



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
PROGRAMA DE MAESTRÍA Y DOCTORADO EN INGENIERÍA
INGENIERÍA MECÁNICA – MECÁNICA APLICADA

Efecto de un análisis biomecánico y planificación quirúrgica asistida por computadora en el estado postoperatorio de caderas con DDC inveterada

TESIS

QUE PARA OPTAR POR EL GRADO DE:

MAESTRO EN INGENIERÍA

PRESENTA:

MARCOS MARTÍNEZ CRUZ

Tutores principales

Jesús Manuel Dorador González **Facultad de Ingeniería**

Víctor Manuel Araujo Monsalvo, INR

Cd. Universitaria, Cd. Mx., Enero 2019



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Introducción

La displasia del desarrollo de la cadera (DDC) es una condición pediátrica y congénita que produce inestabilidad y malformaciones en la cadera. La DDC aumenta en severidad entre más tiempo pase sin tratamiento. De ser diagnosticados y tratados durante los primeros meses de vida, los pacientes se recuperan completamente, sin embargo, si el diagnóstico y tratamiento no llegan sino hasta años después de nacer, la severidad de las deformidades hace necesario tratamientos agresivos, y los pacientes sufren de secuelas en la adultez [1,2]. Estos últimos casos son llamados DDC inveterada.

La DDC inveterada generalmente se trata quirúrgicamente con osteotomías pélvicas, y femorales, con las que se cortan y reacomodan porciones de hueso para corregir las deformidades, y devolver congruencia y función a la articulación. Factores como la alta variabilidad de la deformidad, el tamaño y la forma de los huesos en cuestión, hacen de las osteotomías pélvicas pediátricas algunas de las cirugías con mayores dificultades técnicas para el cirujano [3–7].

Uno de los factores que dificultan la cirugía es la falta de asistencia técnica durante la planificación quirúrgica. Convencionalmente, el plan quirúrgico se elabora con la ayuda de radiografías, que al ser proyecciones bidimensionales, no pueden mostrar adecuadamente las características tridimensionales de la cadera afectada, ni cómo debe operarse para producir la particular forma esférica de la cadera.

La cadera debe ser capaz de soportar más de la mitad del peso corporal, y proveer estabilidad en un amplio rango de movimiento. De no ser reconstruida adecuadamente, pueden producirse limitaciones en el rango de movimiento, y sobrecargas mecánicas de los tejidos que componen la cadera. Esto se traduce en dolor, dificultades para movimientos de la vida cotidiana, lesiones de los tejidos, y deterioro acelerado de la articulación en la etapa adulta, que a su vez se traducen en discapacidad, y una deficiencia general en la calidad de vida de los pacientes [1,8].

El Laboratorio de Biomecánica del Instituto Nacional de Rehabilitación (INR), y el Servicio de Ortopedia Pediátrica del mismo instituto trabajan en conjunto para estudiar la efectividad del tratamiento de la DDC inveterada, así como proponer y desarrollar mejoras a las técnicas convencionalmente utilizadas. Este trabajo de tesis es un producto de esa colaboración. Una descripción más extensa de la naturaleza de la enfermedad, herramientas de diagnóstico, y opciones de tratamiento, así como una semblanza de distintos tipos de análisis biomecánicos enfocados a la cadera displásica pueden encontrarse en el primer capítulo, Clínica y Biomecánica de la DDC.

Utilizando modelos tridimensionales basados en tomografías de los pacientes, y análisis por elementos finitos (FEM) basados en dichos modelos 3D, se apoya al equipo médico durante la planificación quirúrgica de los pacientes, y su seguimiento postoperatorio para observar su evolución. Estas técnicas basadas en modelos 3D permiten sortear las limitaciones de las radiografías, y por medio de los análisis FEM, estimar el comportamiento biomecánico de la cadera reconstruida. El proceso de obtención de los modelos 3D y análisis FEM se describe con mayor detalle en el segundo capítulo, Metodología.

Para saber cuál es el efecto de éste tipo de técnicas en la planificación quirúrgica de los pacientes, se evaluaron y compararon pacientes con plan quirúrgico convencional con pacientes con asistencia en la planificación quirúrgica. Con el objetivo de tener una evaluación integral, los pacientes fueron sujetos a evaluaciones de la biomecánica y morfología ósea de la cadera por medio de modelos 3D y análisis FEM, evaluaciones clínico-funcionales por parte del equipo médico, y evaluaciones de calidad de vida por parte de psicólogos. Este trabajo es un reporte preliminar de un proyecto en progreso, y se presentan análisis de los datos recabados hasta el momento.

Entre pacientes con y sin planificación asistida se encontraron diferencias en todas las evaluaciones, y los datos sugieren tendencias que favorecen el grupo con planificación quirúrgica. De mantenerse éstas tendencias al recabar más datos, podría demostrarse que la planificación quirúrgica asistida produce caderas con mejor morfología y comportamiento biomecánico que aquellas tratadas de manera convencional, y que esto se ve representado en pacientes saludables y con una buena percepción de su calidad de vida.

Agradecimientos

Blah.

UNAM, INR OP, INR TAC, Replik, Psico, familia, etc.

Blah.

Quiero agradecer a...

...mi tutor en la UNAM, el Dr. Jesús Manuel Dorador González

...mi tutor en el INR, el M. en C. Víctor Manuel Araujo Monsalvo

...al Dr. Ramiro Cuevas Olivo, del servicio de Ortopedia Pediátrica del INR

... a la Dra. Elisa Martínez Coria, y el técnico Martín Luna ** del servicio de tomografía computarizada del INR

...Salvador Gómez Crespo, de la empresa Replik Medical

...a la Lic. Claudia Hortensia Martínez Meléndez, y la Dra. Nelly Flores Pineda, psicólogas clínicas y de la salud de la Coordinación de Psicología Clínica del Centro Nacional de Desarrollo de Talentos Deportivos y Alto Rendimiento (CNAR) – Comisión Nacional de Cultura Física y Deporte (CONADE), que realizaron la evaluación de calidad de vida de los pacientes

...CONACYT, por el apoyo de la beca que recibí durante la realización de este trabajo de tesis

Objetivos

General:

- Evaluar el efecto de un análisis biomecánico y de la planificación quirúrgica asistida por computadora en el estado postoperatorio de caderas con DDC inveterada

Específicos:

- Asistir en la planificación quirúrgica de un grupo de pacientes con DDC inveterada por medio de modelos 3D basados en tomografías de los pacientes, simulación quirúrgica, y análisis FEM de escenarios hipotéticos derivados de dicha simulación quirúrgica.
- Complementar los estudios de seguimiento de pacientes con DDC inveterada, con y sin planificación quirúrgica asistida por computadora, con análisis morfológicos y FEM de modelos 3D basados en tomografía.
- Identificar, si las hay, las relaciones entre los hallazgos de un análisis morfológico y biomecánico, y las evaluaciones clínico-funcionales y de calidad de vida de pacientes tratados por DDC inveterada.

Contenidos

Introducción	2
Agradecimientos.....	4
Objetivos.....	5
1 Clínica y biomecánica de la DDC.....	8
1.1 Displasia del desarrollo de la cadera (DDC).....	8
1.1.1 Generalidades.....	10
1.1.2 Tratamientos	17
1.2 Biomecánica ¹ de la DDC.....	22
2.1 Principios y modelos biomecánicos.....	22
2.2 Modelos MEF en el estudio de la cadera	28
2.2.2 Simulación quirúrgica	30
2 Metodología	34
2.1 Etapa 1: Simulación quirúrgica en grupo de estudio.....	36
2.1.1 Pacientes, estudios tomográficos y recuperación de archivos	37
2.1.2 Segmentación y modelos 3D	39
2.1.3 Sistema coordinado normalizado.....	41
2.1.4 Simulación quirúrgica	42
2.1.5 Preprocesamiento, solución y postprocesamiento de análisis FEM.....	44
2.1.6 Reunión con equipo médico y reproducción en quirófano	49
2.1.7 Escenarios hipotéticos elegidos	52
2.2 Etapa 2: Análisis postoperatorio en grupo control	53
2.2.1 Evaluación médico-funcional, y de calidad de vida.....	56
2.3 Etapa 3: Análisis postoperatorio en grupo de estudio	59
3 Discusión de Resultados y Conclusiones	62
4.1 Efectos de la planificación asistida	62

4.1.1 Mediciones y distribución de esfuerzo.....	62
4.1.2 Evaluación cualitativa de la morfología.....	67
4.1.3 Evaluación clínico-funcional y de calidad de vida	73
4.2 Limitaciones.....	75
4.4 Conclusiones.....	76
Referencias	76
Apéndice A. Fundamentos de anatomía	82
A.1 Posición anatómica	82
A.2 Sistema esquelético.....	85
A.3 Cadera	87
Apéndice B. Descripción del tratamiento quirúrgico DEGA-INR	92
Apéndice C. Trabajo futuro	95

1 Clínica y biomecánica de la DDC

1.1 Displasia del desarrollo de la cadera (DDC)

La Displasia del Desarrollo de la Cadera (DDC) se refiere a un mal posicionamiento de los huesos de la cadera y es uno de los problemas más comunes en la ortopedia pediátrica. La displasia¹ evita que la articulación funcione correctamente y provoca un desgaste acelerado. El problema puede ser uni- o bilateral y representa todo un espectro de condiciones que van desde una ligera inestabilidad articular, hasta dislocaciones y deformidades severas [Figura 1]. Aunque se han desarrollado muchos tratamientos e identificado factores de riesgo genéticos e intrauterinos, no se conoce la causa de la enfermedad; por lo tanto, es de esperarse que sigan naciendo niños con este problema [2]. Figura 1 [9]

A menudo, a la DDC también se le llama Displasia Congénita de Cadera, sin embargo, la DDC no es exclusiva de los neonatos, por lo que se prefiere el término “desarrollo” al de “congénito”, ya que el primero toma en consideración los periodos fetal, neonatal e infantil. Es de señalar que si la DDC no es diagnosticada poco después del nacimiento, los obstáculos y riesgos para el tratamiento aumentan de manera poco predecible. La concavidad del acetábulo se desarrolla en respuesta a la presencia de la cabeza femoral dentro de ella, por lo tanto, entre más tiempo pase la cadera dislocada, más severa es la displasia [8]. Aquellos casos en que la dislocación ha prevalecido por mucho tiempo, incrementando los obstáculos para una reducción (recolocación), se les llama inveterados. La dislocación puede ser total (luxación) o parcial (subluxación). [1]

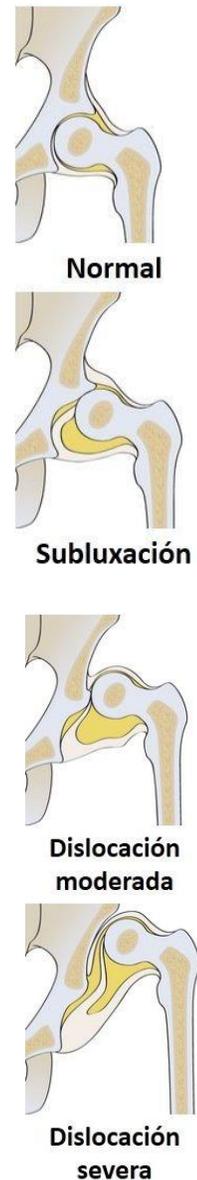


Figura 1. Rango de severidad de la DDC. [9]

* Aquí aparecerán definiciones de algunos términos. Sin embargo, si el lector no está familiarizado con conceptos básicos de anatomía, se recomienda leer el Apéndice A de esta tesis.

¹ El término “displasia” es muy extenso, etimológicamente, la palabra (dys: malo/dificultad, plasis: formación) se define como una anomalía en el desarrollo de cualquier estructura. Puede aplicarse tanto a ligeras inestabilidades o laxitudes, hasta dislocaciones y deformidades severas.

Acetábulos poco profundos o muy amplios, falsos acetábulos, cartílagos articulares hipertrofiados, desarrollo patológico de los músculos vecinos, fémures valgus, anteversos, retroversos o con pérdida de esfericidad en la cabeza femoral son deformidades características de la DDC inveterada. Estas condiciones traen consigo una gran variedad de alteraciones colaterales discapacitantes, como desviación de la columna vertebral, acortamiento de la extremidad, deformidades en rodilla y en la cadera contralateral, además de dolor, pérdida de movilidad y alteraciones psicosociales [3,8].

La evidencia parece indicar que si la DDC es tratada a tiempo, se alcanza un crecimiento y desarrollo normal; sin embargo, no es claro hasta qué punto los cambios displásicos se vuelven irreversibles [4]. Los sistemas de detección y monitoreo de pacientes con factores de riesgo son fundamentales para evitar los casos inveterados y sus secuelas. Desafortunadamente se siguen presentando casos con severas deformidades y se siguen realizando remplazos articulares¹ en adultos con secuelas de DDC [Figura 2]. En estudios de seguimiento a largo plazo (45 años de seguimiento), se encontró como una causa común de dolor, desgaste articular y osteoartritis² de cadera, a las secuelas de la displasia del desarrollo [5–7]. Figura 2 [10]



Figura 2. Remplazo total de cadera. [10]

Estudios en México (1962 - 1999) estiman que de entre 2 a 11 de cada 1000 recién nacidos presentan DDC, no obstante, también se cree que hay un sub-registro y que no todos los casos son detectados al nacimiento, lo que hace creer que el problema es de proporciones aún mayores [8].

En la mayoría de los casos inveterados, aquellos que requieren de una reducción abierta con osteotomía, las alteraciones anatómicas son tan pronunciadas que es razonable esperar desgaste patológico alrededor de la cuarta década de vida, un remplazo articular aproximadamente una década después y un recambio³ 10 o 15 años después [11]. Un caso de DDC inveterada, potencialmente se manifestará en un futuro como una persona con dos cirugías de remplazo articular a los 60 años, con las etapas de doloroso deterioro y efectos socioeconómicos que esto representa. Actualmente se investigan los factores que

ocasionan estas complicaciones a largo plazo, con el objetivo de mejorar las técnicas quirúrgicas y la calidad de vida de los pacientes.

¹ Procedimiento quirúrgico en que se reemplaza un componente o la totalidad de una articulación dañada por componentes artificiales.

² Proceso degenerativo relacionado con el desgaste articular. Provoca dolor, limitación del movimiento y deformidad ósea. En etapas leves y moderadas se trata con analgesia y modificación de la actividad; en etapas severas se recomienda la intervención quirúrgica.

³ Reemplazo de una prótesis, que ha terminado con su vida útil, por una nueva.

1.1.1 Generalidades

En el periodo neonatal, mediante maniobras de exploración clínica (prueba de Ortolani y prueba de Barlow) [Figura 3], se identifican inestabilidades, subluxaciones o luxaciones de la articulación que llevan a un diagnóstico de DDC [1,11]. El esqueleto del neonato tiene una inestabilidad natural normal que deberá ir disminuyendo durante el crecimiento, por lo que valoraciones periódicas son necesarias. Si la luxación es severa y unilateral, puede verse



Figura 3. Prueba de Ortolani para identificar displasia en neonatos. [14]



Pediátrico



Adulto

Figura 4. Esqueleto pediátrico y maduro. Las porciones claras del hueso pediátrico representan tejido cartilaginoso. [15]

reflejada en una asimetría en los pliegues de piel y/o en la longitud de los miembros (signo de Galeazzi) [2]. En ocasiones, cuando el problema no es identificado en estas primeras consultas

de rutina, la displasia se agrava y es hasta que el niño tiene problemas para realizar la marcha, que el problema es diagnosticado. Las exploraciones clínicas son la primera y más importante medida para controlar la DDC [2,12].

A pesar de dudas en cuanto a su confiabilidad [13], estudios de ultrasonido son utilizados para ayudar en el diagnóstico durante los primeros tres meses de vida, cuando el esqueleto cartilaginoso no puede observarse en radiografías; después de esto, cuando el nivel de osificación¹ lo permite, son preferidos los estudios de Rayos X (Rx)² [Figura 4]. Con suficiente madurez esquelética, es posible observar desde dislocaciones y

deformidades, hasta signos de osteonecrosis, daños degenerativos y pequeñas prominencias que pueden indicar pinzamiento [12]. Fig3 [14] fig4 [15]

Existen parámetros radiológicos, medidos en una proyección² AnteroPosterior (AP) neutra, que se utilizan comúnmente para primero diagnosticar la DDC, y luego planear y evaluar el tratamiento [16].

¹ Cuando el tejido cartilaginoso del hueso en desarrollo se convierte en tejido óseo, se dice que osifica. El proceso termina hasta la adolescencia.

² Las radiografías simples son también llamadas proyecciones.

Es justo señalar que para que las mediciones sean confiables, la radiografía debe ser tomada adecuadamente (haz centrado y correcta posición del paciente respecto al aparato).

Las siguientes líneas, medidas e indicadores son algunas de las más comúnmente utilizadas para evaluar una cadera en una radiografía y, en dado caso, diagnosticar displasia, o planificar una cirugía.

- **Línea de Hilgenreiner.** Referencia de horizontalidad. Línea que pasa a través de los cartílagos trirrradiados¹, tangente a los bordes inferiores de las porciones iliacas del acetábulo en desarrollo [Se indica en la figura 5 con la letra H]. fig5y6 [4]
- **Índice acetabular (IA).** Ángulo formado por la línea de Hilgenreiner y una línea oblicua trazada desde el borde superolateral del acetábulo al cartílago trirrradiado [Se indica en la figura 5 con las letras IA]. El ángulo ayuda a cuantificar qué tan inclinado es el acetábulo, o la severidad de la displasia. El ángulo es máximo al nacer y disminuye durante el desarrollo. Se considera patológico un IA mayor de 30° a los tres meses de edad. A los dos años, un valor de 20° se considera normal; valores mayores indican displasia [1,16].

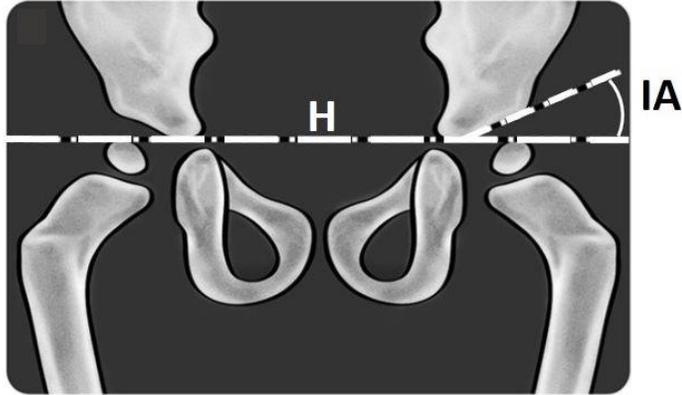


Figura 5. Esquema de una radiografía AP. Línea de Hilgenreiner (H). Índice acetabular (IA). [4]

¹ Cartílago de crecimiento, localizado en el acetábulo, que une a los huesos coxales en desarrollo.

- **Ángulo Centro-Borde (Center-Edge) de Wiberg (CBW).** Ángulo entre una línea que va del centro de la cabeza femoral, o núcleo de osificación¹, al borde lateral del acetábulo y una línea vertical [Se indica en la figura 6 con las letras CBW]. Cuantifica la cobertura acetabular sobre la cabeza femoral, a pesar de que el núcleo de osificación no necesariamente coincide con el centro de la cabeza femoral [12].
- **Arco o línea de Shenton.** Es la línea curva y suave que sigue la parte inferomedial del cuello femoral y el borde medial del agujero obturador² [Se indica en la figura 6 con la letra S]. Una cadera displásica, luxada o subluxada mostrará una línea de Shenton discontinua [16].

El CE, el arco de Shenton y el IA son las medidas más utilizadas para evaluar la cobertura acetabular, y la displasia.

¹ Sitio a partir del cual un hueso en desarrollo comienza a osificar. En el caso de una radiografía, se observa normalmente como una región opaca, de contorno circular, en la región de la cabeza femoral.

² Abertura formada por los huesos pubis e isquion, por la que pasan nervios y vasos sanguíneos. En una proyección AP, tiene la forma de una lágrima.

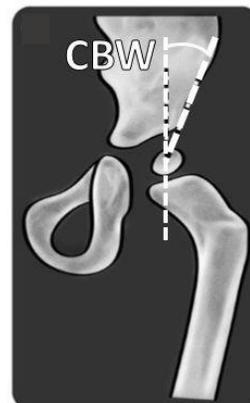


Figura 6. Esquema de media radiografía AP. Ángulo Centro-Borde de Wiberg (A). Arco de Shenton (B). [4]

La Tomografía Computarizada (TC) es una valiosa herramienta médica que ha ganado popularidad en el área pediátrica. Sin embargo, debido al riesgo potencial de la exposición a radiación durante estos estudios, la TC pediátrica es una preocupación latente para los servicios de salud [17]. La dosis de radiación¹ que representa una TC debe tenerse siempre en mente, en particular cuando se escanea la zona pélvica (por su relación con estructuras genitales) y especialmente en niños, en quienes el efecto de la radiación se magnifica [18–20]. Se debe limitar el uso de la TC a los casos en que sea absolutamente necesario o el beneficio potencial justifique la dosis de radiación. Cuando se usa apropiadamente, el beneficio del estudio supera por mucho sus riesgos [20].

Si bien la radiografía simple es la imagen más utilizada para evaluar la cadera, es de bajo costo y su dosis de radiación es baja, la TC ofrece más información, debido a la capacidad de observar las estructuras en el plano axial; o en cualquier plano si se cuenta con Reconstrucciones Multi-Planares (MPR). Otro punto a favor de la TC sobre los Rx es el poder evaluar pacientes inmovilizados con férulas sin que ésta barrera comprometa la claridad de las imágenes.

El grado de displasia se aprecia con mayor detalle en una TC, en especial la parte posterior del acetábulo, que es difícil de evaluar en una proyección AP [Figura 7]. Fig7y8 [12]

¹ Aunque son muchas las variables a considerar y no hay un consenso en la cuantificación de radiación por imágenes médicas, se estima que, en adultos, una TC de pelvis (6 mSv) equivale a 10 Rx en la misma región (0.6 mSv) [19]

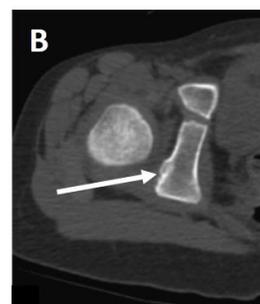
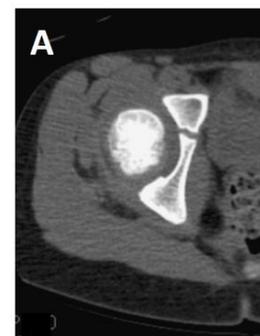


Figura 7. Tomografía Axial Computarizada de cadera. Cadera normal (A). Cadera displásica con poca concavidad y deformidad en parte posterior (B). Cadera dislocada con acetábulo deforme (C). [12]

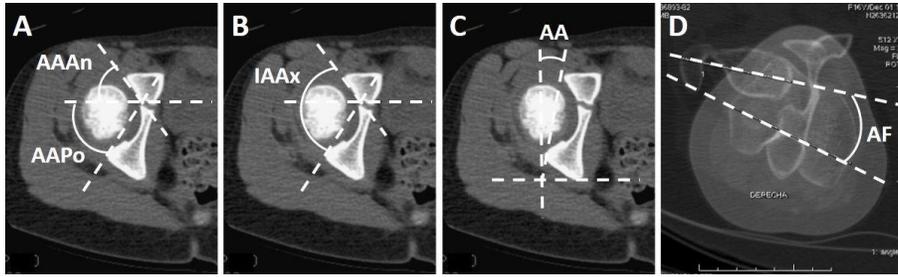


Figura 8. Cortes tomográficos de cadera. Ángulo acetabular anterior (AAAn) (A). Ángulo acetabular posterior (AAPo) (A). Índice acetabular axial (IAAx) (B). Anteversión acetabular (AA) (C). Anteversión femoral(AF) (D). [12]

Las siguientes medidas son algunas de las más comúnmente utilizadas para evaluar una cadera en una TC y, en dado caso, diagnosticar displasia, o planificar una cirugía.

- **Anteversión Acetabular (AA).** Ángulo entre una línea tangente a los bordes anterior y posterior del acetábulo y una línea paralela al plano sagital [Se indica en la figura 8 con las letras AA]. [12,21]
- **Anteversión Femoral (AF).** Para medirla se superponen cortes a través del cuello femoral y el fémur distal. La versión femoral es el ángulo entre una línea que pasa tangente a las partes más posteriores del cóndilo femoral (la línea retrocondilar), y el eje del cuello femoral. Existen diversos métodos para medir este ángulo, pero el principio en todos ellos es el mismo [Se indica en la figura 8 con las letras AF]. [21]

Los ángulos de anteversión determinan la dirección y magnitud de la rotación del fragmento acetabular, y del fémur proximal, cuando se planea una osteotomía combinada (pélvica y femoral). Si estos ángulos no son controlados adecuadamente, pueden originar pinzamiento, inestabilidad o cambios degenerativos tempranos. Una descripción más detallada de la osteotomía combinada se encuentra en el Apéndice B.

Es importante señalar que la TC no está exenta de los errores de medición provocados por una incorrecta posición del paciente en el escáner y que, de hecho, algunas investigaciones dejan claras sus limitaciones técnicas [12,22,23].

Otra de las ventajas de la TC es que pueden obtenerse detalladas reconstrucciones¹ tomográficas tridimensionales a partir de los cortes tomográficos (TC3D) [Figura 9]. Software especializado permite hacer segmentaciones² de las imágenes arrojadas por la TC y crear modelos tridimensionales de estructuras anatómicas individuales, que a su vez, sirven como base para generar análisis FEM.



Figura 9. Modelo tridimensional basado en imágenes tomográficas.

¹ Conjunto de técnicas informáticas de procesamiento de imágenes para obtener visualizaciones tridimensionales a partir de datos bidimensionales. En términos simples, las reconstrucciones 3D son el resultado de combinar datos 2D, y calcular sombras e iluminación para dar una apariencia tridimensional.

² En análisis de imagen, se refiere al proceso de partición de una imagen digital para crear regiones de píxeles con alguna característica en común. El proceso simplifica la representación de una imagen, y la hace más fácil de analizar. Las regiones pueden delimitar objetos de interés, como un hueso en una imagen de TC.

1.1.2 Tratamientos

El objetivo de los tratamientos para la DDC es obtener una articulación estable y con movilidad normal, controlar la cobertura acetabular y adecuar la situación de los tejidos blandos que componen y rodean la articulación; en pocas palabras, una cadera funcional y sin dolor [11].

En caderas luxadas, los términos reducible e irreducible, se refieren a la capacidad o incapacidad, respectivamente, de devolver a la articulación su configuración anatómica normal; la cabeza femoral centrada dentro del acetábulo. La opción de tratamiento para una cadera dislocada dependerá de si es reducible o no, del tipo y magnitud de obstáculo que impide la reducción, de la edad del paciente y de la efectividad de tratamientos anteriores o más conservadores.

Una cadera joven y reducible se trata conservadoramente con dispositivos abductores, como el arnés de Pavlik [Figura 10], que mantienen a la cadera en la comúnmente llamada “posición de rana” (flexión de 100° a 110° y abducción de 50° a 70°), y que presumen de una efectividad empírica de hasta el 95% [2]. Estos dispositivos estimulan mecánicamente la remodelación del esqueleto¹ neonato con un contacto sostenido. El arnés de Pavlik representa un bajo riesgo para el paciente, por lo que se utiliza para tratar incluso caderas ligeramente inestables; sin embargo, debe tenerse especial cuidado en la posición de la extremidad para lograr un tratamiento efectivo y sin complicaciones [1]. Fig10 [24]

Si los obstáculos para la reducción son extracapsulares (fuera de la cápsula articular) y las alteraciones anatómicas no son muy severas, se procede a una reducción cerrada. El procedimiento generalmente consiste en la desinserción quirúrgica de músculos, reducción bajo anestesia general e inmovilización de la cadera mediante una férula de yeso, que mantiene a la extremidad en una posición similar a la producida por el arnés de Pavlik. La duración de la inmovilización y/o posterior régimen con dispositivo abductor varía considerablemente entre casos [3].

¹ El hueso es un tejido vivo que responde a estímulos mecánicos modificando su actividad metabólica, en especial, un proceso de formación y destrucción de tejido, llamado remodelación ósea.

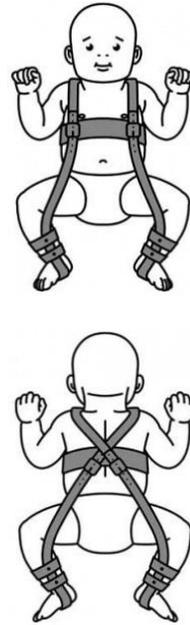


Figura 10. Arnés de Pavlik. [24]

Cuando el paciente presenta una cadera irreducible, es decir, con obstáculos extracapsulares, intracapsulares (dentro de la cápsula articular) y/o las alteraciones anatómicas son severas, se procede a una reducción abierta. Además de la desinserción muscular, reducción bajo anestesia y régimen de inmovilización, el procedimiento incluye capsulorrafías¹ y la remoción o recolocación de otros tejidos (ligamentos y fibrocartílagos hipertrofiados) que impidan la reducción. El procedimiento a menudo también se acompaña de osteotomías² pélvicas [Figura 11] y femorales para reconfigurar el acetábulo y fémur de manera que ofrezcan una mejor congruencia articular. Entre las complicaciones relacionadas con las osteotomías, en particular cuando la cobertura lograda es excesiva o insuficiente, se encuentran la necrosis avascular³, desgaste acelerado, pinzamiento⁴, lesión de estructuras neurovasculares o redislocaciones [3,4]. Fig11 [6]



Figura 11. Osteotomía pélvica. [6]

¹ Sutura ajustada de la cápsula articular para evitar subluxaciones.

² Corte en un hueso, total o parcial.

³ Muerte de tejido debida a falta de irrigación sanguínea. Osteonecrosis, en el caso de tejido óseo.

⁴ Impingement. Atrapamiento de tejido blando entre los huesos de una articulación.

Se han desarrollado diversas técnicas de osteotomías pélvicas y femorales para tratar la DDC inveterada, cada una con su propio grado de dificultad, ventajas y desventajas; todas ellas teniendo como objetivo normalizar la superficie de carga y estabilizar la articulación. Desafortunadamente, mientras que en la literatura ortopédica abundan estudios clínicos sobre las técnicas y los resultados obtenidos, no hay protocolos basados en evidencia que dicten en qué momento qué técnica debe utilizarse, éste proceso es principalmente dictado por la experiencia del cirujano. Este trabajo se enfoca en el tratamiento de la DDC, sin embargo, las osteotomías pélvicas son también utilizadas para tratar la enfermedad de Legg-Calves-Perthes, parálisis cerebral y otras condiciones que provocan severa displasia [1,11]. Fig12 [25]

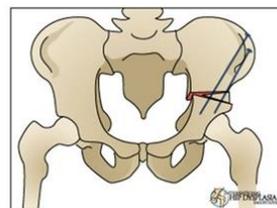
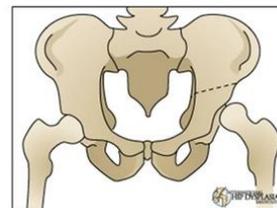


Figura 12. Técnica Salter de osteotomía pélvica. [25]

Las técnicas de osteotomía pélvica se dividen en dos grupos: las de reorientación, que alteran la orientación del acetábulo sin modificar su forma; y las acetabuloplastias, que alteran la forma, tamaño y orientación del acetábulo.

Las osteotomías de reorientación consisten en cortes completos que movilizan la porción entera de la pelvis que contiene al acetábulo, de manera que se aumente la cobertura lateral y anterior, pero a la vez, disminuyendo la cobertura posterior. Se utilizan injertos óseos y material de osteosíntesis¹ para fijar la nueva configuración de la pelvis. Estas técnicas incluyen la Salter [Figura 12] y la triple de Steel. Estas técnicas están indicadas para acetábulo con buena profundidad y potencialmente buena congruencia articular, es decir, un acetábulo de forma normal, pero mal direccionado [3].

Las acetabuloplastias consisten en cortes incompletos en el hueso iliaco que rodean el acetábulo. A través de esos cortes parciales, y aprovechando el hueso cartilaginoso de los pacientes pediátricos, y la elasticidad del cartílago trirrradiado², se produce una porción de hueso que puede moverse sin romperse, la cual se rota de manera similar a una bisagra, con lo que se modifica la concavidad del acetábulo. Estas técnicas permiten alcanzar mayores grados de corrección que las osteotomías de reorientación, y son utilizadas cuando la cadera carece de congruencia articular, o el acetábulo no tiene suficiente profundidad para una reducción estable; sin embargo, para obtener resultados óptimos, se requiere de una madurez y elasticidad adecuadas del cartílago trirrradiado. Se utilizan injertos óseos para fijar la posición del acetábulo reconstruido, a manera de cuñas.

¹ Dispositivos mecánicos para el ajuste y fijación de porciones óseas, como clavos, tornillos y placas quirúrgicas.

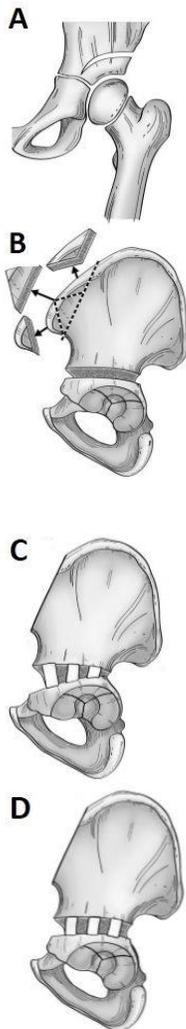


Figura 13. Técnica Dega de osteotomía pélvica. El corte es oblicuo e incompleto (A). El injerto que actúa como cuña, en este esquema, se toma de la cresta iliaca (B). Controlando la posición y tamaño de las cuñas se puede controlar la cobertura acetabular, ya sea más anterior (C), o más posterior (D). [4]

Controlando la longitud de los cortes en las paredes corticales del iliaco, y la posición y tamaño de los injertos-cuñas, se obtiene mayor cobertura anterior, lateral o posterior, dependiendo de dónde se requiera. [Figura 13] Las técnicas Dega y Pemberton son acetabuloplastias, que se diferencian entre sí por la posición y longitud de los cortes, y la zona en que proporcionan mayor cobertura. La Dega es la técnica más versátil de las dos, y generalmente no se necesita fijación con material de osteosíntesis, ni un posterior procedimiento para retirarlos; el solo injerto basta para tener una configuración estable [6]. El Servicio de Ortopedia Pediátrica del INR emplea la técnica Dega para tratar casos severos de DDC, por lo tanto, es esta la técnica quirúrgica que se simula y analiza virtualmente en este trabajo.

Si la osteotomía pélvica inferioriza la cadera, o si el fémur ha permanecido mucho tiempo dislocado por encima del acetábulo, será necesaria una osteotomía femoral para lograr la reducción [Figura 14]. El corte es realizado por debajo del trocánter menor, y se retira la porción que sea necesaria para lograr la reducción. Si la porción recortada es demasiado pequeña, la presión del techo acetabular sobre la cabeza femoral puede producir necrosis avascular; esta es una de las razones por las que los cirujanos generalmente prefieren recortar de más que de menos [26], lo que puede llevar a acortamientos de la extremidad.



Figura 14. Osteotomía femoral a nivel sub-trocantérico. Se observa el material de osteosíntesis utilizado para fijar la posición. Vista frontal (a) y lateral (b). [28]

El valgo o varo del fémur proximal puede corregirse con osteotomías inter- o supra-trocantéricas, pero no son procedimientos populares, debido al alto riesgo de comprometer la irrigación sanguínea del fémur proximal. La anteversión o retroversión del fémur se corrige con una derotación femoral¹, a menudo en la misma osteotomía. Material de osteosíntesis es necesario para

fijar la nueva forma del fémur. El material es retirado dos años después, una vez que el hueso ha sanado [3,27]. Fig13 [4] fig14 [28]

¹ Procedimiento quirúrgico en que se corta el fémur y la porción proximal es rotada alrededor de su eje longitudinal, modificando el ángulo de anteversión femoral.

1.2 Biomecánica¹ de la DDC

La cadera es una articulación esférica que cumple con dos funciones fundamentales: la transmisión del peso del cuerpo y permitir el amplio rango de movimientos del miembro inferior. Ambas funciones requieren de una configuración ósea que sea estructuralmente estable en todas sus posiciones, con superficies articulares que se deslicen con facilidad y transmitan uniformemente las cargas. La displasia altera la posición y geometría de los componentes articulares, comprometiendo las funciones de la cadera y provocando cambios degenerativos [29,30]. La estabilidad de una cadera anatómicamente normal no está dada solo por las estructuras óseas; el cartílago articular, la capsula ligamentosa y los músculos que rodean a la articulación contribuyen considerablemente a dicha estabilidad [31].

El hueso y cartílago son tejidos vivos y sensibles, que modifican su estructura en respuesta a estímulos mecánicos. Estos tejidos poseen una capacidad natural para repararse y adaptarse; sin embargo, cuando la biomecánica es deficiente, es decir, las cargas articulares

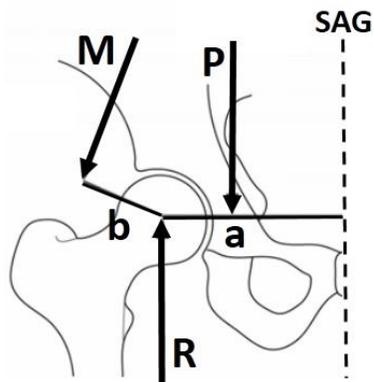


Figura 15. Modelo biomecánico bidimensional de cadera, en un plano coronal y cortado por el plano sagital (SAG). Fuerza de reacción articular (R), peso corporal (P), fuerza de reacción de músculos abductores (M). Distancia plano sagital-cadera (a) y distancia trocánter-cadera (b). [31]

son excesivas o mal direccionadas, este sistema natural de reparación no puede contrarrestar los efectos degenerativos provocados por dichas cargas. Si la biomecánica es restablecida, dicha capacidad de reparación y adaptación puede entonces actuar. [11]. Muchas cirugías ortopédicas son simplemente medios para restablecer o mejorar la biomecánica de una estructura comprometida. Fig15 [31]

¹ La biomecánica es el estudio de la estructura y función de sistemas biológicos por medio de los métodos de la mecánica [32].

2.1 Principios y modelos biomecánicos

Ha habido diversos acercamientos al estudio de la biomecánica de la cadera. Por medio de estudios

bidimensionales y tridimensionales de diagramas de cuerpo libre¹, se ha podido estimar la dirección y magnitud de la fuerza de reacción articular en la cadera, así como la distribución y magnitud de la superficie de carga [Figura 15] [11,33]. Estos primeros trabajos permitieron estudiar el efecto biomecánico de alteraciones anatómicas provocadas por displasia y de algunos tratamientos quirúrgicos. Entre las limitaciones de estos trabajos está la consideración de geometrías ideales como superficies circulares concéntricas, así como posiciones y direcciones genéricas, fuerzas calculadas indirectamente, y en el caso de los estudios 2D, la limitación intrínseca del estudio bidimensional de una estructura tridimensional. Las geometrías ideales son posiblemente las más importantes de estas limitaciones.

Uno de los principales factores biomecánicos que se relaciona con cambios degenerativos es la magnitud y distribución de la superficie de carga articular. Un estudio que idealiza la forma de la articulación, está también idealizando la superficie de carga. Se han intentado considerar algunas de las características morfológicas² de la cadera, y se ha encontrado que el efecto, en la respuesta biomecánica de la cadera, de modelar al acetábulo y fémur como círculos y esferas, es considerable [34]. Estudios recientes fortalecen la hipótesis de que la anatomía individual es el factor más significativo en la biomecánica de la cadera. Incluso en una población sana y radiológicamente normal, minúsculas variaciones en la forma de los huesos llevan a diferencias significativas en la respuesta biomecánica [35].

Los hallazgos de estos análisis teóricos son validados con algunos experimentos *in vitro* e *in vivo* [Figura 16]. Instrumentando huesos cadavéricos, e implantando prótesis instrumentadas³ en voluntarios, se determinaron rangos de normalidad para presiones y fuerzas articulares en distintas posiciones y durante distintas actividades [36,37]. Considerando las dificultades técnicas, prácticas, legales y éticas de trabajar con cuerpos humanos, vivos o no, es de entenderse porqué son tan pocos los estudios *in vitro* e *in vivo* en comparación con los estudios computacionales.

Fig16 [38]

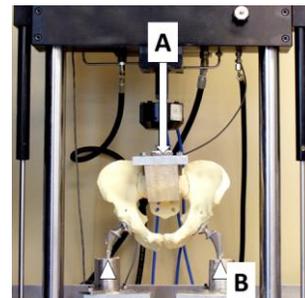


Figura 16. Prueba biomecánica experimental *in-vitro*. Se aplica una carga en la región sacra de un modelo de pelvis (A) para estudiar el comportamiento de implantes de cadera (B). [38]

¹ Es una representación gráfica usada para visualizar las fuerzas, momentos y reacciones resultantes actuando sobre un cuerpo.

² La morfología es una rama de la biología que estudia la forma y estructura de los organismos. La anatomía es una rama de la morfología.

³ Un instrumento es un dispositivo que mide una magnitud física, como temperatura o presión. Instrumentar un objeto significa instalar sobre él un instrumento.

La relación entre las cargas mecánicas y el comportamiento de los tejidos biológicos no es comprendida aun del todo. En el caso del hueso, se sabe que una carga normal produce una deformación elástica¹, y que al aplicar una carga mayor ocurre una deformación plástica, y el hueso falla; se fractura. El punto en el cual ocurre cada fase depende no sólo de la carga, sino también de las propiedades mecánicas² del hueso. Las propiedades mecánicas varían a lo largo del hueso, de un individuo a otro, y en cada individuo varía con la edad y estado de salud [33,39]. Una creciente tendencia es la utilización herramientas que aprovechan la relación entre radiopacidad³ y el módulo elástico⁴ del hueso, para determinar distribuciones no-homogéneas de propiedades mecánicas, lo cual ha permitido modelos más realistas [39,40] [Figura 17], sin embargo, persisten algunas dudas respecto al efecto de las distribuciones no-homogéneas de propiedades en la biomecánica articular [36].

Con base en el trabajo de Pauwels [33], se cree que una carga normal es responsable del equilibrio entre la actividad entre los osteoblastos y osteoclastos, células responsables de la deposición (formación) y resorción (destrucción) ósea, respectivamente. Para cada hueso existe una situación de carga óptima, en la cual la deposición y resorción ósea están en equilibrio. Cuando la carga se reduce o aumenta, el hueso responde con una disminución o aumento de la función metabólica. Una carga anormal puede promover la formación de quistes o accidentes óseos o puede promover el colapso del hueso. Pues entonces, los caminos que llevan a los desórdenes esqueléticos son varios; cargas excesivas en articulaciones normales o cargas normales en articulaciones deformes.

El objetivo de muchos tratamientos médicos para desórdenes articulares es reducir o redireccionar la carga articular (bajar de peso, desinserciones musculares), modificar brazos de palanca⁵ (uso de bastón), y/o normalizar la geometría de la articulación (osteotomías); con lo que eventualmente se recuperaría el equilibrio metabólico óseo y la salud de la articulación [11].

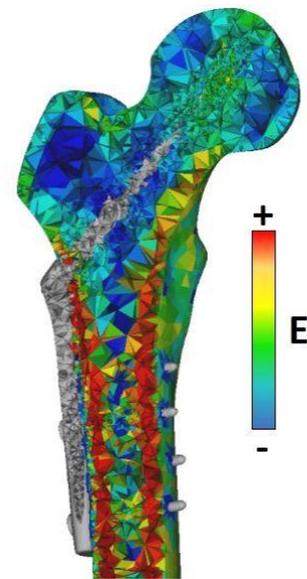


Figura 17. Distribución de módulo elástico (E) en función de la densidad ósea en un fémur proximal con un implante ortopédico. Las zonas rojas poseen los mayores valores, las azules, los menores.

¹Un cuerpo, después de sufrir una deformación elástica puede regresar a su estado original. En cambio, una deformación plástica es permanente.

² Conjunto de propiedades físicas referentes a la capacidad de un material de reaccionar a la aplicación de cargas o fuerzas.

³ También radiodensidad. Se refiere a la incapacidad de los rayos X de pasar a través de un material. Un material muy radiopaco, como los huesos, tienen una apariencia blanca y opaca en una radiografía, un material poco radiopaco, o radiolúcido, como los tejidos blandos, tiene una apariencia oscura.

⁴ También módulo de Young, establece una relación entre esfuerzo y deformación. Es una medida de la rigidez de un material.

⁵ Un momento es el producto de una fuerza por una distancia, el brazo de palanca, la cual magnifica el efecto de la fuerza.

Los primeros modelos biomecánicos fueron representaciones bidimensionales y, utilizando conceptos de estática, se determinaron fuerzas y momentos resultantes. La evolución de aquellos modelos vino con la inclusión de las superficies de contacto esféricas y el cálculo del esfuerzo¹ normal y cortante [11]; la hipótesis detrás de estos modelos es que la concentración de esfuerzos o esfuerzos muy altos están relacionados a cambios degenerativos en la articulación. Los esfuerzos calculados por este tipo de modelos son consistentes con los resultados obtenidos de experimentos *in vivo* con prótesis instrumentadas.

Los modelos que consideraban a las superficies articulares como esféricas o elipsoidales, fueron parametrizados y con ello, programas computacionales fueron desarrollados. Los programas permitieron calcular esfuerzos en las superficies de contacto de una manera semiautomática. A partir de radiografías anteroposteriores, coordenadas de referencias anatómicas eran obtenidas e ingresadas al programa.

Iglic y Mavcic explotaron aquella metodología y, junto con sus colaboradores, estimaron esfuerzos de contacto en diversas configuraciones de la articulación [Figura 18], entre ellas: caderas sanas, caderas displásicas, caderas sometidas a osteotomías, caderas en posiciones funcionales, y caderas con principios de osteoartritis [41–44]. Una de sus conclusiones más importantes, es que el factor determinante para la aparición de osteoartritis es la distribución del esfuerzo, y no la magnitud de este. El caso ideal propuesto es el de un esfuerzo que se distribuye uniformemente sobre una superficie articular amplia, incluso si la magnitud de dicho esfuerzo es relativamente grande. Fig18 [43]

¹ Magnitud física que expresa las fuerzas internas que las partículas de un material continuo ejercen unas sobre otras. Por ejemplo, si un material está soportando una carga, cada partícula del material presiona a la partícula subyacente. Es definido como fuerza sobre unidad de área, pero no debe confundirse con presión. La presión tiene un carácter externo, una carga aplicada sobre un material; el esfuerzo tiene un carácter interno, una reacción de las partículas del material a una carga.

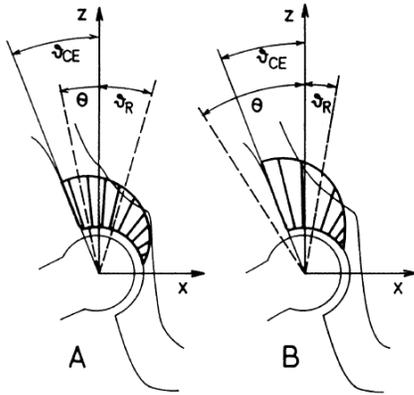


Figura 18. Modelos biomecánicos bidimensionales en un plano coronal. Se aprecia cómo varía la distribución matemática de esfuerzo en la superficie articular al modificar la geometría del acetábulo. [43]

Los trabajos de Iglíc también reforzaron la hipótesis de que no se podía predecir la biomecánica de una cadera basándose solamente en parámetros radiológicos, como el ángulo CBW o el IA. Daniel, colaborador de Iglíc, estudió el efecto de la forma de herradura del cartílago acetabular, es decir, en sus modelos varió el tamaño de la fosa acetabular [41]. Encontró que la particular forma de herradura del cartílago articular lleva a una configuración óptima, mejor incluso, que superficies articulares perfectamente esféricas; la simplificación de esfericidad, entonces, introduce errores tanto en la distribución, como en la magnitud de los esfuerzos.

El grupo de Armand, Lepisto, Tallroth y Armiger contribuyó considerablemente también al desarrollo de la biomecánica en la cadera. [45–47] Estos investigadores apoyaron el empleo de Análisis por Elementos Discretos (DEA) para la estimación de esfuerzo de contacto en las superficies articulares. El DEA es un eficiente método numérico¹ utilizado en modelos computacionales. Si bien los análisis por FEM permiten obtener resultados más detallados y precisos, el tiempo necesario para generar el modelo y ejecutar la simulación puede tomar horas, incluso días; en contraste, los DEA toman segundos en ejecutarse y requieren la introducción de menos parámetros para su control, a cambio de una disminución en la precisión de la solución.

El grupo de Armand y Lepisto utilizó esta técnica para la planeación y evaluación de osteotomías pélvicas [Figura 25]. Complementando los DEA con algoritmos de optimización, pudieron determinar los parámetros radiológicos que debían conseguirse en el quirófano para obtener una configuración biomecánicamente óptima. Con esta información pre y postoperatoria, se podría evaluar qué procedimientos habían resultado como se planearon y cuáles no. Así lo hizo Armiger [46], que en un estudio de seguimiento de 10 años, relacionó casos de osteoartritis con la sobre-corrección obtenida durante el procedimiento quirúrgico.

Armiger hace énfasis en que las caderas con esfuerzos articulares incrementados, que habían desarrollado principios de osteoartritis, no pudieron ser identificadas con la sola inspección de las radiografías postoperatorias. Es una conclusión común en los trabajos de este grupo que los parámetros radiológicos no siempre son capaces de pronosticar el comportamiento biomecánico de una cadera, y hacen la recomendación de integrar estudios biomecánicos y visualizaciones tridimensionales a los convencionales estudios radiológicos pre y postoperatorios.

¹ El análisis numérico es la rama de las matemáticas que estudia algoritmos que, a través de métodos numéricos y reglas matemáticas simples, simulan procesos matemáticos más complejos.

2.2 Modelos MEF en el estudio de la cadera

Los métodos computacionales, como los Análisis por Elementos Finitos (FEA), permiten a médicos e ingenieros estudiar la biomecánica de estructuras humanas utilizando modelos virtuales. Modelos recientes son basados en datos tomográficos, por lo que poseen mayor precisión en la geometría de las estructuras óseas, que estudios anteriores basados en geometrías idealizadas y radiografías. Por medio de dichos modelos se ha podido entender mejor qué tan sutil, o fuerte, es el efecto de variaciones en parámetros anatómicos o mecánicos sobre la biomecánica de la cadera [39,48]. Otra de las características de los FEA es la capacidad de incluir en el estudio el efecto de las propiedades mecánicas de los diferentes tipos de tejido en el sistema. A través de procesos de segmentación, es posible otorgar a distintos elementos distintas propiedades mecánicas, dependiendo del tipo de tejido al que corresponda su posición en el cuerpo [39,49,50].

En términos sencillos, los FEA son una herramienta que permite hacer simulaciones computacionales de sistemas físicos reales con geometrías o sistemas de cargas complejas, para las cuales no se pueden obtener soluciones analíticas¹. Entre más similares sean las propiedades mecánicas, la geometría de los modelos, y condiciones aplicadas a los FEA, a las geometrías, propiedades y condiciones reales, más cercana a la realidad será la solución obtenida del FEA. Sin embargo, no se debe perder de vista que el Método de Elementos Finitos (FEM), la base matemática de los FEA, sigue siendo un método numérico, y por lo tanto, los resultados que se obtengan de este método son una aproximación del comportamiento real.

La determinación de propiedades mecánicas de tejidos orgánicos no es una tarea sencilla, ya que presentan una distribución no-homogénea, comportamientos no-lineales, varían entre individuos, e incluso en el mismo individuo en diferentes momentos, ya sea por el desarrollo natural o el efecto de alguna patología. Los músculos, ligamentos, y cartílagos que rodean a la articulación generan un sistema complejo de cargas y contactos; la caracterización de este sistema es tan complicada como la caracterización mecánica de los tejidos [36,37,40,51]. Debido a las complejidades, así como la ocasionalmente escasa disponibilidad de recursos computacionales, generalmente se utilizan idealizaciones y simplificaciones en la definición de propiedades, la geometría de los modelos, y condiciones de frontera. Estas simplificaciones son las principales limitaciones de los estudios FEA, pero se espera que, con el desarrollo de las tecnologías computacionales y el estudio de los materiales orgánicos, estas simplificaciones y limitaciones sean cada vez menores.

¹ Una solución analítica se obtiene de considerables idealizaciones y simplificaciones.

En estudios de modelado computacional de caderas displásicas, los brazos de palanca han tenido un gran efecto en la biomecánica de la cadera. Armand [45] realizó análisis biomecánicos basados en Rx-AP de caderas displásicas adultas que fueron sometidas a osteotomía pélvica, y comparó el estado preoperatorio, el estado postoperatorio real y el estado postoperatorio hipotético óptimo con el que se planeó la cirugía. En algunos casos, el estado postoperatorio real tuvo un mejor comportamiento biomecánico que el estado “óptimo” planeado; la razón es que en el procedimiento real, la cadera es medializada, reduciendo el brazo de palanca; en la planeación quirúrgica el desplazamiento de la cadera no fue considerado, sólo el cambio en la cobertura acetabular.

A pesar de las ventajas prácticas de los DEA, actualmente los análisis que utilizan el Método de Elemento Finito (FEM) son los más utilizados en estudios biomecánicos. Los Análisis por Elementos Finitos (FEA) permiten involucrar en el problema a las propiedades de los materiales, la naturaleza de los contactos, y detallados modelos tridimensionales. Considerables avances se han hecho en las técnicas de modelado, al grado de obtener modelos que pueden representar fielmente la distribución de propiedades elásticas en el hueso y predecir fracturas en huesos largos [40,50].

2.2.2 Simulación quirúrgica

En cuanto al modelado FEM de caderas displásicas tratadas quirúrgicamente, Zhao estudió el efecto de la osteotomía peri-acetabular (PAO)¹ en los esfuerzos en la superficie articular de tres modelos 3D hipotéticos de una cadera adulta [52] [Figura 19]. Generó siete modelos en total: el modelo original, una pelvis adulta sana con parámetros radiológicos normales; tres modelos displásicos de distintos grados de severidad, obtenidos de hacer modificaciones al modelo original; y tres modelos con osteotomías peri-acetabulares (PAO), con parámetros radiológicos normales, que se obtuvieron de simulaciones quirúrgicas sobre los modelos displásicos. Sus resultados indican que las distribuciones de esfuerzos, tanto en la pelvis como en los fémures de los modelos PAO, eran similares a las de la cadera sana, pero no iguales, la magnitud del esfuerzo era generalmente mayor y había concentraciones de esfuerzo en los cambios de sección de las zonas de corte. Fig19 [52]

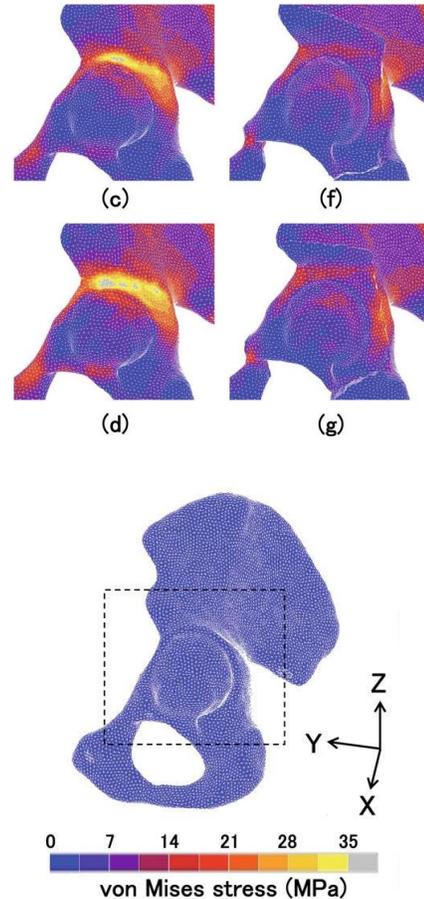


Figura 19. Distribución de esfuerzos von Mises en escenarios hipotéticos de osteotomía peri-acetabular. [52]

Otra conclusión importante de Zhao fue que entre mayor era la severidad de la displasia, menor era el grado de beneficio alcanzado con la osteotomía virtual. Entre las limitaciones del estudio, se encuentra la idealización del procedimiento quirúrgico, el cual restablecía perfectamente los mismos parámetros de normalidad radiológica que poseía el modelo original sano; otra de las implicaciones de utilizar modelos hipotéticos provenientes de un modelo sano, es que no se toman en cuenta los defectos en la superficie articular, y deformidad general que normalmente se encuentran en los acetábulos y fémures displásicos. El modelo tampoco tomaba en consideración el efecto de la remodelación ósea, proceso que en la vida real, se manifiesta posterior al procedimiento quirúrgico.

¹ Mientras la técnica Dega, que requiere de la elasticidad del cartílago trirradiado para poder ser realizada, es indicada sólo para pacientes pediátricos, hay otras técnicas de osteotomía peri-acetabular indicadas para pacientes adultos, o aquellos con el cartílago trirradiado osificado.

Retomando el trabajo de Lepisto, uno de los objetivos de su grupo de trabajo fue el desarrollo de un sistema de cirugía asistida por computadora que ofreciera información biomecánica en tiempo real, el BGS, por *Biomechanical Guiding System* (Sistema Biomecánico Guía). [47] En 2008, Lepisto describe la segunda generación del sistema, enfocado a la osteotomía periacetabular, uno de los procedimientos con mayores dificultades técnicas y riesgos para el paciente. Fig20 [47]

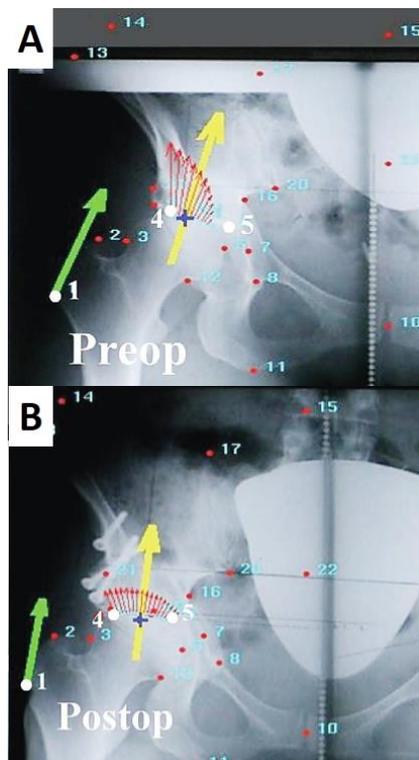


Figura 20. Imágenes de un sistema de asistencia computarizada para evaluar la biomecánica de la cadera. Cadera displásica antes (A) y después (B) de tratamiento quirúrgico. [47]

El BGS es un proyecto en desarrollo [47,53]; Lepisto, en 2008, describe los que serían los objetivos de la tercera generación: Integración del fémur y estimación del rango de movimiento, de esta manera se podrían determinar rangos de seguridad para los ángulos característicos, y así disminuir la posibilidad de pinzamiento. El no poder predecir pinzamientos es una de las principales limitaciones de la planeación quirúrgica, ya que es difícil evaluar la movilidad de la articulación intraoperatoriamente, y porque el tejido blando, que no se observa en Rx, no es considerado en las simulaciones computarizadas.

En 2014, presenta los avances de su proyecto, en el que integra un módulo de estimación del rango de movimiento femoral: pruebas cadavéricas de su sistema con el objetivo de optimizar los procesos, preparando el camino para futuras pruebas clínicas.

Los modelos FEM más recientes reproducen fielmente la anatomía individual de los sujetos de estudio. Harris generó diez modelos de cadera a partir de tomografías de sujetos sanos y con parámetros radiológicos normales [35]. En aquel estudio, se simularon casos correspondientes a distintas fases de la marcha, así como el subir y bajar escaleras. Al observar los cartílagos acetabulares, se encontró que los patrones de distribución de esfuerzo eran claramente distintos entre un sujeto y otro. La diferencia entre sujetos para un mismo caso era mayor que la diferencia entre casos para un mismo sujeto.

A pesar de la variabilidad, había tendencias claras: en todos los sujetos la distribución cambiaba de acuerdo a la posición de la articulación, los esfuerzos máximos se localizaron en zonas similares y el esfuerzo promedio era comparable en magnitud, sin embargo, la geometría individual parecía ser el factor más determinante en la distribución del esfuerzo. Pequeños defectos en la superficie articular alteraban considerablemente la magnitud y distribución de los esfuerzos a su alrededor [Figura 21]. El hecho de que pequeños defectos en la superficie articular provocaran variaciones tan notorias en los resultados individuales, incluso tratándose de caderas sanas y radiológicamente normales, lleva a pensar que defectos más grandes, como los encontrados en caderas displásicas, resultarán en variaciones mucho más grandes, posiblemente al grado de no poder comparar resultados entre sujetos. Fig21 [35]

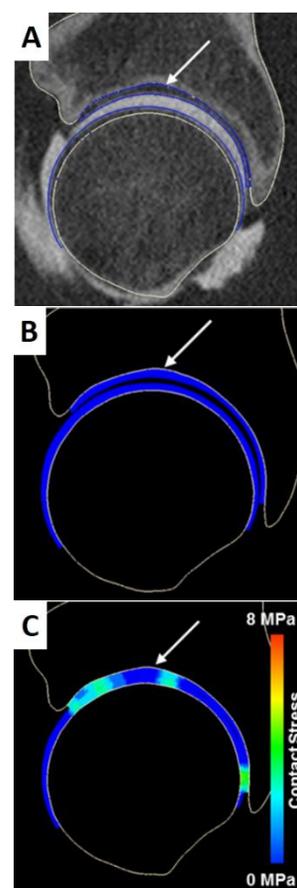


Figura 21. Pequeña depresión (flecha) en el techo acetabular, imagen tomográfica (A), modelo previo a la carga (B) y efecto del defecto sobre el esfuerzo (C). [35]

Algunos de los más recientes estudios investigan la posibilidad de usar análisis FEM para planear y pronosticar el resultado de cirugías de cadera, específicamente, osteotomías peri-acetabulares. Liu en sus trabajos de 2015 y 2016 [54–56] aborda el concepto de la BGS que plantean Armand y Lepisto, con la diferencia de usar análisis FEM en lugar de elementos discretos. En estos trabajos se describe un proceso que incluye análisis de los esfuerzos en las superficies articulares, análisis del rango de movimiento potencial que resultaría de la cirugía, y un sistema de navegación en tiempo real para asistir al equipo quirúrgico.

Algunos otros estudios, como los de Giorgio [57], Fu [58], e Ike [59], también reportan los resultados de simulaciones quirúrgicas y del potencial de dichos estudios en la optimización de la técnica quirúrgica y, en consecuencia, una mejora en la calidad de vida de los pacientes.

Casi la totalidad de los estudios mencionados tienen limitaciones similares: la idealización del comportamiento mecánico de huesos y cartílagos como materiales isotrópicos y lineales, así como el uso de condiciones de carga genéricas, y no paciente-específicas.

Es importante señalar que todos los estudios mencionados están enfocados a pacientes adultos, no se encuentra en la literatura un estudio enfocado al tratamiento de pacientes pediátricos. El grado de deformidad de un paciente adulto, incluso diagnosticado con DDC, es menor que el grado de deformidad de un paciente pediátrico con DDC inveterada. En muchos de los estudios se modela el cartílago articular como una capa uniforme de tejido que cubre las dos superficies articulares de una cadera adulta, fémur y acetábulo, en una cadera pediátrica con DDC inveterada, los componentes óseos de la cadera aun no osifican por completo, por lo que en una sola cadera interactúan más superficies articulares, fémur y los tres huesos pélvicos. Al discutir sus resultados, los autores citados cuentan con una relativamente extensa bibliografía, con la cual pueden comparar sus valores de esfuerzo y zona de carga. Para el caso de pacientes pediátricos, la comparación de resultados se dificulta ya que la variabilidad entre la población de estudio es mucho más grande, es decir, la variabilidad entre individuos de 3 y 4 años es mayor que la encontrada entre pacientes de 33 y 34 años, por ejemplo. Debido a lo anterior, llevar a cabo un estudio de simulación quirúrgica por medio de análisis FEM en pacientes pediátricos con DDC inveterada es un reto no sólo por las limitaciones éticas y prácticas, sino también por cuestiones técnicas.

Una característica común para todos los estudios de análisis FEM es el limitado número de sujetos de estudio. El trabajo necesario para generar modelos individualizados, y la poca disponibilidad de sujetos que se ajusten a los objetivos del estudio, provocan que muchas veces no se cuente con muestras suficientes para realizar estudios estadísticos y, de esta manera, llegar a conclusiones determinantes. La comparabilidad entre estudios también se ve afectada por la variedad en técnicas de modelado y criterios de inclusión. A pesar de estas limitantes, el modelado computacional, los llamados estudios *in silico*, ofrecen la mejor oportunidad de estudiar biomecánica con relativamente pocos obstáculos técnicos, prácticos y éticos.

2 Metodología

La evaluación del estado pre y postoperatorio de caderas con DDC se realiza tradicionalmente por medio de radiografías. Desde 2012, sin embargo, el Servicio de Ortopedia Pediátrica del INR (SOP-INR) se ha apoyado de estudios tomográficos para observar la evolución de algunos de sus pacientes.

Como parte de un protocolo de investigación que involucra al SOP-INR, el Laboratorio de Biomecánica (LB-INR), y el Servicio de Tomografía Computarizada del mismo instituto, se han comenzado a realizar tomografías a pacientes antes de su cirugía para apoyar la planeación quirúrgica con la simulación de posibles escenarios de la cirugía, y de esta manera, elegir y reproducir el mejor escenario para cada paciente [Figura 22]. El proyecto de investigación mencionado está registrado en el INR con el título “Meta-escala pronóstica para pacientes postoperados de osteotomía pélvica por displasia del desarrollo de la cadera variedad luxada en el Instituto Nacional de Rehabilitación Luis Guillermo Ibarra Ibarra”. El contenido de esta tesis abarca aproximadamente el 40% de los alcances, en términos de duración y número de pacientes captados, que se proyectan para este estudio, por lo que los resultados que se discuten en el siguiente capítulo son preliminares.

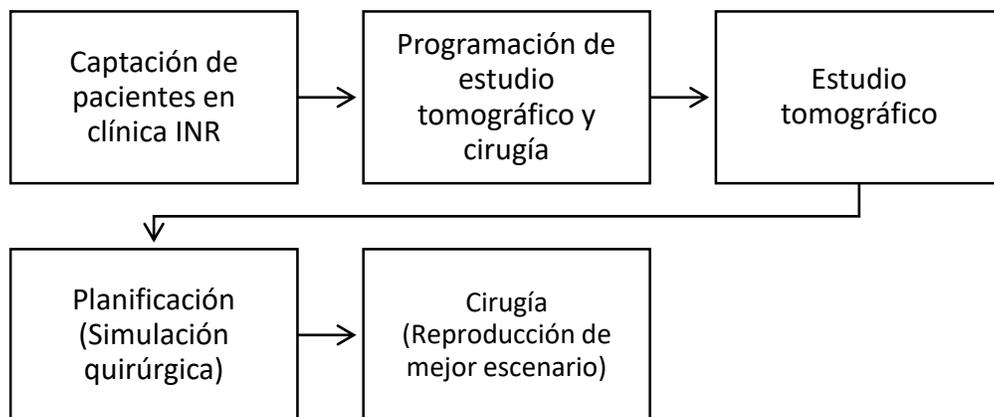


Figura 22. Diagrama que describe el proceso desde el comienzo de su participación en el proyecto, hasta la realización de la cirugía de los pacientes en el grupo de estudio

En este trabajo se llevaron a cabo distintos tipos de análisis sobre un grupo de estudio con planificación asistida y un grupo control con planificación tradicional.

Los análisis incluyen:

- La evaluación por medio de mediciones radiológicas que son comúnmente usadas por ortopedistas peditras.
- Distribución del esfuerzo mecánico sobre la superficie articular por medio de modelos FEM.
- Evaluación cualitativa de la morfología de las estructuras óseas de la cadera por medio de modelos 3D.
- Evaluaciones clínico-funcionales por medio de exploraciones médicas.
- Aplicación de instrumentos por parte de psicólogos para evaluar el nivel de calidad de vida percibido por los pacientes y sus padres.

Los resultados de los análisis mencionados son integrados para luego comparar al grupo de estudio y el grupo control, con el fin de determinar el efecto de la planificación asistida en el pronóstico de pacientes tratados por DDC inveterada, de manera objetiva, y desde distintas perspectivas.

A grandes rasgos, el trabajo se divide en tres etapas [Figura 23], que componen las subsecciones de este capítulo, cada etapa es descrita a detalle en su sección correspondiente.

En la primera etapa se realizaron análisis y simulaciones quirúrgicas preoperatorias en un grupo de pacientes con DDC inveterada. Con base en dichas actividades, se propuso un escenario quirúrgico óptimo para ser reproducido por el equipo médico. Los pacientes analizados en esta etapa componen el llamado grupo de estudio. Al término de esta etapa comenzó un periodo de seguimiento clínico y rehabilitación, el cual tuvo una duración de alrededor de 18 meses.

En la segunda etapa se realizaron análisis similares a lo de la primera etapa, pero a pacientes con DDC inveterada tratados de manera tradicional, los cuales componen el grupo control. Para componer este grupo se buscaron pacientes que hubieran sido tratados quirúrgicamente al menos un año antes y no más de dos años antes.

En la tercera etapa, después de la etapa de seguimiento clínico y rehabilitación, se realizan nuevos análisis a los pacientes del grupo de estudio. Al finalizar esta etapa, contando con los resultados de ambos grupos, de estudio y de control, se procede a su comparación,

tomando en cuenta todos los tipos de estudios realizados, clínicos, biomecánicos y de calidad de vida, para darle a la comparación un carácter integral, y de esta manera, evaluar el efecto de la planificación asistida en el pronóstico de pacientes con DDC inveterada. Las observaciones de esta comparación se encuentran en el capítulo 3.

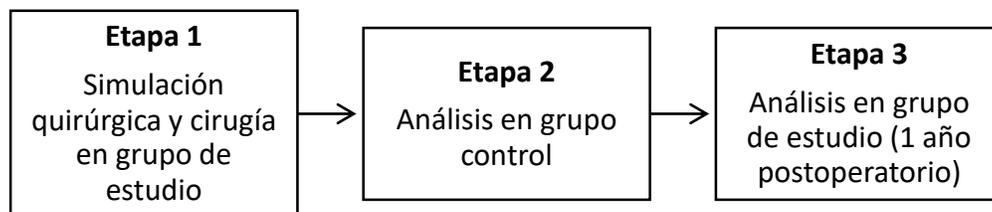


Figura 23. Etapas generales del trabajo.

Se eligió un estudio biomecánico computacional basado en FEM sobre otros tipos de estudio, como análisis de marcha, o modelos experimentales in-vitro, ya que este tipo de estudios no requerirían más recursos de con los que ya se contaban, o a los que se tenía acceso, como equipo computacional, tomógrafo, y licencias del software utilizado. Este estudio pretende ser el primero de varios más, en los que se involucrarían gradualmente otras técnicas, como el análisis de marcha, y modelos experimentales, una descripción más detallada de este trabajo futuro puede encontrarse en el Apéndice C.

2.1 Etapa 1: Simulación quirúrgica en grupo de estudio

2.1.1 Pacientes, estudios tomográficos y recuperación de archivos

Se captaron pacientes de la clínica del INR que cumplieran con los siguientes criterios de inclusión: diagnóstico de DDC inveterada unilateral, sin tratamiento previo, y con una edad de entre 3 y 6 años. Una vez que los padres han firmado una carta de consentimiento informado, los pacientes son programados para sus estudios pre-operatorios y cirugía.

En el periodo entre estudio tomográfico y cirugía, que es de dos a cuatro semanas, se lleva a cabo la planificación quirúrgica, que se apoya del modelado y análisis descritos en esta sección [Figura 24].

En el periodo de realización de este trabajo de tesis se captaron 3 pacientes, todos femeninos, con DDC unilateral, diagnosticada y tratada quirúrgicamente en el INR (acetabuloplastía tipo Dega y osteotomía femoral). La edad promedio al momento de la cirugía fue de 4.4 años [Tabla 1]. Estos pacientes, identificados en este trabajo con dos letras, componen el grupo de estudio.

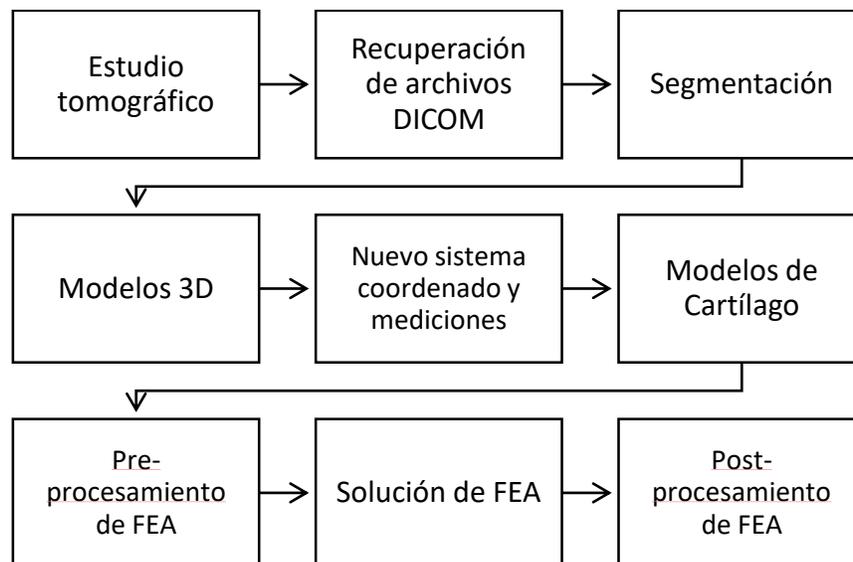


Figura 24. Diagrama de flujo del proceso de la etapa 1.

Tabla 1. Pacientes incluidos en el grupo de estudio.

Paciente	Edad al momento de la cirugía
RH	2.6
SG	4.2
VC	6.4

Las imágenes tomográficas fueron obtenidas de un tomógrafo LightSpeed® VCT 64 (GE®, Nueva York, EUA), con una distancia entre cortes de 0.625mm, desde la vértebra L4 hasta la mitad de la diáfisis femoral. Cada estudio fue exportado del archivo digital del INR en formato DICOM® (*Digital Imaging and Communications in Medicine*).

Una desventaja de la TC es la dosis de radiación que implica un estudio. La Resonancia Magnética (RM), por ejemplo, no representa una dosis de radiación, por lo que se considera una opción menos invasiva. Sin embargo, se eligió la TC sobre la RM ya que aunque en términos de radiación la resonancia es menos invasiva, hay otros factores involucrados que hicieron a la TC una mejor opción para este estudio:

- Un tomógrafo es rápido y silencioso, una TC puede realizarse en segundos, mientras que una RM toma alrededor de 20 minutos y el aparato es ruidoso. Para ambos estudios el paciente debe permanecer quieto sobre la mesa del aparato. Lograr que un paciente pediátrico permanezca quieto dentro de un aparato ruidoso es difícil, por lo que se suele recurrir a sedar al paciente. Esto último vuelve a la RM un estudio igual o más invasivo que la TC.
- Debido, en parte, al tiempo que toma cada estudio, la disponibilidad del aparato es menor, y el costo del estudio es mayor.
- La RM permite una mejor apreciación de los tejidos blandos, como cartílagos articulares, ligamentos, tendones, vasos y nervios, pero tiende a distorsionar la geometría de tejidos más densos, como el hueso. Para el caso de la TC sucede justo lo contrario, los tejidos densos tienen una buena resolución, mientras que los tejidos blandos tienden a distorsionarse. Ya que en este trabajo el objetivo principal es el análisis de los huesos, la TC resultó una mejor opción.

2.1.2 Segmentación y modelos 3D

En el proceso de segmentación se delimitaron las regiones correspondientes a los fémures y la pelvis de cada paciente [Figura 25]. Se llevaron a cabo también procesos de edición y suavizado [Figura 26].

La segmentación, generación y edición de modelos 3D, así como la generación de mallas para el análisis FEM, se llevó a cabo en la Mimics Innovation Suite 20 Release (Neuven, Bélgica), gracias a la colaboración con la empresa Replik Medical, y al proyecto CONACYT Programa de Estímulos a la Innovación PEI 2017 “Diseño y desarrollo de una plataforma web para el modelado e impresión 3D de prótesis basadas en imágenes biomédicas como ultrasonido o tomografía”.

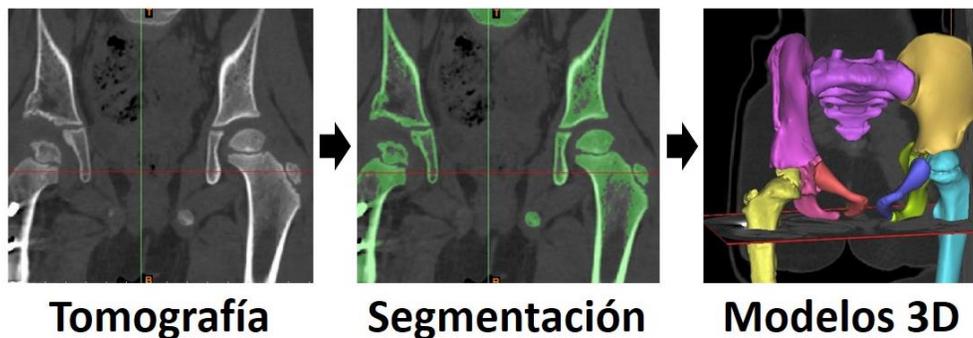


Figura 25. Obtención de modelos TC3D. Tomografías convencionales, en formato DICOM, son segmentadas y visualizadas en 3D con software especializado.

Con la intención de simplificar los modelos, se consideró a los huesos como cuerpos homogéneos; es decir, tanto hueso cortical como hueso trabecular como un solo tipo de tejido. Estudios biomecánicos previos han reportado que el efecto del hueso trabecular en el contacto articular es despreciable [36]. Posteriormente se generaron representaciones tridimensionales de la segmentación; los modelos 3D.

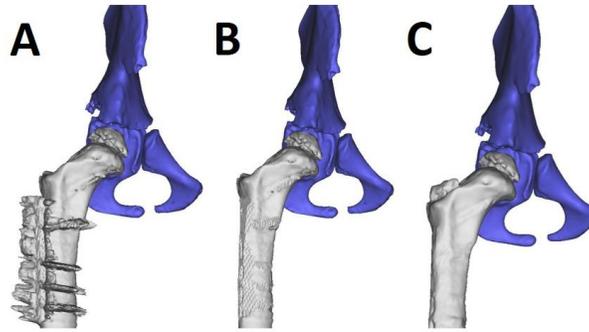


Figura 26. Limpieza y suavizado de modelos TC3D. Segmentación semiautomática (A), eliminación de destellos metálicos y adherencias de tejido (B). El modelo final suavizado (C).

Aunque la geometría del hueso es una de los principales factores que influyen en la distribución del esfuerzo articular, se tomó la decisión de recurrir a procesos de edición y suavizado y considerar al hueso como un material homogéneo durante la reconstrucción tridimensional para evitar que la complejidad del modelo rebasara las capacidades de análisis con que se contaba:

- La TC no es perfecta, está sujeta a interferencias y distorsiones. Un hueso sin proceso de suavizado aparecerá con múltiples pequeñas protuberancias y cavidades que no necesariamente son porciones de hueso, en ocasiones se trata de tejido blando ligeramente más denso de lo normal, pero el software de análisis, que sólo interpreta la radiodensidad del tejido, lo interpreta equivocadamente como hueso. Es entonces necesaria la intervención de una persona para reinterpretar lo que arroja el software, y en dado caso, hacer las correcciones necesarias. Para el caso de las tomografías postoperatorias, algunos pacientes aún tienen implantados en sus fémures placas y tornillos ortopédicos, que provocan distorsiones. Una manera de disminuir la aparición de estos errores, sería reconfigurar el aparato para lanzar rayos X con más intensidad, sin embargo esto aumentaría la dosis de radiación para el paciente, por lo que no es una opción verdadera.
- Debido a la edad de los pacientes involucrados en este estudio, sus huesos parecen desvanecerse en algunas regiones, o al menos así lo interpreta el software. Obviamente no es así, en realidad en esas regiones hay hueso cartilaginoso, o cartílago de crecimiento, que es parte del esqueleto pediátrico. Durante el proceso de edición, aquellas regiones que el software interpreta como huecas son rellenas con material. De la heterogeneidad del esqueleto pediátrico surge también el problema de la asignación de propiedades mecánicas a las regiones de hueso cartilaginoso y de cartílago de crecimiento. Aunque existen herramientas y literatura

que podría emplearse para modelar el esqueleto pediátrico con mayor realismo, se eligió considerar a todo el hueso de todos los pacientes como un material homogéneo para no introducir una variable más al análisis, y facilitar la comparación de resultados entre pacientes.

2.1.3 Sistema coordenado normalizado

La reconstrucción tomográfica posterior a la segmentación toma lugar en la posición del paciente durante el estudio, es decir,

Durante el estudio tomográfico el paciente es colocado en una posición específica, recostado boca arriba, y con el eje corporal longitudinal alineado con el del tomógrafo. El tomógrafo ordena las imágenes basado en un sistema coordenado definido por el plano de la mesa sobre la que se recuesta el paciente. Los modelos 3D reconstruidos a partir de dicha tomografía heredan el sistema coordenado de la tomografía, por lo tanto, si el paciente no está alineado apropiadamente con la mesa del tomógrafo, los ejes y planos coordenados asociados a los modelos 3D no corresponderán a las direcciones y planos anatómicos (coronal, sagital, axial). Lo anterior resulta en que no se cuenta con una referencia de verticalidad u horizontalidad, las cuales son necesarias para realizar mediciones precisas. Aunque se toman precauciones durante la obtención de imágenes tomográficas, errores de posicionamiento pasan inadvertidos con regularidad, especialmente en niños y pacientes con férulas o dolor; existe controversia respecto al efecto de estos errores sobre el análisis radiológico y decisiones clínicas que se realizan con base en los estudios tomográficos [22,27].

Ya que probablemente el eje longitudinal del paciente no está alineado con el del tomógrafo, trabajar con ese sistema coordenado definido automáticamente introduciría errores en el análisis morfológico. Para evitar estos errores, el sistema de referencia es redefinido de manera que los planos coordenados correspondan a los planos anatómicos sagitales, coroneales y axiales.

Los planos anatómicos pueden ser definidos por referencias anatómicas de la pelvis. Idealmente, en la posición anatómica, las espinas ilíacas anterosuperiores (ASIS) se encuentran en el mismo plano axial (horizontal), y el plano pélvico anterior (APP), definido por las ASIS y la sínfisis púbica, es un plano coronal (vertical). Con base en estas convenciones, se redefine el sistema coordenado de los modelos 3D [Figura 27].

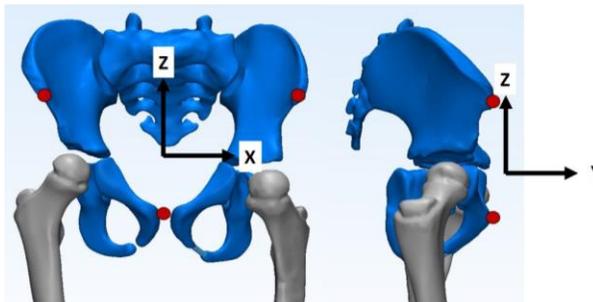


Figura 27. Referencias anatómicas definen un nuevo sistema coordenado basado en la posición anatómica.

2.1.4 Simulación quirúrgica

El tratamiento quirúrgico consiste en una osteotomía pélvica y una osteotomía femoral, las cuales fueron simuladas virtualmente sobre los modelos 3D de los huesos de los pacientes.

La osteotomía pélvica (técnica Dega) crea una bisagra en el acetábulo para generar cobertura sobre la cabeza femoral. Es indicada cuando el acetábulo es muy amplio o poco profundo. Debido a la severidad de la displasia, el fémur se encuentra por encima de su posición normal; para poder reducir la articulación, es necesario acortar la longitud del fémur por medio de la osteotomía femoral. Durante la planificación quirúrgica se mide la cantidad de diáfisis femoral que debe retirarse y el grado de corrección necesario para regresar a la cabeza femoral a su correcta posición dentro del acetábulo [Figura 28]. Una descripción más completa del procedimiento quirúrgico puede encontrarse en el Apéndice B.

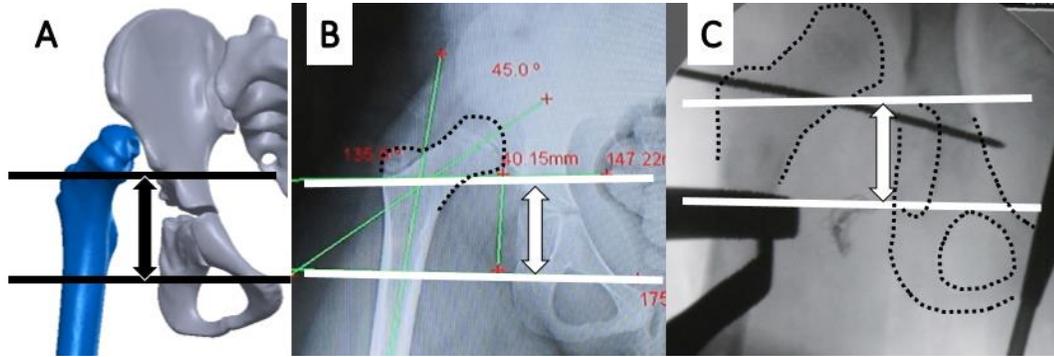


Figura 28. Imágenes en que se aprecia el grado de corrección necesario (longitud de flechas) para bajar el fémur a nivel del acetábulo. Modelo TC3D (A), Rx preoperatoria (B) e imagen de fluoroscopia intraoperatoria (C).

El grado de corrección es determinado por el movimiento rotacional (o de bisagra) del techo acetabular que realiza el cirujano durante la cirugía. Tal movimiento rotacional está determinado a su vez por el eje de rotación, y el ángulo de rotación, que varían con la forma y extensión de los cortes sobre el hueso iliaco.

Al variar la forma y extensión de dichos cortes, se generan casos hipotéticos de la cirugía con distintos grados de corrección, los cuales se diferencian por la cobertura acetabular anterior y lateral [Figura 29]. Como medida cuantitativa del grado de corrección se utiliza el índice acetabular. El índice acetabular es una medida radiológica que cuantifica en grados la inclinación del techo acetabular sobre la cabeza femoral; se mide desde una horizontal hasta una línea que va del cartílago trirradiado al borde lateral del techo acetabular.

Los modelos 3D de fémur, que se encuentran inicialmente dislocados, son trasladados a la cavidad acetabular generada para simular la reducción de la articulación. El espacio intra-articular es controlado de manera que sea igual al del lado contralateral.

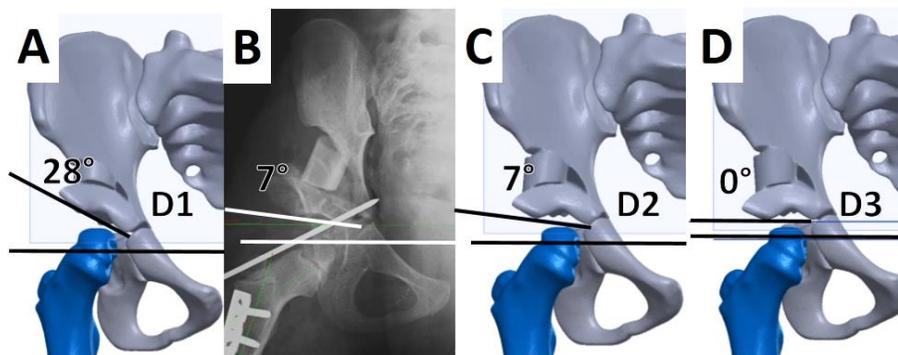


Figura 29. Configuración final de la pelvis. Escenarios hipotéticos que se diferencian por su grado de corrección, definido por el IA, medido en grados.

En una cadera real, el espacio intra-articular está ocupado por cartílago articular, fluido articular y otros tejidos blandos que fueron descartados durante la segmentación inicial. Por medio de segmentaciones y operaciones booleanas, se generaron modelos extra en las intercaras de las estructuras óseas, representando en un solo cuerpo a los cartílagos y tejidos blandos [Figura 30].

A diferencia de una cadera adulta, la cadera pediátrica tiene una mayor cantidad de tejido blando intraarticular, por lo que el modelar al tejido blando articular como una capa delgada y uniforme de material sobre la superficie articular del hueso (como algunos estudios en adultos lo hacen), no representaría la realidad de la articulación pediátrica. Para modelar con mayor realismo el contacto articular de una cadera pediátrica se necesitaría delimitar el cartílago articular de cada superficie, lo cual no es posible en una TC. Se requeriría combinar geometrías obtenidas de resonancia magnética (donde sí se puede delimitar el cartílago), con las geometrías de hueso obtenidas de la TC, lo cual excede los alcances de este trabajo.

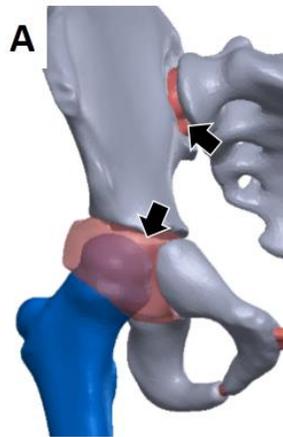


Figura 30. Modelos simplificados de tejido intra-articular. Las regiones rojas, señaladas con flechas, representan el tejido articular.

2.1.5 Preprocesamiento, solución y postprocesamiento de análisis FEM

Se generaron mallas de elementos¹ tetraédricos cuadráticos (TET10) para todos los modelos [Figura 31]. Se eligieron elementos tetraédricos por su facilidad para ajustarse a geometrías complejas con curvas orgánicas, como lo son los huesos, en comparación con otro tipo de

elementos. En promedio, los modelos estuvieron formados por 269,000 elementos y 489,000 nodos, lo que resultó aproximadamente en 1.99 nodos por mm^3 y 1.1 elementos por mm^3 . Trabajos similares, que también buscaban observar esfuerzos en las superficies articulares, utilizaron también elementos tetraédricos y mallas² de densidad³ similar [35,36,52,60]. La asignación de propiedades, y condiciones de carga y restricción de movimiento se llevó a cabo en ANSYS Mechanical Premium, Mechanical APDL 19.0 (Pennsylvania, Estados Unidos), con una licencia propiedad del Laboratorio de Biomecánica del INR.

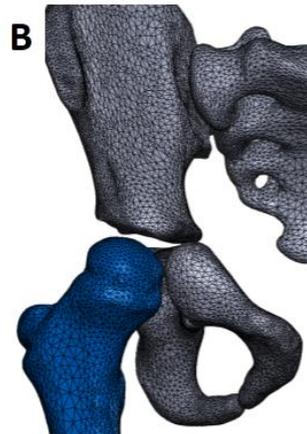


Figura 31. Mallado tetraédrico de modelos

Se asignaron propiedades mecánicas de hueso cortical y cartílago a los elementos correspondientes [52] [Tabla 2]. Ambos, hueso y cartílago, fueron modelados como materiales elásticos, lineales, homogéneos e isotrópicos. En vista de la poca disponibilidad de propiedades mecánicas de hueso pediátrico y a la variabilidad que implican las diferentes edades de los pacientes, las propiedades utilizadas corresponden a huesos adultos. Por razones similares, también se descartó la utilización de modelos no-homogéneos, anisotrópicos y no lineales. Se establecieron condiciones de contacto (Bonded) entre los elementos de hueso y cartílago para la transmisión de la carga. En términos sencillos, el contacto elegido simula una adherencia entre hueso y cartílago.

¹ En los análisis FEM, un complejo sistema a resolver es discretizado, es decir, es dividido en un sistema equivalente de pequeñas partes, que son más fáciles de analizar y resolver. Estas pequeñas partes son llamadas elementos finitos y están conectadas entre sí por puntos llamados nodos. En términos simples, cada elemento es analizado individualmente, y posteriormente, los resultados de todos éstos análisis individuales son combinados para dar una aproximación de la respuesta del sistema completo.

² El proceso de discretización se conoce también como mallado, y el conjunto de elementos y nodos, como malla.

³ Entre más denso o fino sea el mallado, es decir, entre más (y más pequeñas) partes compongan un cuerpo, más preciso es el modelo. Sin embargo, al aumentar el número de elementos y nodos, también aumentan los recursos computacionales necesarios para resolver el sistema.

Tabla 2. Propiedades de material. [52]

Material	Módulo de Elasticidad/Young [MPa]	Coficiente de Poisson
Hueso	17,000	0.30
Cartílago	15	0.45

A partir de la edad de los pacientes al momento de la tomografía, de datos estandarizados de peso por edad para niños [61], y del trabajo de segmentación corporal de De Leva¹ [62], se determinó la carga correspondiente al peso corporal parcial, es decir, sin considerar el peso de los miembros inferiores de cada paciente [Figura 32]. Esta carga, de 56% del peso corporal, se aplicó en dirección vertical sobre la base sacra² (superficie superior del cuerpo vertebral de S1) [Figura 33.A.a].

La acción de los músculos abductores fue considerada³. La fuerza muscular utilizada en un estudio similar previo, que utilizó un modelo adulto [52], fue ajustada en función del peso de los pacientes. La carga correspondiente a este grupo muscular, de 63% del peso corporal, fue aplicada en las zonas de inserción de los músculos abductores, tanto en la pelvis como en el fémur [Figura 33.B].

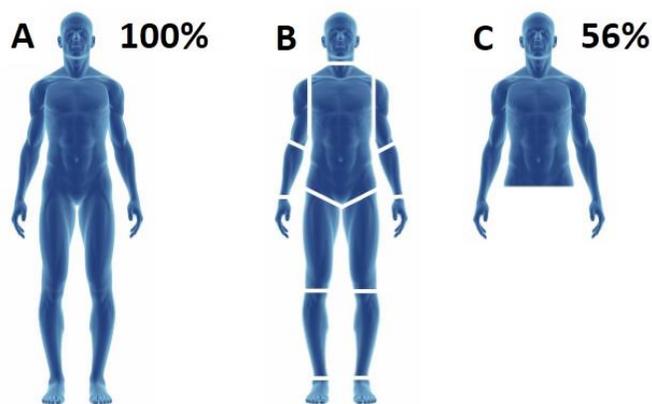


Figura 32. Cuerpo completo y peso corporal total (A). Segmentación corporal de Leva (B). Sustracción de miembros inferiores y peso corporal parcial (C).

¹ De Leva determinó el peso de cada segmento corporal (brazo, pierna, tronco, etc.) en función del peso corporal.

2 Superficie superior del cuerpo vertebral de la vértebra S1. Una de las principales funciones de la columna vertebral es transmitir el peso corporal a la cintura pélvica.

3 Incluso en reposo, o en bipedestación, existe tono muscular, que se traduce como una tensión permanente.

Bajo condiciones reales, son varios los grupos musculares y ligamentos que actúan para mantener el equilibrio, incluso en una posición de relativo reposo, como la bipedestación. El estudio de estas cargas está más allá de los alcances de este trabajo. Para obtener un efecto similar al de todos los músculos y ligamentos mencionados, se aplicó una condición de asimetría¹ respecto al plano horizontal en los componentes superiores de la pelvis. Además, se restringió el movimiento, en todas las direcciones, de los nodos correspondientes a la porción más distal del fémur [Figura 33.A.b].

Las condiciones y cargas aplicadas al modelo corresponden a una bipedestación, se eligió esta posición ya que es la más sencilla de modelar, y para la que no se requieren de datos adicionales referentes a la posición de las extremidades, o cargas relacionadas a la acción muscular. Incorporar posiciones funcionales más críticas, como etapas de apoyo unipodal de la marcha, o subir y bajar un escalón, hubiera aumentado considerablemente el número de modelos y en consecuencia los tiempos de ejecución, y análisis de resultados, lo cual hubiera excedido la capacidad, en términos de recursos y tiempo, con que se contaba.

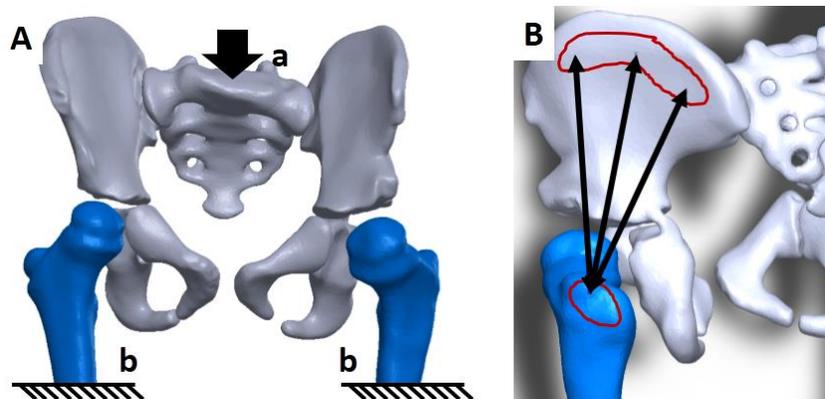


Figura 33. Condiciones del modelo. Peso corporal parcial (A.a) y empotramiento de fémures (A.b). Acción de músculos abductores (B).

¹ Restringidos los desplazamientos en el plano horizontal y las rotaciones en el eje Z: $UX=0$, $UY=0$, $ROTZ=0$

Si bien se han desarrollado otros modelos más aproximados a la realidad, que consideran el comportamiento visco-elástico y no lineal del hueso, así como su carácter heterogéneo,

y con cierto nivel de anisotropía, las simplificaciones usadas permitieron producir series de análisis FEM en poco tiempo con los equipos de cómputo con que se contaba, lo cual era un requisito importante, ya que todo el proceso de modelado, análisis y discusión de resultados debía realizarse en el periodo entre el estudio tomográfico y la cirugía.

En el tiempo que lleva realizándose el proyecto de investigación, el equipo de trabajo ha desarrollado técnicas para sortear, en cierto nivel, algunas de las limitaciones mencionadas, sin embargo, las mejoras al modelo se planean implementar hasta una etapa posterior del proyecto, lo cual se describe con mayor detalle en el Apéndice C.

Las condiciones de carga y de restricción de movimiento también son simplificaciones del estado real de cargas actuando sobre la cadera. Aunque considerar todas las cargas y condiciones a las que está sujeta una cadera real resultaría prácticamente imposible, existen técnicas para hacer mejores estimaciones de las condiciones de carga a las que está sujeta una cadera en particular (modelos alimentados con datos de análisis de movimiento, electromiografía, y modelos experimentales). Sin embargo, la utilización de dichas técnicas requeriría de más recursos, tanto materiales, como de tiempo, trabajo, y humanos, con los que no se contó para este trabajo. De nuevo, las simplificaciones permitieron producir modelos FEM de suficiente aproximación en poco tiempo.

Una vez obtenida la solución numérica de cada escenario hipotético, se hizo un análisis de los resultados. Se localizó y registró el máximo esfuerzo de von Mises en el techo acetabular (hueso iliaco) de cada cadera. Se eligieron los esfuerzos de von Mises para poder comparar resultados con estudios similares, y de esta manera, identificar posibles incongruencias en los resultados. Se observó y comparó cualitativamente la distribución del esfuerzo en los techos acetabulares de todas las caderas. Una cadera con buen estado biomecánico se caracterizaría por un esfuerzo distribuido uniformemente sobre una zona de carga amplia [Figura 34].

A pesar de que la displasia es un problema que tiene repercusiones en el resto del organismo, afectando la columna vertebral y el miembro contralateral, se recurrió a la comparación con la cadera contralateral del mismo paciente como una referencia de normalidad. La justificación de esta decisión, entre otras, es la dificultad de obtener imágenes tomográficas de caderas pediátricas sanas con la misma edad o nivel de desarrollo que los pacientes de DDC para poder ser utilizadas como un control. Algunos estudios con adultos recurren a voluntarios, a tomografías de pacientes con una enfermedad no

relacionada, o a especímenes cadavéricos. En este caso no se cuenta con esta opción, tanto por la dificultad de hallar a los sujetos, como el restrictivo conflicto ético.

En cada techo acetabular se determinó también la zona de carga, la cual se midió en mm^2 . Se denominó 'zona de carga' a aquellas superficies en el techo acetabular con los valores más altos de esfuerzo; específicamente, con el 20% más alto. La delimitación de estas zonas de carga se hizo modificando la escala automática del visualizador de resultados del software FEM, el cual tiene como límites predeterminados a los esfuerzos máximos y mínimos de cada caso [Figura 34.A]. En la escala modificada, el límite inferior estaba definido por el 80% del máximo esfuerzo registrado en cada cadera, y la llamada zona de carga es la superficie que aparece coloreada [Figura 34,B].

Se determinó también la superficie total del techo acetabular de cada cadera para calcular el porcentaje de esta que representa la zona de carga.

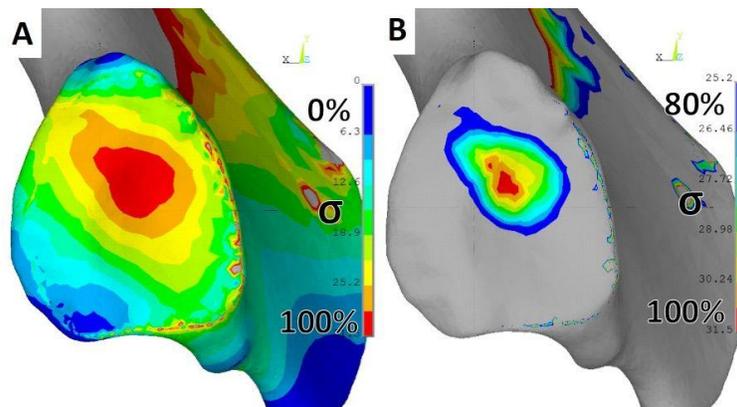


Figura 34. Ejemplo de distribución de esfuerzo sobre la superficie articular en techo acetabular de una cadera sana. Distribución total (A) y al 80%, delimitando la zona de carga (B). Vistas inferiores.

2.1.6 Reunión con equipo médico y reproducción en quirófano

Los resultados de cada escenario hipotético, de cada paciente, fueron presentados y discutidos en una reunión con el equipo médico previa al procedimiento quirúrgico [Figura 35]. En éstas reuniones se eligieron los escenarios hipotéticos a reproducir en el quirófano.

La elección se llevó a cabo bajo los siguientes criterios:

- Valor del esfuerzo máximo más cercano al valor encontrado en la cadera contralateral
- Valor de zona de carga más cercano al valor encontrado en la cadera contralateral
- Ubicación de la zona de carga y esfuerzo máximo más cercano al centro de la superficie articular
- Congruencia articular favorable, sin riesgo de re-dislocación ni de pinzamiento de tejido
- El esfuerzo máximo no debe concentrarse en una protuberancia

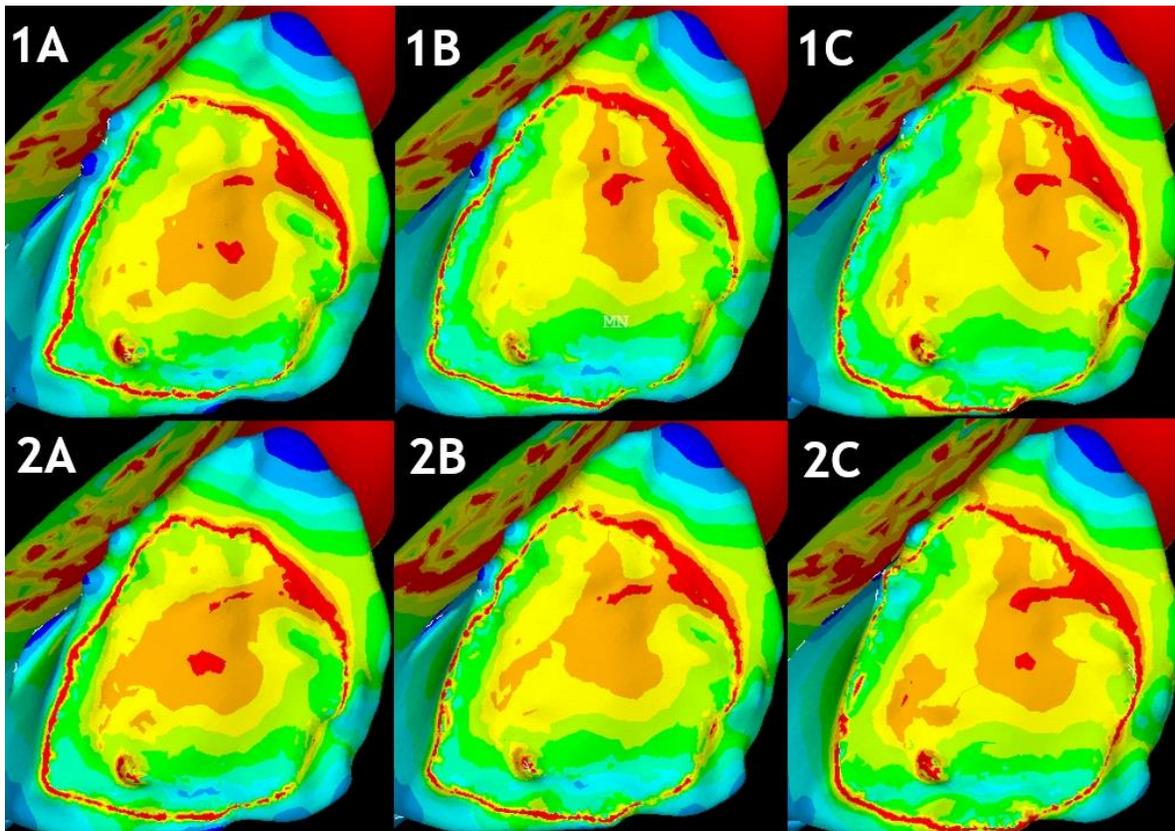


Figura 35. Ejemplo de imagen que se presentan al equipo médico para la elección del escenario a reproducir en la que se aprecian vistas inferiores del techo acetabular en las caderas operadas. Los colores representan la distribución del esfuerzo, zonas rojas indican un alto esfuerzo, zonas verdes un bajo esfuerzo.

Una vez elegido el escenario a reproducir en el quirófano, se proveyó al equipo médico de la información necesaria para llevar a cabo dicha reproducción [Figura 36]:

- Posición del corte en el ilion respecto a las espinas iliacas anteriores
- Posición del corte en el ilion respecto al borde acetabular

- Apertura máxima del corte en el ilion
- Dimensiones del auto-injerto de hueso que se introducirá en la apertura del corte

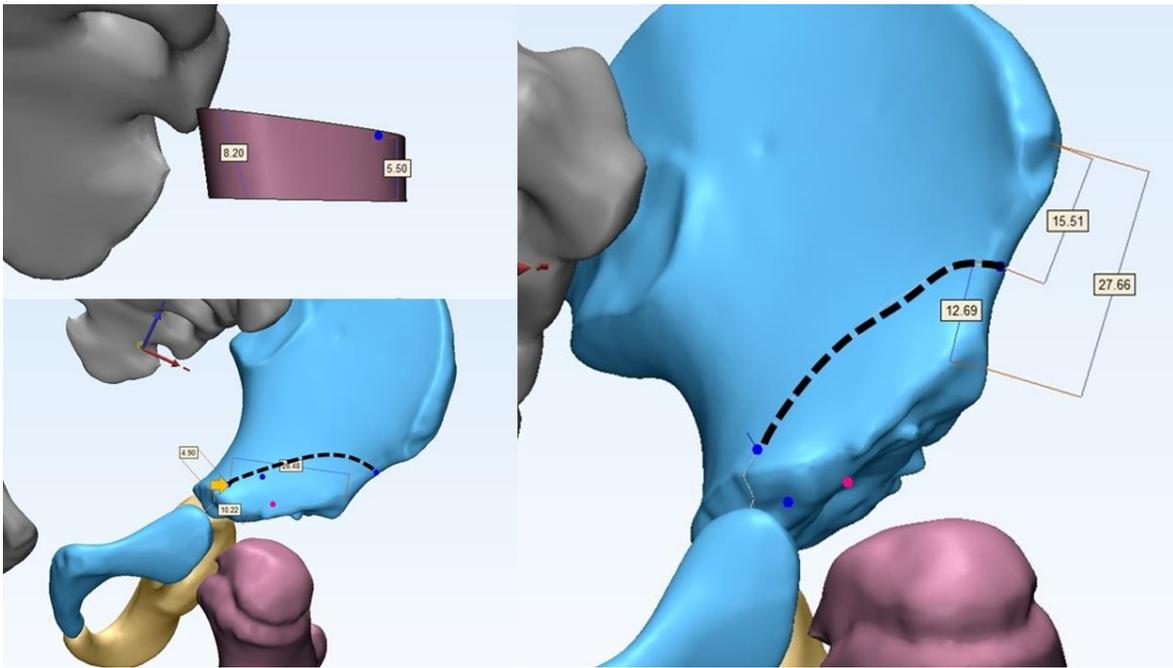


Figura 36. Ejemplo de imagen que se ofrecen al equipo médico con información para auxiliar en la reproducción del escenario elegido.

Las cirugías se llevaron a cabo en los días posteriores a la elección del escenario. No se reportaron complicaciones durante la cirugía, ni en el periodo de recuperación inmediato.

Una etapa crucial durante el estudio, y que está sujeta a la mayor incertidumbre, es la reproducción en el quirófano del escenario que se genera durante la simulación quirúrgica. A pesar de que se hace todo lo posible por asistir al cirujano en esta etapa, la reproducción fiel del plan quirúrgico requiere de cortes en hueso precisos a nivel milimétrico. Si observamos el instrumental con el que cuenta el cirujano para hacer éste tipo de cortes, nos daremos cuenta de que se encuentra en desventaja. Si la reproducción de éstos escenarios propuestos nos es buena, entonces los resultados que se observan y miden en las posteriores etapas pueden o no deberse a la planificación quirúrgica que se pretende evaluar. En este caso se asume que el cirujano logra reproducir el plan quirúrgico. Se requieren diseñar soluciones para que el paso de un escenario virtual a la realidad en un quirófano sea más precisa y sencilla, así como maneras identificar, y en su caso cuantificar, la desviación del plan quirúrgico al resultado real de la cirugía. En el apéndice de trabajo futuro se ahonda en este aspecto.

2.1.7 Escenarios hipotéticos elegidos

Se incluyeron tres pacientes en el grupo de estudio, los cuales fueron tratados con una acetabuloplastia tipo Dega, y su plan quirúrgico fue asistido por medio de modelos 3D y simulaciones [Tabla 6]. Se eligió el escenario que representara el esfuerzo y zona de carga de magnitudes más cercanas a las encontradas en la cadera sana, y con la mejor congruencia articular posible, con la intención de que la reproducción en el quirófano produjera las mejores condiciones para la rehabilitación de la articulación.

Tabla 6. Características de caderas preoperatorias y escenarios hipotéticos elegidos de pacientes del grupo de estudio.

Paciente	Edad al momento de la cirugía	Tiempo post-operatorio	Esfuerzo máximo en escenario elegido [MPa]	Índice acetabular en escenario elegido [°]	Índice acetabular en cadera displásica preoperatoria [°]
RH	2.6 años	1.8 años	41	25	37.7
SG	4.2 años	1.3 años	49	10	35.4
VC	6.4 años	1.7 años	41	7	42.9

El esfuerzo máximo encontrado en las caderas sanas fue casi 25% (10 MPa) menor al de las caderas displásicas, esto se debe a la concentración de esfuerzos sobre las irregularidades en la superficie articular que provocan las deformidades características de la displasia.

Los tres pacientes partieron de un estado preoperatorio de luxación total. Puede observarse que la cirugía del paciente VC representó el mayor grado de corrección, con un cambio en la inclinación de casi 25°.

2.2 Etapa 2: Análisis postoperatorio en grupo control

Para esta segunda etapa se recuperaron estudios tomográficos de pacientes con DDC inveterada que recibieron el tratamiento convencional [Tabla 3]; esto es, con una planificación quirúrgica apoyada solamente por radiografías convencionales. Los estudios tomográficos se llevaron a cabo un año posterior a su cirugía [Figura 37].

Los procesos de segmentación, modelado 3D, redefinición del sistema coordinado, así como el preprocesamiento, solución y postprocesamiento de análisis FEM fueron los mismos que para la primera etapa. La diferencia fundamental fue que para estos modelos no se generaron escenarios hipotéticos, sino que se conservó la congruencia articular que ya poseían las caderas.

Tabla 3. Pacientes incluidos en el grupo control.

Paciente	Edad al momento de la cirugía en años	Tiempo postoperatorio en años	Edad al momento de la tomografía de seguimiento en años
CM	5.1	2	7.1
CR	3.6	1	4.6
FC	4.4	0.8	5.2
GR	4.3	1.1	5.4
GS17	3.6	1.1	4.7
GS18	3.6	1.8	5.4
JS	3.1	1.9	5
OM	4.6	1.6	6.2
RL	5.2	1.1	6.3

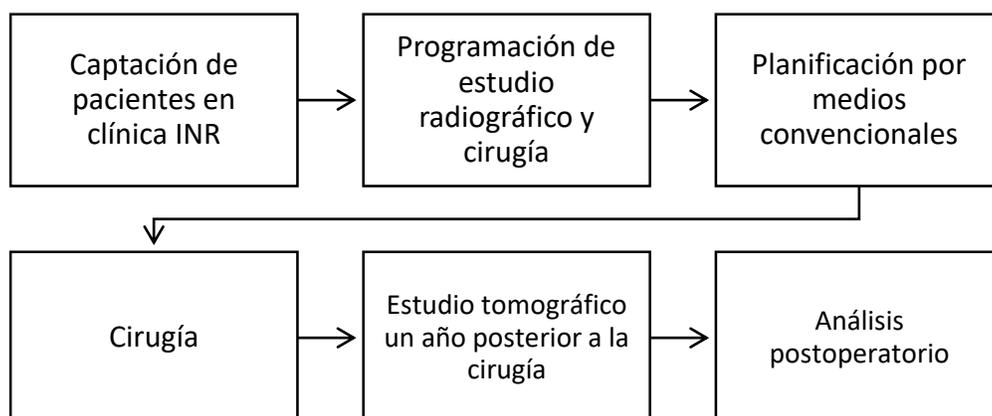


Figura 37. Diagrama que describe el proceso de la segunda etapa

Se incluyeron nueve pacientes en el grupo control, los cuales fueron tratados con una acetabuloplastia tipo Dega, y su plan quirúrgico se realizó de manera convencional, es decir, haciendo uso de sólo radiografías sencillas [Tabla 7]. Como parte de su seguimiento postoperatorio, se realizaron análisis a las caderas afectadas.

Tabla 7. Resultados de caderas de pacientes del grupo control

Paciente	Edad al momento de la cirugía en años	Tiempo postoperatorio en años	Índice acetabular [°]	Esfuerzo máximo en cadera afectada [MPa]	Superficie de carga en cadera afectada [mm²]
CM	5.1	2	13.52	35.4	108.8
CR	3.6	1	15.8	26.7	170
FC	4.4	0.8	11.17	21.2	126.5
GR	4.3	1.1	0.05	33.2	85.7
GS17	3.6	1.1	7.86	40.3	119.2

GS18	3.6	1.8	10.55	50.4	89.8
JS	3.1	1.9	27.8	18.7	165.6
OM	4.6	1.6	22.3	26.1	116.6
RL	5.2	1.1	4.2	24.9	149.7

La alta variabilidad en cuanto a las edades y talla de los pacientes dificultó la comparación de resultados entre ellos, incluso haciendo grupos con edades o tiempos postoperatorios en común. Con el fin de hacer una comparación con los resultados preliminares, se recurrió a una fórmula aritmética arbitraria para desprestigiar el efecto de: 1) las variaciones en peso corporal de los pacientes sobre la magnitud del esfuerzo, y 2) las variaciones en el tamaño de la cadera sobre la magnitud de la superficie de carga [Tabla 8]. A estos valores modificados de esfuerzo y superficie de carga se les agregó la letra R para diferenciarlos. Es importante señalar que esta fórmula es meramente un recurso aritmético al que se recurre para comparar los resultados preliminares con que se cuenta, y aunque se le llama “esfuerzo”, no conserva el significado del término en mecánica de materiales. Con los resultados finales del proyecto este recurso aritmético no sería necesario, ya que se compararían entre pacientes con características similares (peso y talla).x

$$Esfuerzo R = \frac{Esfuerzo\ máx * F}{100}$$

Donde:

Esfuerzo máx es el valor del máximo esfuerzo localizado en determinada cadera en MPa

F es el valor de la carga vertical aplicada al modelo, correspondiente al peso corporal del paciente en N

$$Zona\ de\ carga\ R = \frac{Superficie\ H}{Superficie\ A} * 100$$

Donde:

Superficie H es la superficie en la que se encuentran los esfuerzos mayores al 80% del esfuerzo máximo en mm²

Superficie A es el total de la superficie articular del techo acetabular en mm²

Tabla 8. Resultados normalizados de caderas de pacientes del grupo control

Paciente	Edad al momento de la cirugía en años	Tiempo postoperatorio en años	Índice acetabular [°]	Esfuerzo máximo normalizado en cadera afectada	Zona de carga [%]
CM	5.1	2	13.52	45	35
CR	3.6	1	15.8	26	46
FC	4.4	0.8	11.17	26	61
GR	4.3	1.1	0.05	39	36
GS17	3.6	1.1	7.86	40	57
GS18	3.6	1.8	10.55	53	44
JS	3.1	1.9	27.8	21	50
OM	4.6	1.6	22.3	30	41
RL	5.2	1.1	4.2	31	48

Vale la pena señalar que los identificadores GS17 y GS18 son del mismo paciente, pero en distintas evaluaciones de seguimiento. Como parte del protocolo de investigación, se pretende hacer un seguimiento a mediano plazo de los pacientes para monitorear su evolución.

2.2.1 Evaluación médico-funcional, y de calidad de vida

Los valores obtenidos de los análisis biomecánicos nos permiten conocer el comportamiento de la articulación desde un punto de vista estructural.

Evaluar las articulaciones en su estado postoperatorio por medio de análisis biomecánicos y medidas radiológicas nos permite saber de su desempeño interpretando la distribución de esfuerzos en la superficie articular, y la inclinación del techo acetabular sobre la cabeza femoral, pero éstas evaluaciones dejan de lado factores muy importantes en la recuperación del paciente, como su desempeño funcional, y la percepción de bienestar del paciente y su familia.

Durante la consulta de seguimiento de los pacientes, se les realizaron dos tipos de evaluación:

Una exploración funcional por parte del personal del SOP-INR, con la que se identificó a cada paciente con un grado en la escala de McKay (Tabla 5), la cual toma en cuenta factores funcionales, como la presencia e intensidad de dolor, claudicación, o limitación del rango de movimiento.

Tabla 5. Escala de McKay para la evaluación clínica de la cadera.

Grado	Calificación	Descripción
I	Excelente	Sin dolor, cadera estable, marcha normal, más de 15° de rotación interna
II	Buena	Sin dolor, cadera estable, cojera leve o movimiento limitado, sin debilidad muscular
III	Regular	Dolor mínimo, rigidez moderada, debilidad muscular
IV	Mala	Dolor significativo

Una evaluación de calidad de vida por parte la Lic. Claudia Hortensia Martínez Meléndez, y la Dra. Nelly Flores Pineda, psicólogas clínicas y de la salud de la Coordinación de Psicología Clínica del Centro Nacional de Desarrollo de Talentos Deportivos y Alto Rendimiento (CNAR) – Comisión Nacional de Cultura Física y Deporte (CONADE), usando el instrumento PedsQL, en los que se tomó en cuenta la percepción, del paciente y de sus padres, de su bienestar en el ámbito físico, emocional, social y escolar.

Los resultados del análisis se correlacionaron con los resultados de las evaluaciones biomecánicas para complementar el análisis postoperatorio de los pacientes, y para tener una perspectiva más con la cual determinar el efecto de la planificación quirúrgica asistida.

2.3 Etapa 3: Análisis postoperatorio en grupo de estudio

Para esta segunda etapa se realizó un seguimiento de los pacientes del grupo de estudio con quienes se trabajó en la primera etapa [Tabla 4]. Se realizaron estudios tomográficos un año posterior a su cirugía.

Los procesos de segmentación, modelado 3D, redefinición del sistema coordinado, así como el preprocesamiento, solución y postprocesamiento de análisis FEM fueron los mismos que para la primera etapa. Así como en la segunda etapa, no se generaron escenarios hipotéticos, sino que se conservó la congruencia articular que ya poseían las caderas [Figura 38].

Tabla 4. Pacientes del grupo de estudio y sus tiempos de seguimiento postoperatorio.

Paciente	Edad al momento de la cirugía en años	Tiempo postoperatorio en años	Edad al momento de la tomografía postoperatoria en años
RH	2.6	1.8	4.4
SG	4.2	1.3	5.5
VC	6.4	1.7	7.9

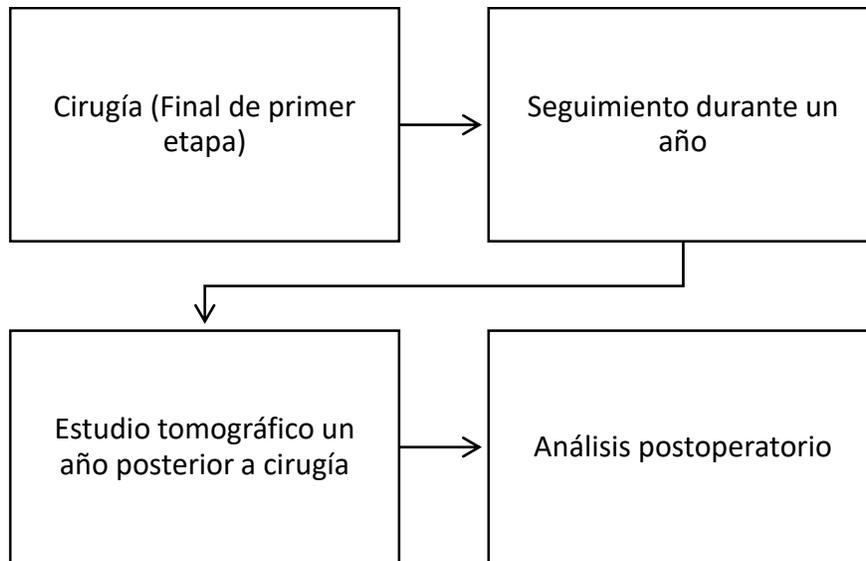


Figura 38. Diagrama que describe el proceso de la tercera etapa

Los pacientes del grupo de estudio regresaron para una tomografía de seguimiento después de su cirugía. Se realizaron simulaciones con las caderas en su estado postoperatorio, ajustando las condiciones de carga de acuerdo al crecimiento de cada paciente.

Los resultados fueron también normalizados para facilitar su comparación con el grupo control [Tabla 9].

Tabla 9. Resultados normalizados de caderas de pacientes del grupo de estudio, en etapa postoperatoria.

Paciente	Edad al momento de la cirugía	Tiempo post-operatorio	Índice acetabular [°]	Esfuerzo máximo normalizado en cadera afectada	Zona de carga [%]
RH	2.6 años	1.8 años	20.06	60	43
SG	4.2 años	1.3 años	21.68	23	45
VC	6.4 años	1.7 años	13.7	41	58

3 Discusión de Resultados y Conclusiones

4.1 Efectos de la planificación asistida

4.1.1 Mediciones y distribución de esfuerzo

****explicación del recurso usado para comparar resultados preliminares****

****oportunidad para plantear posibles conclusiones basadas en expectativas de resultados****

Como se adelantó en la sección de resultados, debido a la limitada cantidad de pacientes en el estudio hasta el momento, se debieron hacer ajustes para normalizar algunos de los resultados obtenidos, y facilitar la comparación entre pacientes de distintas edades y tallas.

A pesar de la normalización de los resultados, fue necesaria la subdivisión de los grupos para hacer comparaciones que permitieran observar lo que se buscaba. Se generaron tres subgrupos de comparación grupo RH (Tabla 10), grupo SG (Tabla 11), y grupo VC (Tabla 12), de acuerdo al tiempo de seguimiento postoperatorio.

Tabla 10. Pacientes del grupo de comparación RH.

Tipo de planificación quirúrgica	Pacientes	Edad al momento de la cirugía	Tiempo postoperatorio	Edad al momento de la tomografía de seguimiento
----------------------------------	-----------	-------------------------------	-----------------------	---

Asistida (Grupo de estudio)	RH	2.6	1.8	4.4
Tradicional (Grupo control)	CM	5.1	2	7.1
	GS18	3.6	1.8	5.4
	JS	3.1	1.9	5
Promedio del grupo de control		3.9	1.9	5.8

Tabla 11. Pacientes del grupo de comparación SG.

Tipo de planificación quirúrgica	Pacientes	Edad al momento de la cirugía	Tiempo postoperatorio	Edad al momento de la tomografía de seguimiento
Asistida (Grupo de estudio)	SG	4.2	1.3	5.5
Tradicional (Grupo control)	GR	4.3	1.1	5.4
	GS17	3.6	1.1	4.7
	CR	3.6	1	4.6
	FC	4.4	0.8	5.2
	RL	5.2	1.1	6.3
Promedio del grupo de control		4.2	1	5.2

Tabla 12. Pacientes del grupo de comparación VC.

Tipo de planificación quirúrgica	Pacientes	Edad al momento de la cirugía	Tiempo postoperatorio	Edad al momento de la tomografía de seguimiento
Asistida (Grupo de estudio)	VC	6.4	1.5	7.9
Tradicional (Grupo control)	GS18	3.6	1.8	5.4
	OM	4.6	1.6	6.2
Promedio del grupo de control		4.1	1.7	5.8

Como puede observarse, la limitada cantidad de pacientes con los que se cuenta hasta el reporte de este trabajo provoca que sólo el grupo SG cuente con apenas suficientes pacientes como para hacer una comparación que permita apreciar una tendencia. Sin embargo, se realizaron comparaciones con los datos disponibles hasta el momento [Tablas 13, 14 y 15].

Tabla 13. Resultados del grupo de comparación RH.

Tipo de planificación quirúrgica	Pacientes	Índice acetabular [°]	Ángulo centro-borde [°]	Esfuerzo máximo normalizado en cadera afectada	Zona de carga [%]
Asistida (Grupo de estudio)	RH	20.1	26.2	60	43
Tradicional (Grupo control)	CM	13.5	34.3	45	35
	GS18	10.6	26.3	53	44
	JS	27.8	83.3	21	50

Promedio del grupo de control	17.3	48	39.7	43
-------------------------------	-------------	-----------	-------------	-----------

Tabla 14. Pacientes del grupo de comparación SG.

Tipo de planificación quirúrgica	Pacientes	Índice acetabular [°]	Ángulo centro-borde [°]	Esfuerzo máximo normalizado en cadera afectada	Zona de carga [%]
Asistida (Grupo de estudio)	SG	21.7	25.4	23	45
Tradicional (Grupo control)	GR	0.1	45.5	39	36
	GS17	7.9	23.9	40	57
	CR	15.8	77.4	26	46
	FC	11.7	63.9	26	61
	RL	4.2	53.6	31	48
Promedio del grupo de control		7.9	52.9	32.4	49.6

Tabla 15. Pacientes del grupo de comparación VC.

Tipo de planificación quirúrgica	Pacientes	Índice acetabular [°]	Ángulo centro-borde [°]	Esfuerzo máximo normalizado en cadera afectada	Zona de
----------------------------------	-----------	-----------------------	-------------------------	--	---------

					carga [%]
Asistida (Grupo de estudio)	VC	13.7	12.9	41	58
Tradicional (Grupo control)	GS18	10.6	26.3	53	44
	OM	22.3	72.1	30	41
Promedio del grupo de control		16.4	49.2	41.5	42.5

La comparación de valores en el grupo SG, el que tiene más pacientes con características más similares, nos permite observar lo siguiente:

- Considerando que un IA normal es de $20^{\circ} \pm 5$, y un CE normal es de $27^{\circ} \pm 7$, el paciente con planificación asistida se encuentra en el rango normal, mientras que los valores de los pacientes con planificación tradicional sugieren una sobrecorrección que puede provocar problemas como la limitación del arco de movimientos de la articulación.
- El esfuerzo máximo es mayor en los pacientes con planificación tradicional, lo que sugiere una sobrecarga de la articulación, o la concentración del esfuerzo sobre una superficie articular irregular.
- La zona de carga es muy similar entre el paciente con planificación asistida, y los pacientes con planificación tradicional, lo que sugiere que a pesar de la diferencia en cuanto a medidas radiológicas y magnitud del esfuerzo, la superficie sobre la que se distribuye el grueso de la carga se mantiene en un rango de entre 35 y 45% de la superficie articular total.

La única tendencia que prevalece en los tres grupos de comparación es que el ángulo CE de las caderas con planificación tradicional es mayor que el de las caderas con planificación asistida, y sugieren una sobrecorrección que de no controlarse, podría relacionarse con una limitación del rango de movimiento, o un pinzamiento de tejidos blandos.

La falta de otras tendencias prevalentes en los tres grupos muy probablemente se debe a que, al tener pocos pacientes, las características especiales de cada paciente tienen un mayor impacto sobre las tendencias generales del grupo. Es posible que uno o varios de los

pacientes que componen los grupos RH y VC sean casos atípicos que modifican la tendencia observada en el grupo SG.

4.1.2 Evaluación cualitativa de la morfología

Desde un punto de vista cualitativo, una cadera con señales de una buena recuperación o buen pronóstico, posee algunas principales características:

- Cobertura acetabular tanto anterior como posterior. Esto significa que la cadera es poco susceptible a una redislocación, y que se comporta de manera estable en el amplio rango de movimientos que caracteriza a la cadera.
- Congruencia articular, que se puede identificar por indicadores sencillos, como la ubicación concéntrica de la cabeza femoral dentro del acetábulo, y el llamado arco de Shenton, que es una curva imaginaria que se ajusta al cuello femoral y al agujero obturador de la pelvis.
- Esfericidad de las superficies articulares, tanto de la cabeza femoral como del acetábulo. En pacientes con historial de displasia difícilmente se encontrarán superficies libres de irregularidades, pero una esfericidad general es señal de una buena recuperación.

El objetivo de la planificación quirúrgica, tanto asistida como tradicional, es generar, a partir de una articulación deforme, las condiciones para que la articulación obtenga las características mencionadas.

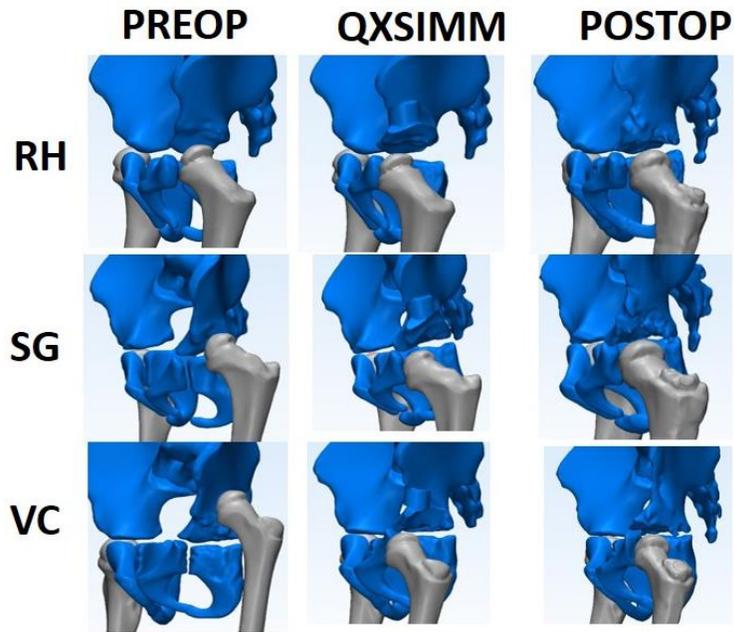


Figura 39. Comparación entre estado preoperatorio, escenario elegido de la simulación quirúrgica, y estado postoperatorio de los pacientes del grupo de estudio. Vista oblicua que resalta cobertura posterior y concavidad del acetábulo.

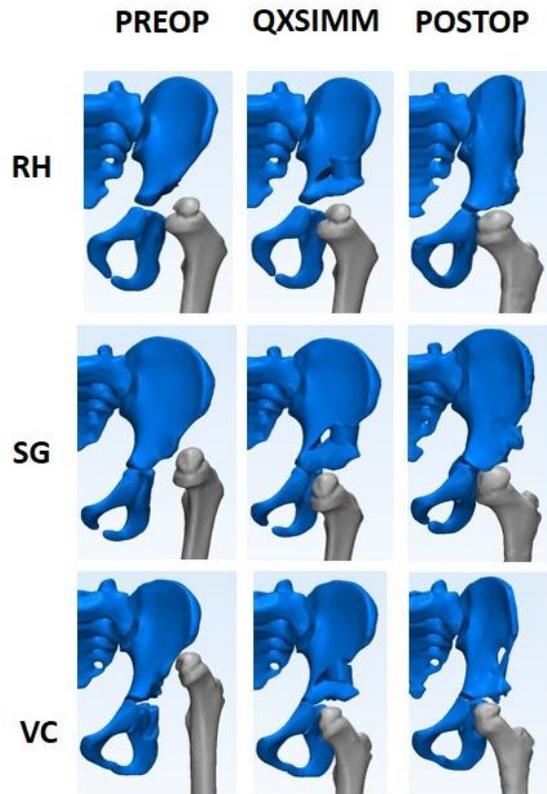


Figura 40. Comparación entre estado preoperatorio, escenario elegido de la simulación quirúrgica, y estado postoperatorio de los pacientes del grupo de estudio. Vista frontal que resalta cobertura anterior, integridad del fémur proximal, congruencia articular.

Como se puede observar en las figuras 39 y 40, las caderas de los pacientes con planificación asistida partieron de una cadera completamente luxada. El objetivo de la simulación quirúrgica es generar un escenario que permitiera restablecer las características morfológicas que se mencionaron al inicio de esta sección.

Puede observarse en los modelos postoperatorios que se recupera la línea de Shenton, las caderas cuentan con cobertura tanto anterior como posterior, las deformidades del fémur proximal se han disminuido o corregido, y se aprecia una esfericidad en desarrollo de la articulación. Aunque las caderas distan de tener características ideales, todas muestran señales de recuperación y buen pronóstico.

Durante la planificación asistida se generan una serie de seis escenarios hipotéticos que varían entre sí por la inclinación anterior y lateral del techo acetabular. Estos escenarios son usados para generar modelos y análisis FEM que permitan estimar el comportamiento mecánico de la articulación bajo las inclinaciones determinadas.

La distribución de dichos escenarios es analizada, en reuniones junto con el equipo médico, para elegir un escenario a reproducir en el quirófano. Durante estas reuniones se busca que el escenario a reproducir represente una distribución de esfuerzo que promueva la remodelación ósea, y restablezca las características morfológicas de una cadera sana.

En general se busca que simultáneamente, el contacto de la cabeza femoral se dé sobre una superficie lo más libre de irregularidades posible, evitando las sobrecargas en protuberancias, y procurando que el grueso de las cargas se localicen en una región lo más central-posterior posible.

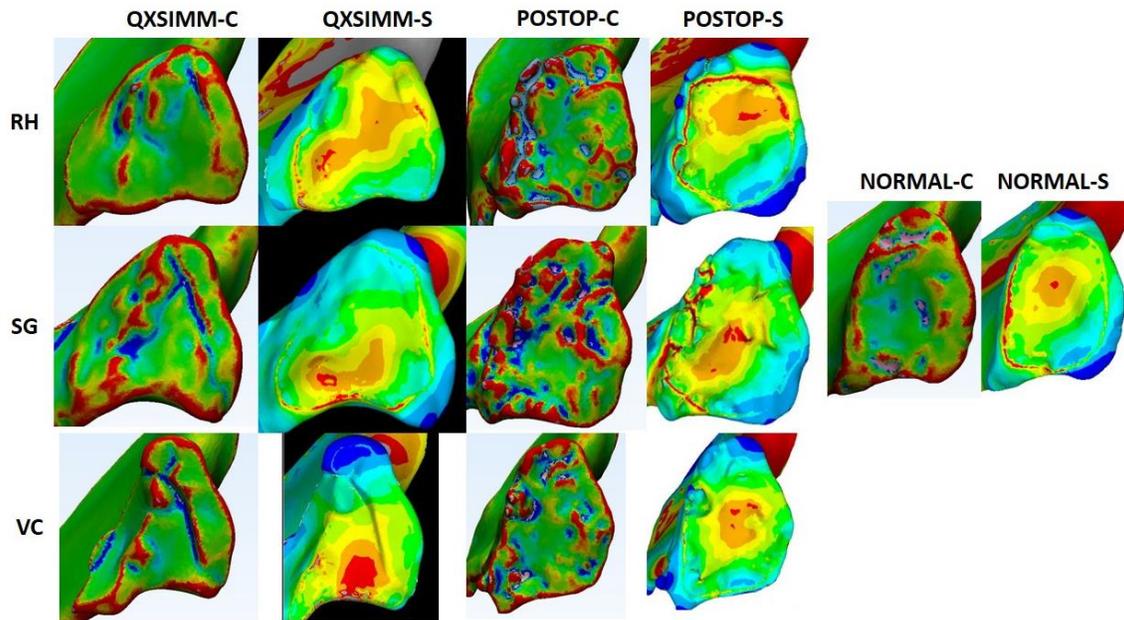


Figura 41. Vistas inferiores de techos acetabulares de caderas afectadas del grupo de estudio en sus estados postoperatorios (POSTOP), y los escenarios elegidos de la simulación quirúrgica (QXSIMM). Las columnas nones representan visualizaciones de análisis de curvatura, en las que las zonas rojas indican protuberancias, y las zonas azules indican cavidades. Las columnas pares representan visualizaciones de análisis FEM, en las que las zonas rojas indican altos esfuerzos, y las zonas azules indican bajos esfuerzos. Como referencia de comparación, se incluyen los análisis de curvatura y FEM de una cadera normal.

En la figura 41 se observa la relación entre las irregularidades de la superficie articular en un estado preoperatorio, la distribución de esfuerzos del escenario a reproducir quirúrgicamente, y la redistribución del material óseo y esfuerzo mecánico en la superficie articular, en un estado postoperatorio.

En el estado preoperatorio, las irregularidades, y limitada superficie articular limitan las regiones sobre las que la cabeza femoral podría articularse sin complicaciones serias. Puede observarse que incluso en el escenario elegido como el mejor, el esfuerzo se encuentra sobre la zona anterior del techo acetabular, y con distribuciones irregulares.

En los modelos postoperatorios podemos observar cómo aquellas regiones en las que se estimó preoperatoriamente que se localizarían las mayores cargas, se han remodelado para reabsorber protuberancias, y generar concavidad. También se observa que en las zonas en las que esfuerzo se presentaba con mayor intensidad, en el postoperatorio el material óseo se ha redistribuido para generar una cobertura que no existía. El esfuerzo a su vez se ha desplazado a una región más central-posterior, y con una distribución más circular, como lo hace en una cadera sana.

De continuar con ésta tendencia, es de esperarse que las pequeñas protuberancias que se observan cercanos al borde exterior del acetábulo en los modelos postoperatorios, se conglomeren para formar una superficie articular más suave.

En cuanto a las diferencias entre pacientes con y sin planificación asistida, las comparaciones cualitativas ofrecen información interesante. Como ya se mencionó antes, los tres pacientes con planificación asistida mostraron señales de una buena recuperación, salvo una deformidad que prevalece en el fémur proximal del paciente VC.

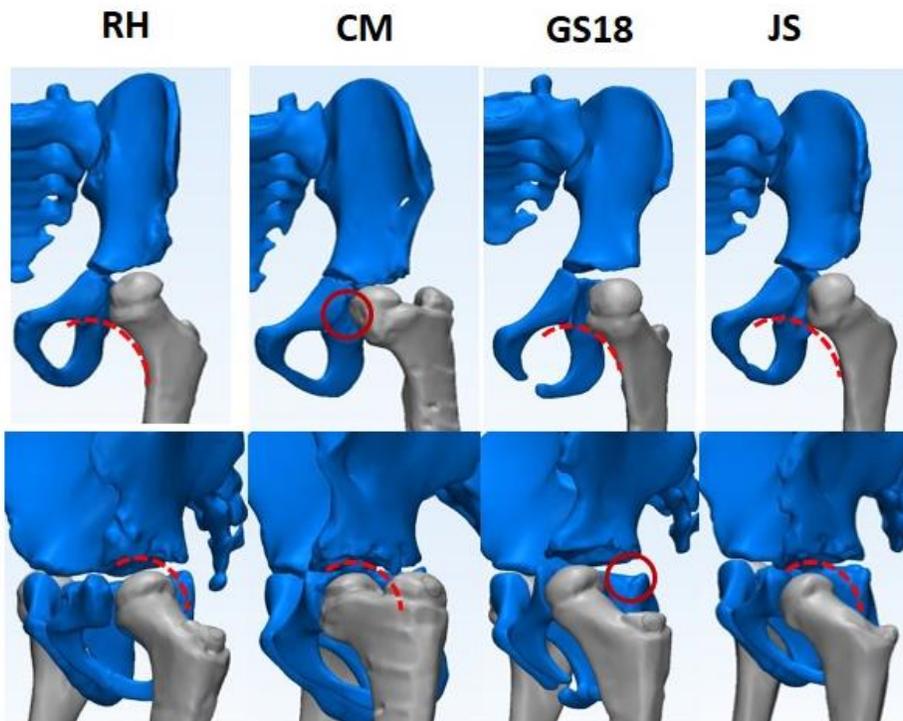


Figura 42. Vistas frontales y oblicuas de caderas del subgrupo de comparación RH. Se señalan los arcos de Shenton, que indican congruencia articular, deformidades de la cabeza femoral, y deficiencias en la cobertura posterior del acetábulo.

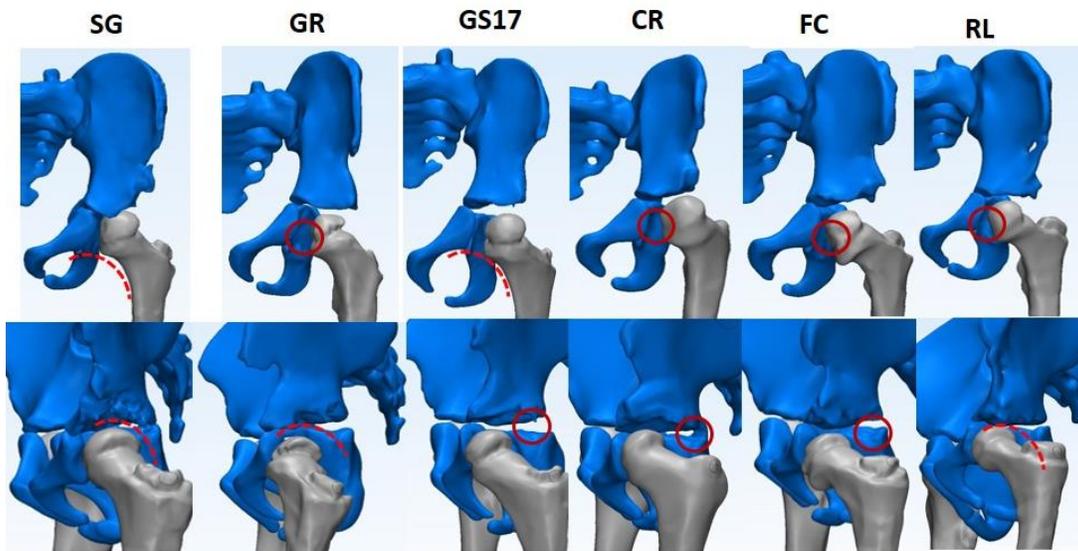


Figura 43. Vistas frontales y oblicuas de caderas del subgrupo de comparación SG. Se señalan los arcos de Shenton, que indican congruencia articular, deformidades de la cabeza femoral, y deficiencias en la cobertura posterior del acetábulo.

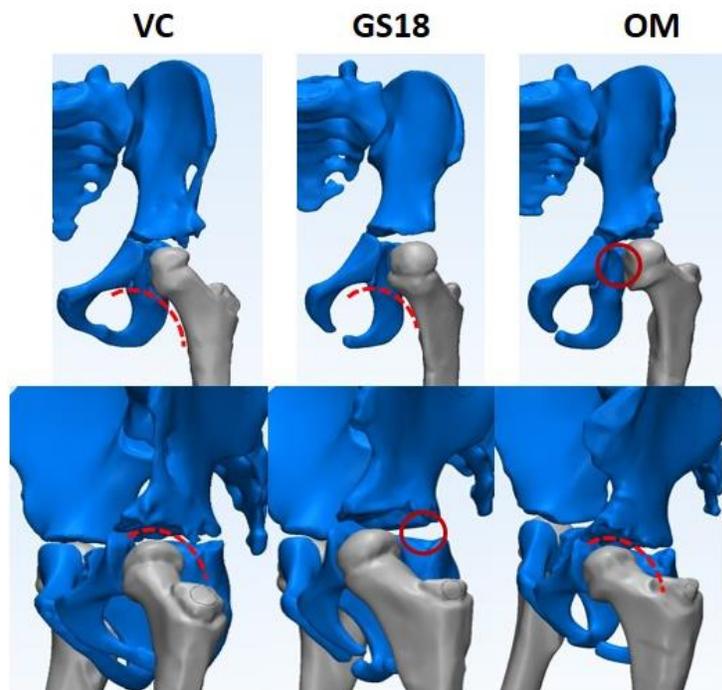


Figura 44. Vistas frontales y oblicuas de caderas del subgrupo de comparación VC. Se señalan los arcos de Shenton, que indican congruencia articular, deformidades de la cabeza femoral, y deficiencias en la cobertura posterior del acetábulo.

Por otro lado, como puede observarse en las figuras 42, 43, y 44, los pacientes con planificación tradicional presentan intermitencia en señales de buena recuperación y deficiencias de congruencia articular, esfericidad general de superficies articulares frustrada por deformidades preexistentes en fémur y acetábulo, y deficiencias en cobertura posterior y lateral que provocarían inestabilidad de la articulación.

4.1.3 Evaluación clínico-funcional y de calidad de vida

Las evaluaciones clínico-funcionales y de calidad de vida fueron introducidas en el protocolo en una etapa posterior del protocolo de investigación, por lo que sólo se cuenta con la evaluación de cuatro pacientes que regresaron a su consulta de seguimiento programada [Tabla 16].

Tabla 16. Resultados de la evaluación clínico-funcional en la escala de McKay.

Planificación	Paciente	Índice acetabular	Escala McKay	Descripción
Asistida	RH	20.1	II	Sin dolor, cadera estable, cojera leve o movimiento limitado, sin debilidad muscular
Asistida	SG	21.7	III	Dolor mínimo, rigidez moderada, debilidad muscular
Tradicional	GR	0.1	III	
Tradicional	GS18	10.6	III	

Al correlacionar los niveles reportados por los evaluadores con los resultados ya analizados, podemos encontrar una relación entre la clasificación III de los pacientes GR y GS18, ya que muestran índices acetabulares, ángulos CE, y esfuerzos relativamente altos. La clasificación de RH también se correlaciona con sus resultados de los demás análisis, en los que cuenta con mediciones en rango normal y buena morfología.

Sin embargo, los resultados de SG no están en concordancia con el resto de sus resultados, en los que muestra niveles normales y buena morfología. Esto nos sugiere que la razón de la clasificación III de SG puede deberse a factores que no se están tomando en cuenta en el resto de los análisis, y por lo tanto son una limitación del protocolo. Esto refuerza la iniciativa de hacer evaluaciones integrales de la recuperación de los pacientes, y no valerse de una sola medición o un tipo de análisis para determinar el pronóstico de un paciente.

Lo anterior llama también la atención a la poca especificidad del criterio de McKay para identificar las deficiencias del tratamiento. Generalmente éste criterio, al ser de fácil y rápida aplicación, se utiliza como tamizaje. Un examen más exhaustivo de la articulación y del paciente podría indicar cuál es aquel factor que está afectando negativamente la recuperación del paciente, y que el protocolo de investigación está pasando por alto. Identificar este factor podría permitir hacer modificaciones y mejorar el protocolo.

Como parte del diseño experimental del protocolo, las evaluaciones de calidad de vida se llevan a cabo con un ciego para los evaluadores, esto provoca que sus resultados, al momento del reporte de este trabajo, no pueden ser ligados a un paciente en específico. Como un adelanto solicitado para este reporte, podemos saber solamente si los pacientes pertenecen al grupo con planificación asistida o al de planificación tradicional [Tabla 17].

Tabla 17. Resultados de evaluación de calidad de vida con el instrumento PedsQL. El segundo y cuarto paciente cuenta con dos evaluaciones, ya que fueron acompañados por ambos padres, y a ambos se les aplicó el instrumento.

Planificación	Dolor, percepción del paciente	Calidad de vida, percepción de los padres				Promedio por paciente	Promedio por grupo
		Física	Emocional	Social	Escolar		
Asistida	Sin dolor	56	45	60	40	50.3	68.9
Asistida	Sin dolor	88	88	100	40	87.5	
		94	100	100	90		
Tradicional	Sin dolor	50	40	60	40	47.5	64.5
Tradicional	Duele un poco	93	85	95	90	81.5	
		69	75	65	80		

Aunque al agrupar los valores, el grupo con planificación asistida tiene un mayor puntaje, la diferencia es mínima, y no es suficiente para hacer una conclusión determinante. Se requieren más datos para poder determinar el efecto de la planificación en la percepción de calidad de vida de los pacientes y sus familiares. Algo que sí se puede decir es que éste tipo de evaluaciones integrales nos señalan los vacíos en la atención al paciente que lamentablemente son algo común en los servicios de salud.

Algo muy influyente en estos resultados son las expectativas de los padres respecto a la recuperación de sus hijos. Es posible que haga falta ahondar más en las explicaciones que se les hace a sus hijos respecto a su condición, su tratamiento, y su pronóstico. Debido a la corta edad de los pacientes, la evaluación de su calidad de vida recayó principalmente en sus padres. Es el objetivo del protocolo, que en evaluaciones posteriores, los pacientes sean capaces de evaluar por si mismos su percepción de calidad de vida.

4.2 Limitaciones

Como cualquier proyecto de investigación clínica, la interacción con pacientes representa un reto. A un paciente no se le puede obligar a participar o permanecer en un proyecto de investigación, es su derecho abandonar el estudio sin ningún tipo de represalia o consecuencia similar. Esto provoca que el número de sujetos de estudio que se pueda reunir sea una gran incertidumbre. Factores como la impuntualidad, confusiones, o falta de comunicación entre el equipo de trabajo y los pacientes o incluso dentro del mismo equipo de trabajo, complican aún más las cosas. Una buena explicación de los alcances y objetivos del estudio a los pacientes y sus familiares podría ayudar a enriquecer la cultura del cuidado de las personas, y de esta manera, disminuir el abandono de los pacientes a los proyectos de investigación.

4.4 Conclusiones

A pesar de las limitaciones en cuanto al número de pacientes al momento del reporte de este trabajo, los datos obtenidos sugieren resultados alentadores. A pesar de ser sutiles, las tendencias que muestran los datos nos dicen que la planificación asistida funciona mejor que la planificación tradicional. Los objetivos de devolver a las articulaciones valores en rango normal, estabilidad y congruencia articular, y de mejor manera que la planificación tradicional, fueron cumplidos en el grupo de comparación más grande que se reunió. Se espera que al continuar con la inclusión de pacientes en el estudio y crezcan los grupos de comparación, las tendencias encontradas hasta ahora sean reforzadas.

El carácter integral de la evaluación fue muy enriquecedora. Nos deja claros que ninguna técnica o disciplina por sí sola tiene la verdad absoluta, y que la participación interdisciplinaria produce los mejores resultados.

El desarrollo de éste tipo de trabajos no se limita a un solo tipo de análisis para un solo tipo de enfermedad o condición. Los conocimientos adquiridos, las técnicas desarrolladas, y el equipo de trabajo que participa en este proyecto ya están siendo aprovechados para satisfacer muchas otras necesidades en el sector salud.

Referencias

- [1] Morcuende, J., and Weinstein, S. L., 2003, "Developmental Dysplasia of the Hip: Natural History, Results of Treatment, and Controversies," *Controversies in Hip Surgery*, Oxford University Press.
- [2] Weinstein, S. L., Mubarak, S. J., and Wenger, D. R., 2004, "Developmental Hip Dysplasia and Dislocation: Part I," *Instr. Course Lect.*, **53**, pp. 523–530.

- [3] Schreiber, V. M., and Roach, J. W., 2013, "Surgical Management of the Walking Child With Developmental Dysplasia of the Hip," *Oper. Tech. Orthop.*, **23**(3), pp. 115–120.
- [4] Al-Ghamdi, A., Rendon, J. S., Al-Faya, F., Saran, N., Benaroch, T., and Hamdy, R. C., 2012, "Dega Osteotomy for the Correction of Acetabular Dysplasia of the Hip: A Radiographic Review of 21 Cases," *J. Pediatr. Orthop.*, **32**(2), pp. 113–120.
- [5] Sales de Gauzy, J., 2010, "Pelvic Reorientation Osteotomies and Acetabuloplasties in Children. Surgical Technique," *Orthop. Traumatol. Surg. Res. OTSR*, **96**(7), pp. 793–799.
- [6] Karlen, J. W., Skaggs, D. L., Ramachandran, M., and Kay, R. M., 2009, "The Dega Osteotomy: A Versatile Osteotomy in the Treatment of Developmental and Neuromuscular Hip Pathology," *J. Pediatr. Orthop.*, **29**(7), pp. 676–682.
- [7] López-Carreño, E., Carillo, H., and Gutiérrez, M., 2008, "Dega versus Salter Osteotomy for the Treatment of Developmental Dysplasia of the Hip:," *J. Pediatr. Orthop. B*, **17**(5), pp. 213–221.
- [8] Cymet-Ramírez, J., Alvarez-Martínez, M. M., García-Pinto, G., Frías-Austria, R., Meza-Vernis, A., Rosales-Muñoz, M. E., Isunza-Ramírez, A., Isunza-Alonso, O. D., Brito-Ramírez, J. A., Anaya-García, M., and Lizalde-Yañez, A., 2011, "Early diagnosis of hip dysplasia. Crippling disease for life. Consensus of the Mexican College of Orthopedics and Traumatology," *Acta Ortopédica Mex.*, **25**(5), pp. 313–322.
- [9] International Hip Dysplasia Institute [®], 2012, "Types of Hip Dysplasia" [Online]. Available: <http://hipdysplasia.org/developmental-dysplasia-of-the-hip/>. [Accessed: 03-Mar-2016].
- [10] Exactech Inc. [®], 2014, "Hip Replacement" [Online]. Available: <https://www.exac.com/patients/total%20hip%20replacement/exactech-hip-system>. [Accessed: 03-Mar-2016].
- [11] Bombelli, R., 1983, *Osteoarthritis of the Hip*, Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg.
- [12] Grissom, L., Harcke, H. T., and Thacker, M., 2008, "Imaging in the Surgical Management of Developmental Dislocation of the Hip," *Clin. Orthop.*, **466**(4), pp. 791–801.
- [13] Chin, M. S., Betz, B. W., and Halanski, M. A., 2011, "Comparison of Hip Reduction Using Magnetic Resonance Imaging or Computed Tomography in Hip Dysplasia," *J. Pediatr. Orthop.*, **31**(5), pp. 525–529.
- [14] Roof, A. C., Jinguji, T. M., and White, K. K., 2013, "Musculoskeletal Screening: Developmental Dysplasia of the Hip," *Pediatr. Ann.*, **42**(11), pp. e238–e244.
- [15] International Hip Dysplasia Institute [®], 2012, "Infant Hip Joint That's Still Developing. Adult Hip Joint." [Online]. Available: <http://hipdysplasia.org/developmental-dysplasia-of-the-hip/causes-of-ddh/>. [Accessed: 03-Mar-2016].
- [16] Raimann Newmann, A., 2003, *Enfermedad Luxante de Cadera*, Santiago, Chile.
- [17] U.S. Food and Drug Administration (FDA), 2015, "Medical X-Ray Imaging - What Are the Radiation Risks from CT?" [Online]. Available: <http://www.fda.gov/Radiation-EmittingProducts/RadiationEmittingProductsandProcedures/MedicalImaging/MedicalIX-Rays/ucm115329.htm>. [Accessed: 21-Mar-2016].
- [18] Pearce, M. S., Salotti, J. A., Little, M. P., McHugh, K., Lee, C., Kim, K. P., Howe, N. L., Ronckers, C. M., Rajaraman, P., Sir Craft, A. W., Parker, L., and Berrington de González, A., 2012, "Radiation Exposure from CT Scans in Childhood and Subsequent Risk of

- Leukaemia and Brain Tumours: A Retrospective Cohort Study,” *Lancet Lond. Engl.*, **380**(9840), pp. 499–505.
- [19] Mettler, F. A., Huda, W., Yoshizumi, T. T., and Mahesh, M., 2008, “Effective Doses in Radiology and Diagnostic Nuclear Medicine: A Catalog,” *Radiology*, **248**(1), pp. 254–263.
- [20] Nacional Cancer Institute - NIH - U.S. Department of Health and Human Services, 2012, “Radiation Risks and Pediatric Computed Tomography,” *Natl. Cancer Inst.* [Online]. Available: <http://www.cancer.gov/about-cancer/causes-prevention/risk/radiation/pediatric-ct-scans>. [Accessed: 21-Mar-2016].
- [21] Jia, J., Li, L., Zhang, L., Zhao, Q., and Liu, X., 2012, “Three Dimensional-CT Evaluation of Femoral Neck Anteversion, Acetabular Anteversion and Combined Anteversion in Unilateral DDH in an Early Walking Age Group,” *Int. Orthop.*, **36**(1), pp. 119–124.
- [22] Jia, J., Li, L., Zhang, L., Zhao, Q., Wang, E., and Li, Q., 2011, “Can Excessive Lateral Rotation of the Ischium Result in Increased Acetabular Anteversion? A 3D-CT Quantitative Analysis of Acetabular Anteversion in Children with Unilateral Developmental Dysplasia of the Hip,” *J. Pediatr. Orthop.*, **31**(8), pp. 864–869.
- [23] Park, M. S., Chung, C. Y., Lee, S. H., Cho, T.-J., Yoo, W. J., and Choi, I. H., 2008, “Two-Dimensional Computed Tomographic Measurement of Acetabulum--Reliability, Validity, and Limitation,” *J. Pediatr. Orthop.*, **28**(8), pp. 812–818.
- [24] Royal Children’s Hospital ©, Melbourne, Australia, 2010, “Pavlik Harness” [Online]. Available: http://www.rch.org.au/kidsinfo/fact_sheets/Pavlik_Harness_for_DDH/. [Accessed: 03-Mar-2016].
- [25] International Hip Dysplasia Institute ®, 2012, “Salter Osteotomy” [Online]. Available: <http://hipdysplasia.org/developmental-dysplasia-of-the-hip/child-treatment-methods/osteotomy/>. [Accessed: 03-Mar-2016].
- [26] El-Tayeby, H. M., 2009, “One-Stage Hip Reconstruction in Late Neglected Developmental Dysplasia of the Hip Presenting in Children above 8 Years of Age,” *J. Child. Orthop.*, **3**(1), pp. 11–20.
- [27] Sugano, N., Noble, P. C., Kamaric, E., Salama, J. K., Ochi, T., and Tullos, H. S., 1998, “The Morphology of the Femur in Developmental Dysplasia of the Hip,” *J. Bone Joint Surg. Br.*, **80**(4), pp. 711–719.
- [28] Pagnano, R. G., Okubo, R., and Volpon, J. B., 2011, “Development and Mechanical Testing of a Short Intramedullary Nail for Fixation of Femoral Rotational Osteotomy in Cerebral Palsy Patients,” *Biomed. Eng. OnLine*, **10**, p. 57.
- [29] Terjesen, T., 2011, “Residual Hip Dysplasia as a Risk Factor for Osteoarthritis in 45 Years Follow-up of Late-Detected Hip Dislocation,” *J. Child. Orthop.*, **5**(6), pp. 425–431.
- [30] Bourne, R., ed., 2003, *Controversies in Hip Surgery*, Controversies in Orthopaedic Surgery Series 2.
- [31] Byrne, D. P., Mulhall, K. J., and Baker, J. F., 2010, “Anatomy & Biomechanics of the Hip,” *Open Sports Med. J.*, **4**(1), pp. 51–57.
- [32] Hatze, H., 1974, “The Meaning of the Term ‘Biomechanics,’” *J. Biomech.*, **7**(2), pp. 189–190.

- [33] Pauwels, F., 2012, *Biomechanics of the Normal and Diseased Hip: Theoretical Foundation, Technique and Results of Treatment An Atlas*, Springer Science & Business Media.
- [34] Anderson, A. E., Ellis, B. J., Maas, S. A., and Weiss, J. A., 2010, "Effects of Idealized Joint Geometry on Finite Element Predictions of Cartilage Contact Stresses in the Hip," *J. Biomech.*, **43**(7), pp. 1351–1357.
- [35] Harris, M. D., Anderson, A. E., Henak, C. R., Ellis, B. J., Peters, C. L., and Weiss, J. A., 2012, "Finite Element Prediction of Cartilage Contact Stresses in Normal Human Hips," *J. Orthop. Res. Off. Publ. Orthop. Res. Soc.*, **30**(7), pp. 1133–1139.
- [36] Anderson, A. E., Ellis, B. J., Maas, S. A., Peters, C. L., and Weiss, J. A., 2008, "Validation of Finite Element Predictions of Cartilage Contact Pressure in the Human Hip Joint," *J. Biomech. Eng.*, **130**(5), p. 051008.
- [37] Henak, C. R., Kapron, A. L., Anderson, A. E., Ellis, B. J., Maas, S. A., and Weiss, J. A., 2014, "Specimen-Specific Predictions of Contact Stress under Physiological Loading in the Human Hip: Validation and Sensitivity Studies," *Biomech. Model. Mechanobiol.*, **13**(2), pp. 387–400.
- [38] The CORE Institute® Biomechanics Laboratory, 2014, "Semi-Constrained 'dancing Pelvis' Model for Cadaveric Pelvic Testing" [Online]. Available: <http://thecoreinstituteatporretta.com/research/facilities/biomechanics-laboratory.html>. [Accessed: 03-Mar-2016].
- [39] Schileo, E., Dall'ara, E., Taddei, F., Malandrino, A., Schotkamp, T., Baleani, M., and Viceconti, M., 2008, "An Accurate Estimation of Bone Density Improves the Accuracy of Subject-Specific Finite Element Models," *J. Biomech.*, **41**(11), pp. 2483–2491.
- [40] Schileo, E., Taddei, F., Cristofolini, L., and Viceconti, M., 2008, "Subject-Specific Finite Element Models Implementing a Maximum Principal Strain Criterion Are Able to Estimate Failure Risk and Fracture Location on Human Femurs Tested in Vitro," *J. Biomech.*, **41**(2), pp. 356–367.
- [41] Daniel, M., Igljic, A., and Kralj-Igljic, V., 2005, "The Shape of Acetabular Cartilage Optimizes Hip Contact Stress Distribution," *J. Anat.*, **207**(1), pp. 85–91.
- [42] Igljic, A., Kralj-Igljic, V., Daniel, M., and Macek-Lebar, A., 2002, "Computer Determination of Contact Stress Distribution and Size of Weight Bearing Area in the Human Hip Joint," *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, **5**(2), pp. 185–192.
- [43] Mavcic, B., Pompe, B., Antolic, V., Daniel, M., Igljic, A., and Kralj-Igljic, V., 2002, "Mathematical Estimation of Stress Distribution in Normal and Dysplastic Human Hips," *J. Orthop. Res. Off. Publ. Orthop. Res. Soc.*, **20**(5), pp. 1025–1030.
- [44] Pompe, B., Antolic, V., Igljic, A., Jaklic, A., Kralj-Igljic, V., and Mavcic, B., 2002, "How Should Dysplastic Human Hips Be Evaluated?," *Cell. Mol. Biol. Lett.*, **7**(1), pp. 144–146.
- [45] Armand, M., Lepistö, J., Tallroth, K., Elias, J., and Chao, E., 2005, "Outcome of Periacetabular Osteotomy: Joint Contact Pressure Calculation Using Standing AP Radiographs, 12 Patients Followed for Average 2 Years," *Acta Orthop.*, **76**(3), pp. 303–313.
- [46] Armiger, R. S., Armand, M., Tallroth, K., Lepistö, J., and Mears, S. C., 2009, "Three-Dimensional Mechanical Evaluation of Joint Contact Pressure in 12 Periacetabular Osteotomy Patients with 10-Year Follow-Up," *Acta Orthop.*, **80**(2), pp. 155–161.

- [47] Lepistö, J., Armand, M., and Armiger, R. S., 2008, "Periacetabular Osteotomy in Adult Hip Dysplasia—developing a Computer Aided Real-Time Biomechanical Guiding System (BGS)," *Suom. Ortop. Ja Traumatol. Ortop. Och Traumatol. Finl. Finn. J. Orthop. Traumatol.*, **31**(2), p. 186.
- [48] Falcinelli, C., Schileo, E., Balistreri, L., Baruffaldi, F., Bordini, B., Viceconti, M., Albisinni, U., Ceccarelli, F., Milandri, L., Toni, A., and Taddei, F., 2014, "Multiple Loading Conditions Analysis Can Improve the Association between Finite Element Bone Strength Estimates and Proximal Femur Fractures: A Preliminary Study in Elderly Women," *Bone*, **67**, pp. 71–80.
- [49] Li, X., Viceconti, M., Cohen, M. C., Reilly, G. C., Carré, M. J., and Offiah, A. C., 2015, "Developing CT Based Computational Models of Pediatric Femurs," *J. Biomech.*, **48**(10), pp. 2034–2040.
- [50] Helgason, B., Perilli, E., Schileo, E., Taddei, F., Brynjólfsson, S., and Viceconti, M., 2008, "Mathematical Relationships between Bone Density and Mechanical Properties: A Literature Review," *Clin. Biomech. Bristol Avon*, **23**(2), pp. 135–146.
- [51] Tamura, S., Nishii, T., Shiomi, T., Yamazaki, Y., Murase, K., Yoshikawa, H., and Sugano, N., 2012, "Three-Dimensional Patterns of Early Acetabular Cartilage Damage in Hip Dysplasia; a High-Resolutional CT Arthrography Study," *Osteoarthr. Cartil. OARS Osteoarthr. Res. Soc.*, **20**(7), pp. 646–652.
- [52] Zhao, X., Chosa, E., Totoribe, K., and Deng, G., 2010, "Effect of Periacetabular Osteotomy for Acetabular Dysplasia Clarified by Three-Dimensional Finite Element Analysis," *J. Orthop. Sci. Off. J. Jpn. Orthop. Assoc.*, **15**(5), pp. 632–640.
- [53] Murphy, R. J., Armiger, R. S., Lepistö, J., Mears, S. C., Taylor, R. H., and Armand, M., 2015, "Development of a Biomechanical Guidance System for Periacetabular Osteotomy," *Int. J. Comput. Assist. Radiol. Surg.*, **10**(4), pp. 497–508.
- [54] Liu, L., Ecker, T., Schumann, S., Siebenrock, K., Chu, C., and Zheng, G., 2015, "Optimization of Acetabulum Reorientation in a Periacetabular Osteotomy by Finite Element Simulation: A Preliminary Study," *Computational Biomechanics for Medicine*, B. Doyle, K. Miller, A. Wittek, and P.M.F. Nielsen, eds., Springer International Publishing, pp. 129–139.
- [55] Liu, L., Ecker, T. M., Schumann, S., Siebenrock, K.-A., and Zheng, G., 2016, "Evaluation of Constant Thickness Cartilage Models vs. Patient Specific Cartilage Models for an Optimized Computer-Assisted Planning of Periacetabular Osteotomy," *PLoS ONE*, **11**(1).
- [56] Liu, L., Ecker, T., Xie, L., Schumann, S., Siebenrock, K., and Zheng, G., 2015, "Biomechanical Validation of Computer Assisted Planning of Periacetabular Osteotomy: A Preliminary Study Based on Finite Element Analysis," *Med. Eng. Phys.*, **37**(12), pp. 1169–1173.
- [57] Giorgi, M., Carriero, A., Shefelbine, S. J., and Nowlan, N. C., 2015, "Effects of Normal and Abnormal Loading Conditions on Morphogenesis of the Prenatal Hip Joint: Application to Hip Dysplasia," *J. Biomech.*, **48**(12), pp. 3390–3397.
- [58] Fu, M., Xiang, S., Zhang, Z., Huang, G., Liu, J., Duan, X., Yang, Z., Wu, P., and Liao, W., 2014, "The Biomechanical Differences of Rotational Acetabular Osteotomy, Chiari

Osteotomy and Shelf Procedure in Developmental Dysplasia of Hip,” *BMC Musculoskelet. Disord.*, **15**, p. 47.

- [59] Ike, H., Inaba, Y., Kobayashi, N., Yukizawa, Y., Hirata, Y., Tomioka, M., and Saito, T., 2015, “Effects of Rotational Acetabular Osteotomy on the Mechanical Stress within the Hip Joint in Patients with Developmental Dysplasia of the Hip,” *Bone Jt. J*, **97-B(4)**, pp. 492–497.
- [60] Anderson, A. E., Peters, C. L., Tuttle, B. D., and Weiss, J. A., 2005, “Subject-Specific Finite Element Model of the Pelvis: Development, Validation and Sensitivity Studies,” *J. Biomech. Eng.*, **127(3)**, pp. 364–373.
- [61] Centers for Disease Control and Prevention (CDC), 2000, “Clinical Growth Chart: 2 to 20 Years.”
- [62] de Leva, P., 1996, “Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov’s Segment Inertia Parameters,” *J. Biomech.*, **29(9)**, pp. 1223–1230.
- [63] 2016, “Plano anatómico,” *Wikipedia Encicl. Libre* [Online]. Available: https://es.wikipedia.org/w/index.php?title=Plano_anat%C3%B3mico&oldid=89801465. [Accessed: 20-Mar-2016].
- [64] Pocket Dentistry, “10: The Lower Limb | Pocket Dentistry” [Online]. Available: <http://pocketdentistry.com/10-the-lower-limb/>. [Accessed: 20-Mar-2016].
- [65] “Pelvic Girdle Labeled | Humananatomybody.Info” [Online]. Available: <http://humananatomybody.info/pelvic-girdle-labeled/>. [Accessed: 20-Mar-2016].
- [66] “The Hip Bone - Ilium - Ischium - Pubis - TeachMeAnatomy” [Online]. Available: <http://teachmeanatomy.info/pelvis/bones/the-hip-bone/>. [Accessed: 20-Mar-2016].

Apéndice A. Fundamentos de anatomía

A.1 Posición anatómica

La **posición anatómica** se refiere a la posición del cuerpo con el individuo en bipedestación, con la cabeza, mirada, palmas de las manos, y dedos de los pies dirigidos hacia delante; los brazos colocados a los lados del cuerpo, y los miembros inferiores juntos.

Todas las descripciones anatómicas y médicas, a menos que se indique explícitamente lo contrario, se expresan en relación con la posición anatómica. Se debe considerar también esta posición incluso si el individuo se encuentra tendido de lado, supino (boca arriba) o prono (boca abajo).

Las descripciones anatómicas se basan en planos imaginarios que cruzan el cuerpo en la posición anatómica, creando secciones y dividiendo el cuerpo en dos partes.

Plano medio o sagital medio. Plano que atraviesa longitudinalmente al cuerpo y lo divide en dos mitades, izquierda y derecha.

Planos sagitales. Planos verticales paralelos al plano medio.

Planos coronales o frontales. Planos verticales perpendiculares al plano medio y dividen el cuerpo en dos partes: anterior y posterior.

Planos transversos o axiales. Planos horizontales perpendiculares a los planos sagitales y coronales, dividen el cuerpo en dos partes: superior e inferior

Los siguientes adjetivos son usados en la terminología anatómica y médica para referirse a estructuras o direcciones de estructuras en relación a otras estructuras o planos anatómicos.

Superior o Craneal. Referente a una estructura situada más cerca de la parte más elevada del cráneo.

Inferior o Caudal. Referente a una estructura situada más cerca de la planta de los pies.

Posterior o Dorsal. Referente a una estructura situada más cerca de (o sobre) la superficie dorsal del cuerpo.

Anterior o Ventral. Referente a una estructura situada más cerca de (o sobre) la superficie frontal del cuerpo. Rostral se utiliza a menudo cuando se describen estructuras de la cabeza.

Medial. Referente a una estructura situada más cerca de (o sobre) el plano medio.

Lateral. Referente a una estructura situada más alejada del plano medio.

Contralateral. Referente a una estructura par situada en el lado contrario. El contralateral de la cadera izquierda, es la cadera derecha.

Los términos pueden ser combinados para describir posiciones intermedias. (Ej. inferomedial, superolateral)

Los términos **Superficial**, **Intermedio** y **Profundo** son independientes de la posición anatómica. Están relacionados con la superficie corporal u otra estructura subyacente o suprayacente.

Proximal y **Distal** se usan para comparar posiciones más cercanas o alejadas de la raíz de un miembro. Fig45 [63]

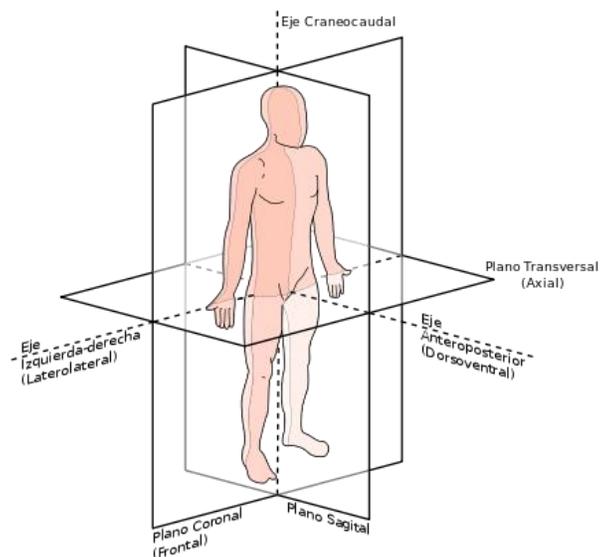


Figura 45. Posición anatómica, planos y ejes principales. [60]

Los movimientos del cuerpo, o una parte del cuerpo, se definen con palabras específicas para evitar confusión y ambigüedad.

Flexión. Disminución del ángulo entre los huesos o partes del cuerpo.

Extensión. Aumento del ángulo entre los huesos o partes del cuerpo.

Abducción. Alejamiento del plano medio.

Aducción. Acercamiento al plano medio.

Circonducción. Secuencia de flexión, abducción, extensión y aducción en un movimiento circular. Fig46 [64]

Rotación. Giro de una estructura en torno a su eje longitudinal.

Rotación medial o interna. Acerca la superficie anterior de un miembro al plano medio.

Rotación lateral o externa. Aleja la superficie anterior de un miembro al plano medio.

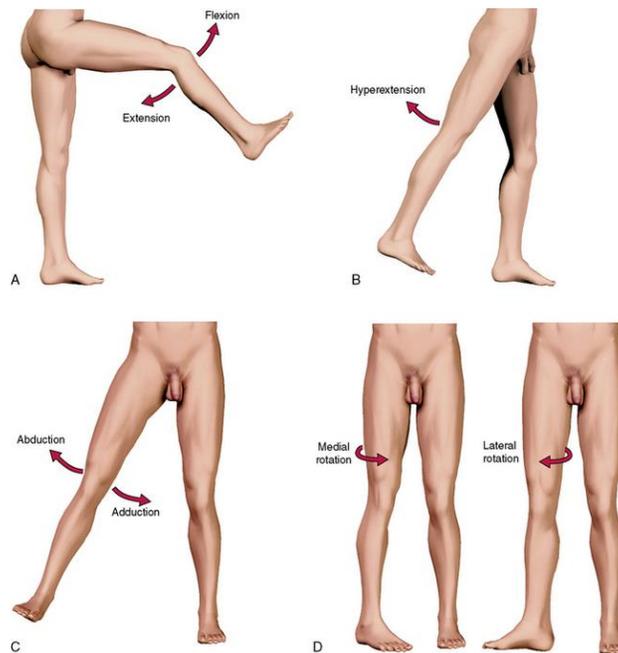


Figura 46. Movimientos del miembro inferior. [61]

A.2 Sistema esquelético

El aparato locomotor es el conjunto de órganos que dan soporte, protección y movilidad al cuerpo humano; está formado por un armazón articulado, el esqueleto, y por los músculos que lo mueven.

El esqueleto, compuesto de cartílagos y huesos, soporta y da forma al cuerpo, permitiendo al mismo tiempo que sea una estructura resistente y móvil. La proporción de cartílago y hueso en el esqueleto cambia a medida que la persona crece; cuanto más joven, más cantidad de cartílago posee.

Respecto a su disposición anatómica se distinguen dos grandes partes en el esqueleto: el esqueleto axial, formado por los huesos de la cabeza (cráneo), el cuello (hueso hioides y vértebras cervicales) y el tronco (costillas, esternón, vértebras y sacro), y el esqueleto apendicular, que se compone de los huesos de los miembros, incluidos los que constituyen las cinturas escapular y pélvica.

El hueso es un tejido calcificado vivo, duro, y altamente especializado que conforma la mayor parte del esqueleto. Los huesos son vasculares, están inervados y son capaces de cambiar su estructura como resultado de esfuerzos a los que esté sometido.

Los huesos proporcionan soporte para el cuerpo y sus cavidades, protegen órganos vitales, son reservas de sales y aportan continuamente nuevas células sanguíneas producidas por la médula ósea. Son también la base mecánica para el movimiento, al hacer el papel de palancas que, junto con los músculos, mueven el cuerpo.

Hay dos tipos de hueso: hueso compacto y hueso esponjoso o trabecular, que se diferencian por la cantidad relativa de materia sólida, y por el número y tamaño de los huecos que contienen, es decir, su grado de porosidad.

El **hueso compacto** tiene un aspecto macroscópico macizo y sin huecos en su espesor. El **hueso esponjoso** tiene un aspecto trabeculado con muchísimos huecos diminutos en su espesor. Todos los huesos tienen una capa superficial de hueso compacto en torno a una masa central de hueso esponjoso. En la parte más interna de algunos huesos largos hay una cavidad, la cavidad medular, dentro de la cual se encuentra la médula ósea.

La proporción y arquitectura de hueso compacto y esponjoso dependerán de la función del hueso en cuestión. Hay una mayor cantidad de hueso compacto en zonas de alto esfuerzo.

Los huesos se clasifican según su forma, en tres tipos:

- **Huesos largos.** Son huesos tubulares en los que predomina un eje (longitud) sobre los demás (anchura y espesor). A este tipo pertenecen los principales huesos de las extremidades (húmero, fémur etc.)
- **Huesos cortos.** Son huesos cuboideos en los que los tres ejes son de proporciones similares. A este tipo pertenecen los huesos de las muñecas y tobillos (carpo y tarso).
- **Huesos planos.** Son huesos en los que predominan las dimensiones de dos ejes (anchura y longitud) sobre un tercero (espesor). A este tipo pertenecen los huesos de la bóveda craneal, y algunos huesos de la parte más proximal de las extremidades, como la escápula o el coxal, cumpliendo una función protectora.
- **Huesos sesamoideos.** Se desarrollan en ciertos tendones, protegiéndolos de desgaste excesivo (Patela o rótula de la rodilla).
- **Huesos irregulares.** Huesos que no tienen una forma claramente identificable, como los huesos de la cara.

En los huesos largos se distingue un parte central alargada, el cuerpo o diáfisis, y dos extremos voluminosos, las epífisis. La zona de unión entre epífisis y diáfisis recibe el nombre de metáfisis.

El cartílago es una forma semirígida de tejido conectivo que forma las partes del esqueleto donde se requiere de mayor flexibilidad. El contenido de fibras de colágena determina sus propiedades elásticas. Es más rígido en zonas de carga, y más elástico en zonas sin carga.

El cartílago es avascular, es decir, es nutrido por difusión, no tiene vasos sanguíneos, linfáticos o nervios. Una vez lesionado, es difícil su recuperación.

Las superficies articulares de los huesos en una articulación sinovial están recubiertas por un cartílago articular que les proporciona superficies lisas, de baja fricción y deslizantes para efectuar libremente los movimientos.

Las articulaciones son las uniones entre dos o más elementos esqueléticos. Algunas carecen de movilidad, otras permiten ligeros movimientos y algunas se mueven libremente.

Las articulaciones se clasifican funcionalmente en sinoviales y sólidas y se subdividen de acuerdo a la estructura de las partes involucradas.

Las extremidades inferiores son extensiones del tronco que están especializadas en el sostén del peso corporal, en la locomoción, y en el mantenimiento del equilibrio.

Como la extremidad superior, la extremidad inferior se encuentra anclada al tronco por un complejo osteoarticular, que se denomina cinturón pélvico. Además, la extremidad se divide en tres segmentos, unidos por las articulaciones de la cadera, la rodilla y el tobillo: el segmento proximal, el muslo, cuyo eje óseo lo forma el fémur; el medio, la pierna, en el que se disponen la tibia y el peroné; y finalmente el pie, formado por múltiples huesos pequeños articulados entre sí.

El esqueleto del miembro inferior puede dividirse en dos componentes funcionales: la cintura pélvica (pelvis ósea) y los huesos del miembro inferior libre.

A.3 Cadera

La articulación de la cadera conecta el miembro inferior con la cintura pélvica. Es una articulación sinovial esférica, resistente, y estable que permite movimiento alrededor de múltiples ejes (flexión, extensión, abducción, aducción, circonducción y rotación). La cabeza del fémur es la esfera, y el acetábulo la cavidad con que se articula.

La cintura pélvica, o pelvis ósea, es un anillo óseo formado por el sacro y los huesos coxales derecho e izquierdo [Figura 47]. La cintura pélvica une los miembros inferiores al esqueleto axial. Fig47 [65] fig48 [66]

En la pelvis, los huesos forman uniones prácticamente inmóviles estableciendo una estructura que además de dar inserción a los músculos proximales de la extremidad y soportar las vísceras abdominales, transmite el peso corporal hacia el fémur a través de cada articulación de la cadera.

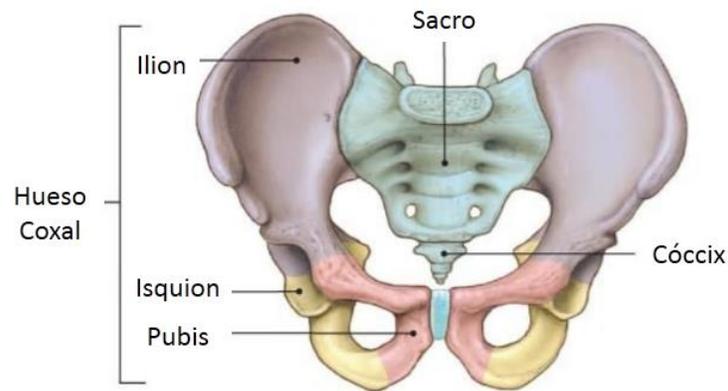


Figura 47. Esquema de una pelvis adulta. [62]

El hueso coxal es el hueso grande y plano de la pelvis que está formado por la fusión de tres huesos primarios (ilion, isquion y pubis). Esta fusión tiene lugar hasta el final de la adolescencia, antes de esto, los huesos coxales están unidos por cartílago [Figura xx]. El cartílago que une los huesos coxales en el acetábulo se conoce como cartílago trirradiado.

El ilion es el hueso más grande y superior de los coxales. Consta de porciones gruesas mediales (columnas) para soportar el peso y porciones posterolaterales delgadas para inserción muscular. Se articula posteriormente con el sacro y anteroinferiormente con el isquion y pubis, en la zona acetabular.

El isquion forma la parte posteroinferior del hueso coxal. Se articula posteriormente con el sacro y antero superiormente con el ilion y pubis. En su parte inferior se localiza la tuberosidad isquiática, donde descansa el peso del cuerpo cuando la persona está sentada.

El pubis forma la parte anteromedial del hueso coxal. Se articula medialmente con el pubis contralateral en la sínfisis púbica.

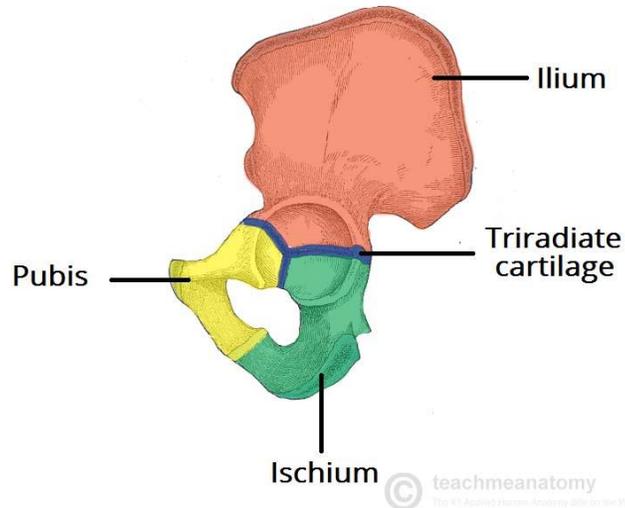


Figura 48. Esquema de una pelvis pediátrica. [63]

El acetábulo es una cavidad en forma de copa localizada en la cara lateral del hueso coxal. Los tres huesos coxales contribuyen a la formación del acetábulo. Se articula con la cabeza del fémur para formar la articulación de la cadera, también llamada coxofemoral.

En la posición anatómica la EIAS (Espina Iliaca Antero Superior), o ASIS, por sus siglas en inglés, y la cara anterosuperior del pubis se sitúan en el mismo plano coronal, y el acetábulo se orienta en dirección inferior, lateral y anterior. A este plano se le conoce como Plano Pélvico Anterior, o APP, por sus siglas en inglés. Fig49 [31]

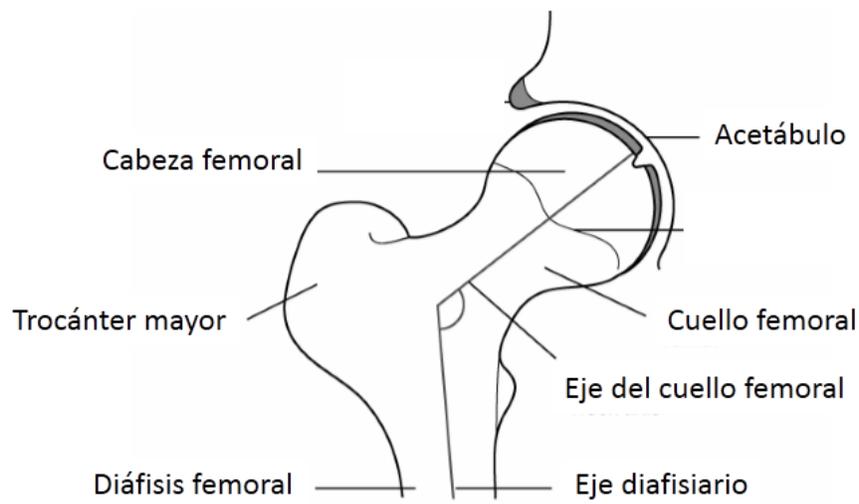


Figura 49. Esquema del fémur proximal. [31]

El fémur es el hueso del muslo, y el más largo y pesado del cuerpo, se articula superiormente en la cadera con la pelvis e inferiormente en la rodilla con la tibia y la patela, transmitiendo el peso corporal cuando se está en bipedestación.

Su tamaño en adultos oscila entre 34 y 54 cm (aproximadamente una cuarta parte de la estatura de la persona). La disposición general del hueso no es rectilínea sino que presenta una curvatura de concavidad posterior, y se dispone inferomedialmente (de manera que las rodillas se sitúan directamente por debajo del tronco), que lo hace más apto para soportar el peso y mantener estable el centro de gravedad del cuerpo en la postura erguida.

El fémur proximal tiene una cabeza, un cuello y dos trocánteres, uno mayor y otro menor [Figura xx]. **La cabeza**, de forma esférica y cubierta de cartílago contiene la superficie lisa que se articula con el hueso coxal. **El cuello**, de forma trapezoidal, conecta la cabeza con el cuerpo del fémur. En la parte medial de la cabeza femoral se encuentra una pequeña depresión, **la fovea**, que sirve de inserción para el ligamento redondo.

Los trocánteres son importantes zonas de inserción muscular y referencias anatómicas intraoperatorias. El trocánter mayor se encuentra en la parte superior y lateral del fémur proximal, mientras que el trocánter menor se sitúa posteromedialmente y marca la unión del cuello con el cuerpo femoral.

Entre el cuello femoral y el trocánter mayor hay una depresión, la fosa trocantérica.

La diáfisis, de forma tubular, es lisa y redondeada anteriormente, posteriormente tiene un borde rugoso, la línea áspera, para inserción muscular.

En la parte distal se localizan los cóndilos medial y lateral, separados por la fosa intercondilar. Los cóndilos forman la articulación de la rodilla junto con la patela y la tibia.

Para el estudio anatómico y geométrico del fémur se definen ejes y planos esenciales a partir de referencias anatómicas.

El eje del cuello femoral, o eje de la cabeza y cuello femoral, es la línea imaginaria que pasa por el centro de la cabeza femoral y el medio del cuello femoral.

El eje mecánico del fémur va del centro de la rodilla (punto medio entre epicóndilos) al centro de la cadera.

El eje longitudinal o diafisiario del fémur describe el eje de la diáfisis, comúnmente definido como la línea de la fosa condilar, a la fosa trocanterica.

El eje condilar, o retrocondilar, conecta las partes más posteriores de los cóndilos.

El plano coronal contiene el centro de la cadera y el eje condilar.

El fémur proximal está "doblado" en forma de L, de modo que el eje del cuello femoral se proyecta superomedialmente en un ángulo oblicuo con respecto al eje diafisiario, el **ángulo cervicodiafisiario** o de inclinación.

Éste ángulo es máximo al nacer y disminuye gradualmente, siendo en la adultez, en promedio, de 126°. Cuando el ángulo está fuera del rango de normalidad, la afección se denomina coxa vara si el ángulo está disminuido o coxa valga si está aumentado.

La forma que da este ángulo al fémur, además de posicionar a las rodillas por debajo del cuerpo, mejora la palanca que aprovechan los músculos insertados en los trocánteres, proporcionándoles una mayor eficiencia. Esta inclinación también impone tensiones considerables sobre el cuello femoral.

En una vista superior del fémur (mirando a lo largo del eje diafisiario), se aprecia que los ejes del cuello y retrocondilar se sitúan en un **ángulo de torsión**, o de anteversión, que varía generalmente entre 10 y 20. Así como el ángulo cervicodiafisiario, éste ángulo decrece con la edad.

La forma compleja que dan los ángulos cervicodiafisiario y de anteversión al fémur permiten un amplio rango de movimientos a la cabeza dentro del acetábulo.

Apéndice B. Descripción del tratamiento quirúrgico DEGA-INR

La técnica Dega crea una bisagra en el acetábulo para generar cobertura sobre la cabeza femoral. Es indicada cuando el acetábulo es muy amplio o poco profundo. Debido a la severidad de la displasia, el fémur se encuentra por encima de su posición normal; para poder reducir la articulación, es necesario acortar la longitud del fémur. En una Rx AP preoperatoria se estima la cantidad de diáfisis femoral que debe retirarse y el grado de corrección necesario para regresar a la cabeza femoral a su correcta posición dentro del acetábulo [Figura 50]. Intraoperatoriamente, el cirujano puede guiarse por medio de fluoroscopia¹.

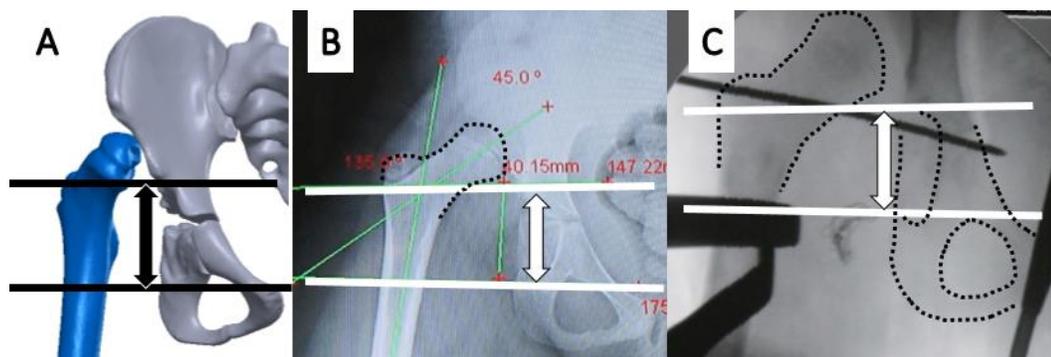


Figura 50. Imágenes en que se aprecia el grado de corrección necesario (longitud de flechas) para bajar el fémur a nivel del acetábulo. Modelo TC3D (A), Rx preoperatoria (B) e imagen de fluoroscopia intraoperatoria (C).

Se comienza con una tenotomía² de los músculos psoas e iliaco, que libera la posición del fémur. Por medio de un abordaje lateral, se expone la diáfisis y se marcan referencias para la colocación de una placa y tornillos quirúrgicos [Figura 51]. Se corta y retira la porción planeada y se coloca la placa, uniéndolo las porciones restantes. Antes de la fijación definitiva, se estima manualmente la anteversión femoral, y de ser necesario, se rotan las porciones de fémur para obtener una anteversión normal. La placa y tornillos son retirados dos años después de la cirugía, cuando el fémur ha remodelado.

¹ Técnica de imagen que utiliza un haz continuo de Rx para obtener "videos de Rx". Al implicar una mayor dosis de radiación que una radiografía convencional, los médicos utilizan el fluoroscopio sólo en momentos clave de la cirugía.

² Corte, total o parcial, del tendón de un músculo para disminuir la tensión muscular.

A pesar de que la técnica Dega original indica tomar el injerto óseo de la porción superior de hueso iliaco, en el INR, para este fin se utiliza la porción de diáfisis femoral retirada durante la osteotomía femoral del mismo paciente. Esta modificación a la técnica evita comprometer más la estructura ósea de la pelvis.

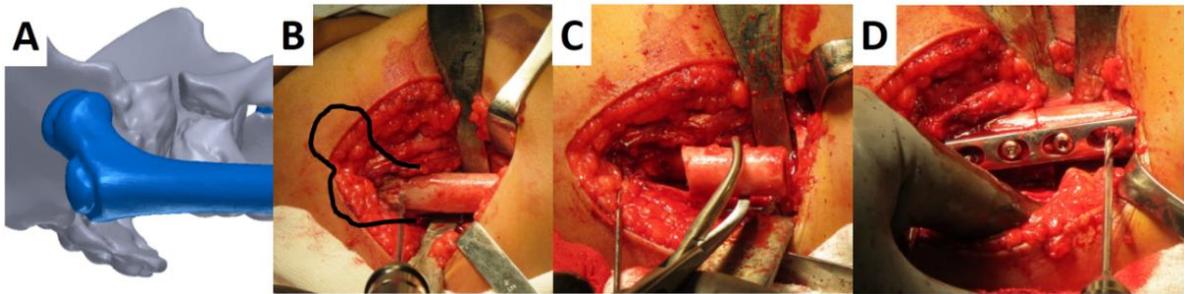


Figura 51. Osteotomía femoral. Modelo TC3D (A). Abordaje lateral (B). Acortamiento de diáfisis (C). Colocación de material de osteosíntesis (D).

Por medio de un abordaje anterior, se expone la cápsula articular de la cadera y el hueso iliaco. El campo quirúrgico es pequeño, y el tamaño de la incisión es de aproximadamente seis centímetros; la visibilidad y maniobrabilidad es limitada. Se hacen reparaciones de la cápsula articular y se marca el trazo de corte en el iliaco [Figura 52]. El corte es curvo, ubicado aproximadamente 1 cm por encima de la espina iliaca anterior inferior, y llega a los bordes posteriores del acetábulo. El corte no es completo, la porción recortada se mantiene sujeta al resto de la pelvis por una porción de hueso y por el cartílago trirradiado.

En la parte posterior del iliaco se encuentran estructuras neurovasculares muy importantes¹, que el cirujano debe tener cuidado de no lesionar. Debe también evitar la lesión del cartílago trirradiado, ya que al ser un cartílago de crecimiento, el daño provocaría alteraciones en el desarrollo acetabular.

¹ El nervio isquiático, la arteria y vena femoral, entre otras, son responsables de la inervación e irrigación sanguínea de todo el miembro inferior.

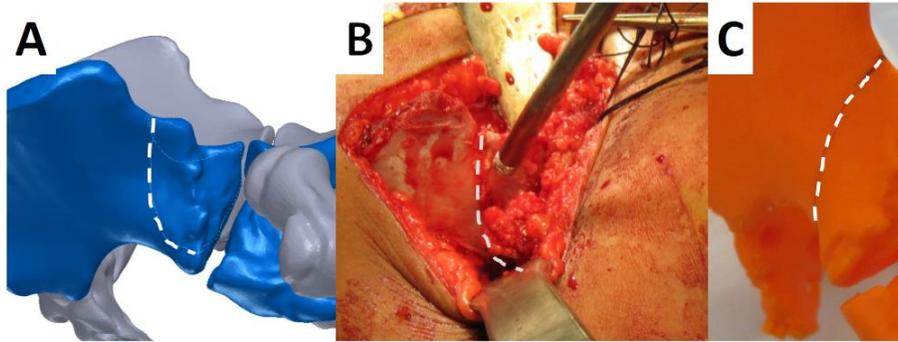


Figura 52. Trazo de corte de técnica Dega. Modelo TC3D (A), abordaje anterior (B) y modelo plástico (C).

Una vez realizados los cortes, la porción es forzada inferiormente por medio de un osteotomo¹ introducido en el corte. La elasticidad del cartílago trirradiado es crucial para esta etapa [Figura 53]. Se realiza un movimiento de palanca con el osteotomo hasta alcanzar el grado de corrección necesario, esto crea una bisagra en el acetábulo y se obtiene concavidad. Al ser un corte incompleto, la porción opone resistencia y tiende a regresar a su posición original.

La porción de diáfisis retirada durante la osteotomía femoral es preparada para ser utilizada como injerto. Es recortada al tamaño adecuado para estabilizar la posición deseada. El proceso de preparación tiene etapas críticas que podrían ser mejoradas. Al tratarse de estructuras tan pequeñas, milímetros de más o de menos en el tamaño del injerto-cuña tienen un efecto considerable en el grado de corrección conseguido. Un mayor control sobre las dimensiones del injerto podría resultar en un mayor control del grado de corrección y la cobertura acetabular.

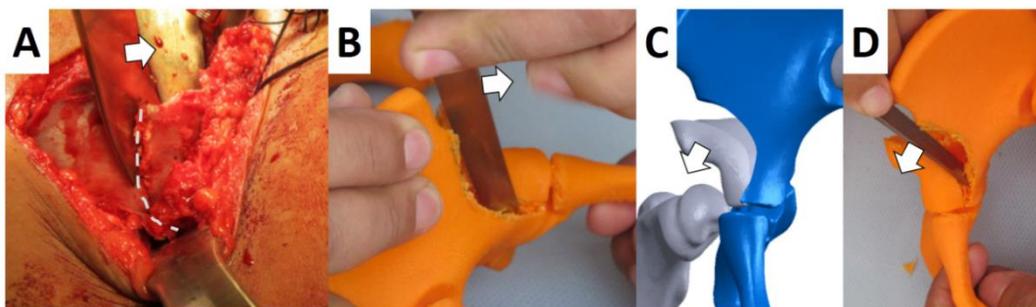


Figura 53. Se introduce un osteotomo en el corte y se hace palanca para dar concavidad al acetábulo. Imagen intraoperatoria (A), modelo plástico (B,D) y modelo TC3D (C).

¹ Instrumental quirúrgico para cortar hueso. De diferentes variedades, semejan una especie de formón o cincel.

El injerto es ajustado a presión dentro del corte [Figura 54]. La cadera es reducida y la nueva posición es confirmada por fluoroscopia. Antes de cerrar las incisiones y dar por terminado el procedimiento, el cirujano mueve el miembro inferior para revisar la estabilidad de la articulación, de manera que no sea susceptible a una dislocación cuando tenga que soportar el peso del paciente en diferentes posiciones. Generalmente, el sólo injerto basta para estabilizar la posición, no es necesaria la implantación de tornillos o placas adicionales, y por lo tanto, no es necesaria otra cirugía para su posterior retiro¹.

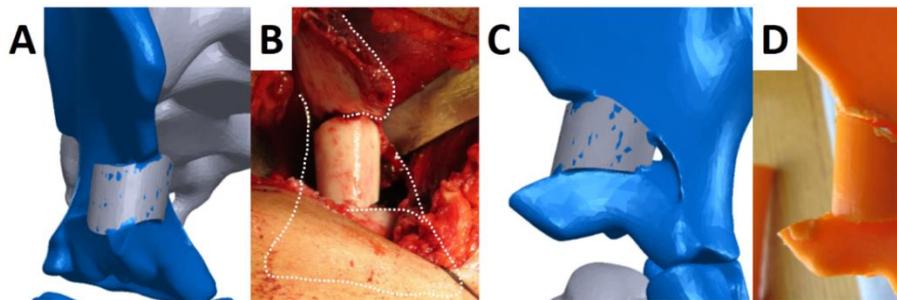


Figura 54. Estabilización con injerto óseo. Vista antero-lateral de modelo TC3D (A) e intraoperatoria (B). Vista frontal de modelo TC3D (C) y plástico (D).

Posterior a la cirugía, la cadera es inmovilizada con una férula de yeso. La cadera permanece inmovilizada y en reposo durante tres meses antes de comenzar a cargar el peso del paciente. Durante los posteriores 48 meses se observa la mayor remodelación ósea.

¹ Para el retiro de la placa colocada en el fémur, no obstante, sí es necesaria otra cirugía.

Apéndice C. Trabajo futuro

Como se ha mencionado antes, este trabajo es parte de un protocolo de investigación en curso. Naturalmente, el trabajo futuro inmediato es la continuación de este mismo protocolo. Sin embargo, al tomar en cuenta las limitaciones mencionadas en la sección anterior, aún hay cosas por mejorar.

En primera instancia, el modelo FEM utilizado puede ser mejorado para que, con pocas modificaciones, se considere cierto nivel de no-homogeneidad del hueso, así como para modelar distintas condiciones de carga, y no sólo una bipedestación, ya que es importante analizar cómo se comporta la articulación bajo condiciones rutinarias, como caminar, o subir y bajar escaleras. De manera relacionada, ya que un modelo de éstas características requeriría de modificar las condiciones de carga para simular la marcha o el bajar escaleras, éste se enriquecería si dichas condiciones no tuvieran que adaptarse de una bibliografía desarrollada con una población probablemente diferente, y se obtuvieran de un análisis de movimiento de los mismos pacientes con los que estamos trabajando.

Como se mencionó antes, la reproducción del plan quirúrgico es muy probable de ser frustrado por las limitaciones de equipo con que cuenta el equipo médico dentro del quirófano. El diseño y manufactura de instrumental médico especializado para garantizar cortes precisos podría solventar este problema, y la aplicación para éste tipo de dispositivo no es sólo ésta técnica quirúrgica, en todas las especialidades de ortopedia el corte preciso del hueso es una necesidad latente.

Para ésta técnica quirúrgica (y varias otras), se requiere de un injerto con una forma muy particular. El instrumental antes mencionado podría ser una solución a esto, pero el desarrollo de la manufactura aditiva y de materiales biocompatibles con cada vez mejores propiedades mecánicas y biológicas podría también ser un campo de oportunidad. En vez extraer y moldear un injerto de hueso durante la cirugía, entrar al quirófano con guías quirúrgicas biocompatibles hechas a la medida, e injertos con la geometría con que se planificó virtualmente podrían convertirse en garantía de cirugías exitosas, y recuperaciones más rápidas.