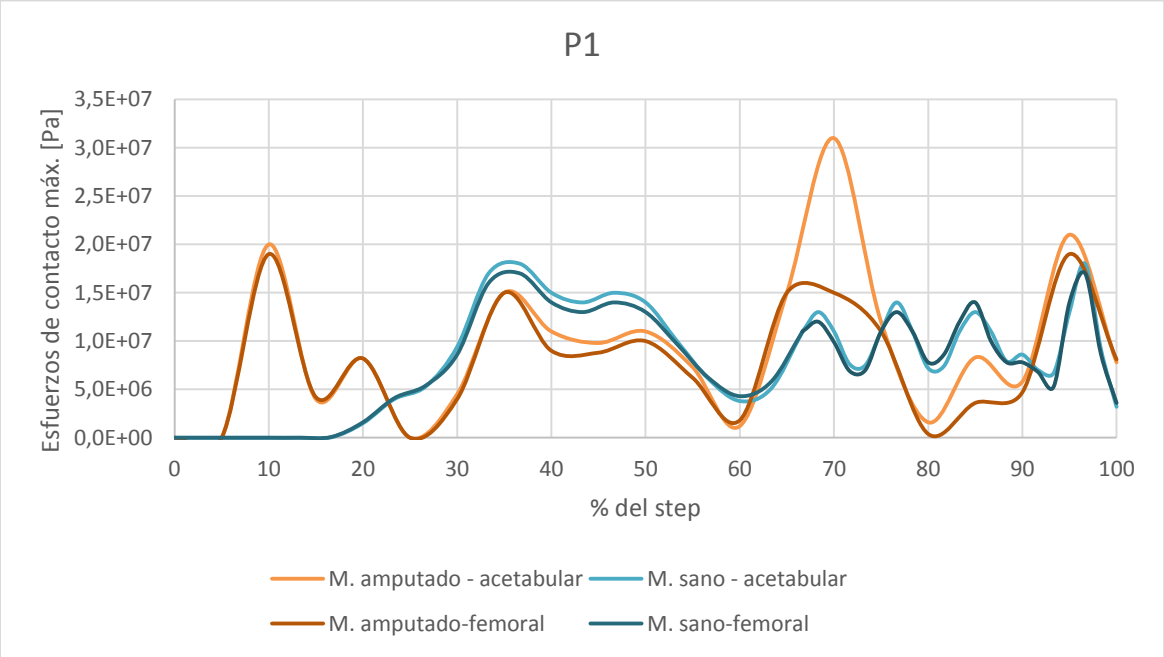


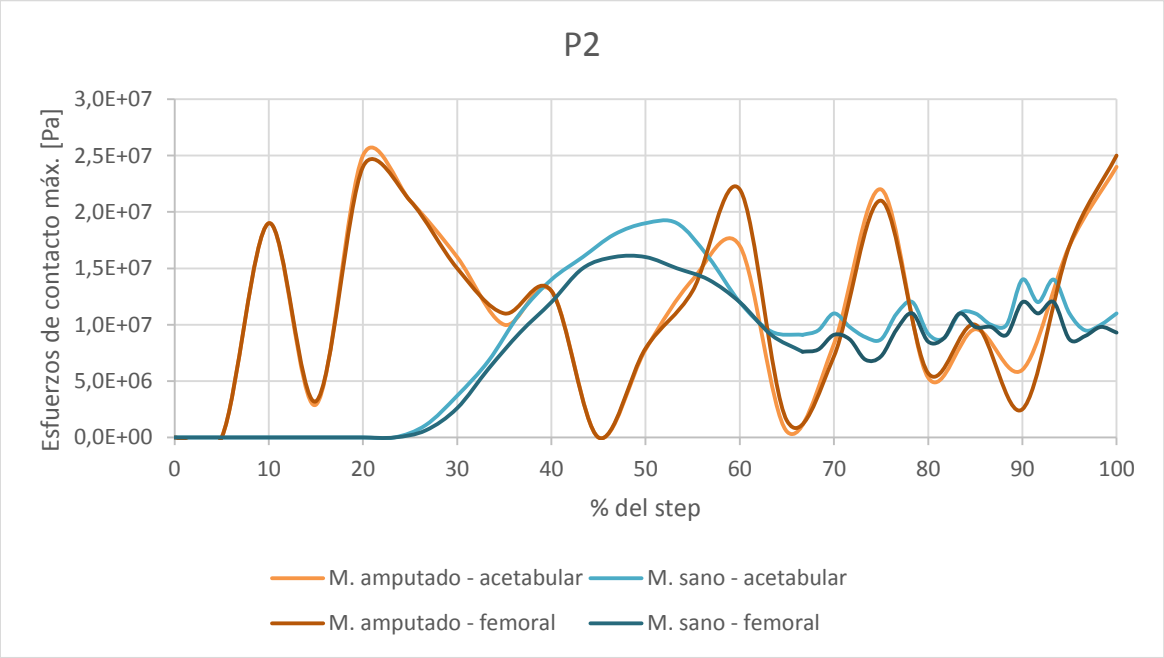


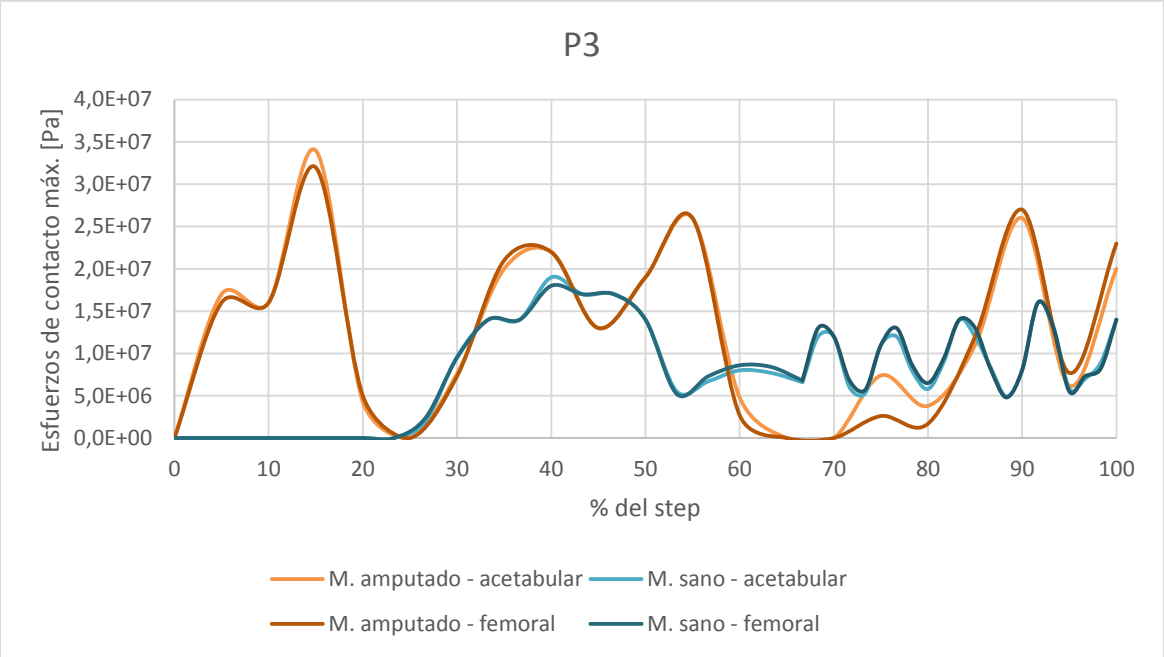


Los modelos desarrollados para la pierna sana y amputada utilizan diferentes tiempos y restricciones para simular la bipedestación estática, aun así éstos se pueden considerar equivalentes al mantener las mismas fuerzas externas aplicadas. En la Figura 3-5, se muestra para cada paciente, el comportamiento del esfuerzo máximo de contacto en los cartílagos de la pierna amputada y sana durante los *steps* equivalentes, bipedestación-contacto y bipedestación-estabilización, respectivamente.

Figura 3-5: Gráfica de esfuerzos de contacto máximo en los cartílagos durante los *steps* equivalentes.







Se observan variaciones constantes en los esfuerzos para ambos modelos, aun así, es fácil observar que los valores pertenecientes al modelo sano se mantienen por debajo de los valores del amputado, exceptuando entre el 30% y 60% del *step* para el P1.

Los valores de esfuerzos para los pares de cartílagos en la pierna amputada y sana presentan comportamientos similares con pocas variaciones. En el P1 se observa que los valores para los cartílagos acetabulares se encuentran por encima de los femorales, adicionalmente, entre el 60% y 80% del *step,* el valor para el cartílago femoral amputado es mucho menor que su par acetabular. El P2 también presenta valores mayores para los cartílagos acetabulares, excepto entre el 55% y 65% del tiempo, donde el cartílago femoral amputado supera el valor del esfuerzo acetabular por $4x10^6$ Pa. El P3 es el que presenta menor variabilidad en los resultados, mostrando curvas casi idénticas para ambos pares de cartílagos en todo el tiempo del modelo.

Los esfuerzos para el modelo sano comienzan a presentarse alrededor del 20% de la duración del *step,* luego, en un tiempo aproximado de 15% a 20%, alcanzan un esfuerzo máximo y finalmente descienden hasta la mitad del valor pico alcanzado; para todos los casos los esfuerzos entran en una fase de iteración de un valor aproximado a $5x10^6$ Pa. En los modelos amputados se observa una mayor variación de los esfuerzos máximos, sin embargo las curvas presentan características similares, como son: aparición de esfuerzos

entre el 0% y el 5% del inicio del *step,* rápido aumento de los esfuerzos y dos o más zonas sin esfuerzos. Adicionalmente, se nota que existen iteraciones entre los esfuerzos sin un rango de variación fijo y no se percibe que el modelo tenga una fase de estabilización.

Considerando las similitudes entre los pares de cartílagos y maximizando los valores, se utilizaran para comparaciones futuras los esfuerzos generados solo por los cartílagos acetabulares.

4. Discusión

Durante el desarrollo de este trabajo se han realizado diferentes simplificaciones en la geometría, propiedades y condiciones de borde para optimizar los tiempos de procesamiento computacional y el funcionamiento del modelo. Idealmente, las simplificaciones implementadas no deben afectar de forma extrema los modelos, aun así, los resultados encontrados pueden reflejar sus influencias.

La creación de la geometría de los cartílagos fue otra dificultad; ya que se tenían tomografías y la visualización de ellos se logra con resonancias magnéticas. Para solucionar este inconveniente, se crearon geometrías representativas con espesores constantes para cada cartílago, siguiendo los estándares ya presentados por otros autores, sin embargo, esto es una simplificación del elemento ya que el espesor de la geometría es variable según la zona anotómica donde se encuentre.

Otro factor que se debe considerar, son las condiciones de contorno aplicadas en los modelos, especialmente en el lado amputado. Modelos numéricos preliminares permitieron observar que la energía interna almacenada en el tejido blando residual, desarticulaba la cadera durante la fase de bipedestación; por lo que se debió restringir el hueso remanente durante este *step* y liberarlo en el siguiente con un periodo menor de tiempo. Esto permitió que las fuerzas y momentos resultaran equivalentes para ambos modelos y se evitara la desarticulación de la cadera en la pierna amputada.

Durante toda la investigación, se han usado las palabras “pierna sana” para referirse a la pierna opuesta a la amputada, sin embargo, los efectos de la amputación como: el desarrollo de la marcha patológica, los cambios de carga y su distribución, entre otros muchos factores, afectan no solo la pierna amputada sino también la contralateral, por lo que la pierna sin amputación no puede ser considerada de manera definitiva como sana.

En general, los estudios reportados en la Tabla 3-4 no presentan información relacionada con la amputación transfemoral; pero observando los valores de esfuerzos allí consignados, se puede resaltar que los órdenes de magnitud encontrados en este estudio son consistentes con los reportados y que adicionalmente se encuentran similitudes para caderas sanas en los valores de esfuerzo, específicamente aquellos reportados por Anderson et al. [37] en las tres acciones (caminar, subir escalas, bajar escalas), Harris et al. [49] (subir y bajar escalas) y Henak et al. [96].

Los valores hallados por estos tres autores en los cartílagos acetabulares de las articulaciones sanas, varían entre $6x10^6$ Pa y $14x10^7$ Pa aproximadamente. No solo estos valores sino también todos los resultados de esfuerzos presentados en la Tabla 3-4, poseen una gran variabilidad en la respuesta, lo cual puede estar asociado a la inclusión de nuevas geometrías en los diferentes modelos. Comparativamente, para los valores máximos los pacientes P2 y P3 se encuentran en el rango con valores aproximados de 1,1 $x10^7$ Pa y 1,4 $x10^7$ Pa, lo que no sucede con el P1, cuyos valores se encuentran por debajo. Sin embargo, la media del esfuerzo máximo que se presenta en la Tabla 3-5, muestra que todos los pacientes se encuentran en el rango especificado en la literatura; y que es a causa de la iteración de las curvas, que el valor máximo de esfuerzo en el P1 no se encuentra en el rango.

En la Tabla 3-4, se presentan dos modelos donde existe la comparación entre la cadera sana y la cadera con anomalías anatómicas, los valores presentados por Henak et al.[96] no se consideran ya que no se reporta claramente a que modelo corresponde el valor. Los resultados presentados por Henak et al. [53] y [54], son estudios en los cuales el rodete acetabular es de gran importancia y puede afectar los esfuerzos obtenidos. Adicionalmente, no es fácil determinar si la cadera sana o la que presenta anomalías, genera esfuerzos mayores, ya que éste varía no solo entre las regiones anatómicas, sino también entre las acciones simuladas. Considerando solo un valor máximo de esfuerzo, la cadera con displasia tiene esfuerzos mayores que la sana durante el descenso de escalas, mientras que para el acetábulo en retroversión, es la cadera sana quien tiene un valor mayor durante las primeras fases de la marcha.

Los valores máximos reportado por Henak et al. [53] y [54] para las caderas con anomalías son 3,0 x10^7 Pa para displasia acetabular y 2,5 x10^7 para el acetábulo en retroversión, respectivamente, los cuales son muy similares con los obtenidos para el P2 y P3 (2,4 x10^7 Pa y 2,0 x10^7 Pa). Igual que en el caso del área de contacto, los esfuerzos de contacto máximos encontrados para el P1, son menores que en el P2 y el P3. Para el área total de contacto, no existen relaciones aparentes entre las referencias y los resultados obtenidos, excepto en el área de contacto del acetábulo amputado del P1 con el valor promedio predicho para una cadera sana.

Para el modelo amputado y sano, los esfuerzos alcanzados no superan los máximos reportados en la literatura, sin embargo es importante notar que en el caso del modelo amputado el P2 y P3, los valores encontrados durante la bipedestación son aproximadamente iguales a la acción de descender escalas y pararse de una silla, lo cual indica que en los pacientes amputados se pueden estar generando esfuerzos altos en acciones simples como la bipedestación.

En la Tabla 3-5, la desviación estándar para los esfuerzos es grande en todos los casos, como lo demuestran los coeficientes de variación mayores de 0.15, y puede ser explicada por el hecho de que el modelo de cada individuo es único, ya que posee características no replicables sistemáticamente como por ejemplo: geometría de la cadera y el fémur, longitud del muñón, longitud del hueso remanente, distancia recorrida por el socket para posicionarse y fuerzas relativas a la fase de bipedestación. Para el área de contacto, la desviación estándar fue menor en comparación con los esfuerzos, de igual manera que en el caso anterior, los coeficientes de variación del modelo amputado pueden ser explicados por las mismas diferencias intrínsecas existentes entre los modelos; sin embargo, para el cartílago femoral sano durante la bipedestación y para el modelo sano completo durante la fase de estabilización, la desviación estándar es muy pequeña, lo que permite considerar que aun cuando existen grandes desviaciones estándar, el efecto del contacto sobre el cartílago tiende a mantenerse igual.

El efecto mencionado anteriormente, es más visible en la Tabla 3-6 y la Figura 3-3, donde se puede observar respectivamente, la ubicación de los esfuerzos al final del modelo y las zonas de ubicación de estos durante el desarrollo del *step*. En los modelos sanos se tienen zonas más estables durante todo el desarrollo del modelo, lo que permitiría decir que el

comportamiento en los cartílagos tiende a mantenerse independiente de la carga. Por el contrario las zonas de los modelos amputados se muestran desordenadas y sin ningún patrón típico, con zonas de contacto diferentes en comparación con su respectivo par sano.

En la Figura 3-5 se observa que para todos los modelos sanos, el aumento de los esfuerzos se presenta lentamente hasta alcanzar un esfuerzo máximo y finalmente descienden y los valores comienzan a estabilizarse. Por el contrario, los modelos amputados presentan mayor variación de los esfuerzos máximos, un aumento casi inmediato de éstos valores al inicio del *step* e iteraciones sin rangos fijos durante el tiempo de modelamiento. Este comportamiento en los modelos amputados, está relacionado principalmente por las condiciones de borde aplicadas y la duración de la modelación. La restricción de movimiento aplicada en el fémur durante la bipedestación, genera una acumulación de energía en el conjunto hueso-muñón-socket, que al ser eliminada se libera generando una aplicación muy rápida de la carga y en consecuencia esfuerzos muy altos; además de esto, el tiempo de duración del contacto no es suficiente para que el modelo se estabilice, por lo que se observan esfuerzos máximos fluctuantes.

5. Conclusiones

El desarrollo del modelo numérico mediante el método de los elementos finitos se obtuvo a partir de imágenes tomográficas y diversos programas de reconstrucción - edición digital, las geometrías de los huesos (cadera y fémur), usados en el modelo y la geometría representativa de los cartílagos de la articulación coxofemoral. Ésta última se reconstruyó a partir de las respectivas superficies articulares y usando un método que permite la creación de mallas hexaédricas con espesor constante para los cartílagos. Se aplicaron las condiciones de borde y las propiedades mecánicas necesarias, que permitieron modelar equivalentemente la bipedestación estática en las piernas sana y contralateral de un amputado transfemoral unilateral; para determinar la distribución de esfuerzos en los cartílagos de la articulación, adicionalmente el estudio se replicó para tres individuos que componían la muestra de esta investigación.

Para cada uno de los modelos generados, se encontraron valores de esfuerzo de contacto y zonas de contacto, que permiten caracterizar el estado de esfuerzo de cada uno de los cartílagos en determinado momento.

Para la modelación de la bipedestación, se obtuvieron valores altos de esfuerzos en los modelos amputados, en comparación con las referencias; además se observa durante el contacto, distribuciones de esfuerzos mayores para el amputado en comparación con el sano. Una exoprótesis es la principal diferencia en la aplicación de la carga entre los modelos amputados y sanos, esta circunstancia además de los factores nombrados anteriormente, permiten concluir que el uso de una exoprótesis incrementa los esfuerzos en la articulación de un amputado transfemoral unilateral.

6. Trabajo futuro

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

- Obtener las geometrías reales de los cartílagos a partir de resonancia magnética, de tal forma que se puedan comparar aspectos como: espesor, área y forma para cada una de las regiones del cartílago.

- Mejorar las condiciones de frontera para el modelo actual de la pierna amputada, para evitar la acumulación de energía y posterior liberación de ésta, causada por la restricción en el hueso remanente.

- Robustecer los modelos agregando los músculos y ligamentos que actúan entre el fémur y la pelvis; empleando fuerzas equivalentes y puntos de inserción reales según la actividad modelada.

- Aplicar propiedades para el cartílago basadas en modelos más actuales, que permitan una respuesta real del elemento para cada una de las etapas modeladas.

Finalmente, es conveniente aumentar el tamaño de la muestra, es decir la cantidad de pacientes modelados, para obtener resultados significativos.

A. Anexo: 1

Zonas de contacto para los cartílagos acetabulares amputados durante la fase de contacto.

	Amputado																	
	P1						P2						P3					
Tiempo	AL	AM	SL	SM	PL	PM	AL	AM	SL	SM	PL	PM	AL	AM	SL	SM	PL	PM
0																		
0,25																	•	•
0,5	•		•	•			•		•	•							•	•
0,75	•		•	•					•	•	•	•	•	•	•	•		•
1			•								•	•	•	•		•		
1,25							•	•										
1,5	•						•	•	•								•	
1,75	•		•	•					•	•					•		•	
2	•		•	•			•		•	•	•	•			•		•	
2,25	•		•	•											•		•	
2,5	•		•	•			•		•				•		•		•	
2,75	•						•		•	•			•		•			
3			•						•	•	•	•	•		•			
3,25			•	•							•							
3,5	•		•	•			•		•									
3,75	•	•		•			•	•	•						•			
4	•						•	•				•	•					
4,25			•			•					•	•	•		•			
4,5			•			•	•		•	•	•	•	•	•	•	•		
4,75	•		•	•			•	•	•	•		•	•		•		•	
5	•	•	•	•		•	•	•		•	•	•			•	•	•	•

Zonas de contacto para los cartílagos acetabulares sanos durante la fase de estabilización.

	Sano																	
	P1						P2						P3					
Tiempo	AL	AM	SL	SM	PL	PM	AL	AM	SL	SM	PL	PM	AL	AM	SL	SM	PL	PM
0	•		•				•	•	•				•	•		•		
0,25	•		•				•		•				•	•		•		
0,5	•		•				•		•				•	•		•		
0,75	•		•				•		•				•	•		•		
1	•		•				•		•				•	•		•		
1,25	•		•				•		•				•	•		•		
1,5	•		•				•	•	•				•	•		•		
1,75	•		•				•	•	•				•	•		•		
2	•		•				•	•	•	•			•			•		
2,25	•		•				•	•	•	•			•		•	•		
2,5	•		•				•	•	•	•			•	•	•	•		
2,75	•	•	•	•			•	•	•	•			•	•	•	•		
3	•	•	•	•			•	•	•	•			•	•		•		
3,25	•	•		•			•	•	•	•			•	•		•		
3,5	•	•		•			•	•	•	•			•	•		•		
3,75	•	•		•			•	•	•				•	•		•		
4	•	•	•	•			•	•	•				•	•		•		
4,25	•	•	•	•			•	•	•				•	•		•		•
4,5	•	•	•	•			•		•				•	•		•		•
4,75	•		•				•		•				•	•		•		•
5	•		•				•		•				•	•		•		•

Zonas de contacto para los cartílagos femorales amputados durante la fase de contacto.

	Amputado											
	P1				P2				P3			
Tiempo	AL	PL	AM	PM	AL	PL	AM	PM	AL	PL	AM	PM
0												
0,25												•
0,5	•	•			•	•				•		•
0,75	•	•				•		•	•	•		
1		•						•	•	•		
1,25					•		•					
1,5	•				•		•			•		
1,75	•	•			•	•				•		
2	•	•				•		•		•		
2,25	•	•								•		
2,5	•	•			•				•	•		
2,75	•				•	•			•			
3		•				•		•	•			
3,25		•				•						
3,5	•	•	•		•		•					
3,75	•	•	•		•		•			•		
4	•		•				•		•			
4,25		•		•				•	•			
4,5		•		•	•	•	•	•	•			
4,75	•	•			•	•	•	•		•		
5	•	•	•	•		•	•	•		•		

Zonas de contacto para los cartílagos femorales sanos durante la fase de estabilización.

	Sano											
	P1				P2				P3			
Tiempo	AL	PL	AM	PM	AL	PL	AM	PM	AL	PL	AM	PM
0	•	•			•	•	•		•	•	•	
0,25	•	•			•	•			•	•	•	
0,5	•	•			•	•			•	•	•	
0,75	•	•			•	•			•	•	•	
1	•	•			•	•			•	•	•	
1,25	•	•			•	•			•	•	•	
1,5	•	•			•	•	•		•	•	•	
1,75	•	•			•	•	•		•	•	•	
2	•	•			•	•	•	•	•	•	•	
2,25	•	•			•	•	•	•	•	•	•	
2,5	•	•			•	•	•	•	•	•	•	
2,75	•	•			•	•	•	•	•	•	•	
3	•	•	•		•	•	•	•	•	•	•	
3,25	•	•	•		•	•	•	•	•	•	•	
3,5	•	•	•		•	•	•		•	•	•	
3,75	•	•	•		•	•	•		•	•	•	
4	•	•	•		•	•	•		•	•	•	
4,25	•	•	•		•	•	•		•	•	•	•
4,5	•	•			•	•			•	•	•	•
4,75	•	•			•	•			•	•	•	•
5	•	•			•	•	•		•	•	•	•

B. Anexo: 2

Zonas y valores promedios para el cartílago acetabular amputado.

Modelo amputado – Cartílago acetabular						
Tiempo	AL	AM	SL	SM	PL	PM
0						
0.25						1.7E+07
0.5			2.0E+07	1.9E+07		1.6E+07
0.75	3.4E+07	3.4E+07	4.0E+06	2.9E+06		
1		4.3E+06	8.2E+06			2.5E+07
1.25	2.1E+07					
1.5	1.0E+07				7.6E+06	
1.75	1.5E+07		1.0E+07	1.0E+07	2.0E+07	
2				1.2E+07	2.2E+07	
2.25				9.8E+06	1.3E+07	
2.5	1.5E+07		7.8E+06			
2.75	1.7E+07		1.4E+07			
3	4.8E+06		1.2E+06	1.7E+07		
3.25			1.5E+07		5.3E+05	
3.5	3.1E+07		8.3E+06			
3.75	1.7E+07		7.4E+06			
4	3.6E+06					
4.25	1.1E+07					9.0E+06
4.5	2.6E+07			6.0E+06		5.8E+06
4.75				1.9E+07	6.2E+06	
5				7.8E+06	2.0E+07	2.4E+07

Zonas y valores promedios para el cartílago acetabular sano.

Modelo sano – Cartílago acetabular						
Tiempo	AL	AM	SL	SM	PL	PM
0	9.1E+06		1.1E+07	6.6E+06		
0.25	9.5E+06		1.3E+07	1.2E+07		
0.5	1.1E+07		1.1E+07	1.2E+07		
0.75			8.7E+06	6.0E+06		
1	7.1E+06		7.5E+06			
1.25	9.9E+06		1.1E+07			
1.5			1.3E+07	1.2E+07		
1.75			1.2E+07	7.9E+06		
2			8.2E+06	5.8E+06		
2.25			8.1E+06	9.0E+06		
2.5			1.1E+07	1.4E+07		
2.75	1.2E+07		1.2E+07			
3	8.3E+06	1.0E+07	1.1E+07			
3.25	6.4E+06		1.0E+07			
3.5	8.6E+06		1.4E+07	8.0E+06		
3.75			1.2E+07	1.2E+07		
4	1.4E+07			9.9E+06		
4.25	8.4E+06		1.3E+07			
4.5	7.0E+06		1.4E+07			
4.75	8.9E+06		9.6E+06			
5			7.1E+06	1.4E+07		

Zonas y valores promedios para el cartílago femoral amputado.

Modelo amputado – Cartílago femoral				
Tiempo	AL	AM	PL	PM
0				
0.25				1.6E+07
0.5			1.9E+07	1.6E+07
0.75	3.2E+07		3.7E+06	
1	5.0E+06		8.2E+06	2.4E+07
1.25		2.1E+07	0.0E+00	
1.5	4.0E+06	1.5E+07	7.3E+06	
1.75	1.5E+07		1.6E+07	
2			1.5E+07	
2.25			1.1E+07	
2.5	9.0E+06		1.9E+07	
2.75	1.5E+07			
3	2.7E+06		1.8E+06	2.2E+07
3.25			8.3E+06	
3.5	7.2E+06		1.5E+07	
3.75	1.1E+07	2.1E+07	2.6E+06	
4	1.0E+06	5.7E+06		
4.25	1.2E+07		3.6E+06	1.0E+07
4.5	2.7E+07	2.5E+06	4.7E+06	
4.75			1.5E+07	
5			1.6E+07	2.5E+07

Zonas y valores promedios para el cartílago femoral sano.

Modelo sano – Cartílago femoral				
Tiempo	AL	AM	PL	PM
0	9.3E+06		6.8E+06	
0.25	9.9E+06		1.3E+07	
0.5	9.9E+06		1.1E+07	
0.75	6.9E+06		7.8E+06	
1	7.0E+06		5.7E+06	
1.25	9.7E+06			
1.5	1.3E+07		1.1E+07	
1.75	1.1E+07		9.8E+06	
2	7.8E+06		7.5E+06	
2.25	8.6E+06		9.1E+06	
2.5	1.2E+07		1.3E+07	
2.75	1.4E+07		9.8E+06	
3	9.1E+06	9.8E+06		
3.25	4.8E+06	7.8E+06	9.1E+06	
3.5		7.8E+06	1.0E+07	
3.75			1.1E+07	
4	1.2E+07		9.2E+06	
4.25	9.4E+06			
4.5	1.7E+07	7.3E+06	9.0E+06	
4.75	8.5E+06		9.8E+06	
5	3.6E+06		1.2E+07	

Bibliografía

[1] «Revista Cubana de Ortopedia y Traumatología - Análisis de la funcionabilidad de prótesis ortopédicas transfemorales». [En línea]. Disponible en: http://scielo.sld.cu/scielo.php?pid=S0864-215X2011000200001&script=sci_arttext. [Accedido: 08-oct-2012].

[2] J. F. Ramírez, J. A. Isaza, I. Mariaka, y J. A. Vélez, «Analysis of bone demineralization due to the use of exoprosthesis by comparing Young's Modulus of the femur in unilateral transfemoral amputees», *Prosthet. Orthot. Int.*, vol. 35, n.º 4, pp. 459-466, dic. 2011.

[3] E. Herrera C y J. G. Vélez B, «Programa de ejercicios para el manejo de pacientes amputados trastabilles pre-protésicos y manejo de dolor fantasma - Artículo de Fisioterapia». [En línea]. Disponible en: http://www.efisioterapia.net/articulos/programa-ejercicios-el-manejo-pacientes-amputados-trastabilles-pre-protesicos-y-manejo-dol. [Accedido: 16-sep-2012].

[4] «Situación Victimas Minas Antipersonal». [En línea]. Disponible en: http://www.accioncontraminas.gov.co/Situacion/Paginas/SituacionVictimasMinasAntipersonal.aspx. [Accedido: 05-nov-2012].

[5] M. G. Joshi, S. G. Advani, F. Miller, y M. H. Santare, «Analysis of a femoral hip prosthesis designed to reduce stress shielding», *J. Biomech.*, vol. 33, n.º 12, pp. 1655-1662, dic. 2000.

[6] J. D. Bobyn, E. S. Mortimer, A. H. Glassman, C. A. Engh, J. E. Miller, y C. E. Brooks, «Producing and avoiding stress shielding. Laboratory and clinical observations of noncemented total hip arthroplasty», *Clin. Orthop.*, n.º 274, pp. 79-96, ene. 1992.

[7] 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].

[8] J. J. Nieto-Miranda, M. F. Carvajal-Romero, G. Urriolagoitia-Calderón, L. H. Hernández-Gómez, y A. Minor-Martínez, «Determinación de esfuerzos en el socket de una prótesis transtibial por medio del método del elemento finito», *Acta Ortopédica Mex.*, vol. 17, n.º 2, pp. 89–93, 2003.

[9] L. Fang, X. Jia, y R. Wang, «Modeling and simulation of muscle forces of trans-tibial amputee to study effect of prosthetic alignment», *Clin. Biomech.*, vol. 22, n.º 10, pp. 1125-1131, dic. 2007.

[10] S. I. Wolf, M. Alimusaj, L. Fradet, J. Siegel, y F. Braatz, «Pressure characteristics at the stump/socket interface in transtibial amputees using an adaptive prosthetic foot», *Clin. Biomech. Bristol Avon*, vol. 24, n.º 10, pp. 860-865, dic. 2009.

[11] J. Goh, «Stump/socket pressure profiles of the pressure cast prosthetic socket», *Clin. Biomech.*, vol. 18, n.º 3, pp. 237-243, mar. 2003.

[12] T. S. Bae, K. Choi, D. Hong, y M. Mun, «Dynamic analysis of above-knee amputee gait», *Clin. Biomech.*, vol. 22, n.º 5, pp. 557-566, jun. 2007.

[13] S. M. H. J. Jaegers, J. H. Arendzen, y H. J. de Jongh, «Prosthetic gait of unilateral transfemoral amputees: A kinematic study», *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 76, n.º 8, pp. 736-743, ago. 1995.
[14] B. Helgason, H. Pálsson, T. P. Rúnarsson, L. Frossard, y M. Viceconti, «Risk of failure during gait for direct skeletal attachment of a femoral prosthesis: A finite element study», *Med. Eng. Phys.*, vol. 31, n.º 5, pp. 595-600, jun. 2009.
[15] H. Goujon-Pillet, E. Sapin, P. Fodé, y F. Lavaste, «Three-Dimensional Motions of Trunk and Pelvis During Transfemoral Amputee Gait», *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 89, n.º 1, pp. 87-94, ene. 2008.
[16] «Gait analysis in the amputee: Has it helped the amputee or contributed to the development of improved prosthetic components?». [En línea]. Disponible en: http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0966636296010739. [Accedido: 15-oct-2013].
[17] G. Colombo, S. Filippi, C. Rizzi, y F. Rotini, «A new design paradigm for the development of custom-fit soft sockets for lower limb prostheses», *Comput. Ind.*, vol. 61, n.º 6, pp. 513-523, ago. 2010.
[18] M. Traballesi, A. S. Delussu, T. Averna, R. Pellegrini, F. Paradisi, y S. Brunelli, «Energy cost of walking in transfemoral amputees: Comparison between Marlo Anatomical Socket and Ischial Containment Socket», *Gait Posture*, vol. 34, n.º 2, pp. 270-274, jun. 2011.
[19] M. Traballesi, P. Porcacchia, T. Averna, y S. Brunelli, «Energy cost of walking measurements in subjects with lower limb amputations: a comparison study between floor and treadmill test», *Gait Posture*, vol. 27, n.º 1, pp. 70-75, ene. 2008.
[20] N. Palastanga, D. Field, y R. Soames, *Anatomía y movimiento humano: estructura y funcionamiento*. [Barcelona]: Editorial Paidotribo, 2000.
[21] «Cirugía de reemplazo de cadera». [En línea]. Disponible en: http://www.georgetownhospitalsystem.org/stw/Page.asp?PageID=STW043011. [Accedido: 12-mar-2014].
[22] K. L. Moore y A. F. Dalley, *Anatomía con orientación clínica*. México: Médica Panamericana, 2007.
[23] B. Walker, *La anatomía de las lesiones deportivas*. Badalona: Paidotribo, 2010.
[24] R. L. Drake, W. Vogl, A. Mitchell, y Anatomía para estudiantes, *Gray anatomía para estudiantes*. Madrid: Elsevier, 2005.
[25] F. H. Netter y J. T. Hansen, *Atlas de anatomía humana*. Barcelona: Masson, 2003.
[26] M. Nordin y V. H. Frankel, *Biomecánica básica del sistema musculoesquelético*. Madrid; Santafé de Bogotá: McGraw-Hill Interamericana, 2004.
[27] A. L. Kierszenbaum, Diorki, y Servicios Integrales de Edición (Firma Comercial), *Histología y biología celular: introducción a la anatomía patológica*. Barcelona: Mosby Elsevier, 2008.
[28] J. C. Thompson y F. H. Netter, *Netter's concise orthopaedic anatomy*. Philadelphia, PA: Saunders Elsevier, 2010.
[29] O. F. Mendoza y Á. G. Moreno, «Amputación, desarticulación: definición, indicaciones; niveles de amputación en miembro superior e inferior: tipos de ortesis o prótesis; amputación en niños y en enfermedades vasculares periféricas; técnicas operatorias». [En línea]. Disponible en: http://sisbib.unmsm.edu.pe/bibVirtualData/libros/Medicina/cirugia/Tomo_II/pdfs/clase18.pdf. [Accedido: 08-oct-2012].
[30] C. Marshall y G. Stansby, «Amputation», *J. Biomech.*, vol. 26, n.º 1, pp. 21-24, ene. 2008.

[31] Asociación Nacional de Amputados de España, «Términos utilizados en el mundo del amputado». [En línea]. Disponible en: http://www.andade.es/fotos/articulos/documentos/200939131754.pdf. [Accedido: 01-nov-2012].
[32] M. I. Balmayor y A. C. Berruti, «Indicaciones postquirúrgicas para el paciente amputado». [En línea]. Disponible en: http://imgbiblio.vaneduc.edu.ar/fulltext/files/TC049110.pdf. [Accedido: 18-oct-2012].
[33] Personal del NLLIC, «Pérdida de extremidades: definiciones», *NLLIC ACA Fact Sheet: Pérdida de extremidades: definiciones*, 2008. [En línea]. Disponible en: http://www.amputee-coalition.org/spanish/fact_sheets/definitions.pdf. [Accedido: 11-nov-2012].
[34] G. Bergmann, F. Graichen, y A. Rohlmann, «Hip joint loading during walking and running, measured in two patients», *J. Biomech.*, vol. 26, n.º 8, pp. 969-990, ago. 1993.
[35] G. Bergmann, G. Deuretzbacher, M. Heller, F. Graichen, A. Rohlmann, J. Strauss, y G. . Duda, «Hip contact forces and gait patterns from routine activities», *J. Biomech.*, vol. 34, n.º 7, pp. 859-871, jul. 2001.
[36] A. T. M. Phillips, P. Pankaj, C. R. Howie, A. S. Usmani, y A. H. R. W. Simpson, «Finite element modelling of the pelvis: Inclusion of muscular and ligamentous boundary conditions», *Med. Eng. Phys.*, vol. 29, n.º 7, pp. 739-748, sep. 2007.
[37] A. E. Anderson, B. J. Ellis, S. A. Maas, C. L. Peters, y J. A. Weiss, «Validation of Finite Element Predictions of Cartilage Contact Pressure in the Human Hip Joint», *J. Biomech. Eng.*, vol. 130, n.º 5, pp. 051008-051008, jul. 2008.
[38] A. E. Anderson, B. J. Ellis, S. A. Maas, y J. A. Weiss, «Effects of idealized joint geometry on finite element predictions of cartilage contact stresses in the hip», *J. Biomech.*, vol. 43, n.º 7, pp. 1351-1357, may 2010.
[39] A. Rohlmann, U. Mössner, G. Bergmann, G. Hees, y R. Kölbel, «Effects of stem design and material properties on stresses in hip endoprostheses», *J. Biomed. Eng.*, vol. 9, n.º 1, pp. 77-83, ene. 1987.
[40] P. J. Prendergast, J. Monaghan, y D. Taylor, «Materials selection in the artificial hip joint using finite element stress analysis», *Clin. Mater.*, vol. 4, n.º 4, pp. 361-376, 1989.
[41] R. Shirandami y I. I. Esat, «New design of hip prosthesis using carbon fibre reinforced composite», *J. Biomed. Eng.*, vol. 12, n.º 1, pp. 19-22, ene. 1990.
[42] M. Taylor, K. E. Tanner, M. A. R. Freeman, y A. L. Yettram, «Cancellous bone stresses surrounding the femoral component of a hip prosthesis: an elastic-plastic finite element analysis», *Med. Eng. Phys.*, vol. 17, n.º 7, pp. 544-550, oct. 1995.
[43] T. D. Brown y A. M. DiGioia III, «A contact-coupled finite element analysis of the natural adult hip», *J. Biomech.*, vol. 17, n.º 6, pp. 437-448, 1984.
[44] D. J. Rapperport, D. R. Carter, y D. J. Schurman, «Contact finite element stress analysis of the hip joint», *J. Orthop. Res. Off. Publ. Orthop. Res. Soc.*, vol. 3, n.º 4, pp. 435-446, 1985.
[45] S. J. Ferguson, J. T. Bryant, R. Ganz, y K. Ito, «The acetabular labrum seal: a poroelastic finite element model», *Clin. Biomech.*, vol. 15, n.º 6, pp. 463-468, jul. 2000.
[46] S. . Ferguson, J. . Bryant, R. Ganz, y K. Ito, «The influence of the acetabular labrum on hip joint cartilage consolidation: a poroelastic finite element model», *J. Biomech.*, vol. 33, n.º 8, pp. 953-960, ago. 2000.

[47] A. D. Speirs, M. O. Heller, G. N. Duda, y W. R. Taylor, «Physiologically based boundary conditions in finite element modelling», *J. Biomech.*, vol. 40, n.º 10, pp. 2318-2323, 2007.
[48] E. Jolivet, J.-D. Laredo, y W. Skalli, «PATIENT-SPECIFIC FINITE ELEMENT MODEL OF THE HIP INCLUDING SOFT TISSUES», *J. Biomech.*, vol. 41, Supplement 1, p. S370, jul. 2008.
[49] M. D. Harris, A. E. Anderson, C. R. Henak, B. J. Ellis, C. L. Peters, y J. A. Weiss, «Finite element prediction of cartilage contact stresses in normal human hips», *J. Orthop. Res.*, vol. 30, n.º 7, pp. 1133-1139, jul. 2012.
[50] P. Weißgraeber, H. v.d. Wall, S. Khabbazeh, A. M. Kroker, y W. Becker, «Effect of the lateral rotators on load transfer in the human hip joint revealed by mechanical analysis», *Ann. Anat. - Anat. Anz.*, vol. 194, n.º 5, pp. 461-466, sep. 2012.
[51] C. L. Abraham, S. A. Maas, J. A. Weiss, B. J. Ellis, C. L. Peters, y A. E. Anderson, «A new discrete element analysis method for predicting hip joint contact stresses», *J. Biomech.*, vol. 46, n.º 6, pp. 1121-1127, abr. 2013.
[52] J. Li, T. D. Stewart, Z. Jin, R. K. Wilcox, y J. Fisher, «The influence of size, clearance, cartilage properties, thickness and hemiarthroplasty on the contact mechanics of the hip joint with biphasic layers», *J. Biomech.*, vol. 46, n.º 10, pp. 1641-1647, jun. 2013.
[53] C. R. Henak, C. L. Abraham, A. E. Anderson, S. A. Maas, B. J. Ellis, C. L. Peters, y J. A. Weiss, «Patient-specific analysis of cartilage and labrum mechanics in human hips with acetabular dysplasia», *Osteoarthritis Cartilage*, vol. 22, n.º 2, pp. 210-217, feb. 2014.
[54] C. R. Henak, E. D. Carruth, A. E. Anderson, M. D. Harris, B. J. Ellis, C. L. Peters, y J. A. Weiss, «Finite element predictions of cartilage contact mechanics in hips with retroverted acetabula», *Osteoarthritis Cartilage*, vol. 21, n.º 10, pp. 1522-1529, oct. 2013.
[55] A. J. Sánchez Egea, M. Valera, J. M. Parraga Quiroga, I. Proubasta, J. Noailly, y D. Lacroix, «Impact of hip anatomical variations on the cartilage stress: A finite element analysis towards the biomechanical exploration of the factors that may explain primary hip arthritis in morphologically normal subjects», *Clin. Biomech.*
[56] L. Sokoloff, «Elasticity of aging cartilage», *Fed. Proc.*, vol. 25, n.º 3, pp. 1089-1095, jun. 1966.
[57] W. C. Hayes, L. M. Keer, G. Herrmann, y L. F. Mockros, «A mathematical analysis for indentation tests of articular cartilage», *J. Biomech.*, vol. 5, n.º 5, pp. 541-551, sep. 1972.
[58] G. E. Kempson, M. A. R. Freeman, y S. A. V. Swanson, «The determination of a creep modulus for articular cartilage from indentation tests on the human femoral head», *J. Biomech.*, vol. 4, n.º 4, pp. 239-250, jul. 1971.
[59] V. C. Mow, S. C. Kuei, W. M. Lai, y C. G. Armstrong, «Biphasic Creep and Stress Relaxation of Articular Cartilage in Compression: Theory and Experiments», *J. Biomech. Eng.*, vol. 102, n.º 1, pp. 73-84, feb. 1980.
[60] A. A. J. Goldsmith, A. Hayes, y S. E. Clift, «Application of finite elements to the stress analysis of articular cartilage», *Med. Eng. Phys.*, vol. 18, n.º 2, pp. 89-98, mar. 1996.
[61] H. Mohammadi, K. Mequanint, y W. Herzog, «Computational aspects in mechanical modeling of the articular cartilage tissue», *Proc. Inst. Mech. Eng. [H]*, vol. 227, n.º 4, pp. 402-420, abr. 2013.

[62] P. M. Bursać, T. W. Obitz, S. R. Eisenberg, y D. Stamenović, «Confined and unconfined stress relaxation of cartilage: appropriateness of a transversely isotropic analysis», *J. Biomech.*, vol. 32, n.º 10, pp. 1125-1130, oct. 1999.
[63] J. S. Jurvelin, M. D. Buschmann, y E. B. Hunziker, «Mechanical anisotropy of the human knee articular cartilage in compression», *Proc. Inst. Mech. Eng. [H]*, vol. 217, n.º 3, pp. 215-219, 2003.
[64] C. G. Armstrong, W. M. Lai, y V. C. Mow, «An analysis of the unconfined compression of articular cartilage», *J. Biomech. Eng.*, vol. 106, n.º 2, pp. 165-173, may 1984.
[65] A. F. Mak, W. M. Lai, y V. C. Mow, «Biphasic indentation of articular cartilage--I. Theoretical analysis», *J. Biomech.*, vol. 20, n.º 7, pp. 703-714, 1987.
[66] V. C. Mow, M. C. Gibbs, W. M. Lai, W. B. Zhu, y K. A. Athanasiou, «Biphasic indentation of articular cartilage--II. A numerical algorithm and an experimental study», *J. Biomech.*, vol. 22, n.º 8-9, pp. 853-861, 1989.
[67] S. S. Chiravarambath, «Finite Element Modeling of Articular Cartilage», UNIVERSITY OF MINNESOTA, 2012.
[68] B. Cohen, W. M. Lai, y V. C. Mow, «A transversely isotropic biphasic model for unconfined compression of growth plate and chondroepiphysis», *J. Biomech. Eng.*, vol. 120, n.º 4, pp. 491-496, ago. 1998.
[69] M. A. Soltz y G. A. Ateshian, «A Conewise Linear Elasticity mixture model for the analysis of tension-compression nonlinearity in articular cartilage», *J. Biomech. Eng.*, vol. 122, n.º 6, pp. 576-586, dic. 2000.
[70] J. Soulhat, M. D. Buschmann, y A. Shirazi-Adl, «A fibril-network-reinforced biphasic model of cartilage in unconfined compression», *J. Biomech. Eng.*, vol. 121, n.º 3, pp. 340-347, jun. 1999.
[71] L. P. Li, J. Soulhat, M. D. Buschmann, y A. Shirazi-Adl, «Nonlinear analysis of cartilage in unconfined ramp compression using a fibril reinforced poroelastic model», *Clin. Biomech. Bristol Avon*, vol. 14, n.º 9, pp. 673-682, nov. 1999.
[72] L. P. Li y W. Herzog, «Strain-rate dependence of cartilage stiffness in unconfined compression: the role of fibril reinforcement versus tissue volume change in fluid pressurization», *J. Biomech.*, vol. 37, n.º 3, pp. 375-382, mar. 2004.
[73] M. H. Schwartz, P. H. Leo, y J. L. Lewis, «A microstructural model for the elastic response of articular cartilage», *J. Biomech.*, vol. 27, n.º 7, pp. 865-873, jul. 1994.
[74] W. Wilson, C. C. van Donkelaar, B. van Rietbergen, y R. Huiskes, «A fibril-reinforced poroviscoelastic swelling model for articular cartilage», *J. Biomech.*, vol. 38, n.º 6, pp. 1195-1204, jun. 2005.
[75] W. Wilson, J. M. Huyghe, y C. C. van Donkelaar, «A composition-based cartilage model for the assessment of compositional changes during cartilage damage and adaptation», *Osteoarthritis Cartilage*, vol. 14, n.º 6, pp. 554-560, jun. 2006.
[76] W. Wilson, J. M. Huyghe, y C. C. van Donkelaar, «Depth-dependent Compressive Equilibrium Properties of Articular Cartilage Explained by its Composition», *Biomech. Model. Mechanobiol.*, vol. 6, n.º 1-2, pp. 43-53, ene. 2007.
[77] A. F. Mak, «The apparent viscoelastic behavior of articular cartilage--the contributions from the intrinsic matrix viscoelasticity and interstitial fluid flows», *J. Biomech. Eng.*, vol. 108, n.º 2, pp. 123-130, may 1986.
[78] T. P. B. M. Suurmeijer, M. Hulsink, C. P. Van Der Schans, J. H. B. Geertzen, P. U. Dijkstra, y J. C. Bosmans, «Amputation, phantom pain and subjective well-being: a qualitative study.», *Int. J. Rehabil. Res. Int. Z. Rehabil. Rev. Int. Rech. Readaptation*, vol. 30, n.º 1, pp. 1-8, 2007.

[79] P. L. Ephraim, S. T. Wegener, E. J. MacKenzie, T. R. Dillingham, y L. E. Pezzin, «Phantom Pain, Residual Limb Pain, and Back Pain in Amputees: Results of a National Survey», *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 86, n.º 10, pp. 1910-1919, oct. 2005.

[80] D. J. DiAngelo, D. A. Winter, D. N. Ghista, y W. R. Newcombe, «Performance assessment of the Terry Fox jogging prosthesis for above-knee amputees», *J. Biomech.*, vol. 22, n.º 6-7, pp. 543-558, 1989.

[81] M. Zhang, A. F. Mak, y V. C. Roberts, «Finite element modelling of a residual lower-limb in a prosthetic socket: a survey of the development in the first decade», *Med. Eng. Phys.*, vol. 20, n.º 5, pp. 360-373, jul. 1998.

[82] L. Newcombe, M. Dewar, G. W. Blunn, y P. Fromme, «Effect of amputation level on the stress transferred to the femur by an artificial limb directly attached to the bone», *Med. Eng. Phys.*, vol. 35, n.º 12, pp. 1744-1753, dic. 2013.

[83] M. Zhang y A. F. Mak, «A finite element analysis of the load transfer between an above-knee residual limb and its prosthetic socket--roles of interface friction and distal-end boundary conditions», *IEEE Trans. Rehabil. Eng. Publ. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, vol. 4, n.º 4, pp. 337-346, dic. 1996.

[84] D. Lacroix y J. F. Ramírez Patiño, «Finite Element Analysis of Donning Procedure of a Prosthetic Transfemoral Socket», *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 39, n.º 12, pp. 2972-2983, dic. 2011.

[85] L. Zhang, M. Zhu, L. Shen, y F. Zheng, «Finite element analysis of the contact interface between trans-femoral stump and prosthetic socket», en *2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 2013, pp. 1270-1273.

[86] D. Shepherd y B. Seedhom, «Thickness of human articular cartilage in joints of the lower limb», *Ann. Rheum. Dis.*, vol. 58, n.º 1, pp. 27-34, ene. 1999.

[87] J. H. Naish, E. Xanthopoulos, C. E. Hutchinson, J. C. Waterton, y C. J. Taylor, «MR measurement of articular cartilage thickness distribution in the hip», *Osteoarthritis Cartilage*, vol. 14, n.º 10, pp. 967-973, oct. 2006.

[88] W. Li, F. Abram, G. Beaudoin, M.-J. Berthiaume, J.-P. Pelletier, y J. Martel-Pelletier, «Human Hip Joint Cartilage: MRI Quantitative Thickness and Volume Measurements Discriminating Acetabulum and Femoral Head», *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 55, n.º 12, pp. 2731-2740, 2008.

[89] I. Mechlenburg, J. R. Nyengaard, J. Gelineck, y K. Soballe, «Cartilage thickness in the hip joint measured by MRI and stereology – a methodological study», *Osteoarthritis Cartilage*, vol. 15, n.º 4, pp. 366-371, abr. 2007.

[90] X. Jia, M. Zhang, y W. C. C. Lee, «Load transfer mechanics between trans-tibial prosthetic socket and residual limb--dynamic effects», *J. Biomech.*, vol. 37, n.º 9, pp. 1371-1377, sep. 2004.

[91] W. C. C. Lee, M. Zhang, X. Jia, y J. T. M. Cheung, «Finite element modeling of the contact interface between trans-tibial residual limb and prosthetic socket», *Med. Eng. Phys.*, vol. 26, n.º 8, pp. 655-662, oct. 2004.

[92] L. Duchemin, V. Bousson, C. Raossanaly, C. Bergot, J. D. Laredo, W. Skalli, y D. Mitton, «Prediction of mechanical properties of cortical bone by quantitative computed tomography», *Med. Eng. Phys.*, vol. 30, n.º 3, pp. 321-328, abr. 2008.

[93] M. B. Silver-Thorn, J. W. Steege, y D. S. Childress, «A review of prosthetic interface stress investigations», *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 33, n.º 3, pp. 253-266, jul. 1996.

[94] J. A. Isaza López, «Comportamiento mecánico de tejidos blandos tipo multicapa», Universidad Nacional de Colombia, Medellín, 2013.

[95] P. Büchler, N. A. Ramaniraka, L. R. Rakotomanana, J. P. Iannotti, y A. Farron, «A finite element model of the shoulder: application to the comparison of normal and osteoarthritic joints», *Clin. Biomech. Bristol Avon*, vol. 17, n.º 9-10, pp. 630-639, dic. 2002.
[96] C. R. Henak, B. J. Ellis, M. D. Harris, A. E. Anderson, C. L. Peters, y J. A. Weiss, «Role of the acetabular labrum in load support across the hip joint», *J. Biomech.*, vol. 44, n.º 12, pp. 2201-2206, ago. 2011.
[97] Hibbit, Karlsson, y Sorensen, *ABAQUS/Explicit Analysis User's Manual*. Hibbit, Karlsson, Sorensen Inc., 2012.