



UNIVERSIDAD NACIONAL DE COLOMBIA

Análisis y comparación de cambios post-quirúrgicos en simulación de cirugías de caderas displásicas en niños

Santiago Rendón Valencia

Universidad Nacional de Colombia
Facultad de Medicina, Maestría en Ingeniería Biomédica
Bogotá, Colombia
2014

Análisis y comparación de cambios post-quirúrgicos en simulación de cirugías de caderas displásicas en niños

Santiago Rendón Valencia

Tesis o trabajo de grado presentada(o) como requisito parcial para optar al título de:
Magister en Ingeniería Biomédica

Director:
Diego Alexander Garzón Alvarado, Ph.D.

Línea de Investigación:
Biomecánica computacional
Grupo de Investigación:
Grupo de Modelado y Métodos Numéricos en Ingeniería

Universidad Nacional de Colombia
Facultad de Medicina, Maestría en Ingeniería Biomédica
Bogotá, Colombia
2014

La mayoría de las ideas fundamentales de la ciencia son esencialmente sencillas y, por regla general pueden ser expresadas en un lenguaje comprensible para todos.

Albert Einstein

Resumen

La displasia de cadera es considerada como un trastorno en el desarrollo de los elementos de la cadera, puede deberse a la falta de desarrollo del acetábulo o de la osificación de la cabeza femoral. En estos casos, la principal preocupación para los cirujanos ortopedistas es mejorar la biomecánica de la articulación. Para lograr esto es necesario conocer las magnitudes aproximadas de las fuerzas que actúan sobre la cadera, las direcciones en las que actúan y los esfuerzos resultantes en la articulación. Actualmente para evaluar los resultados postoperatorios después del tratamiento quirúrgico de la displasia o luxación congénita de la cadera, en la mayoría de los estudios, se ha utilizado la radiografía convencional. Ésta no permite determinar con certeza los cambios intra-articulares, en especial la congruencia articular. El objetivo del presente estudio fue observar los cambios morfológicos del acetábulo mediante el uso de herramientas como la Tomografía Axial Computarizada (TAC) y la simulación por computador de las osteotomías pélvicas tipo Dega y Salter en el tratamiento de la displasia de la cadera en desarrollo.

Inicialmente se realizó la segmentación de las imágenes tomográficas y luego a partir de estas se obtuvieron los modelos tridimensionales de la cadera normal, displásica pre y postosteotomía, en los cuales se determinaron los cambios en volumen y forma a nivel acetabular. Igualmente se obtuvieron los esfuerzos antes y después de la simulación de una acetabuloplastia tipo Dega y tipo Salter.

Palabras clave: Displasia de Cadera en desarrollo, osteotomía pélvica, Dega, salter, morfología acetabular, Tomografía Axial Computarizada, análisis por elementos finitos.

Abstract

Hip dysplasia is considered a disorder of the development of elements in the hip joint, it can be caused by the lack of acetabulum development or lack in the ossification of the femoral head. In such cases, the main concern for orthopedic surgeons is to improve the biomechanics of the joint. To achieve this it is necessary to know the approximate magnitude of the forces that act on the hip, the directions in which they operate and the resulting stresses on the joint. Currently to evaluate postoperative outcomes after a surgical treatment of congenital dysplasia or dislocation of the hip, most studies have used conventional radiography. This does not allow to determine intra-articular changes, especially articular congruence. The aim of this study was to observe the morphological changes of the acetabulum by using

tools such as computed tomography (CT) and computer simulation of pelvic osteotomies like Salter and Dega in the treatment of developmental hip dysplasia.

Initially segmentation of tomographic images was performed and then three-dimensional models of the normal hip, dysplastic hip and pre and post osteotomy were obtained. Afterwards in those models the changes of volume and shape were determined in terms of acetabular level. Stress values were obtained before and after a simulated Dega and Salter acetabuloplasties.

Keywords: Developmental hip dysplasia, pelvic osteotomy, Dega, Salter, acetabular morphology, Computed Tomography, finite element analysis

Contenido

| | |
|--|-------------|
| Resumen | vii |
| Lista de abreviaturas | xiii |
| 1. Introducción | 1 |
| 1.1. Antecedentes | 1 |
| 1.2. Justificación | 2 |
| 1.3. Definición del problema | 2 |
| 1.4. Pregunta de investigación | 3 |
| 1.5. Objetivo General | 3 |
| 1.6. Objetivos Específicos | 3 |
| 2. Estado del Conocimiento | 4 |
| 2.1. Anatomía de la articulación de la cadera | 4 |
| 2.2. Cirugías de displasia de cadera | 5 |
| 2.2.1. Osteotomía tipo DEGA | 5 |
| 2.2.2. Osteotomía tipo Salter | 7 |
| 2.3. Biomecánica de la cadera | 8 |
| 2.4. Modelos computacionales en hueso y en displasia de cadera | 9 |
| 3. Materiales y Métodos | 11 |
| 3.1. Modelo tridimensional de la articulación de la cadera | 15 |
| 3.2. Mallado de los modelos tridimensionales | 17 |
| 3.3. Análisis biomecánico de elementos finitos | 22 |
| 3.3.1. Definición de materiales | 23 |
| 3.3.2. Definición de condiciones de frontera | 24 |
| 3.3.3. Definición de cargas | 24 |
| 3.3.4. Definición de contactos | 25 |
| 3.4. Modelo quirúrgico simplificado | 25 |
| 4. Resultados y Discusión | 28 |
| 4.1. Modelo quirúrgico simplificado | 28 |
| 4.2. Modelo cadera normal | 30 |
| 4.3. Modelo cadera displásica, osteotomía tipo Dega | 32 |

| | |
|---|-----------|
| 4.4. Modelo cadera displásica, osteotomía tipo Salter | 40 |
| 5. Conclusiones y recomendaciones | 46 |
| 5.1. Conclusiones | 46 |
| 5.2. Recomendaciones | 49 |
| A. Anexo: Productos | 50 |
| Bibliografía | 51 |

Lista de Figuras

| | |
|---|----|
| 2-1. Diagrama osteotomía tipo Dega | 6 |
| 2-2. Diagrama osteotomía tipo Salter | 9 |
| 3-1. Vista anteroposterior de la cadera normal | 12 |
| 3-2. Segmentación de imágenes cadera normal | 12 |
| 3-3. Vista anteroposterior de la cadera displásica | 13 |
| 3-4. Segmentación de imágenes cadera displásica | 14 |
| 3-5. Modelo 3D cadera normal | 16 |
| 3-6. Modelo 3D cadera displásica caso de estudio I | 16 |
| 3-7. Modelo 3D cadera displásica caso de estudio II | 17 |
| 3-8. Malla del fémur y cartílago femoral de la cadera normal | 18 |
| 3-9. Malla de la cadera normal y cartílago acetabular | 19 |
| 3-10. Malla del cartílago acetabular | 19 |
| 3-11. Malla ensamble completo de la cadera normal | 20 |
| 3-12. Malla del fémur y cartílago femoral de la cadera displásica | 21 |
| 3-13. Malla de la cadera displásica y cartílago acetabular | 21 |
| 3-14. Malla del cartílago acetabular | 22 |
| 3-15. Modelo 3D de la osteotomía Dega simulada | 26 |
| 3-16. Mallado | 27 |
| 4-1. Esfuerzos sobre la articulación simplificada | 29 |
| 4-2. Volumen acetabular | 29 |
| 4-3. Vista completa del modelo después de la simulación | 30 |
| 4-4. Vista frontal y lateral del cartílago de la cabeza femoral y cartílago acetabular de la cadera normal | 30 |
| 4-5. Ensamble con resultados de esfuerzos en la cadera normal | 31 |
| 4-6. Esfuerzos sobre la articulación de la cadera normal en un ciclo de marcha | 32 |
| 4-7. Vista completa del modelo después de la simulación. A) Pre-Dega, B) Post-Dega | 33 |
| 4-8. Vista frontal y lateral del cartílago de la cabeza femoral y cartílago acetabular. A) cadera normal, B) Dega-pre y C) Dega-post | 34 |
| 4-9. Ensamble con resultados de esfuerzos en la cadera displásica (pre-Dega) | 35 |
| 4-10. Ensamble con resultados de esfuerzos en la cadera displásica (post-Dega) | 35 |
| 4-11. Fuerza aplicada sobre la cadera en la fase de apoyo de un ciclo de marcha [1] | 36 |

| | |
|--|----|
| 4-12.Esfuerzos sobre la articulación de la cadera displásica Pre-Dega en un ciclo de marcha | 37 |
| 4-13.Esfuerzos sobre la articulación de la cadera displásica Post-Dega en un ciclo de marcha | 38 |
| 4-14.Esfuerzos sobre la articulación normal, dega-pre y dega-post | 39 |
| 4-15.Vista completa del modelo después de la simulación. A)Pre-Salter, B) Post-Salter | 40 |
| 4-16.Vista frontal y lateral del cartílago de la cabeza femoral y cartílago acetabular. A) cadera normal, B) Salter-pre y C) Salter-post | 41 |
| 4-17.Ensamble con resultados de esfuerzos en la cadera displásica (pre-Salter) . . | 42 |
| 4-18.Ensamble con resultados de esfuerzos en la cadera displásica (post-Salter) . . | 42 |
| 4-19.Esfuerzos sobre la articulación de la cadera displásica Pre-Salter en un ciclo de marcha | 43 |
| 4-20.Esfuerzos sobre la articulación de la cadera displásica Post-Salter en un ciclo de marcha | 44 |
| 4-21.Esfuerzos sobre la articulación normal, salter-pre y salter-post | 45 |

Lista de Abreviaturas

| Abreviatura | Término |
|--------------------|---|
| <i>TAC</i> | Tomografía Axial Computarizada |
| <i>RM</i> | Resonancia Magnética |
| <i>FEM</i> | Método de Elementos Finitos |
| <i>3D</i> | Tridimensional |
| <i>DICOM</i> | Digital Imaging and Communication in Medicine |
| <i>CAD</i> | Diseño Asistido por computador |
| <i>STL</i> | Stereolithography |
| <i>CB</i> | Ángulo centro borde |

1. Introducción

El procedimiento usado actualmente para visualizar los resultados de una operación de displasia de cadera es la radiografía convencional, al ser esta una imagen en dos dimensiones no permite ver todos los cambios que ocurren en la articulación de la cadera. Cuando técnicas como la tomografía axial computarizada (TAC) o la resonancia magnética nuclear (RMN) son empleadas, las opciones de visualización son mayores, ya que a partir del procesamiento de las imágenes resultantes del escaneo se pueden obtener modelos en tres dimensiones permitiendo ver todos los detalles que una sola imagen no proporcionaría.

La integración de la medicina con la ingeniería permiten entender de una forma integral una patología, facilitando prácticas como la planificación quirúrgica o estudios de prevención basados en los resultados de nuevas investigaciones.

Debido al avance computacional, el cual ha aumentado de forma exponencial, los investigadores han podido estudiar y profundizar sobre problemas mas complejos que antes eran solo posibles de abordar bajo ciertas restricciones y suposiciones que afectaban la cercanía de los resultados con el modelo real. El método de los elementos finitos permite describir fenómenos biológicos de tal forma que se pueda estudiar su comportamiento bajo condiciones específicas, gracias a su fácil adaptabilidad a diferentes áreas, es ampliamente usado en múltiples disciplinas.

Este trabajo tiene como propósito principal dar a conocer algunos estudios que se han realizado en el área de la ortopedia, específicamente en las cirugías de displasia de cadera tipo Dega y tipo Salter. Asimismo determinar por medio de métodos computacionales, cómo estas intervenciones quirúrgicas afectan el funcionamiento de la articulación a mediano y largo plazo.

1.1. Antecedentes

En 1961 la osteotomía tipo Salter fue descrita y consiste en efectuar un corte horizontal del hueso iliaco para reorientar el fragmento acetabular, trasladando el acetábulo hacia abajo (aducción) y delante (extensión), usando como pivote de rotación a la sínfisis púbica [2]. En 1959 el profesor W. Dega [3], describió un tipo de osteotomía iliaca incompleta, reportada unos años después de la osteotomía de Pemberton y haciendo parte de un continuo de osteotomías incompletas que también incluyen la Pembersal y la osteotomía de San Diego, además

de la osteotomía descrita por Albee que fue la primera descripción de una osteotomía incompleta hecha en 1915. Inicialmente la osteotomía tipo Dega fue descrita para el tratamiento de la displasia residual de la cadera en desarrollo con o sin luxación y ha sido modificada para corregir la deficiencia acetabular superolateral y posterosuperior del acetábulo en pacientes con displasia secundaria y patologías neuromusculares en las cuales existe principalmente un defecto de cobertura posterosuperior [4,5]. Este tipo de osteotomías tienen la ventaja de que articulan, aunque no es claro, sobre la sínfisis púbica, sobre la escotadura ciática y otra parte sobre el cartílago trirradiado, lo que permite un alto potencial no solamente de reorientar el acetábulo, sino también de darle forma.

1.2. Justificación

La displasia de la cadera en desarrollo es un término que denota una anomalía en el tamaño, morfología, orientación anatómica y organización de la cabeza femoral y de la cavidad acetabular. La displasia acetabular es caracterizada por un acetábulo inmaduro, con una cavidad poco profunda y muy inclinada que puede llevar a subluxación o luxación de la cabeza femoral, lo que se conoce como inestabilidad de la cadera [6, 7].

La incidencia de la displasia de la cadera en desarrollo es variable y depende de varios factores, incluyendo la localización demográfica. Aproximadamente 1 de cada 1000 recién nacidos podrá nacer con la cadera luxada y cerca de 10 de cada 1000 con la cadera subluxada (inestable) [6]. La inestabilidad de la cadera se ha reportado que ocurre en 21 % de los pacientes con parálisis cerebral y 50 % de los pacientes cuadripléjicos. La luxación severa se asocia a defectos acetabulares (displasia). El tratamiento precoz adecuado, derivado de un diagnóstico temprano, proporciona buenos resultados aproximadamente en un 96 % de los casos. Dependiendo de la edad del paciente y en general, después de los 18 meses, cuando el índice de migración es del 50 % al 70 %, o en pacientes con enfermedad neuromuscular y con un índice de migración mayor del 25 % y con abducción de caderas menor de 45° se recomienda una osteotomía pélvica, lo cual se asocia a un mejor pronóstico [5]. El objetivo del tratamiento de la displasia de la cadera es restaurar la anatomía lo más normal posible para la madurez esquelética, que en términos prácticos es lograr un adecuado cubrimiento de la cabeza femoral y una adecuada estabilidad articular coxofemoral [8].

1.3. Definición del problema

Los niños con displasia de cadera que no son diagnosticados a tiempo deben ser sometidos a diferentes tipos de cirugía que con el tiempo, debido a la distribución de esfuerzos pueden traer nuevos problemas al paciente.

1.4. Pregunta de investigación

¿Cómo influyen los esfuerzos en la cadera displásica antes y después de una simulación de cirugía sobre el fémur?

1.5. Objetivo General

Determinar cuál tipo de cirugía de displasia de cadera practicada en niños modifica los esfuerzos y los acerca a los de una cadera normal.

1.6. Objetivos Específicos

- Determinar los volúmenes acetabulares y la congruencias antes y después de las simulaciones de cirugía en caderas displásicas.
- Hallar los esfuerzos en las caderas displásicas y en las cabezas femorales antes y después de las simulaciones de cirugía.
- Comparar los índices y ángulos acetabulares antes y después de la cirugía
- Comparar los esfuerzos encontrados en las diferentes simulaciones con una cadera normal.

2. Estado del Conocimiento

2.1. Anatomía de la articulación de la cadera

Funcionalmente, la articulación de la cadera en un adulto es una articulación triaxial, la cual permite el movimiento en todos los planos del espacio y en rotación. La estabilidad de su conformación anatómica se deriva de sus sólidas estructuras ligamentosas y de los músculos que la rodean [9].

Acetábulo: En el adulto el acetábulo es una semiesfera cuyo radio medio de curvatura es de 2.7 cm y su área cartilaginosa superficial de 16 cm² [9]. En caderas displásicas se puede encontrar plano y poco profundo, con su borde externo mal definido; el limbo, que es el rodete cartilaginoso para ampliar su capacidad, puede estar invertido; el ligamento redondo, que va de la parte inferior del acetábulo a la cabeza femoral, puede estar hipertrofiado; el pulvinar, que es la grasa que se aloja en el fondo del acetábulo, puede estar redundante; el ligamento transversal, que se encarga de cerrar completamente el anillo acetabular en su parte inferior, puede estar tenso, disminuyendo la capacidad del acetábulo. La severidad de estos cambios depende del tiempo transcurrido y del desplazamiento en la subluxación o luxación [10].

Cabeza y cuello del fémur: La cabeza femoral forma dos tercios de una esfera y es de aproximadamente 5 cm de diámetro. En la cadera normal, el centro de la cabeza femoral coincide exactamente con el centro del acetábulo [9]. En caderas displásicas se puede presentar un aumento en la anteversión y el valgo; la cabeza presenta un retraso en la osificación, y entre más tiempo persista luxada se va aplanando en su aspecto medial y se va volviendo ovoidea por la presión en el alerón ilíaco. La magnitud de la ante-versión femoral es un factor importante de inestabilidad. Si la luxación es inveterada se produce una hipotrofia ósea de todo el fémur y la hemipelvis correspondiente [10].

Cápsula articular: Es una estructura muscular que ayuda a estabilizar la articulación de la cadera y minimiza el riesgo de dislocación de la misma cuando ésta está hiperextendida. La cápsula de la articulación de la cadera también contiene una serie de tendones que sirven para anclar los accesorios musculares directamente a la cabeza femoral. En una cadera displásica, cuando la cadera es inestable, la cápsula puede estar laxa, pero en la medida en que el desplazamiento de la cabeza aumenta, se va elongando y engrosando y con frecuencia se va adhiriendo a la cara externa del ilíaco [10].

Músculos: En el momento del nacimiento, por la posición fetal, hay retracción de los flexores de cadera (psoas) y de los isquiotibiales. Los aductores no se encuentran retraídos por eso la abducción con la cadera en flexión es mayor de 70 grados en niños sanos. Cuando la cabeza femoral se lateraliza o asciende, se va produciendo una retracción de los aductores que clínicamente puede ser detectable alrededor de los 2 meses, ya que se limita la abducción de las caderas. Cuando la luxación se prolonga en el tiempo, se acentúa la retracción de los flexores produciendo una hiperlordosis lumbar secundaria [10].

2.2. Cirugías de displasia de cadera

La displasia de cadera es una alteración en el desarrollo de los elementos de la cadera, ya sea por falta de desarrollo del acetábulo y/o por retraso importante en la osificación de la cabeza femoral, y/o en sus estructuras blandas, lo cual implica trastornos desde la laxitud ligamentaria, hasta la pérdida completa de las relaciones coxofemorales, por el desplazamiento de la cabeza del fémur fuera del acetábulo. En la displasia de cadera, la sobrecarga de las articulaciones se produce en el borde de un pequeño y poco profundo acetábulo [11]. Dos componentes principales explican la sobrecarga de las articulaciones: el aumento de las fuerzas musculares sobre la cadera, y la disminución de transferencia de carga superficial debido a la oblicuidad de la cadera displásica. Con el tiempo se puede desarrollar la degeneración progresiva del cartílago asociado con el deterioro de los tejidos blandos [12]. El objetivo del tratamiento quirúrgico es reducir la carga articular mediante el aumento de la zona de contacto, la relajación de la cápsula y los músculos de la cadera, y mejorar la biomecánica de la cadera, proporcionando estabilidad de la articulación, y potencialmente prevenir el desarrollo de osteoartritis.

Numerosas osteotomías de cadera y procedimientos en tejidos blandos han sido reportadas. Su aplicación varía según la edad del paciente, la severidad de la displasia, morfología de la articulación de la cadera, patología de tejidos blandos, osteoartritis preexistente, y experiencia del cirujano. Estos procedimientos incluyen osteotomías pélvicas tales como: Tipo Salter, tipo Dega, osteotomía yuxtaarticular doble y Pemberton.

2.2.1. Osteotomía tipo DEGA

La osteotomía tipo Dega se realiza para tratar la deficiencia acetabular asociada a la inestabilidad severa de la cadera, especialmente en pacientes que presentan displasia de la cadera, en la cual se encuentra más desarrollada la región posterior del acetábulo que la región anterior, igualmente estas personas pueden presentar un acetábulo poco profundo, demasiado inclinado y de diámetro considerable [13–15]. La calidad del hueso determina el límite de edad para realizar la osteotomía ya que el hueso debe ser lo suficientemente fuerte y elástico

para resistir el efecto bisagra sin fracturarse. Se considera una calidad plástica adecuada del hueso cuando el cartílago trirradiado se encuentra abierto aunque en algunos casos especiales se realiza la osteotomía con el cartílago trirradiado cerrado [16]. El rango de edad ideal para realizar esta intervención es de los 2 a los 12 años [13].

La osteotomía tipo Dega consiste en una osteotomía curvilínea en la cual se inicia justo por encima de la espina ilíaca anteroinferior, en la parte anterior, central y posterior del techo acetabular, conservando la tabla interna de la pelvis por detrás de la línea iliopectínea y toda la corteza de la escotadura ciática, ya que la osteotomía se realiza hasta 1cm a 1,5 cm de la escotadura ciática. La dirección de rotación del acetábulo está determinada por la cantidad de corteza medial intacta. El fragmento se articula sobre la cabeza femoral y se aplica injerto óseo en el sitio de la osteotomía [4, 17], la figura 2-1 muestra un diagrama de la osteotomía tipo Dega.

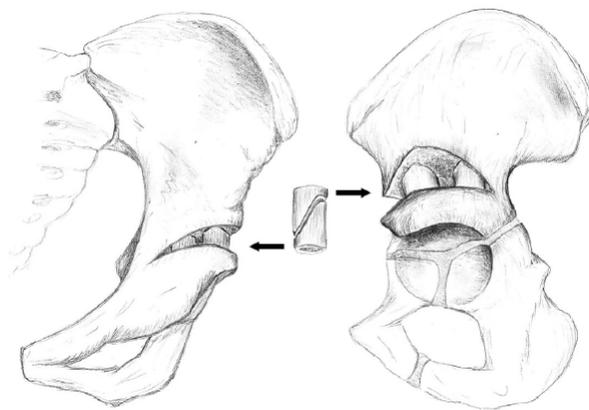


Figura 2-1.: Diagrama osteotomía tipo Dega

Entre las ventajas que proporciona la osteotomía tipo Dega, se puede mencionar que mejora el cubrimiento de la cabeza femoral principalmente a nivel superolateral y posterosuperior, permite el manejo de los pacientes con o sin enfermedades neuromusculares, además no necesita una fijación interna como otros tipos de osteotomía, dada la estabilidad de la osteotomía gracias a la integridad de la escotadura ciática [4].

Morfología del Acetábulo

La morfología del acetábulo displásico se ha determinado en pocos estudios. Chung y colaboradores [5], realizaron un análisis morfométrico de la displasia acetabular en pacientes con parálisis cerebral que requerían tratamiento quirúrgico, usando TAC. Incluyeron 54 caderas de 27 pacientes. A partir de una evaluación cuantitativa usando el índice acetabular en tres direcciones (anterosuperior, superolateral y posterosuperior) y la medición del volumen ace-

tabular, encontraron un aumento en todos los índices acetabulares, sin importar luxación o subluxación, aunque con una tendencia al aumento del defecto superolateral en los pacientes con luxación, además de una disminución en el volumen acetabular mayor en la luxación que en la subluxación. Igualmente realizaron una evaluación cualitativa en la que se encontró que los defectos posteriores son más comunes en el grupo de pacientes con subluxación, mientras que los defectos globales predominan en los pacientes con luxación. Un fenómeno que se ha observado es la progresión de la deformidad, la subluxación progresa a luxación y los defectos acetabulares posteriores progresan a defectos globales, a la vez que va disminuyendo el volumen acetabular [14, 18, 19].

Cambios Morfológicos Postoperatorios

Varios estudios han demostrado ciertas características morfológicas postoperatorias. Ozgur, AF y cols. en su estudio incluyeron 9 caderas de 7 pacientes, se realizó la medición del índice y la profundidad acetabular con radiografía simple y la medición del volumen acetabular con el uso de RM, todas las medidas antes y después de la osteotomía, con sus resultados, estadísticamente significativos, demostraron que la osteotomía tipo Dega incrementa el volumen acetabular refutando la hipótesis común de que las osteotomías incompletas disminuyen el volumen acetabular, previamente adoptada. Sin embargo, se debe tener en cuenta que el aumento en el volumen no está relacionado directamente con el aumento en la cobertura de la cabeza femoral, objetivo primordial de cualquier procedimiento acetabular en displasia de cadera. En otro estudio realizado por Chung y cols. se evaluaron 17 caderas de 12 pacientes con inestabilidad de cadera mediante TC 3D y se calcularon los índices acetabulares en tres direcciones y el cambio en el volumen acetabular. Después de la osteotomía se observó una mejoría de la cobertura anterosuperior, superolateral y posterosuperior y el volumen acetabular medio aumentó en un 68 %. Grudziak y Ward estudiaron 22 pacientes (24 caderas) sin antecedente de enfermedad neurológica, con diferentes grados de displasia y con indicación de osteotomía tipo Dega asociada o no a reducción abierta u osteotomía femoral proximal, después de un seguimiento mínimo de 2 años (promedio de 55 meses), con el uso de radiografía simple encontró una disminución del índice acetabular de 33° (rango 20° a 46°) preoperatorio a 12° (rango 6° a 23°) después del seguimiento, de -30° preoperatorio a 18° postoperatorio y durante el seguimiento de 18° a 40°, con un promedio de 31°.

2.2.2. Osteotomía tipo Salter

Este tipo de osteotomía fue descrito por Salter en 1961 [2], y se considera como un método que provee estabilidad al reducir la dislocación en caderas de niños mayores de 18 meses. Igualmente ha sido empleada para corregir la displasia residual en la infancia hasta cerca de los 10 años de edad. El procedimiento es ampliamente utilizado debido a su larga trayectoria y relativa facilidad en su ejecución. La osteotomía Salter proporciona una mejor cobertura anterolateral mediante la reorientación del acetábulo sin cambiar su forma o volumen aceta-

bular. Esta cirugía, sin embargo, tiene inconvenientes ocasionados por la interposición de un injerto en cuña en la osteotomía como son: aumento de la longitud de la extremidad, incremento en la presión intraarticular, aparición tardía de artrosis de la articulación sacro ilíaca ipsilateral y riesgo de pérdida de la corrección por colapso del injerto [12, 20]. El acetábulo de tamaño insuficiente se redirige, evitando el riesgo de flexión acetabular lo cual podría disminuir el volumen del acetábulo. Dependiendo de la edad y la movilidad del fragmento acetabular a través del punto de apoyo flexible de la sínfisis púbica, se puede esperar una mejoría adecuada en el ángulo centro-borde y el índice acetabular. Los niños menores de 2 años pueden tener hueso ilíaco insuficiente para apoyar la fijación, mientras que en los niños mayores de 10 años, la disminución de la flexibilidad de la sínfisis púbica impide el movimiento suficiente del fragmento acetabular [12].

El procedimiento de osteotomía Salter consiste en que la cadera se aborda a través del intervalo anterolateral. Las tablas interior y exterior del ala ilíaca están expuestas subperióticamente y una osteotomía recta se hace con una sierra Gigli desde la escotadura ciática hasta la región antero-inferior de la espina ilíaca. La región acetabular se tira hacia adelante y se gira ligeramente a través del punto de apoyo flexible de la sínfisis púbica mientras el fragmento proximal se mantiene en su lugar, dejando la región posterior de la osteotomía cerrada. Si la cápsula está intacta, el desplazamiento del fragmento acetabular puede facilitarse aún más mediante la colocación de la pierna del paciente en una posición de flexión de la cadera, abducción y rotación externa teniendo cuidado para evitar la retroversión. En su descripción del procedimiento, Salter destacó que cuando el fragmento acetabular se gira hacia adelante, las espinas ilíacas anteriores superiores e inferiores deben mantenerse alineadas. Un injerto de hueso triangular, tomado de la zona anterosuperior de la columna ilíaca, se coloca en la osteotomía y luego la osteotomía se fija con clavos de Kirschner [9, 12]. La figura 2-2 muestra un diagrama de la osteotomía tipo Salter.

2.3. Biomecánica de la cadera

Desde el siglo XIX se han desarrollado estudios para comprender la biomecánica de la articulación de la cadera. Adolph y Rudolf Fick tuvieron el primer acercamiento mediante la determinación del modo de acción de los músculos sobre la cadera [21, 22]. Mas adelante Koch y Storck publicaron estimados de las cargas dinámicas y estáticas sobre la articulación teniendo en cuenta tanto el peso del cuerpo como la magnitud y dirección de las fuerzas ejercidas sobre la cadera [9, 23, 24].

Las cargas ejercidas sobre la cadera corresponden a las fuerzas resultantes transmitidas desde el acetábulo hasta la cabeza del fémur, las cuales dependen del peso de la persona y de las tensiones de los músculos, tendones y ligamentos. Los esfuerzos determinan los efectos de

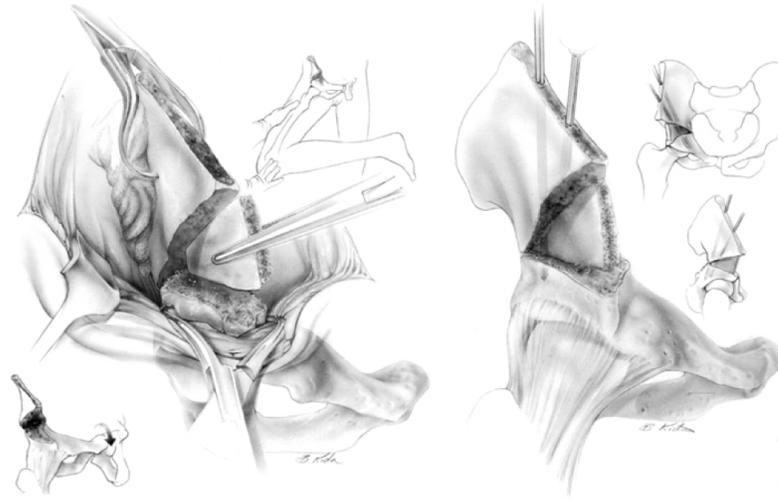


Figura 2-2.: Diagrama osteotomía tipo Salter

las cargas sobre la cadera, y estos dependen principalmente de la magnitud y dirección de la carga; y del tamaño, forma y posiciones tanto del fémur como del acetábulo [9].

Para determinar la carga que actúa sobre la cadera, inicialmente se asume que la persona está en posición estática de equilibrio. Sobre la articulación actúan fuerzas internas y externas, estas últimas pueden ser determinadas si las dimensiones y el peso del cuerpo se conocen. Las fuerzas internas (ejercidas por los músculos) no son fáciles de determinar, por lo cual se realiza un ejercicio de balance con las fuerzas externas [9].

El esfuerzo sobre la cadera, depende de factores como la magnitud de la fuerza ejercida sobre la articulación y el área del cartílago femoral o acetabular (superficies que soportan cargas). Para determinar la distribución de las presiones sobre la articulación, es necesario saber la geometría de las partes involucradas tales como el fémur, el acetábulo y las propiedades mecánicas que intervienen sobre el cartílago [9].

2.4. Modelos computacionales en hueso y en displasia de cadera

Para el planteamiento de modelos computacionales que describan sistemas biológicos, se debe tener en cuenta la participación de varios tejidos involucrados en el proceso mecánico referente a la transmisión y protección: los huesos, cartílagos, tendones, ligamentos y músculos. Los huesos fundamentalmente se caracterizan por la rigidez estructural y la fuerza, mientras que otros tejidos se encargan de transmitir cargas entre los huesos. Las propiedades mecánicas del hueso son el resultado de un compromiso entre la necesidad de una cierta rigidez (para reducir la tensión y lograr una cinética más eficiente), y la necesidad de la ductilidad

suficiente para absorber impactos (para reducir el riesgo de fracturas y reducir al mínimo el peso del esqueleto) [25]. las propiedades mecánicas del hueso dependen de la composición y estructura. Sin embargo, la composición no es constante en los tejidos vivos, cambia de forma permanente en materia de medio ambiente mecánico, el envejecimiento, las enfermedades, la nutrición y otros factores.

García et al [26] desarrollaron un modelo matemático continuo que simula el proceso de regulación de los tejidos y el crecimiento de callos, teniendo en cuenta los diferentes eventos celulares (es decir, la migración de células mesenquimales, condrocitos, fibroblastos, la proliferación de osteoblastos, diferenciación y muerte), y la síntesis de matriz, la degradación, el daño, la calcificación y la remodelación ósea en el tiempo.

Varios autores han utilizado modelos computacionales (principalmente basados en elementos finitos), para estimar los esfuerzos locales y deformaciones tanto en el acetábulo como en el fémur proximal. Hung-Wen Wei García et al [27] desarrollaron un modelo de elementos finitos en 2D en el cual analizaron la transmisión del estrés dinámico centrado en la influencia combinada de los módulos individuales de los huesos subyacentes, incluyendo la placa subcondral, la cabeza femoral y el cuello femoral del fémur proximal.

Szczepan Piszczatowski [28] realizó un estudio de la articulación de la cadera de un paciente con parálisis cerebral donde las perturbaciones en su actividad pueden dar lugar a la patología severa ocasionando una luxación y deformación de la cadera al aumentar el esfuerzo y la tensión tanto en la cabeza femoral como en el acetábulo.

Con el paso del tiempo mayor número de departamentos de mecánica de medio continuo se están involucrando en la investigación ortopédica, sobre todo en el análisis del comportamiento mecánico de los tejidos vivos (huesos, ligamentos y tendones) y en el diseño de implantes. Ambas áreas requieren de conocimiento profundo del comportamiento del hueso como material estructural, especialmente los mecanismos de la insuficiencia ósea bajo diferentes condiciones de carga y cómo los factores mecánicos afectan el tratamiento de fracturas óseas [29].

3. Materiales y Métodos

El objetivo de este capítulo es mostrar la metodología empleada para desarrollar el modelo biomecánico de una cadera normal y los modelos pre y post-quirúrgicos de una cadera displásica empleando dos tipos de osteotomías (tipo Dega y tipo Salter). El primer caso de estudio considerado fue la simulación de una osteotomía tipo Dega, para el segundo caso de estudio se tuvo en cuenta la osteotomía tipo Salter. Para ambos casos se consideró la información médica de cada paciente y los procedimientos quirúrgicos que se deben llevar a cabo para cada osteotomía. Finalmente los resultados obtenidos de ambos casos se compararon con el modelo de la cadera normal.

Con el fin de realizar la comparación postquirúrgica sobre los dos casos de estudio se procedió a realizar un protocolo para ser implementado sobre los siete modelos (normal, dos casos de estudio pre, simulación y post).

La información médica de los casos de estudio tanto de la cadera control como de las caderas displásicas fue obtenida mediante la técnica de diagnóstico denominada tomografía axial computarizada. Inicialmente se debe realizar el proceso de segmentación de cada imagen tomográfica, lo que significa extraer los contornos de las diferentes partes anatómicas a estudiar como huesos de la cadera y fémur, esto se realiza con la base de que cada pixel de la imagen tiene una intensidad que varía dependiendo del tejido que representa, esta intensidad o radiodensidad de los tejidos humanos se puede medir en unidades Haunsfield, y depende de la composición y densidad del material, durante este proceso se extrae la región de interés y se eliminan artefactos y tejidos que no se requieran en los modelos [30].

Caso de estudio cadera normal: Se obtuvo la información médica, por medio de un escaneo por TAC a un paciente de género femenino de 3 años, quien presentaba una cadera normal. El tamaño del pixel fue de 0.413mm, tamaño de la imagen 512x512 pxl, el número de cortes fue de 194 y el tomógrafo empleado de marca TOSHIBA/Activion16 de 120 KV y 187.5 mAs. En la figura **3-1** se observa la vista anteroposterior de una imagen de la cadera y en la figura **3-4** una vista del proceso de segmentación de las imágenes del cual se obtiene la región ósea de interés para nuestro estudio.



Figura 3-1.: Vista anteroposterior de la cadera normal

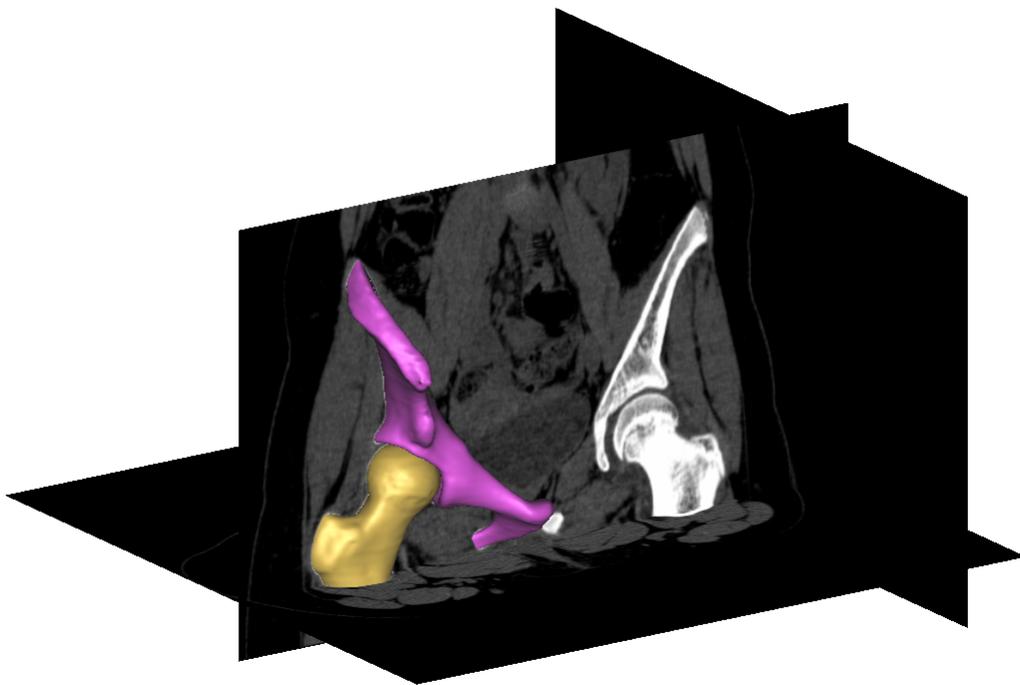


Figura 3-2.: Segmentación de imágenes cadera normal

Caso de estudio cadera con displasia en desarrollo I: Se analizaron las tomografías

disponibles de un paciente de 2 años de edad de género femenino con diagnóstico de luxación de cadera bilateral con displasia severa. Por indicación médica se solicitó un escaneo pre-quirúrgico por TAC y 1 año después de la cirugía una vez consolidada la osteotomía tipo Dega, se logró disponer de una TAC de control post-operatorio. La información médica pre-quirúrgica fue obtenida a partir de un tomógrafo marca Siemens/Spirit de 130 KV y 30 mAs, con 38 cortes cuya distancia entre ellos fue de 3 mm. Para la información post-quirúrgica se empleo el tomógrafo TOSHIBA/Activion16 de 120 KV y 150 mAs, el número de cortes fue 50 y el tamaño de la imagen 512x512 pxl.



Figura 3-3.: Vista anteroposterior de la cadera displásica

Caso de estudio cadera con displasia en desarrollo II: Al igual que en el caso I, se disponía de un set de imágenes de una paciente de 2 años de edad con diagnóstico de displasia de cadera en desarrollo. Por indicación médica se solicitó un escaneo pre-quirúrgico por TAC y 1 año después de la cirugía una vez consolidada la osteotomía Salter, se logró disponer de una TAC de control post-operatorio. Se empleó un tomógrafo TOSHIBA/Aquilion de 120 KV y 40 mAs, las imágenes pre-quirúrgicas consistieron en 64 cortes a una distancia de 3 mm y la información post-quirúrgica de 41 cortes con espesor entre cortes de 5 mm.

Entre los inconvenientes que se pueden encontrar al trabajar con imágenes TAC en niños se encuentra que el tejido cartilaginoso no se puede ver sin previamente ser aplicada una sustancia contrastante [31]; y debido a que en los niños el porcentaje de cartílago en los huesos es alto, al realizar el proceso de interpolación de las imágenes y luego generar el modelo 3D

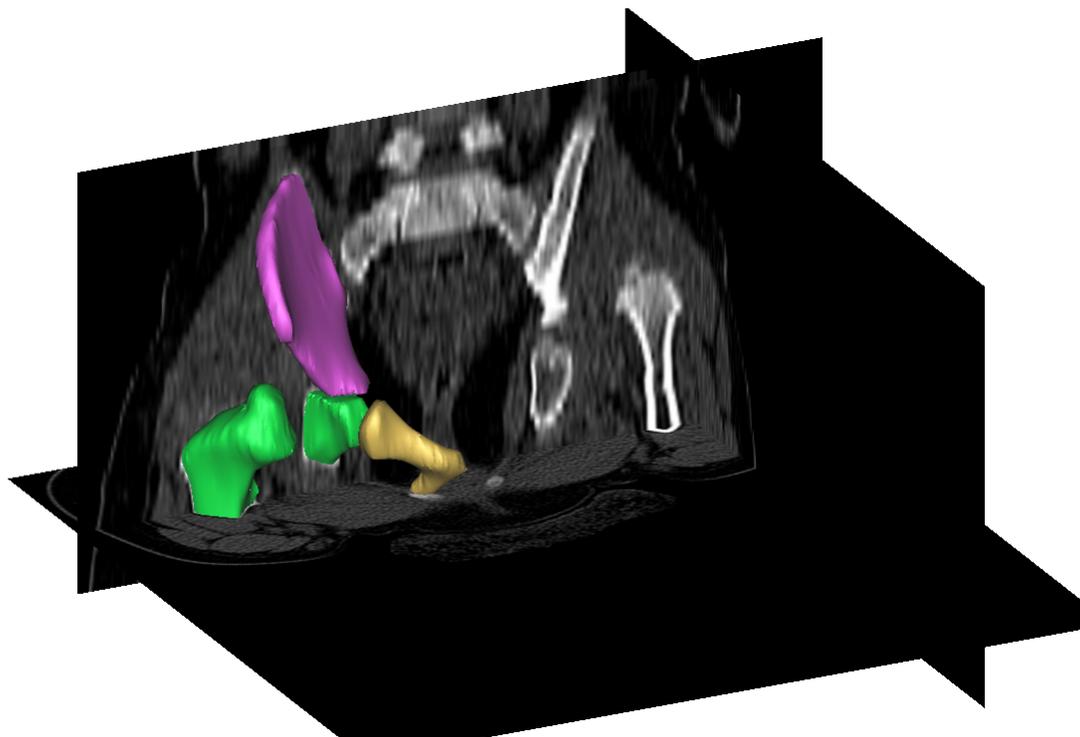


Figura 3-4.: Segmentación de imágenes cadera displásica

se puede diferenciar fácilmente el ilion, isquion y pubis huesos que conforman la articulación de la cadera y el centro secundario de osificación en la parte proximal del fémur, sin embargo ni la cabeza femoral ni en cartílago trirrariado se pueden obtener.

Para solucionar esto se propone realizar operaciones booleanas con una cadera normal de forma que se pueda obtener un modelo completo con base en que la geometría tanto de la cadera como del fémur a la edad que tienen los dos casos de estudio (2 y 3 años) ya está definida. Las partes resultantes de estas operaciones serán entonces las regiones faltantes en las imágenes y estarán compuestas de cartílago. Los componentes de la cadera y del fémur son importados como archivos STL al programa CAD y reposicionados con rotación y traslación para que coincidieran con las partes de cada paciente, lo cual se garantizó asignando puntos de manera manual que fueran comunes entre los modelos.

Otra situación especial con la que nos podemos encontrar es que ambos casos de estudio presentan displasia congénita de cadera con luxación y por lo tanto el acetábulo no está bien conformado o esta creado en otra parte como en el ilion o como un neoacetabulo. Debido a esto el acetábulo obtenido de la cadera normal, que anteriormente había sido posicionado, es deformado para que coincidiera con la cadera del paciente, para ello se tomaron los bordes superior e inferior del acetábulo haciendo un escalamiento de manera irregular ya que las

dos caderas de estudio presentaban un acetábulo poco pronunciado o inexistente.

3.1. Modelo tridimensional de la articulación de la cadera

Para este estudio se tuvo en cuenta el cartílago de la articulación, especialmente el acetabular y femoral ya que sobre ellos es donde realmente se puede apreciar los esfuerzos generados sobre de la articulación de la cadera, debido a que estos no se pueden obtener a partir de las imágenes médicas se procedió a generarlos a partir de la geometría del fémur y del acetábulo considerando que el cartílago femoral mantiene la forma de la cabeza femoral y el cartílago acetabular mantiene la forma del acetábulo.

Se tomó la cabeza femoral y se realizó un escalamiento positivo garantizando que se mantuviera la forma. El cartílago puede presentar diferentes espesores dependiendo de su ubicación, para nuestros modelos la distancia entre la superficie de la cabeza femoral y la del cartílago es de al menos 1 mm.

Para el acetábulo, debido a que este es una concavidad, se hizo un escalamiento negativo. A diferencia del fémur en el cual el cartílago cubre toda la cabeza femoral, en el acetábulo, el cartílago cubre una parte de este, formando una especie de herradura que es finalmente la que va a estar en contacto. Igualmente se garantizó que la distancia entre las dos superficies (acetábulo y cartílago) tuviera un espesor mayor o igual a 1 mm.

Para eliminar la parte del cartilago acetabular que se tiene de exceso se corta la superficie con un plano perpendicular al eje lateral, posteriormente se separa y se elimina la región sobrante quedando solo la parte de interés.

Una vez se tengan las diferentes partes del modelo (ilion, isquion, pubis, fémur, complemento de fémur, cartílago femoral, acetabular y trirrariado unido al acetábulo), el programa con el que se realizan las reconstrucciones 3D nos brinda la posibilidad de exportar las partes generadas en diferente tipo de archivos CAD, sin embargo estas se exportan en formato STL binario, el cual presenta la ventaja de ser fácilmente leído por diferentes programas para su posterior manipulación y además al ser de tipo binario, el tamaño del mismo es menor frente a otro tipo de archivos como IGES o STL ASCII. En las figuras **3-5**, **3-6** y **3-7** se observan los modelos tridimensionales pre-quirúrgicos obtenidos tanto para la cadera normal como para las caderas displásicas

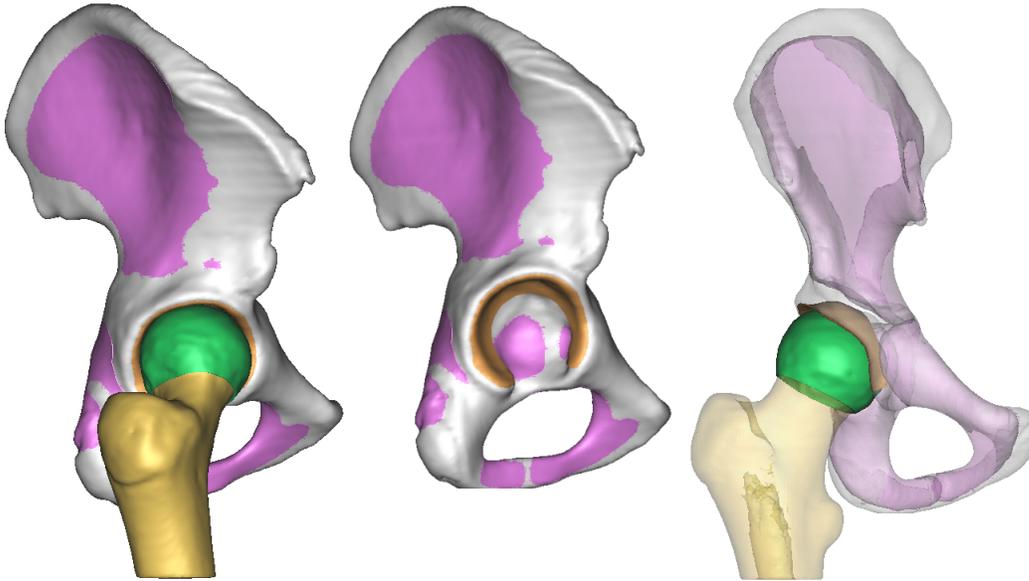


Figura 3-5.: Modelo 3D cadera normal

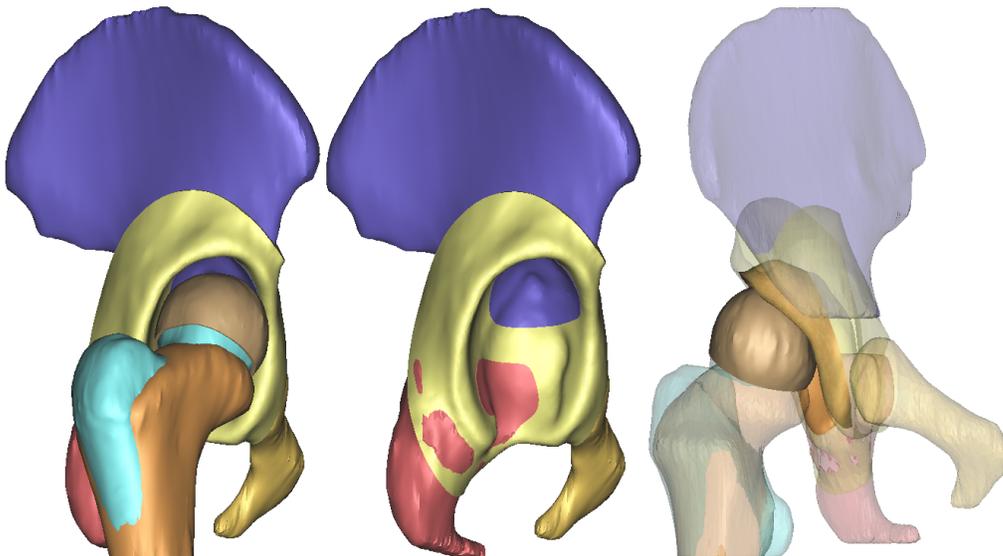


Figura 3-6.: Modelo 3D cadera displásica caso de estudio I

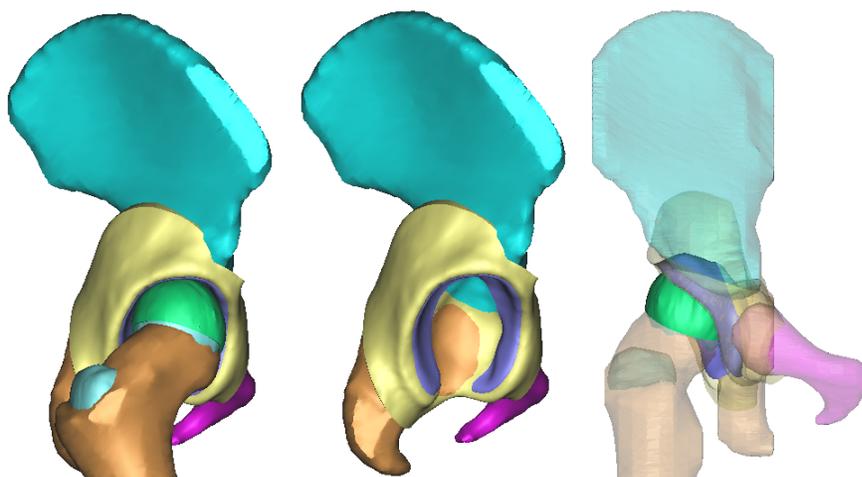


Figura 3-7.: Modelo 3D cadera displásica caso de estudio II

Estos archivos contienen una lista de puntos (coordenadas) definidos en el espacio X,Y y Z junto con una lista de las conexiones entre ellos. Se debe tener claro que solo están definidas las superficies de cada una de las partes del modelo, más adelante a partir de estas se obtendrán los sólidos que finalmente son los que se van a emplear en las simulaciones.

3.2. Mallado de los modelos tridimensionales

El mallado es una de las etapas más importantes de la simulación ya que por medio de este proceso se divide el espacio físico en elementos cuya calidad, geometría y tamaño pueden influir en el resultado de la simulación. El mallado de cada uno de los componentes de la articulación se dividió en dos partes: la primera era el mallado de la parte femoral (fémur, cabeza femoral y cartílago) y la segunda el mallado de la cadera (ilion, isquion, pubis, acetábulo y cartílago).

Para obtener una malla que se ajuste bien a la geometría, se debe reconstruir la topología de la superficie, creando una serie de curvas y puntos a partir de los bordes y esquinas de esta. Esto garantiza que al momento de mallar una geometría los elementos se alineen sobre las curvas y coincidan con los puntos, de otra forma los elementos de una parte se superpondrían con los elementos de otra.

El cartílago femoral se malla con elementos de tipo hexaedro, para esto se debe definir un bloque que contenga la geometría que se quiere mallar, cada una de la líneas, caras y puntos de este se proyectan sobre las superficies de la geometría (figura 3-8) Después se definen parámetros como el tamaño de los elementos.

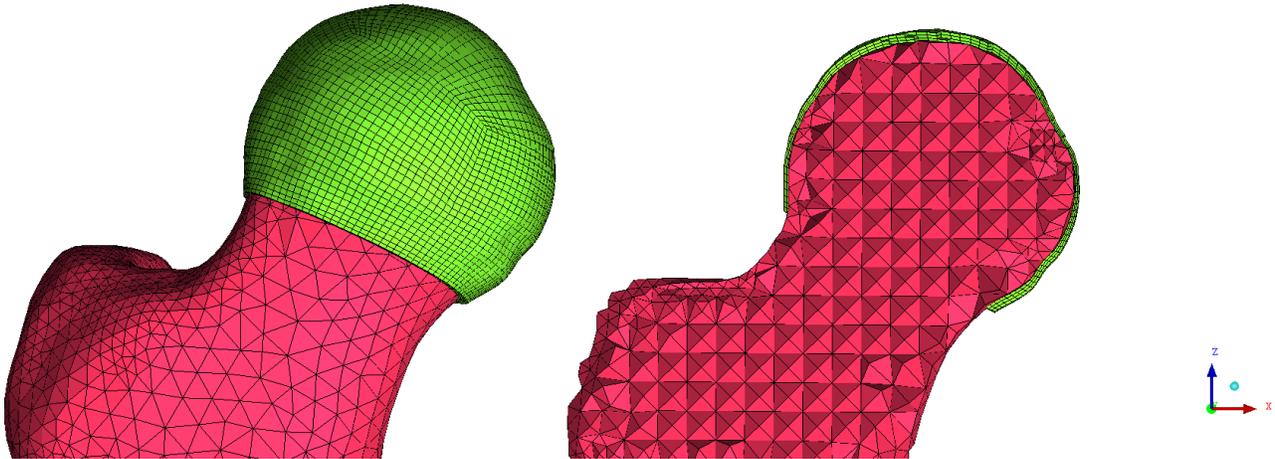


Figura 3-8.: Malla del fémur y cartílago femoral de la cadera normal

Las demás geometrías importadas se preparan de la misma forma pero se mullan con elementos triangulares para las superficies y elementos tetraédricos para los volúmenes. Estas geometrías se mullan con elementos grandes y se refinan en las regiones donde se encuentren curvaturas o brechas entre geometrías.

Una vez se tienen las mallas se procede a revisar la calidad de las mismas con el fin de evitar cualquier inconveniente durante la simulación, la calidad se encuentra entre 0 y 1 donde 0 es el peor elemento y uno es el mejor. En el caso en que la malla sea de baja calidad se puede suavizar la malla con el fin de mejorar la misma, de lo contrario se debe cambiar el tamaño de los elementos y la topología.

El mallado de la cadera se realiza de la misma forma que el del fémur. Para esto se importan los modelos CAD correspondientes a cada caso, se crean las geometrías y se inicia mallando el cartílago acetabular con elementos de tipo hexaedro, después las demás geometrías con elementos triangulares y tetraédricos. Se revisa la calidad de la malla y de ser necesario, se realizan cambios, la figura **3-9** muestra el mallado correspondiente a la cadera y el cartílago acetabular, debido a que el cartílago acetabular no se puede observar completamente en el mallado con la cadera, en la figura **3-10** se encuentra la malla del cartilago acetabular aislado. Cuando las mallas se encuentren de buena calidad y apropiadas para la simulación, estas se pueden exportar en diferentes formatos de acuerdo a los diferentes programas que se utilicen para desarrollar la simulación(para febio .inp de abaqus o .in para Ansys).

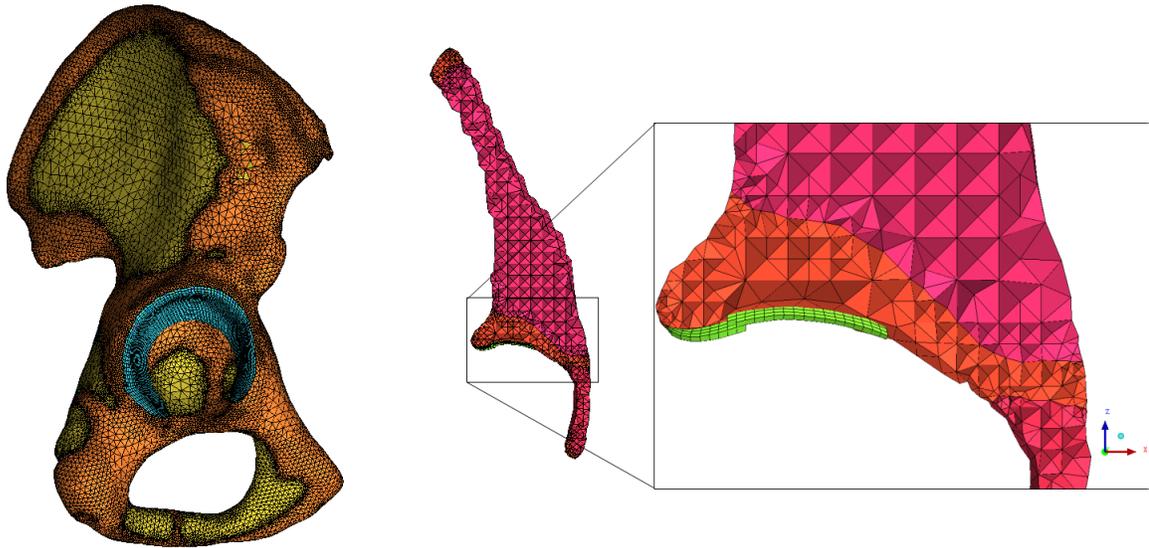


Figura 3-9.: Malla de la cadera normal y cartílago acetabular

Cuando se usa un refinamiento por proximidad o por curvatura se espera que en la zona donde hay interacción entre los componentes se tenga un tamaño de elemento menor y por tanto una densidad mayor de malla, el menor tamaño de elemento es de 1 y el mayor de 5. En la figura **3-9** se presenta un acercamiento de la malla en el cual se pueden ver los cambios en la densidad de esta. Además se puede observar que el refinamiento por curvatura o proximidad se ejecuta no solo en la superficie de la geometría sino en todo el volumen, lo cual es importante debido a que este volumen es el que se va a usar para el análisis por elementos finitos.



Figura 3-10.: Malla del cartílago acetabular

El mallado es el procedimiento empleado para dividir el dominio físico en elementos, el tamaño y forma de los elementos es fundamental para la solución del problema, ya que de estos va a depender el grado de aproximación en la solución final y el costo computacional. La densidad de la malla de los elementos puede variar a través del material en función de los parámetros esperados en ciertas regiones, es decir las regiones que pueden llegar a experimentar grandes esfuerzos por lo general requieren una densidad de malla superior a los que la experiencia de variación supone poco o ningún esfuerzo.

Las mallas generadas se importan al programa como base para la simulación. Con el fin de llevar un control y mejorar la accesibilidad se etiquetaron las diferentes partes del modelo, tanto en los nodos como en los elementos, en la figura **3-11** se observa el ensamble de los diferentes componentes con su respectivo mallado.

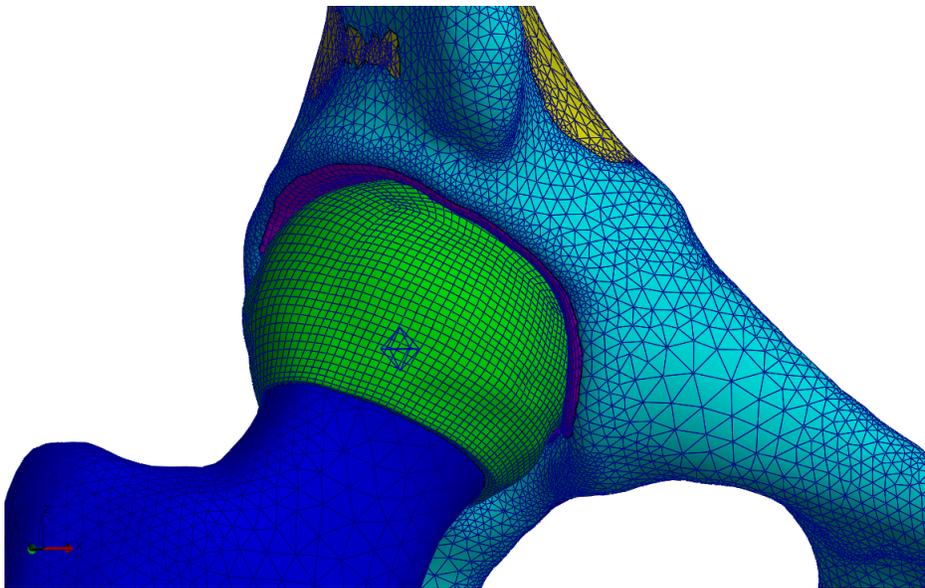


Figura 3-11.: Malla ensamble completo de la cadera normal

Finalizado el proceso de mallado se exporta un archivo .inp el cual contiene la información de los nodos, elementos y las secciones etiquetadas. Este archivo es importado por el software PreView V 1.12.3 [32], el cual permite realizar la asignación de los materiales y restricciones, aplicación de cargas y definición de los pasos en la simulación.

Las figuras **3-12**, **3-13** y **3-14** muestran el mallado de la cadera displásica.

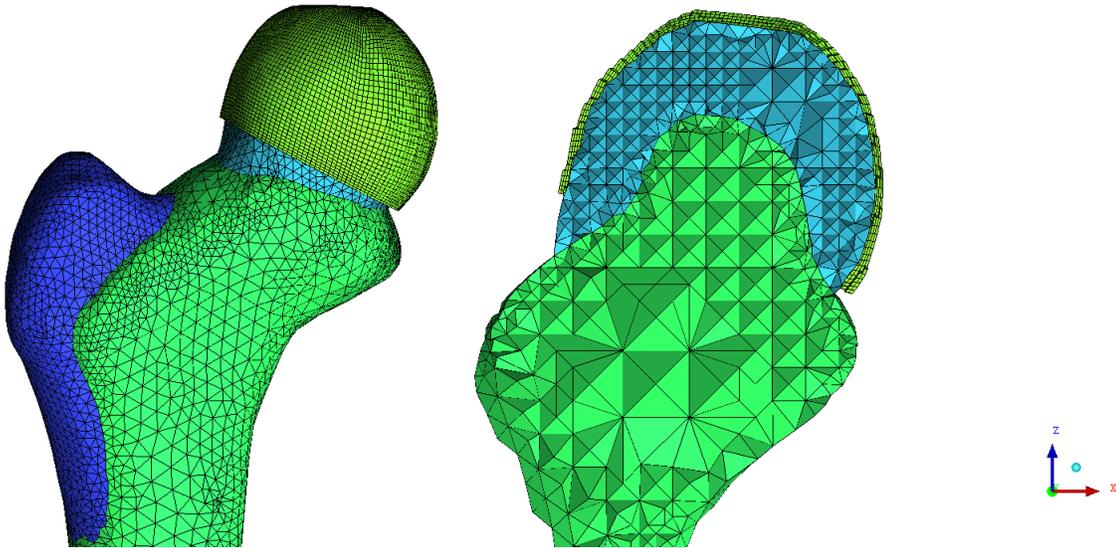


Figura 3-12.: Malla del fémur y cartílago femoral de la cadera displásica

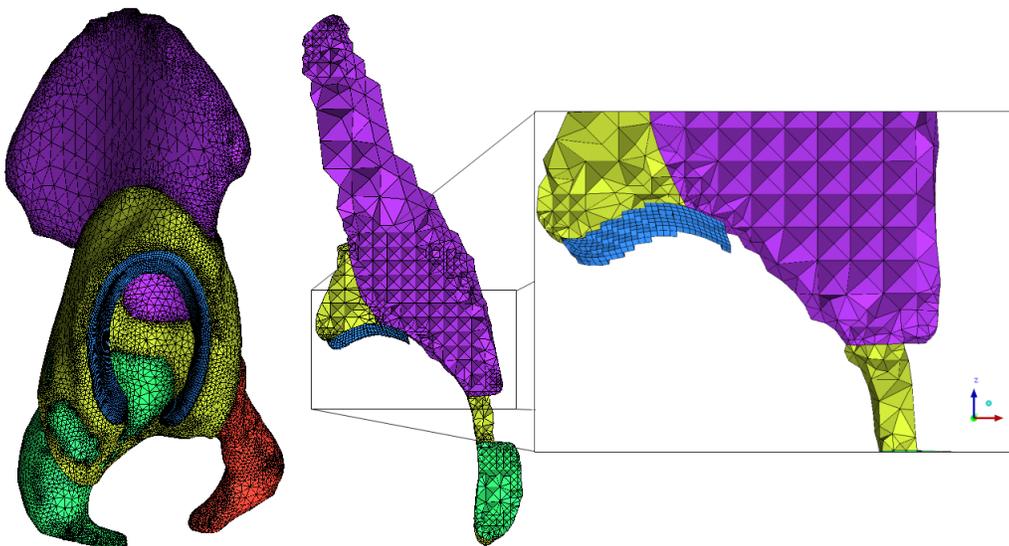


Figura 3-13.: Malla de la cadera displásica y cartílago acetabular

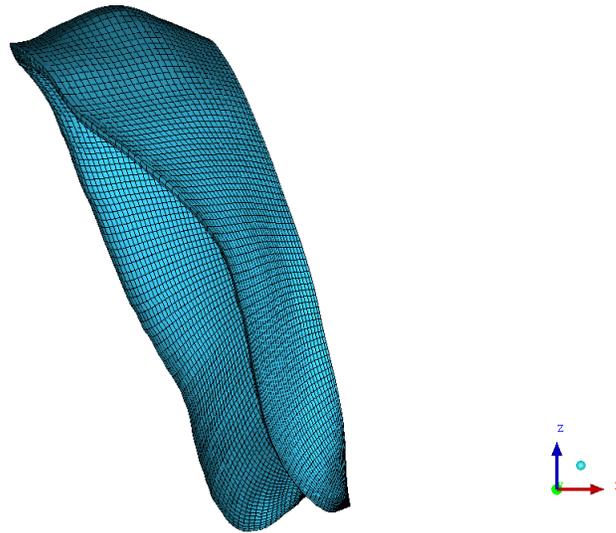


Figura 3-14.: Malla del cartílago acetabular

3.3. Análisis biomecánico de elementos finitos

Las simulaciones nos permiten entender los problemas biológicos al dividir un dominio en pequeños elementos en los cuales se puede resolver una serie de ecuaciones lineales. La base del método de los elementos finitos (FEM) es la representación de un cuerpo mediante un ensamble de subdivisiones llamadas elementos. La solución del problema consiste en encontrar los desplazamientos de los nodos y a partir de estos las deformaciones y esfuerzos del sistema analizado.

El método de los elementos finitos, es un método numérico de aproximación empleado para obtener soluciones de problemas de valor de frontera, en los cuales las variables dependientes deben satisfacer un sistema de ecuaciones diferenciales en un dominio conocido (espacio geométrico) y satisfacer condiciones específicas de frontera dentro del mismo [24]. El dominio es dividido en elementos, cuyo comportamiento está determinado por un número de parámetros de acuerdo a las funciones de los problemas a analizar. Los elementos se encuentran interconectados por una serie de puntos llamados nodos, cuyo ensamblaje permite obtener la solución del sistema, los desplazamientos nodales constituyen las incógnitas básicas del problema y por lo tanto determinan la configuración deformada de la estructura. El desplazamiento de un punto cualquiera está determinado por los desplazamientos de los nodos del elemento al que pertenece el punto, para cada elemento se definen unas funciones de interpolación que permiten calcular el valor de un desplazamiento por interpolación de los desplazamientos nodales; estas funciones de interpolación deben garantizar la compatibilidad de deformaciones necesaria en los contornos de unión entre los elementos [33].

La estructura anatómica de la cadera es compleja lo cual puede limitar los análisis biomecánicos sobre la articulación [34]. Sin embargo es posible obtener aproximaciones mediante el uso de geometrías adecuadas y a través de la asignación de propiedades mecánicas y parámetros a los materiales que se emplean.

3.3.1. Definición de materiales

Los materiales definidos para cada una de las partes del modelo deben configurarse con las propiedades mecánicas del material de la parte anatómica que representan, ya que si estos valores presentan diferencias altas respecto a sus valores teóricos pueden afectar el resultado de las simulaciones.

En nuestro caso se definieron dos tipos de materiales el primero para el tejido óseo presente en los diferentes huesos de la cadera y en el fémur. El segundo para el tejido cartilaginoso presente en el acetábulo, en la cabeza femoral, trocánter mayor y en los cartílagos femoral y acetabular.

El tejido óseo se definió como un material isotrópico elástico, el cual es aplicable a deformaciones pequeñas. Para definir las propiedades elásticas isotrópicas del material, se deben definir el módulo de elasticidad y el coeficiente de Poisson. La función de energía de deformación está dada por la ecuación 3-1.

$$W = \frac{1}{2}\lambda(tr\mathbf{E})^2 + \mu\mathbf{E} : \mathbf{E} \quad (3-1)$$

Donde \mathbf{E} es el tensor de esfuerzos Euler-Lagrange, λ y μ son los parámetros de Lamé que caracterizan el material, la relación de estos parámetros con el módulo de elasticidad (E) y el coeficiente de Poisson (ν) se muestran en las ecuaciones 3-2 y 3-3 respectivamente.

$$\lambda = \frac{\nu E}{(1 + \nu)(1 - 2\nu)} \quad (3-2)$$

$$\mu = \frac{E}{2(1 + \nu)} \quad (3-3)$$

El tejido cartilaginoso se definió como un material Mooney-Rivlin el cual es de comportamiento hiperelástico y modelizable mediante una función densidad de energía de deformación expresada en la ecuación 3-4 [35]. Este material ha sido ampliamente empleado para describir el comportamiento de este tipo de tejido.

$$W = C_1(I_1 - 3) + C_2(I_2 - 3) \quad (3-4)$$

Con el fin de reducir los tiempos de ejecución de las simulaciones y debido a que el estudio se centra en los esfuerzos generados sobre los cartílagos acetabular y femoral, se definieron dos materiales de tipo cuerpo rígido, uno para la parte de la cadera (ilion, isquion y pubis) y otro para el fémur. Este material permite definir diferentes parámetros entre los que se encuentra el centro de masa.

Para garantizar que los parámetros definidos en los materiales sean los mismos en las diferentes simulaciones y de igual forma agilizar el proceso, se crea un archivo que contiene la configuración de las propiedades de los materiales, tanto el tejido óseo como el cartílago se encuentran definidos en el mismo archivo. Este archivo se importa a cada una de las simulaciones antes de ser asignado el material a los diferentes elementos.

3.3.2. Definición de condiciones de frontera

Con el propósito de facilitar la obtención de una solución apropiada en la simulación, el modelo se debe restringir en algunas regiones, sin embargo se debe evitar que el modelo se encuentre sobre restringido de forma que no se obtengan soluciones alejadas a la realidad.

La cadera, para cada caso, se restringió en 5 grados de libertad (2 axiales X Y y 3 rotacionales RX RY RZ). El fémur esta restringido en 5 grados de libertad (3 axiales X Y Z y 2 rotacionales RY y RZ), esto quiere decir que el fémur solo puede rotar alrededor del eje X.

En los casos en los que no se tiene un contacto inicial, es necesario hacer un desplazamiento del fémur antes de iniciar el ciclo de marcha.

3.3.3. Definición de cargas

Las cargas aplicadas serán diferentes en los dos análisis: Para el primero el paciente se encuentra en posición bipodal esto quiere decir que el peso se distribuye en las dos extremidades inferiores y por lo tanto el peso es dividido en partes iguales. La carga con la mitad del peso del paciente será aplicada en el centro de masa de la cadera con dirección al eje Z negativo.

Para el segundo análisis, la carga aplicada sobre el centro de masa de la cadera dependerá de la fase de rotación del fémur sobre el acetábulo en la que se encuentre. Al igual que el análisis anterior la carga será en la dirección al eje Z negativo.

3.3.4. Definición de contactos

Los contactos en los modelos computacionales son necesarios cuando el análisis requiere que dos superficies interactúen entre sí. Existen diferentes tipos de contactos, en nuestro caso se consideraron los siguientes:

- Contacto atado (tied contact) usado cuando se requiere que las dos superficies involucradas permanezcan unidas durante todo el análisis. Presenta la ventaja que no requiere que las mallas de las superficies sean consistentes, esto quiere decir que los nodos de una superficie no tienen que coincidir con los nodos de la otra, permitiendo que las superficies sean malladas de forma independiente o que las mallas sean de diferente tipo sin afectar el resultado.
- El segundo tipo de contacto es el deslizante y es usado cuando una superficie llamada principal o master se encuentra en contacto con otra superficie y se desliza sobre esta deformándose. En este tipo de contacto se puede definir si el contacto se encuentra entre un nodo y superficie o de superficie a superficie, también podemos definir la penalidad, un parámetro importante si en los resultados se evidencia que una superficie penetra a otra cuando no lo debería hacer.
- Para el tercer tipo de contacto se empleó un contacto de cuerpo rígido, el cual se utiliza para unir una malla deformable con una no deformable, en este caso la malla deformable está representada por el cartílago femoral, la cabeza femoral y el acetábulo; la malla no deformable la constituyen el fémur y la cadera.

Para todos los modelos se definieron contactos entre el acetábulo y el cartílago acetabular, entre la cabeza femoral y el cartílago femoral, estos dos contactos son de tipo atado. Los contactos entre el cartílago acetabular y el cartílago femoral son de tipo deslizante. Se opta por definir como superficie principal el cartílago acetabular y como superficie esclava o secundaria el cartílago femoral.

3.4. Modelo quirúrgico simplificado

Se realizó la simulación del cartílago articular de la parte femoral y acetabular como una esfera, teniendo en cuenta lo visualizado en las tomografías, asignando las características biomecánicas de este tejido para determinar su deformación después de la simulación de la osteotomía.

El procesamiento de las imágenes fue realizado por medio del programa MIMICS 7.0 de la casa Materialise®. Inicialmente se definió una línea de perfil con un umbral entre 1105 y 1608 valores en la escala de grises para segmentar el tejido óseo de un niño. Esta segmentación es realizada con el fin de extraer la región de interés correspondiente al tejido óseo para

este estudio. Posterior a este proceso se obtuvo el modelo 3D del fémur y de la pelvis, esta última conformada por tres partes principales: ilion, isquion y pubis, los cuales son fácilmente diferenciables para un paciente sin madurez esquelética.

Las geometrías tienen tejidos cartilagosos en tres partes principalmente: en la cabeza femoral, en el acetábulo y entre los huesos de la pelvis, cartílago trirradiado. El cartílago trirradiado fue reconstruido a partir de las imágenes tomográficas y el contenido de la cápsula articular fue diseñado a partir de una geometría CAD tipo esfera.

En el estudio de Akiyama [36], se reporta un espesor promedio de 1.95 mm con valores entre 0.97 y 3.84 mm para el cartílago que recubre la cabeza femoral y Tamura [37] reporta un espesor de 1.92 mm para el acetábulo, por lo tanto el contenido de la cápsula articular fue modelado con un espesor de 4 mm equivalente a la suma de los espesores de los cartílagos del acetábulo y de la cabeza femoral, no valorables en los estudios tomográficos.

Para la simplificación de las geometrías, el contenido de la cápsula articular se modeló con un único material tipo cartílago. El centro de la cabeza femoral se centró en la fisis según el estudio de Amador y cols [38] con el fin de mantener constante el espesor alrededor de esta. En la figura 3-15 se puede observar el modelo 3D obtenido.

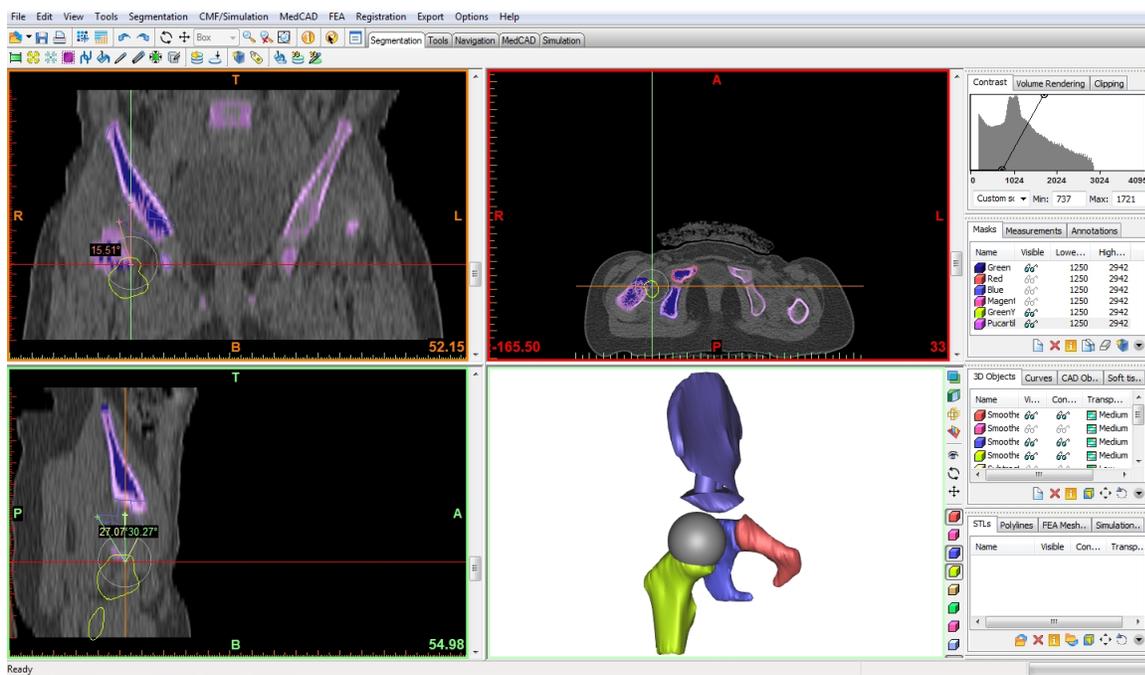


Figura 3-15.: Modelo 3D de la osteotomía Dega simulada

Para el esqueleto inmaduro la cabeza femoral contiene gran parte de tejido cartilaginoso y una parte menos significativa de tejido óseo en el centro secundario de osificación. El cartílago

fue modelado con las propiedades reportadas en el estudio de Wei, Hung-Wen et al. [39] con un módulo de Young(E) de 15MPa y un módulo de Poisson(ν) de 0.47.

El ilion, el isquion, el pubis y la epífisis del fémur están compuestos por tejido óseo, cuyas propiedades mecánicas fueron obtenidas por Öhman et.al. [40] este material fue modelado como lineal elástico e isotrópico.

Los cuatro modelos de elementos finitos se construyeron con el programa ANSYS®, las geometrías de la cadera y el fémur fueron importadas a partir de archivos .STL. Para el mallado se utilizó el elemento SOLID185, un sólido estructural el cual tiene 8 nodos y 3 grados de libertad por nodo. La interacción entre el componente femoral y acetabular se realizó mediante los elementos TARGE170, usado para representar una superficie objetivo y el CONTA174 para representar una superficie deformable. La interacción entre la cabeza femoral y la cápsula articular fue realizada mediante la unión de nodos comunes entre las dos superficies. En la figura 3-16 se encuentran los modelos tridimensionales de las caderas (luxada, displásica, osteotomía simulada, post-quirúrgica).

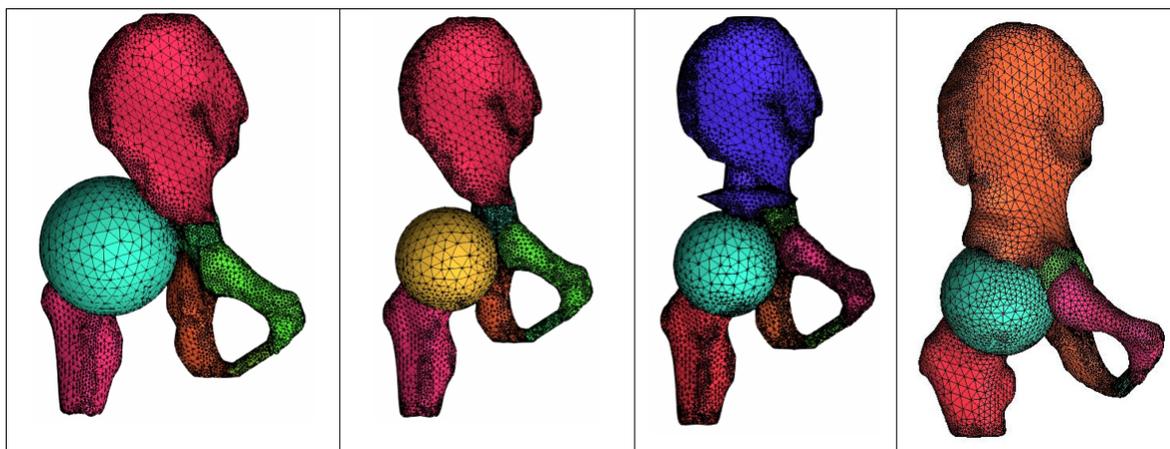


Figura 3-16.: Mallado

Para los cuatro modelos el fémur fue restringido en la parte inferior y se le fue aplicada una carga de 700 N en el trocánter mayor dirigida hacia la concavidad externa iliaca, esta carga corresponde a la musculatura abductora. Finalmente la cadera fue restringida en las direcciones XY, a esta se le aplicó una carga de 250 N en la dirección -Z equivalente al peso del paciente en kilogramos.

La medición de la concavidad del acetábulo antes y después de la simulación de la osteotomía pélvica tipo Dega fue realizada con ayuda del software MeshLab sobre las geometrías 3D, para esto se tomaron 3 medidas: ancho, largo y profundidad utilizadas para hallar el volumen contenido en el acetábulo.

4. Resultados y Discusión

Para determinar la fuerza que actúa sobre la articulación de la cadera cuando una persona se encuentra en posición vertical apoyada sobre las dos piernas, es necesario asumir el centro de gravedad como el punto donde se encuentra concentrada la masa del cuerpo, la posición de este se encuentra en la pelvis, enfrente de la porción superior del sacro [41,42].

4.1. Modelo quirúrgico simplificado

Para el modelo simplificado, el cartílago trirradiado se reconstruyó a partir de las imágenes tomográficas, el cartílago del fémur y la capsula acetabular se construyeron a partir del centro secundario de osificación considerando el tamaño de la cabeza femoral de un niño de esa de edad.

Para este análisis los modelos se dividieron en dos partes principales, el fémur y la cadera. La primera parte se restringe en los seis ejes de libertad, mientras que a la segunda se le permite movimiento de traslación sobre el eje Z o eje vertical. Los materiales para el cartílago y el hueso se escogieron de tipo isotrópico, variando cada uno con un valor de modulo de elasticidad y modulo de poisson apropiados.

Como simplificación se asume que el paciente se encuentra en estado bipodal por lo cual la carga se distribuye uniformemente sobre las dos extremidades inferiores. Por lo tanto cada extremidad debe recibir la mitad del peso del cuerpo.

Las caderas se analizaron en 4 estados diferentes; luxado, reorientado y simulación de cirugía y postcirugía. Para todos los casos se tomaron los esfuerzos, volumen acetabular y ángulo centro borde.

Después del análisis de las imágenes diagnósticas se encontró un aumento significativo del ángulo centro borde (CB), principalmente posterior y lateral, dado por un aumento en promedio del 177,31 % (141,14 % - 196,23 %) después de la simulación y el 319,65 % (98,54 % - 557,99 %) con la osteotomía consolidada para el CB posterior; y 1236,33 % (925 % - 1551 %) después de la simulación y 2234 % (1403 % - 3472 %) una vez consolidada la osteotomía para el CB lateral. El cuanto al ángulo CB anterior encontramos un aumento en promedio de 41,91 % (31,1 % - 64,52 %) después de la simulación y 111,47 % (12,77 % - 131,18 %) una vez consolidada la osteotomía. En cuanto al índice acetabular se encontró un aumento del 44,66 % (35,59 % - 52,55 %) después de la simulación y del 64,6 % (62,21 % - 68,66 %) una

vez consolidada la osteotomía [43].

Al realizar el mallado de las imágenes tomográficas y después de obtener el modelo de elementos finitos se encuentra un esfuerzo siempre inferior a 5 MPa, en promedio 4,11 MPa después de la simulación de la osteotomía y 3,33 MPa después de la osteotomía consolidada, siempre medido en el punto de mayor esfuerzo (figura 4-1).

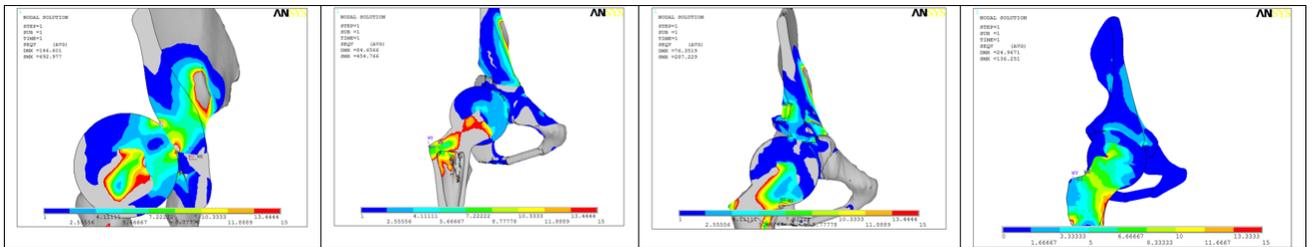


Figura 4-1.: Esfuerzos sobre la articulación simplificada

En lo que respecta al volumen acetabular (figura 4-2) se tuvo un aumento en promedio del 22,84 % (1,6 % - 53,7 %) después de la simulación de la osteotomía y 94,96 % (46,26 % - 178,94 %) una vez consolidada la osteotomía [43].

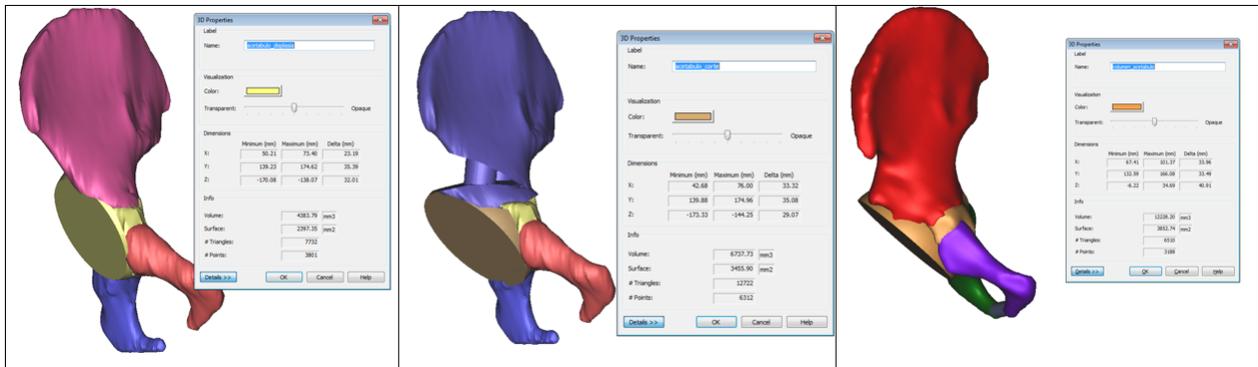


Figura 4-2.: Volumen acetabular

4.2. Modelo cadera normal

En la figura 4-3 se muestra una vista del modelo tridimensional completo de la articulación de la cadera normal sobre el cual se realizó la simulación y sobre este se mostraran los resultados de esfuerzos obtenidos después de aplicar una distribución de carga.



Figura 4-3.: Vista completa del modelo después de la simulación

El estudio se realizó sobre los cartílagos involucrados en la articulación, la figura 4-4 muestra el ensamble del cartílago de la cabeza femoral y el cartílago acetabular. Se puede observar que para el modelo de la cadera normal hay una buena congruencia entre los dos cartílagos, ya que la mayor parte del área del cartílago acetabular se encuentra en contacto con el cartílago femoral.

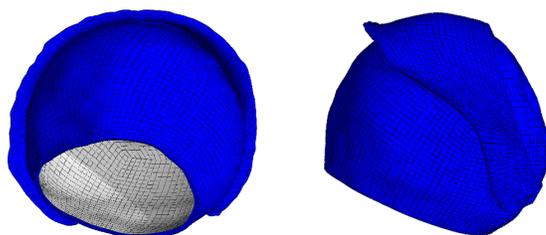


Figura 4-4.: Vista frontal y lateral del cartílago de la cabeza femoral y cartílago acetabular de la cadera normal

En la figura 4-5 se enseñan algunos resultados ilustrativos del ensamble completo de la cadera normal con los resultados de los valores de esfuerzo obtenidos. La región de contacto

entre la cabeza femoral y el acetábulo donde se concentran los mayores esfuerzos corresponde a la zona anterior del fémur.

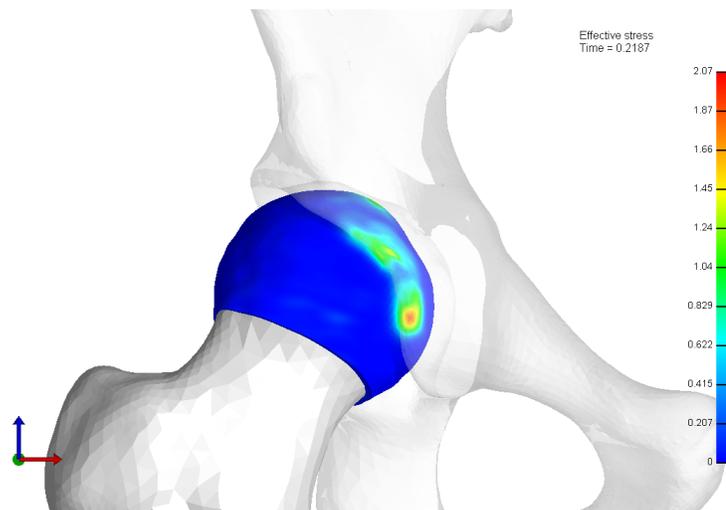


Figura 4-5.: Ensamble con resultados de esfuerzos en la cadera normal

A continuación se muestran los resultados obtenidos de la simulación de un ciclo de marcha. En la figura 4-6 se pueden observar los esfuerzos obtenidos en la articulación. En la configuración de la simulación el paso se definió automático, por lo tanto los resultados no siempre se muestran en tiempos iguales, cuando la solución no converge en el tiempo indicado el programa modifica el tamaño del paso con el fin de obtener una solución. Las imágenes presentan los esfuerzos máximos sobre el cartílago de la cabeza femoral durante un ciclo de marcha mientras el pie se encuentra apoyado. Se puede notar que se resaltan varias zonas donde hay concentración de esfuerzos, sin embargo es posible destacar dos zonas en las cuales se presenta una concentración de esfuerzos alta, ubicadas en la región anterior y posterior de la cabeza femoral.

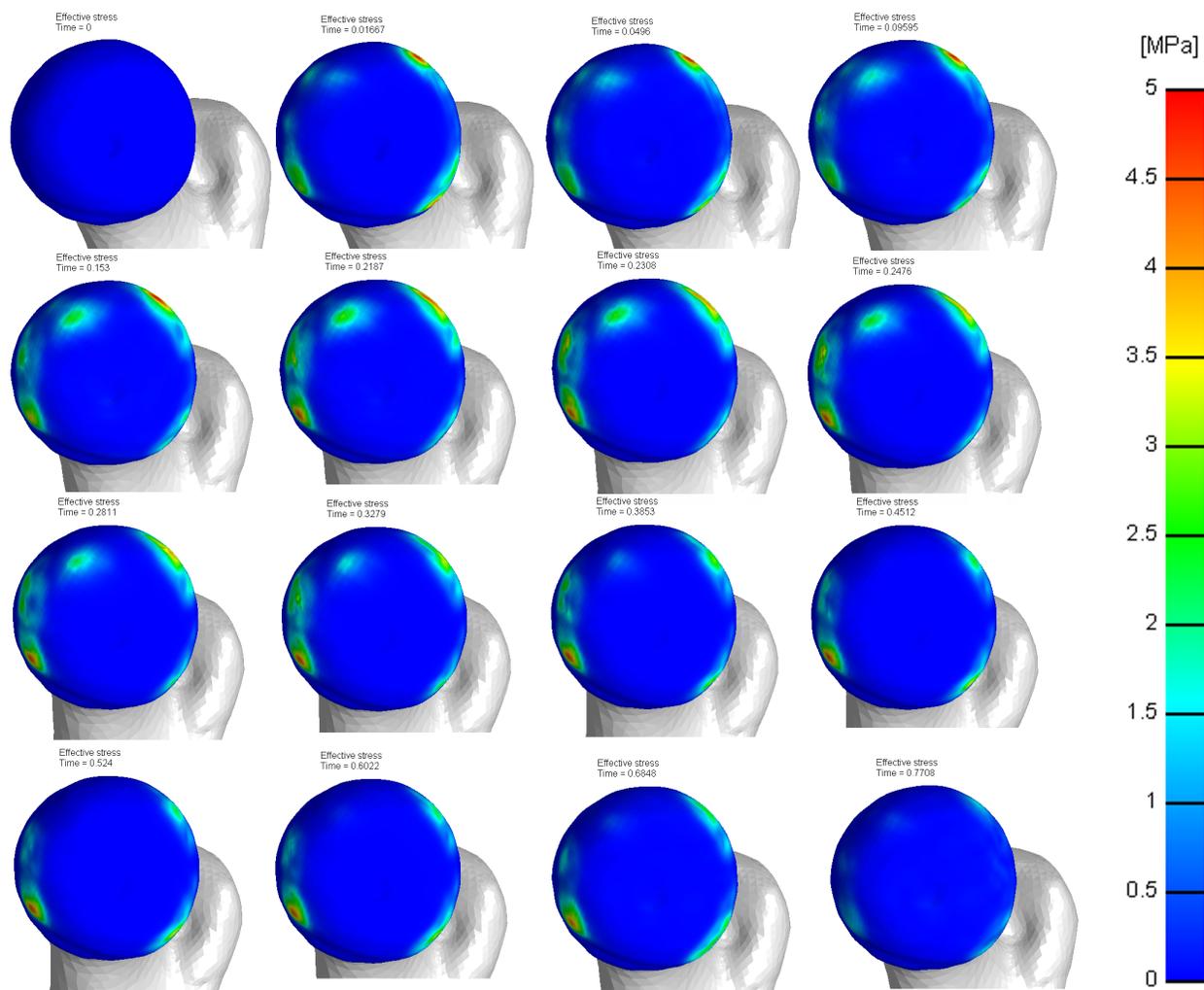


Figura 4-6.: Esfuerzos sobre la articulación de la cadera normal en un ciclo de marcha

Como se puede ver en la imagen anterior los mayores esfuerzos que se encontraron en la cadera normal fueron de 3.29 MPa de magnitud en la primera aparte del ciclo de marcha. Los resultados obtenidos para la cadera normal se compararon con los esfuerzos obtenidos en las caderas displásicas, los cual se muestra en las siguientes secciones.

4.3. Modelo cadera displásica, osteotomía tipo Dega

El objetivo principal fue analizar los esfuerzos ejercidos sobre los cartílagos involucrados en la articulación de la cadera, es decir tanto en el cartílago femoral como en el cartílago acetabular. Como se mencionó anteriormente, el modelo tridimensional de la cadera normal se empleó para complementar los modelos de las caderas displásicas. Respecto a las restricciones establecidas, debido a que se quería analizar el comportamiento de los cartílagos bajo diferentes cargas cuando una persona se encuentra en movimiento, se asumió que la cadera

tiene movimiento en el eje vertical y anteroposterior y el fémur en el eje vertical y además puede rotar sobre el eje x.

El fémur y la cadera son simulados como cuerpos rígidos, el primero presenta el centro de gravedad en el centro de la cabeza femoral y el segundo coincide con el centro de gravedad del cuerpo sobre la columna vertebral. Para estos modelos se requirió definir un nuevo tipo de contacto de cuerpo rígido ya que se debía unir una malla deformable con una malla que permanece constante (sin deformaciones) durante todo el análisis.

En la figura 4-7 se muestran los modelos tridimensionales pre y post de la cadera displásica sobre la cual se llevo a cabo una osteotomía tipo Dega, sobre estos modelos se mostrará la distribución de esfuerzos obtenidos.

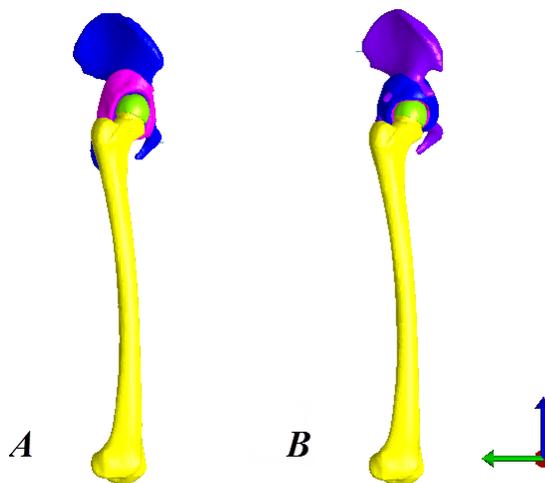


Figura 4-7.: Vista completa del modelo después de la simulación. A)Pre-Dega, B) Post-Dega

Los análisis se realizaron de forma estática por lo cual las superficies involucradas debieron estar en contacto inicialmente. Para mejorar la estabilidad del modelo, la cadera se unió a dos puntos fijos en el espacio a través de resortes impidiendo que esta se moviera libremente sobre el eje z. Todas las simulaciones se estudiaron durante una unidad, dividida en al menos 20 pasos, este valor puede cambiar debido a que el tamaño del paso se asignó automáticamente con el fin de mejorar la convergencia del mismo si no se obtenía una solución, el número de pasos no siempre coincide con el tiempo de la simulación.

Respecto a la congruencia presentada entre los cartílagos femoral y acetabular, se puede observar que antes de la osteotomía la congruencia no es buena debido a que el cartílago acetabular se encuentra deformado (alargado) y por lo tanto solo hay contacto con el fémur en la parte superior del acetábulo. Igualmente, se puede observar que el cubrimiento del cartílago

acetabular sobre el fémur no es bueno ya que la poca concavidad acetabular impide que la cabeza femoral tenga mas área de cubrimiento (figura 4-8B). Por el contrario la cadera post osteotomía muestra una mejora considerable en cuanto a la concavidad acetabular, aumentando la congruencia entre el acetábulo y el fémur. Después de la cirugía tipo Dega debido a que el techo acetabular baja, se puede observar que el cartílago acetabular no se encuentra alargado, lo cual proporciona un mejor cubrimiento de la cabeza femoral (figura 4-8C), este acetábulo, al compararse con el modelo normal y el modelo pre osteotomía, presenta una mayor similitud con el modelo de la cadera normal (figura 4-8A).

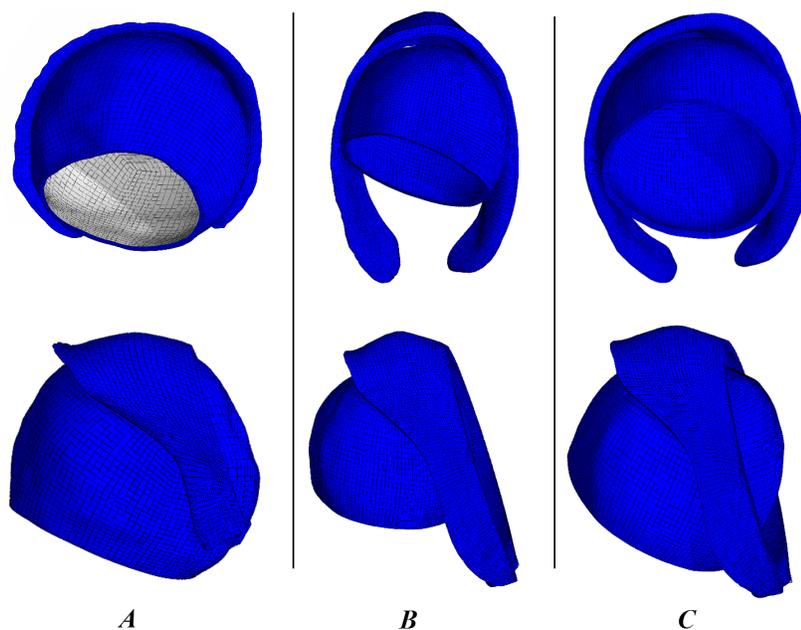


Figura 4-8.: Vista frontal y lateral del cartílago de la cabeza femoral y cartílago acetabular.
A) cadera normal, B) Dega-pre y C) Dega-post

En la figura 4-9, correspondiente a los esfuerzos obtenidos sobre el modelo de la cadera displásica pre osteotomía Dega, se puede notar que hay una concentración de esfuerzos principalmente en la zona anteroposterior del fémur. En comparación con la cadera normal los valores de esfuerzos se encuentran desplazados hacia la parte superior de la cabeza femoral coincidente con la zona de contacto entre el acetábulo y el fémur. Debido a que el acetábulo se encuentra alargado la parte inferior de este nunca toca la cabeza femoral.

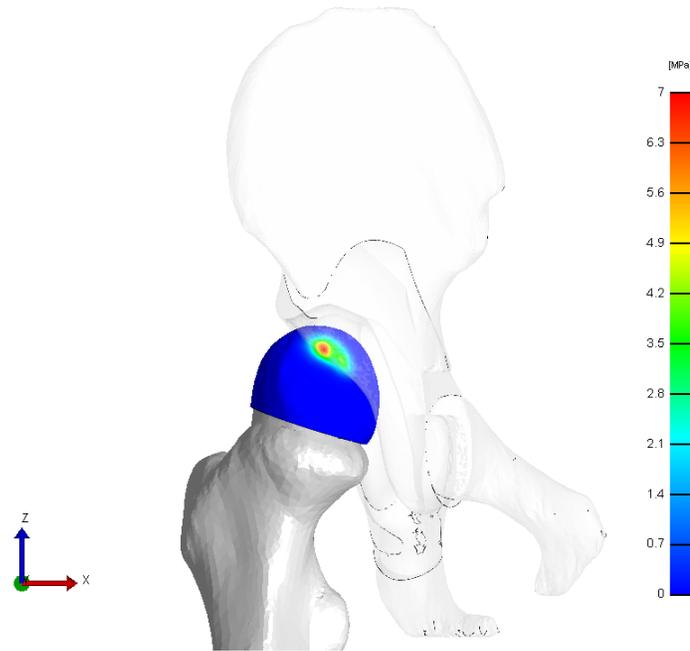


Figura 4-9.: Ensamble con resultados de esfuerzos en la cadera displásica (pre-Dega)

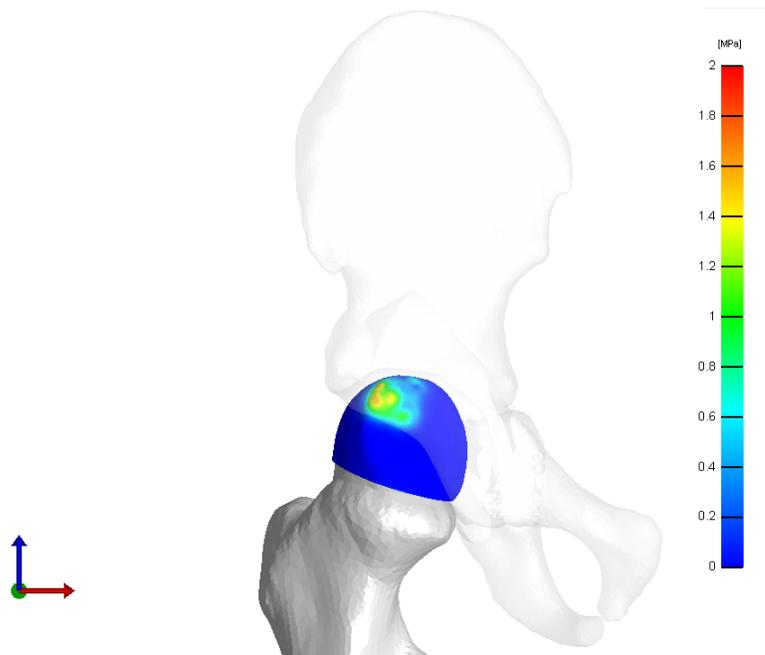


Figura 4-10.: Ensamble con resultados de esfuerzos en la cadera displásica (post-Dega)

Por el contrario, los esfuerzos encontrados sobre la articulación displásica después de la osteotomía (figura 4-10) fueron de menor valor y la distribución de estos se concentra sobre una mayor área. En comparación con los resultados de la cadera normal, los esfuerzos se encontraron desplazados hacia la parte superior de la cabeza femoral, sin embargo la magnitud de estos fue menor que los obtenidos en los modelos pre-Dega y normal.

La carga que soporta la cadera sobre todo el análisis es aplicada sobre el centro de gravedad y su magnitud es obtenida de la literatura, esta curva (figura 4-11) muestra el porcentaje del cuerpo que debe soportar cada extremidad en un determinado punto de un ciclo normal de marcha. Estos valores oscilan entre 25 % y 250 % del peso del paciente [1].

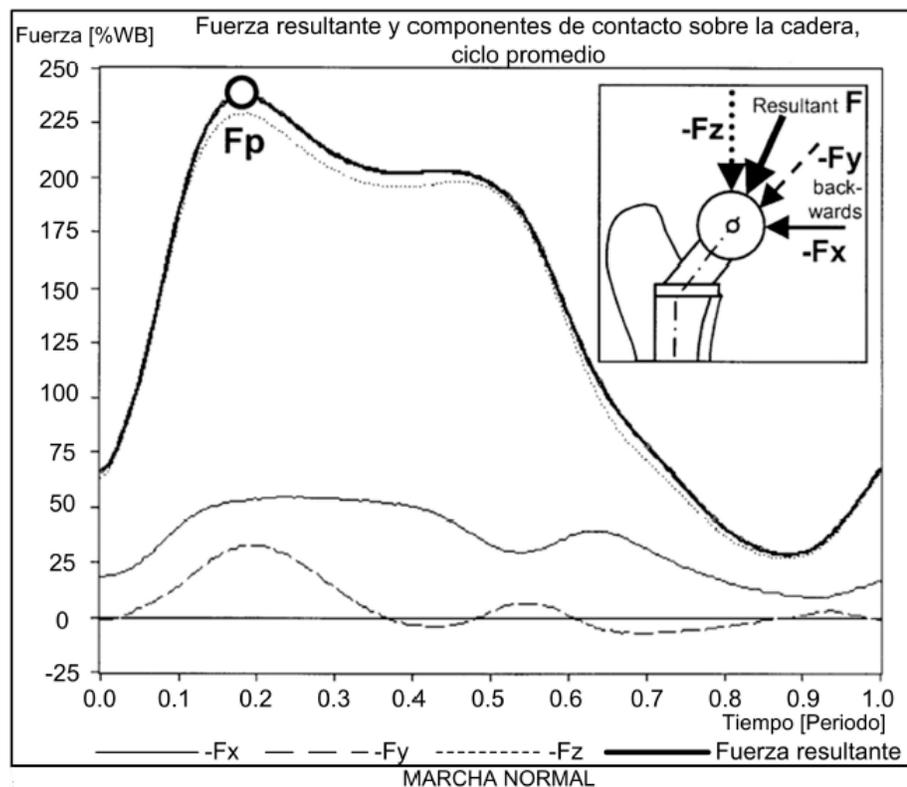


Figura 4-11.: Fuerza aplicada sobre la cadera en la fase de apoyo de un ciclo de marcha [1]

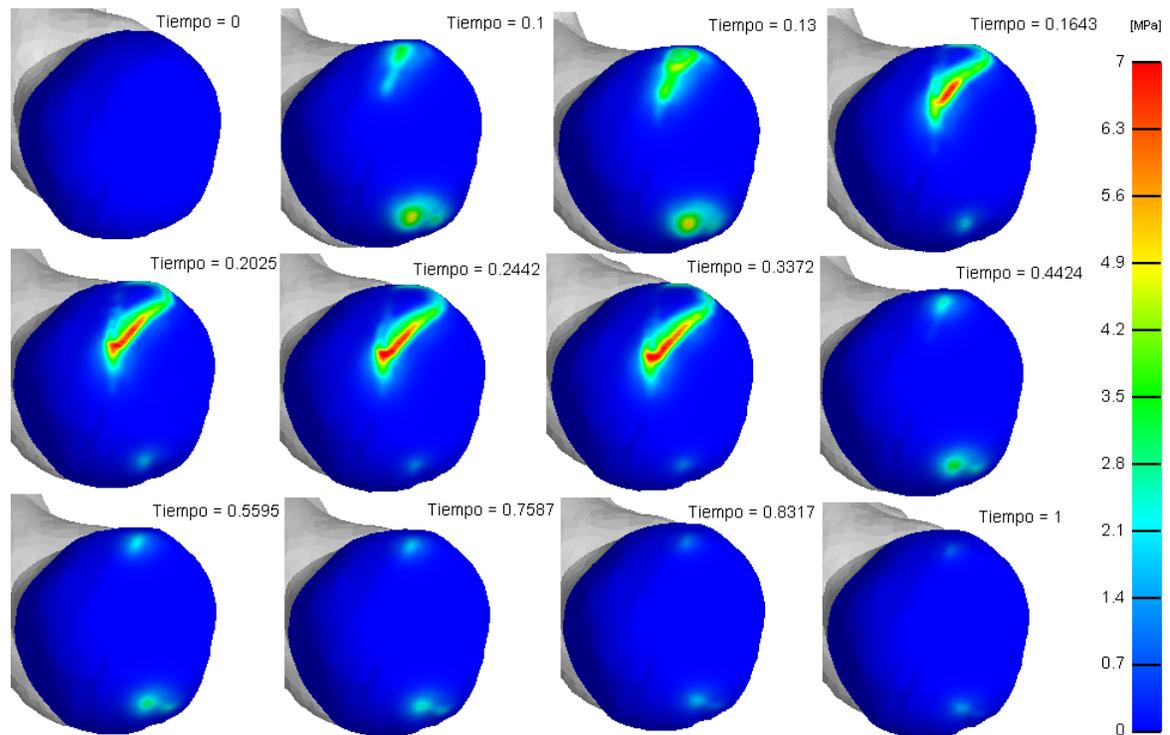


Figura 4-12.: Esfuerzos sobre la articulación de la cadera displásica Pre-Dega en un ciclo de marcha

Los esfuerzos máximos encontrados en la cadera pre-Dega fueron de 7 Mpa (figura 4-12), un valor elevado considerando que la simulación correspondía a un paso normal, estos valores están presentes en la primera parte del ciclo, concentrados principalmente en la parte superior de la cabeza femoral.

La figura 4-13 muestra los esfuerzos máximos encontrados en la articulación de la cadera displásica Post-Dega, en este caso el esfuerzo máximo fue de 2 MPa, siendo este menor que los de la cadera pre-Dega y la cadera normal. Los esfuerzos en esta simulación se encuentran desplazados hacia la parte superior de la cabeza femoral pero no están concentrados en la misma forma de los esfuerzos que se encontraron en la cadera pre-Dega, indicando que el área de contacto entre el acetábulo y el fémur es mayor.

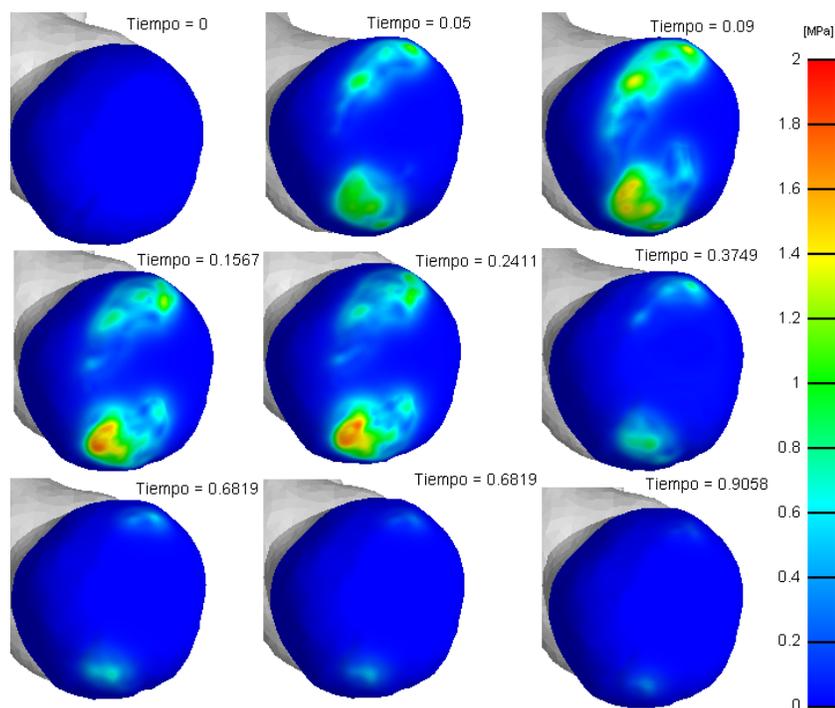


Figura 4-13.: Esfuerzos sobre la articulación de la cadera displásica Post-Dega en un ciclo de marcha

Para todos los modelos analizados se graficaron los esfuerzos en función de los pasos de tal forma que se pudiera ver en una misma gráfica (figura 4-14) la curva de esfuerzo de la cadera normal, la cadera pre y la post de los modelos analizados.

Al comparar las curvas de esfuerzo de los modelos normal, pre-Dega y post-Dega se puede notar que los picos donde se encuentran los esfuerzos máximos para las caderas Dega pre y post se encuentran desplazados hacia la derecha, esto es debido a que existe una distancia entre el acetábulo y el fémur, inicialmente estos componentes solo están unidos en un punto pero en los primeros pasos de las simulaciones las dos superficies entran en contacto en mas puntos, contrario a lo que ocurre con la cadera normal, en la cual las superficies del acetábulo y el fémur desde el comienzo se encuentran en contacto en diferentes partes.

La curva de esfuerzos de la cadera post fue menor en todos los puntos respecto a las curvas de la cadera pre y de la cadera normal. Indicando que la osteotomía resultó exitosa en cuanto al parámetro de esfuerzos resultantes ya que se encuentra dentro del rango normal de una articulación de cadera.

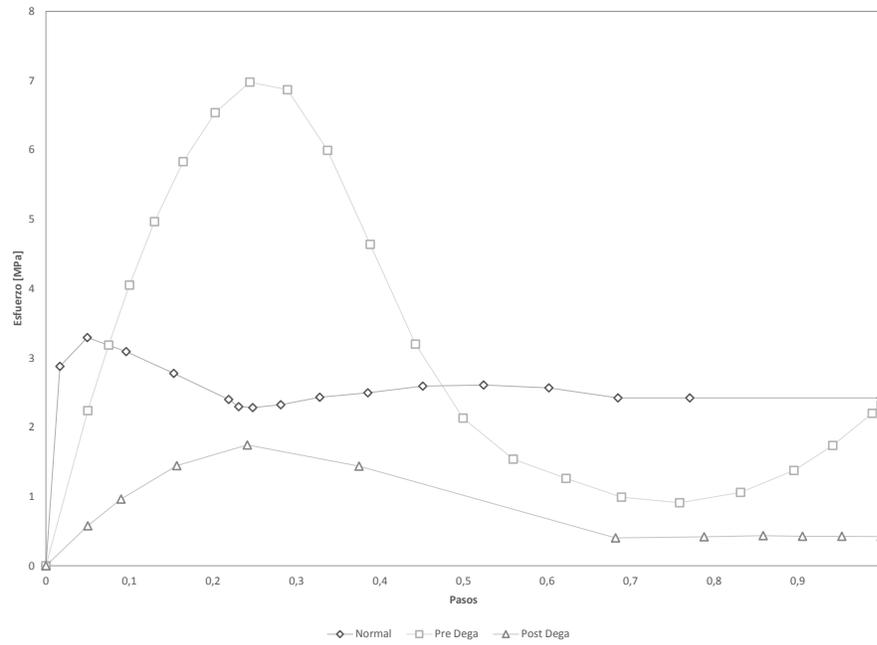


Figura 4-14.: Esfuerzos sobre la articulación normal, dega-pre y dega-post

4.4. Modelo cadera displásica, osteotomía tipo Salter

Sobre los modelos de la figura 4-15 se mostrarán la distribución de esfuerzos encontrados para una osteotomía tipo salter en una cadera displásica. Para estas simulaciones se tuvieron en cuenta las mismas consideraciones y se mantuvieron los mismos parámetros empleados para las simulaciones de la cirugía tipo Dega en la cadera displásica anterior.

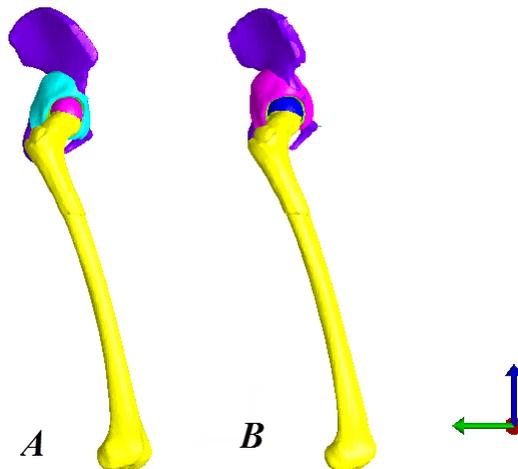


Figura 4-15.: Vista completa del modelo después de la simulación. A)Pre-Salter, B) Post-Salter

Los cartílagos acetabular y femoral, después de la cirugía tipo salter presentan un aumento en el porcentaje de cubrimiento sobre la cabeza femoral en comparación con el modelo pre-quirúrgico (figura 4-16). Igualmente se puede decir que existe una distancia entre el acetábulo y el fémur lo cual indica que la congruencia no es tan buena en comparación con la de una cadera normal. El propósito de la osteotomía tipo Salter es obtener una mayor cobertura sobre la cabeza femoral sin cambiar la forma y volumen del acetábulo, sin embargo los resultados obtenidos sobre los cartílagos post muestran que no hay una mejoría notable en el volumen acetabular.

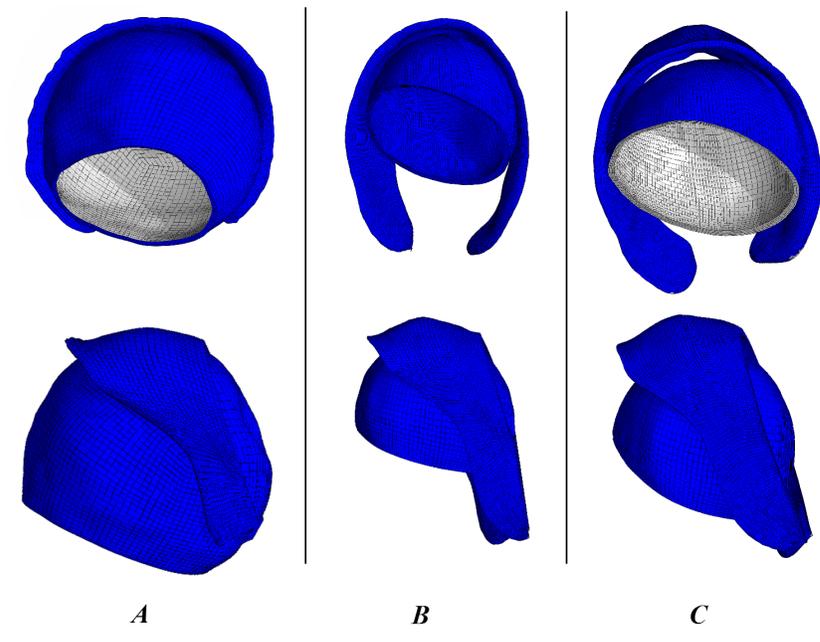


Figura 4-16.: Vista frontal y lateral del cartílago de la cabeza femoral y cartílago acetabular. A) cadera normal, B) Salter-pre y C) Salter-post

Los esfuerzos encontrados en la cadera displásica antes de la osteotomía salter no son tan altos como los encontrados en la anterior cadera displásica, esto puede deberse a que el acetábulo presenta una mejor concavidad y volumen que el acetábulo de la cadera anterior. En la figura 4-17 se puede observar que se encuentran una concentración de esfuerzos en la parte superior del fémur.

Respecto a los esfuerzos obtenidos en el modelo post (figura 4-18), se observa que hubo una distribución de estos sobre un área mayor en la región anterior del fémur en comparación con el modelo pre, esto se puede deber a la mejoría en el cubrimiento del acetábulo sobre el fémur.

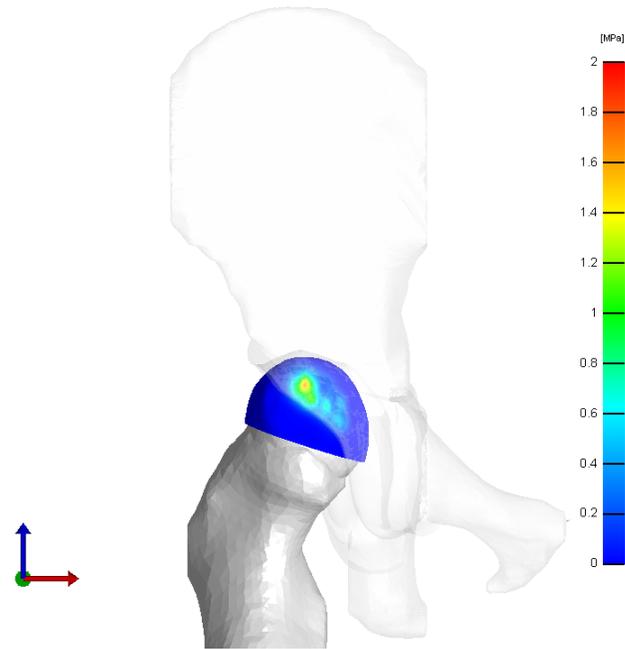


Figura 4-17.: Ensamble con resultados de esfuerzos en la cadera displásica (pre-Salter)

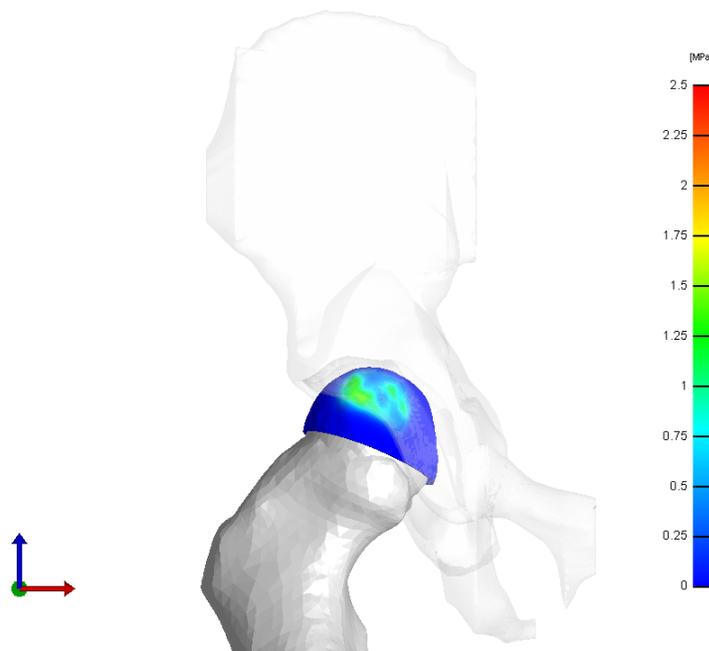


Figura 4-18.: Ensamble con resultados de esfuerzos en la cadera displásica (post-Salter)

En la cadera pre-salter los esfuerzos encontrados no superan los 2 MPa. Es posible reconocer dos zonas sobre la parte anteroposterior de la cabeza femoral donde ocurre mayor concentración de esfuerzos (figura 4-19).

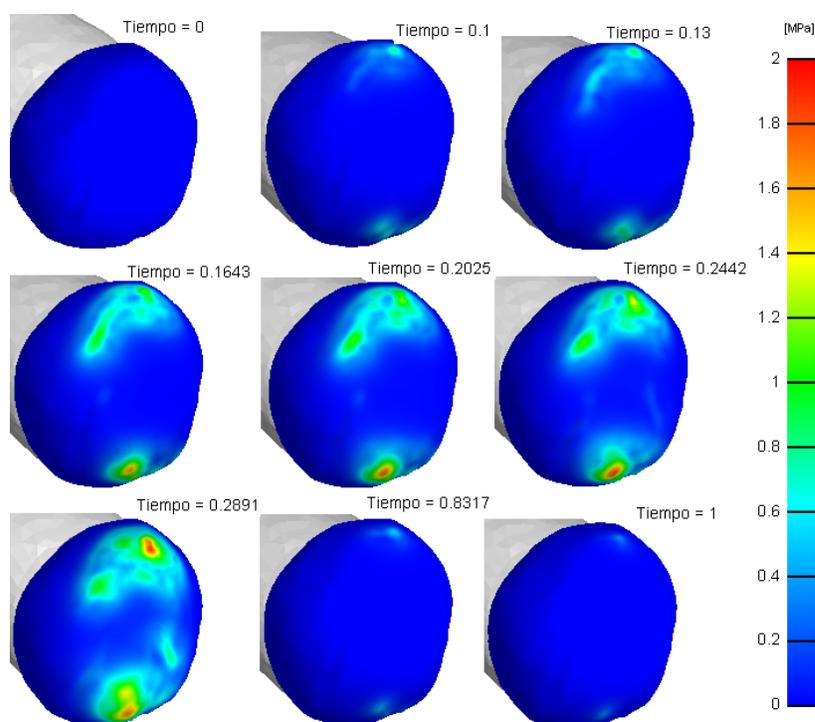


Figura 4-19.: Esfuerzos sobre la articulación de la cadera displásica Pre-Salter en un ciclo de marcha

Para la articulación de la cadera displásica post-salter (figura 4-20), el aumento en los valores máximos de esfuerzos no fue significativo, a pesar del incremento, estos se mantienen dentro de los límites de una cadera normal.

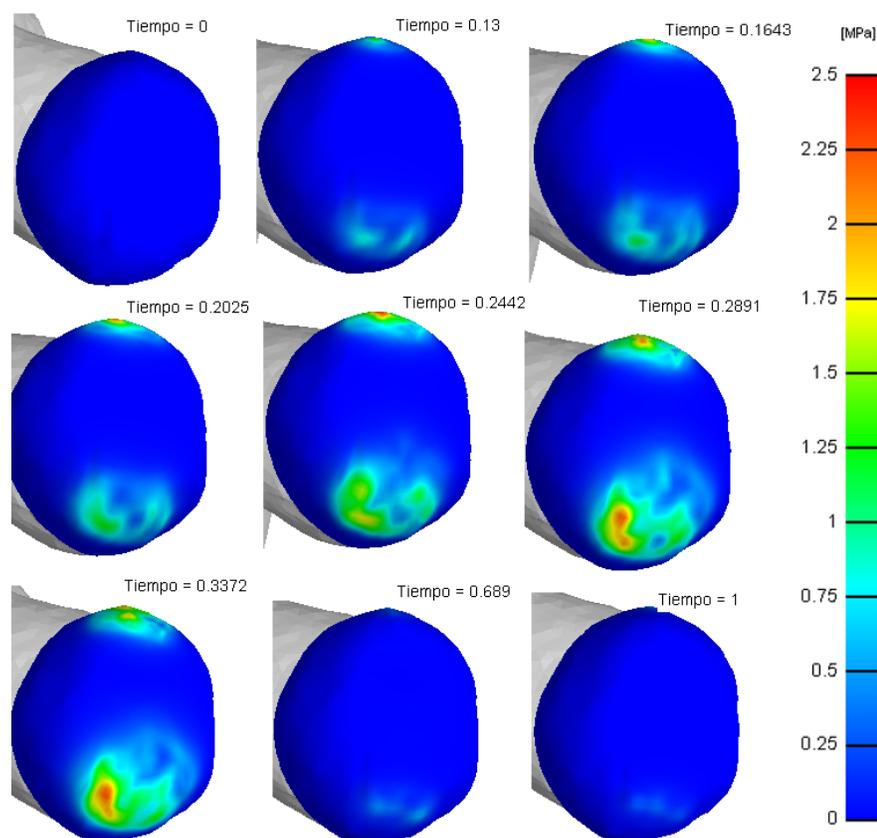


Figura 4-20.: Esfuerzos sobre la articulación de la cadera displásica Post-Salter en un ciclo de marcha

La curva de esfuerzos para una cirugía tipo salter, se presenta en la figura 4-21 de la cual se puede identificar que los puntos máximos de esfuerzo de la curva pre y post-Salter no coinciden con la curva de la cadera normal; al igual que en la cadera displásica anterior, esto se debe a que existe una distancia entre el acetábulo y el fémur, la cual se reduce en los primeros pasos haciendo que la curva se desplace hacia la derecha.

La curva post inicialmente se encuentra debajo de la curva pre, sin embargo antes de llegar al punto máximo de esfuerzo y hasta el final de la simulación, la curva post supera a la curva pre; a pesar de esta diferencia, que no es significativa, ambas curvas conservan la misma forma. Igualmente se esperaba que las dos curvas no cambiaran entre ellas debido a que en una osteotomía tipo salter no se cambia la forma ni el volumen acetabular yq que este tipo de cirugías están diseñadas para prevenir la dislocación de la cadera al aumentar el cubrimiento sobre el fémur.

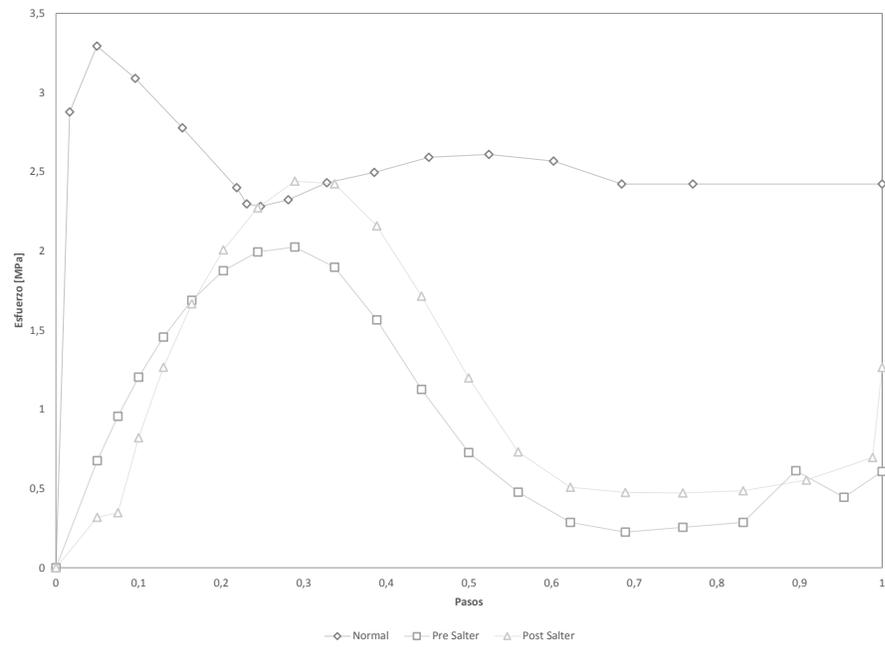


Figura 4-21.: Esfuerzos sobre la articulación normal, salter-pre y salter-post

5. Conclusiones y recomendaciones

5.1. Conclusiones

La osteotomía pélvica tipo Dega ha demostrado ser un método adecuado de tratamiento quirúrgico de la displasia de cadera, al mejorar el cubrimiento posterosuperior y superolateral de la cabeza femoral, lograr la estabilidad articular coxofemoral y aumentar el volumen acetabular, gracias al cambio de la configuración articular y proveer un acetábulo de mayor profundidad.

Adicionalmente es posible mencionar que después de la osteotomía pélvica tipo Dega, existe un cambio en la distribución de esfuerzos que se va a concentrar principalmente hacia la parte superolateral tanto del acetábulo como de la cabeza femoral y que esto en mayor o menor grado, sin tener en cuenta la edad y el tiempo, ya que se trata de un estudio experimental, podrían conducir a degeneración del cartílago articular teniéndose en cuenta este cambio como un pinzamiento interno. Sin embargo, el análisis estático y con la acción de las fuerzas musculares, sin tener en cuenta el apoyo ni la marcha nos muestra un esfuerzo menor al requerido para el daño del cartílago articular en esta zona tan puntual, en promedio 3,33 MPa como se demostró una vez consolidada la osteotomía [43].

Lo que se ha visto a largo plazo, es que a pesar del cubrimiento y el área de carga, además de la disminución de esfuerzos, puede llevar a degeneración articular por el sólo hecho de la pérdida de la congruencia esférica y el pinzamiento interno secundario [43]. Con la cirugía tipo salter hay un aumento en el cubrimiento acetabular sin perder la congruencia, ya que el acetábulo permanece intacto; sin embargo se pueden presentar situaciones en las que los pacientes presentan un acetábulo plano o de poca concavidad, siendo más útil en estos casos llevar a cabo una osteotomía tipo dega que modifique el acetábulo y mejore la concavidad. En el caso en que el paciente presente un acetábulo con buena concavidad y volumen acetabular es recomendable realizar una osteotomía tipo salter ya que estas características se mantendrían y adicionalmente la congruencia no se perdería.

Lo que si es claro, es que el diagnóstico precoz y por lo tanto el tratamiento temprano adecuado, especialmente conservador, va a surtir mejores resultados clínicos e imagenológicos. Cuando está indicado el tratamiento quirúrgico es necesario un perfecto conocimiento del tipo de procedimiento a desarrollar y la anatomía, así como la conformación acetabular, para

lo cual la TAC es una herramienta muy útil, con el fin de precisar el defecto acetabular y de esta manera determinar la rotación exacta del techo acetabular [43].

El uso de la simulación por computador es una técnica útil, actualmente disponible y ampliamente usada en el ámbito de la ingeniería y que está haciendo su debut en el campo médico, por esta razón puede orientar los resultados quirúrgicos pero con un rango de confiabilidad poco predecible.

Existen un gran número de variables en lo que respecta a la plasticidad biológica inherente al crecimiento, además del comportamiento del cartílago articular ante los cambios de esfuerzo y esto sometido al tiempo, sin embargo para efectos prácticos, para el modelo se le asignó al hueso las características de un material isotrópico, suficiente para el estudio de análisis de esfuerzos. Para la segunda parte del estudio se modificó el material asignado al cartílago por un material mooney-rivlin, el cual describe mejor las deformaciones sobre este tejido. Igualmente se realizaron modificaciones en cuanto al análisis yq que se paso de una posición en solo punto, al análisis en un rango donde el fémur rotaba sobre la cabeza femoral con el fin de analizar los esfuerzos en la articulación durante la fase de apoyo de la marcha [43].

La capacidad reparativa de los tejidos articulares tiende a remodelar la irregularidad intra-articular producida por la osteotomía, favorecida por la movilidad temprana y la carga de peso, de manera inversamente proporcional a la edad, es decir, a menor edad mayor grado de remodelación, por lo que se han visto resultados desfavorables en pacientes de mayor edad [10]. Esto se explica por la capacidad de proliferación de los condrocitos inmaduros en comparación con los maduros.

Siempre se debe evaluar la relación riesgo-beneficio en lo que respecta a la ganancia en el cubrimiento a costa de la pérdida de la congruencia articular, ya que como se demostró se puede generar un pinzamiento, que según los resultados de esfuerzo obtenidos no es lo suficientemente alto para producir desgaste articular a corto plazo, pero dado el tiempo de seguimiento no se podría descartar [43].

Se requiere un mayor tiempo de seguimiento y un control imagenológico más seguido para determinar los cambios morfológicos acetabulares y femorales de una manera más exacta, así como la evolución a largo plazo. Igualmente, se requieren más estudios de este tipo, además de un seguimiento más prolongado para determinar los cambios morfológicos y en consecuencia el cambio de esfuerzo en relación con la edad del paciente y las demandas a las que se ve sometida la cadera.

Este estudio presenta una comparación entre la distribución de esfuerzos obtenidos en diferentes escenarios: sobre una articulación de cadera normal, y dos caderas displásicas a

las cuales se les realizó una osteotomía tipo dega para la primer cadera y tipo salter para la segunda cadera; igualmente se analizaron los esfuerzos sobre los modelos de las osteotomías simuladas para las cuales se considero el proceso quirúrgico de cada intervención de forma que se pudieran comparar con los modelos obtenidos de las imágenes post-quirúrgicas.

Por medio de este tipo de estudios es posible brindar una herramienta que facilite una mayor comprensión del comportamiento biomecánico futuro de la articulación de la cadera que se este evaluando, de forma que el cirujano ortopedista pueda realizar una planificación quirúrgica adecuada que le permita mejorar tanto la técnica o el procedimiento a realizar, como los resultados a largo plazo.

El comportamiento articular para cada caso de estudio, fue analizado teniendo en cuenta las características geométricas de la cadera de cada paciente y siguiendo las indicaciones del cirujano ortopedista específicamente para el desarrollo de las osteotomías simuladas de forma que se obtuvieran resultados aproximados a la realidad.

Estudios realizados empleando distintos métodos, ya sea por procedimientos experimentales o por medio de herramientas computacionales, muestran resultados variables del rango de esfuerzos sobre la articulación de la cadera, el máximo esfuerzo de contacto sobre una articulación normal se encuentra en el rango entre 2 y 10 MPa y en articulaciones con distintas patologías desde 5 a 20 MPa [44]. En nuestro estudio los resultados obtenidos indican una mejora biomecánica producida por la disminución de esfuerzos y aumento en el porcentaje de cubrimiento del acetábulo sobre la cabeza femoral, aumentando el área de contacto y distribuyendo la carga ejercida sobre la articulación.

Entre las limitaciones de nuestro estudio se encuentra la generación de los modelos tridimensionales de la articulación a partir de imágenes que no fueron tomadas con sustancias contrastantes, por lo tanto si se quieren analizar caderas de niños de 2 a 3 años quienes poseen un porcentaje de cartílago alto, no es adecuado emplear imágenes resultantes de TAC ya que el cartílago no es observable.

Dependiendo de la postura o movimiento de la persona se pueden encontrar variaciones en el análisis de las fuerzas que actúan sobre la articulación de cadera por lo tanto es posible decir que la distribución de los esfuerzos generados sobre la articulación depende de la magnitud y dirección de la fuerza resultante aplicada sobre la cadera, la cual puede ser estimada en condición estática o dinámica. Un modelo biomecánico estático determina la fuerza resultante en una posición dada del cuerpo analizando el equilibrio de fuerzas y momentos [45]. Los valores máximos de esfuerzos durante la marcha, se pueden determinar en una postura monopodal, ya que es la posición en la que se soporta mas carga durante el ciclo normal de marcha y puede ser considerada como una posición frecuente en las actividades cotidianas

[41, 45]. Para estimar la fuerza resultante sobre la articulación en diferentes posiciones del cuerpo, es necesario emplear modelos biomecánicos dinámicos, los cuales se fundamentan en mediciones realizadas en un laboratorio, donde se analizan las etapas del ciclo de marcha [45]. La información obtenida de estos análisis es empleada para calcular la fuerza resultante en las articulaciones de la cadera, la rodilla y el tobillo a través de dinámica inversa; de esta forma se puede estimar la fuerza que actúa sobre la articulación en función del peso, de la geometría articular y la actividad muscular en el ciclo de marcha [45–48].

5.2. Recomendaciones

- Se recomienda realizar un seguimiento de los casos de estudio por un tiempo mas prolongado, de forma que se puedan evaluar los cambios morfológicos acetabulares y femorales según la edad de cada paciente.
- Debido a que solo se disponía de la información medica de 2 pacientes con displasia, los resultados no son considerados como estadísticamente significativos, de forma que se recomienda aumentar el número de casos.
- Para obtener resultados en las simulaciones más aproximados a la realidad, es recomendable adicionar parámetros adicionales como factores de crecimiento biológico de las células que participan en la cicatrización y regeneración de tejido óseo después de las osteotomias.

A. Anexo: Productos

Ponencia en conferencia internacional

Santiago Rendón Valencia and Diego A. Garzon Alvarado. A comparative case study of a congenital dysplastic hip joint before and after a DEGA osteotomy simulation. The 15th International Conference on Biomedical Engineering (ICBME 2013), Singapore. Presentación oral.

Reconocimientos

Santiago Rendón Valencia, Jaime Andrés Correa Valderrama, Diego A. Garzon Alvarado y José Armando Amador Gutierrez. CAMBIOS POST-OSTEOTOMÍA PÉLVICA TIPO DEGA. Mejor trabajo de ingreso, Sociedad Colombiana de cirugía ortopédica y traumatología. Presentado en el 59° Congreso Nacional SCCOT, Cartagena, mayo 2014.

Bibliografía

- [1] G Bergmann, G Deuretzbacher, M Heller, F Graichen, A Rohlmann, J Strauss, and GN Duda. Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *Journal of biomechanics*, 34(7):859–871, 2001.
- [2] Robert B Salter. Innominate osteotomy in the treatment of congenital dislocation and subluxation of the hip. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*, 43(3):518–539, 1961.
- [3] Wiktor Dega, Jerzy Król, and Lech Polakowski. Surgical treatment of congenital dislocation of the hip in children a one-stage procedure. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 41(5):920–934, 1959.
- [4] Jan S Grudziak and W Timothy Ward. Dega osteotomy for the treatment of congenital dysplasia of the hip. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 83(6):845–854, 2001.
- [5] CY Chung, MS Park, IH Choi, T-J Cho, WJ Yoo, and KM Lee. Morphometric analysis of acetabular dysplasia in cerebral palsy. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*, 88(2):243–247, 2006.
- [6] Roberto Guarniero. Dysplasia of hip development: update. *Revista Brasileira de Ortopedia*, 45(2):116–121, 2010.
- [7] PA Butler-Manuel, RL Guy, and DA Reynolds. Three dimensional ct imaging in hip dysplasia. *J Bone Joint Surg [Br]*, 1991(73-B):686–7, 1991.
- [8] Sam W Wiesel. *Operative techniques in orthopaedic surgery*, volume 1. Lippincott Williams & Wilkins, 2010.
- [9] Dietrich Tönnis, Helmut Legal, Reinhard Graf, and Terry C Telger. *Congenital dysplasia and dislocation of the hip in children and adults*, volume 101. Springer-Verlag Berlin:, 1987.
- [10] Juan Carlos Rodríguez Alvira. Cadera congénita. Curso Continuo de Actualización en Pediatría (CCAP).
- [11] K Klaue, CW Durnin, and R Ganz. The acetabular rim syndrome. a clinical presentation of dysplasia of the hip. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*, 73(3):423–429, 1991.

-
- [12] Bernd Bittersohl, Harish S Hosalkar, and Dennis R Wenger. Surgical treatment of hip dysplasia in children and adolescents. *Orthopedic Clinics of North America*, 43(3):301–315, 2012.
- [13] Vernon T Tolo and David L Skaggs. *Pediatrics*. Lippincott Williams & Wilkins, 2008.
- [14] Ahmet Fevzi Ozgur, Mehmet Cemalettin Aksoy, Utku Kandemir, Musturay Karcaaltncaba, Ustun Aydingoz, Muharrem Yazici, and Adil Surat. Does dega osteotomy increase acetabular volume in developmental dysplasia of the hip? *Journal of Pediatric Orthopaedics B*, 15(2):83–86, 2006.
- [15] SJ Mubarak, FG Valencia, and DR Wenger. One-stage correction of the spastic dislocated hip. use of pericapsular acetabuloplasty to improve coverage. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 74(9):1347–1357, 1992.
- [16] JE Robb and R Brunner. A dega-type osteotomy after closure of the triradiate cartilage in non-walking patients with severe cerebral palsy. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*, 88(7):933–937, 2006.
- [17] Ahmet Fevzi Ozgur, Mehmet Cemalettin Aksoy, Utku Kandemir, Musturay Karcaaltncaba, Ustun Aydingoz, Muharrem Yazici, and Adil Surat. Does dega osteotomy increase acetabular volume in developmental dysplasia of the hip? *Journal of Pediatric Orthopaedics B*, 15(2):83–86, 2006.
- [18] Shinichi Gose, Takashi Sakai, Toru Shibata, Tsuyoshi Murase, Hideki Yoshikawa, and Kazuomi Sugamoto. Morphometric analysis of acetabular dysplasia in cerebral palsy: three-dimensional ct study. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 29(8):896–902, 2009.
- [19] Michael Slomczykowski, William G Mackenzie, Garland Stern, Kathryn A Keeler, and Joseph Glutting. Acetabular volume. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 18(5):657–661, 1998.
- [20] Juan Carlos Tabora, Hamilton Castle, Juan C Mantilla, and Luis Ernesto Niño. Osteotomía deslizante reorientadora del acetábulo sin utilización de injerto óseo. *Rev. colomb. ortop. traumatol*, 20(3):40–47, 2006.
- [21] Adolph Fick. Statische betrachtung der muskulatur des Oberschenkels. *Zeitschr. f. rat. Med*, 9:1849, 1850.
- [22] Rudolf Fick. *Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke*, volume 2. G. Fisher, 1904.
- [23] John C Koch. The laws of bone architecture. *American Journal of Anatomy*, 21(2):177–298, 1917.

- [24] H Storck. Körperschwere und gelenke. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 29(1):1–25, 1931.
- [25] M. Doblaré, JM Garcia, and MJ Gomez. Modelling bone tissue fracture and healing: a review* 1. *Engineering fracture mechanics*, 71(13-14):1809–1840, 2004.
- [26] JM García, JH Kuiper, M. Doblaré, and JB Richardson. A numerical model to study the mechanical influences on bone fracture healing. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 4:394–395, 2003.
- [27] Hung-Wen Wei, Shih-Sheng Sun, Shyh-Hua Eric Jao, Chiuan-Ren Yeh, and Cheng-Kung Cheng. The influence of mechanical properties of subchondral plate, femoral head and neck on dynamic stress distribution of the articular cartilage. *Medical engineering & physics*, 27(4):295–304, 2005.
- [28] Szczepan Piszczatowski. Analysis of the stress and strain in hip joint of the children with adductors spasticity due to cerebral palsy. *Acta of Bioengineering & Biomechanics*, 10(2), 2008.
- [29] V. Barbarossa, BR Matkovic, N. Vucic, M. Bielen, and M. Gluhinic. Treatment of osteomyelitis and infected non-union of the femur by a modified ilizarov technique: follow-up study. *Croatian medical journal*, 42(6):634–641, 2001.
- [30] A Calzado and J Geleijns. Tomografía computarizada. evolución, principios técnicos y aplicaciones, 2010.
- [31] Christopher L Peters, Jill A Erickson, Lucas Anderson, Andrew A Anderson, and Jeff Weiss. Hip-preserving surgery: understanding complex pathomorphology. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 91(Supplement_6):42–58, 2009.
- [32] Steve A Maas, Benjamin J Ellis, Gerard A Ateshian, and Jeffrey A Weiss. Febio: finite elements for biomechanics. *Journal of biomechanical engineering*, 134(1), 2012.
- [33] Juan Tomás Celigüeta Lizarza. *Método de los elementos finitos para análisis estructural*. JT Celigüeta, 2000.
- [34] Guang-Xing Chen, Liu Yang, Kai Li, Rui He, Bin Yang, Yan Zhan, Zhi-Jun Wang, Bing-Nin Yu, and Zhe Jian. A three-dimensional finite element model for biomechanical analysis of the hip. *Cell biochemistry and biophysics*, 67(2):803–808, 2013.
- [35] I-Shih Liu. A note on the mooney–rivlin material model. *Continuum Mechanics and Thermodynamics*, 24(4-6):583–590, 2012.

- [36] K Akiyama, T Sakai, J Koyanagi, T Murase, H Yoshikawa, and K Sugamoto. Three-dimensional distribution of articular cartilage thickness in the elderly cadaveric acetabulum: a new method using three-dimensional digitizer and ct. *Osteoarthritis and Cartilage*, 18(6):795–802, 2010.
- [37] S Tamura, T Nishii, T Shiomi, Y Yamazaki, K Murase, H Yoshikawa, and N Sugano. Three-dimensional patterns of early acetabular cartilage damage in hip dysplasia; a high-resolucional ct arthrography study. *Osteoarthritis and Cartilage*, 20(7):646–652, 2012.
- [38] Armando Amador, Cesar Gil, Jorge Gutiérrez, and Carlos Duque. Center of the femoral head in children: anatomic-radiologic correlation. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 23(6):703–707, 2003.
- [39] Hung-Wen Wei, Shih-Sheng Sun, Shyh-Hua Eric Jao, Chiuan-Ren Yeh, and Cheng-Kung Cheng. The influence of mechanical properties of subchondral plate, femoral head and neck on dynamic stress distribution of the articular cartilage. *Medical engineering & physics*, 27(4):295–304, 2005.
- [40] Caroline Öhman, Massimiliano Baleani, Carla Pani, Fulvia Taddei, Marco Alberghini, Marco Viceconti, and Marco Manfrini. Compressive behaviour of child and adult cortical bone. *Bone*, 49(4):769–776, 2011.
- [41] RA Denham. Hip mechanics. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*, 41(3):550–557, 1959.
- [42] Margareta Nordin, Victor H Frankel, and Katja Forssén. *Biomecánica básica del sistema musculoesquelético*. McGraw-Hill. Interamericana, 2004.
- [43] S Rendón-Valencia D.A Garzón-Alvarado J.A Amador-Gutiérrez, J.A Correa-Valderrama. Cambios post-osteotomía pélvica tipo dega. *CARTA ORTOPEDICA, Sociedad Colombiana de Cirugía Ortopédica y Traumatología*, 2014.
- [44] Richard A Brand, A Igljic, and V Kralj-Igljic. Contact stresses in the human hip: implications for disease and treatment. *Hip international*, 11(3):117–126, 2001.
- [45] Blaž Mavčič, Matej Daniel, Vane Antolič, Aleš Igljic, and Veronika Kralj-Igljic. Contact hip stress measurements in orthopaedic clinical practice.
- [46] MO Heller, G Bergmann, G Deuretzbacher, L Dürselen, M Pohl, L Claes, NP Haas, and GN Duda. Musculo-skeletal loading conditions at the hip during walking and stair climbing. *Journal of biomechanics*, 34(7):883–893, 2001.

-
- [47] Debra E Hurwitz, Kharma C Foucher, and Thomas P Andriacchi. A new parametric approach for modeling hip forces during gait. *Journal of biomechanics*, 36(1):113–119, 2003.
- [48] Gerlinde Lenaerts, Friedl De Groote, Bram Demeulenaere, Michiel Mulier, Georges Van der Perre, A Spaepen, and Ilse Jonkers. Subject-specific hip geometry affects predicted hip joint contact forces during gait. *Journal of biomechanics*, 41(6):1243–1252, 2008.