



Universidad Nacional Autónoma de
México

Facultad de Ingeniería

Método de Evaluación Biomecánica de Caderas con DDC Inveterada

TESIS PROFESIONAL

Que para obtener el título de Ingeniero Mecánico

PRESENTA

Marcos Martínez Cruz

DIRECTOR DE TESIS

Dr. Lázaro Morales Acosta



Ciudad Universitaria, Ciudad de México, 2016

Introducción

La displasia del desarrollo de la cadera (DDC) es uno de los principales padecimientos ortopédicos pediátricos, y se refiere a un mal posicionamiento o configuración de los componentes anatómicos de la cadera. Esto ocurre porque durante el periodo prenatal, neonatal o de la infancia, la cadera no se desarrolla de manera normal, resultando en algún grado de deficiencia funcional, deformidad y/o dolor [1]. El problema puede presentarse como una ligera inestabilidad, o incluso, pueden llegar a ocurrir hasta dislocaciones completas. De ser diagnosticado en los primeros meses de vida, el tratamiento es conservador y los pacientes tienen un pronóstico favorable[1,2].

Desafortunadamente, en nuestro país, un importante porcentaje de niños presentan secuelas por DDC inveterada, en los cuales el diagnóstico se presenta hasta años después de nacer [3]. En estos casos, la severidad de la displasia es mayor, el tratamiento es más agresivo, y los resultados, menos predecibles.

La DDC inveterada se relaciona con alteraciones en la columna vertebral y miembro contralateral, acortamiento de la extremidad, dolor y movilidad limitada, así como procesos degenerativos y desgaste articular en la adultez. La DDC inveterada se trata quirúrgicamente, con osteotomías pélvicas y femorales, para corregir la deformidad y devolver congruencia y función a la articulación. Existen diversas técnicas de osteotomía para tratar la displasia (Salter, Triple de Steel, Canz, Chiari, Pemberton, Dega, entre otras) [4–8], la técnica seleccionada dependerá de diversos factores, como el grado de corrección necesario, la edad del paciente o la experiencia del cirujano.

Las osteotomías pélvicas pediátricas son algunas de las cirugías con mayores retos técnicos para el cirujano; a pesar de esta dificultad, la planeación quirúrgica y el seguimiento clínico tradicionalmente se lleva a cabo por medio de radiografías sencillas, ya que son de bajo costo y poco invasivas, en comparación con otros estudios, como las tomografías. No obstante, las capacidades de representación tridimensional de las tomografías computarizadas y la integración de datos tomográficos en modelos biomecánicos hacen de esta tecnología una buena alternativa a las radiografías convencionales para el estudio de caderas displásicas, a pesar del incremento en costo y dosis de radiación.

Aunque la cirugía devuelve funcionalidad a la articulación, y la remodelación del esqueleto en desarrollo corrige en gran parte las deformidades, las secuelas de DDC inveterada se relacionan con problemas articulares degenerativos en la adultez. Profesionales en todo el mundo investigan las causas detrás de estos problemas degenerativos para mejorar los tratamientos para displasia [2,4,9]; se busca una correlación entre parámetros clínicos y biomecánicos que permita predecir el desempeño a largo plazo de una cadera con DDC.

El Instituto Nacional de Rehabilitación (INR) recibe casos severos de DDC. El Servicio de Ortopedia Pediátrica, al requerir de una técnica versátil y que permita amplios grados de corrección, practica acetabuloplastías tipo Dega para tratar pacientes de entre 3 y 6 años de edad con DDC inveterada. En colaboración con el Laboratorio de Biomecánica del mismo instituto, médicos e ingenieros investigan la efectividad de este tratamiento quirúrgico, con la finalidad de mejorar el entendimiento que se tiene de la enfermedad, y desarrollar nuevas herramientas que auxilien en la planeación del tratamiento y seguimiento clínico de los pacientes.

El método de evaluación propuesto en este trabajo de tesis combinó técnicas de modelado tridimensional, Análisis por Elementos Finitos (FEA), impresión 3D y radiología convencional. Se utilizaron algunos de los primeros estudios tomográficos de pacientes con DDC inveterada tratados en el INR y es el primer trabajo de este tipo en el instituto en emplear Análisis por Elementos Finitos en modelos tridimensionales basados en estas tomografías. Se analizaron las caderas de pacientes a distintos tiempos postoperatorios y se simuló escenarios hipotéticos del procedimiento quirúrgico.

Diversas mediciones a modelos tridimensionales de las caderas mostraron diferencias morfológicas entre las caderas sanas y displásicas de los pacientes. Análisis por Elementos Finitos de estos mismos modelos 3D permitieron evaluar, cuantitativa y cualitativamente, el comportamiento biomecánico de las caderas, en términos de la magnitud y distribución de esfuerzos en la superficie articular. Comportamientos biomecánicos deficientes se relacionaron con alteraciones morfológicas, mayor edad al momento de la cirugía y menor tiempo postoperatorio.

A pesar de ciertas limitaciones, el desarrollo y resultados de estos análisis permitieron entender mejor el comportamiento postoperatorio de las caderas de estos pacientes y establecer la primera aproximación de un método de evaluación biomecánica de caderas con DDC inveterada.

Agradecimientos

Hoy, con esta sección, escribo el toque final de la tesis. En mi cabeza, este tipo de cosas, son como las escenas finales de una película o los últimos capítulos de una insufrible serie televisiva de los 90's llamada "Marcos va a la universidad". Siguiendo con esa analogía (aunque falta la batalla final, el Final Boss), ésta parte en específico, sería la secuencia de créditos, con canción de fondo y toda la cosa. Pues bien, en ningún orden en particular, y al ritmo de "1979" de los Smashing Pumpkins, quiero agradecer a...

Mis padres, que son las personas que más tiempo han tenido que aguantarme, y ~~asi~~ sin recurrir a la violencia. Por su ~~presión~~ apoyo incondicional en todos mis proyectos y por comprarme un perro. A mi hermano, ~~el mártir~~, por ser una fuente inagotable de crítica estricta y sincera, sin siquiera tener que solicitársela. A mis amigos, que sin sus intervenciones, toda la universidad ~~hubiese sido terminada hace mucho tiempo~~ se hubiera vuelto la tarea más tediosa y desdichada de todas.

Al Laboratorio de Biomecánica del INR. En especial al M. en C. Víctor Manuel Araujo Monsalvo, mi director de tesis, quien me dio la oportunidad de hacer las paces con la investigación, y creo yo, de encontrar mi vocación; quien me ha guiado, y respaldado desde que, por caprichos del destino, llegué a ése laboratorio. Por supuesto, también le agradezco al Dr. Víctor Manuel Domínguez por los consejos, la confianza, y las pláticas de películas. Pedro, Aidee, Benjamín, gracias también por hacerme sentir parte del equipo. Le agradezco a la UNAM, profesores y compañeros, buenos, malos y peores; de todos aprendí algo. Le agradezco al Dr. Lázaro Morales, mi director de tesis en la UNAM, por su valiosa orientación a lo largo de toda esta etapa.

Al Dr. Ramiro Cuevas, del Servicio de Ortopedia Pediátrica del INR, por su asesoría y paciente respuesta a mi obsesiva curiosidad. A la Dra. Elisa Martínez Coria y al técnico Martín Luna Méndez, del Servicio de Tomografía Computada del INR, por su apoyo en la recuperación de los estudios tomográficos utilizados en este trabajo. Quiero expresar también un agradecimiento al Instituto Tecnológico y de Estudios Superiores de Monterrey, Campus Estado de México, Innovation Lab y a Portoprint de México S.A.P.I. de C.V., su director general, Oscar Poblete Galván, y los Ingenieros de Investigación y Desarrollo: Miguel Agla Manrique Martínez, Christian Emmanuel Cortés Bernal y Luz Elena Castillo Bojorquez, por su valiosa contribución en la impresión de modelos 3D utilizados para la planeación quirúrgica realizada en este trabajo de tesis.

Sep.

Marcos Martínez

22 de marzo de 2016

“I am going to sing for you,

A little off key perhaps,

But I will sing.

I will sing while you croak,

I will dance over your dirty corpse...

To sing you must first open your mouth.

You must have a little knowledge of music.

It is not necessary to have an accordion, or a guitar.

*The essential thing is to **want** to sing.*

This then is a song.

I am singing.”

Henry Miller, *Tropic of Cancer*, 1934

Objetivos

General:

- Proponer un método de evaluación del estado postoperatorio de caderas de pacientes pediátricos con DDC inveterada.

Específicos:

- Realizar un estudio retrospectivo, morfológico y biomecánico, de caderas de pacientes pediátricos, sometidas a tratamiento quirúrgico para DDC inveterada con distintos tiempos de seguimiento postoperatorio.
- Realizar simulaciones computarizadas y estudios biomecánicos de escenarios hipotéticos del procedimiento quirúrgico.
- Identificar, por medio del estudio retrospectivo y la simulación quirúrgica, los parámetros biomecánicos, radiológicos y clínicos más importantes para la evaluación de la DDC, así como establecer medidas para la determinación normalizada de dichos parámetros.

Contenido

1 Anatomía y clínica de la DDC	1
1.1 Generalidades.....	1
1.1.1 Tratamientos.....	2
1.1.2 Pronóstico.....	4
1.2 Tratamiento quirúrgico.....	5
1.3 Detección, monitoreo y estudio.....	7
1.3.1 Clínica y rayos X.....	7
1.3.2 Tomografía computarizada y resonancia magnética.....	10
1.3.3 Vinculación CAD/CAE.....	13
2 Biomecánica de la DDC	15
2.1 Principios biomecánicos y modelos de Análisis por Elementos Discretos (DEA).....	18
2.1.1 Remodelación ósea.....	18
2.1.2 Cartílago articular.....	20
2.1.3 Centro de gravedad y brazos de palanca.....	22
2.1.4 Esfuerzos de contacto.....	22
2.1.5 Modelos de Análisis por Elementos Discretos (DEA).....	24

2.2 Modelos FEM.....	26
2.2.1 Modelos pediátricos	26
2.2.2 Simulación quirúrgica.....	27
2.2.3 Modelos paciente – específicos.....	28
3 Desarrollo y descripción del método.....	30
3.1 Estudio retrospectivo 1 (Retro1).....	30
3.1.1 Estudios tomográficos y recuperación de archivos.....	30
3.1.2 Segmentación y modelos 3D.....	32
3.1.3 Nuevo sistema coordenado y mediciones.....	33
3.1.4 Preprocesamiento, solución y postprocesamiento de FEA.....	36
3.2 Estudio Retrospectivo 2 (Retro2).....	40
3.3 Simulación Quirúrgica (SimQx).....	42
4 Resultados	48
4.1 Retro1	48
4.1.1 Análisis morfológico	48
4.1.2 Análisis biomecánico	53
4.2 Retro2	56
4.3 SimQX	58

5	Discusión y conclusiones	60
5.1	Morfología	60
5.2	Retro1 y Retro2	63
5.3	SimQx.....	68
5.4	Limitaciones	71
5.5	Conclusiones	75
	Apéndice A. Fundamentos de anatomía.....	77
A.1	Posición anatómica	77
A.2	Sistema esquelético.....	80
A.3	Cadera.....	82
	Apéndice B. Método propuesto.....	87
B.1	Simulación quirúrgica y estudios morfológicos.....	87
B.2	Estudio biomecánico	90
	Referencias.....	91

1 Anatomía y clínica de la DDC

1.1 Generalidades

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].

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 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 [1]. 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).

* 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.



Figura 1. Rango de severidad de la DDC. [10]

Acetábulo poco profundos o muy amplios, falsos acetábulo, cartílagos articulares hipertrofiados, crecimiento 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 [1,3].

1.1.1 Tratamientos

El objetivo de los tratamientos 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 2], que mantienen a la cadera en la 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].

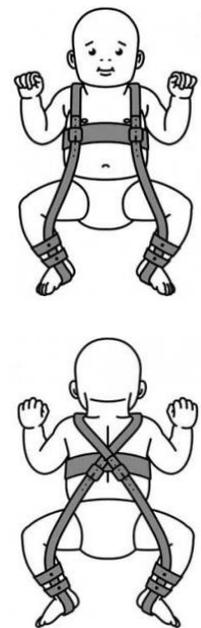


Figura 2. Arnés de Pavlik. [12]

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.

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 provocada por el arnés de Pavlik. La duración de la inmovilización y/o posterior régimen con dispositivo abductor varía considerablemente entre casos [4].

Cuando el paciente presenta 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 capsulorrafias¹ 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 3] y femorales para reconfigurar el acetábulo y fémur de manera que ofrezcan una mejor congruencia articular. Necrosis avascular³, desgaste acelerado, pinzamiento⁴, lesión de estructuras neurovasculares o redislocaciones son complicaciones relacionadas con las osteotomías, particularmente con coberturas acetabulares excesivas o insuficientes [4,5].



Figura 3. Osteotomía pélvica. [7]

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.

1.1.2 Pronóstico

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 [1]. 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 articulares en adultos con secuelas de DDC [Figura 4]. En estudios de seguimiento a largo plazo (45 años de seguimiento), se encontró como una causa común de dolor, desgaste articular y osteoartritis¹ de cadera, a las secuelas de la displasia del desarrollo [13–15].

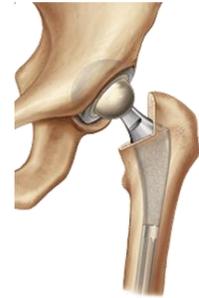


Figura 4. Remplazo total de cadera. [16]

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 [3].

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 articular² aproximadamente una década después y un recambio³ 10 o 15 años después [14,17]. 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 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.

² Procedimiento quirúrgico en que se reemplaza un componente o la totalidad de una articulación dañada por componentes artificiales.

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

1.2 Tratamiento quirúrgico

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 pretenden normalizar la superficie de carga y estabilizar la articulación. Desafortunadamente, mientras la literatura ortopédica está repleta de estudios clínicos sobre las técnicas y los resultados obtenidos, no hay protocolos basados en evidencia que dicten en qué momento qué técnica debe utilizarse. 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].

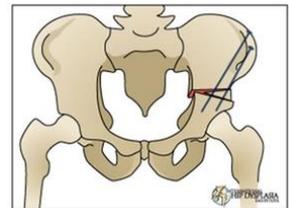
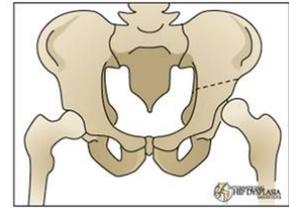


Figura 5. Técnica Salter de osteotomía pélvica. [18]

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 acetabuloplastías, que alteran la forma, tamaño y orientación del acetábulo.

Las osteotomías de reorientación son 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 5] y la triple de Steel. Estas técnicas están indicadas para acetábulos con buena profundidad y potencialmente buena congruencia articular, es decir, un acetábulo de forma normal, pero mal direccionado [4].

Las acetabuloplastías consisten en cortes incompletos en el hueso iliaco que rodean el acetábulo y forman una bisagra con el cartílago trirradiado². 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 trirradiado. 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.

² Cartílago de crecimiento, localizado en el acetábulo, que une a los huesos coxales en desarrollo.

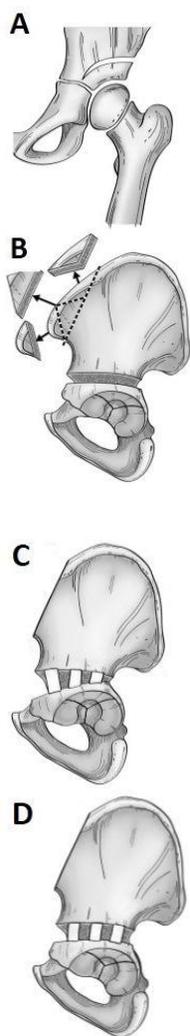


Figura 6. Técnica Dega de osteotomía pélvica. El corte es oblicuo e incompleto (A). El injerto que actúa como cuña se toma de la cresta iliaca (B). Controlando la posición y tamaño de las cuñas se puede controlar la cobertura acetabular, ya sea más anterior (C), o más posterior (D). [5]

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. Las técnicas Dega y Pemberton son acetabuloplastias [Figura 6], 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 [7].

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 7]. El corte es realizado por debajo del trocánter menor, y se retira la porción que sea necesaria. 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 [19], lo que puede llevar a acortamientos de la extremidad.



Figura 7. Osteotomía femoral a nivel subtrocantérico. Se observa el material de osteosíntesis utilizado para fijar la posición. Vista frontal (a) y lateral (b). [21]

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 derotación¹ femoral, 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 [4,20].

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.

1.3 Detección, monitoreo y estudio

1.3.1 Clínica y rayos X

En el periodo neonatal, mediante maniobras de exploración clínica (prueba de Ortolani y prueba de Barlow) [Figura 8], se identifican inestabilidades, subluxaciones o luxaciones de la articulación que llevan a un diagnóstico de DDC [1,2]. 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 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 [2,9].



Figura 8. Prueba de Ortolani para identificar displasia en neonatos. [23]



Pediátrico



Adulto

Figura 9. Esqueleto pediátrico y maduro. Las porciones claras del hueso pediátrico representan tejido cartilaginoso. [24]

A pesar de dudas en cuanto a su confiabilidad [22], 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 9]. Con suficiente madurez esquelética, es posible observar desde dislocaciones y deformidades, hasta signos de osteonecrosis, daños degenerativos y pequeñas prominencias que pueden indicar pinzamiento [9].

Existen parámetros radiológicos, medidos en una proyección AnteroPosterior (AP) neutra, que se utilizan comúnmente para primero diagnosticar la DDC, y luego planear y evaluar el tratamiento [25].

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).

- **Línea de Hilgenreiner.** Referencia de horizontalidad. Línea que pasa a través de los cartílagos trirradiados, tangente a los bordes inferiores de las porciones iliacas del acetábulo en desarrollo [Figura 10.H]. [5]
- **Índice acetabular (IA).** Ángulo formado por la línea de Hilgenreiner y una línea oblicua trazada desde el borde superolateral del acetábulo al cartílago trirradiado [Figura 10.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 [1,25].

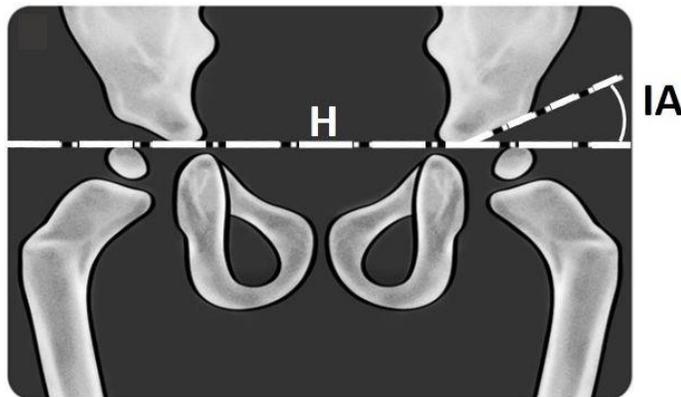


Figura 10. Esquema de una radiografía AP. Línea de Hilgenreiner (H). Índice acetabular (IA). [5]

- **Línea de Perkins.** Línea perpendicular a la línea de Hilgenreiner que pasa por la parte más lateral del techo acetabular. En caderas con displasia severa, el límite lateral del acetábulo es difícil de distinguir. Junto con la línea de Hilgenreiner, la línea de Perkins divide la imagen en cuadrantes (los cuadrantes de Ombredane). En una cadera normal, el núcleo de osificación epifisiario¹ se ubica en el cuadrante inferomedial; en una cadera luxada, en el superolateral [25].

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.

- **Ángulo Centro-Borde (Center-Edge) de Wiberg (CBW).** Ángulo entre una línea que va del centro de la cabeza femoral, o núcleo de osificación, al borde lateral del acetábulo y la vertical [Figura 11.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 [9].
- **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 obturador¹ [Figura 11.S]. Una cadera displásica, luxada o subluxada mostrará una línea de Shenton discontinua [25].

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

- **La ceja.** Es una densa capa de hueso subcondral² que se localiza en la zona de carga del iliaco acetabular y se desarrolla en respuesta a la sollicitación mecánica de la articulación. Su contorno es normalmente suave, su espesor es uniforme y es un indicador de la distribución de la carga en la superficie articular superior de la cadera. Picos, o asimetría en el espesor de la ceja indican una focalización de la carga articular, y esto a su vez, puede relacionarse con displasia y pronosticar cambios degenerativos [11].
- **Ángulo Cervico-Diafisiario.** Ángulo entre el eje diafisiario del fémur y el eje del cuello femoral. Valores normales son entre 125° y 135°. Indica y cuantifica el varo o valgo femoral³. Esta medida debe obtenerse en una proyección supina, con los pies en rotación interna [25].

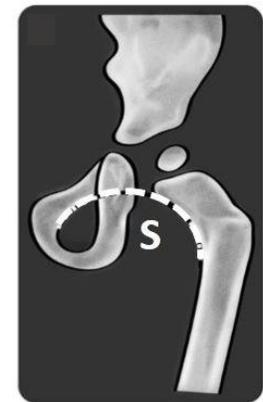
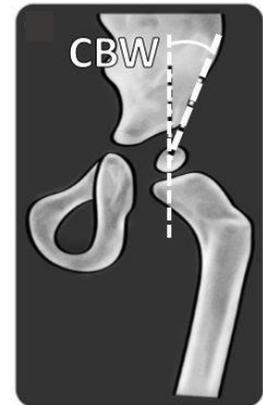


Figura 11. Esquema de media radiografía AP. Ángulo Centro-Borde de Wiberg (A). Arco de Shenton (B). [5]

¹ Abertura formada por los huesos pubis e isquion, por la que pasan nervios y vasos sanguíneos.

² Sub: debajo. Condral: del cartílago.

³ El término "coxa valga" se refiere a una deformidad del fémur en que el ángulo cervico-diafisiario está aumentado. Similarmente, el término "coxa vara" se refiere a un ángulo cervico-diafisiario reducido.

1.3.2 Tomografía computarizada y resonancia magnética

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 [26]. 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 [27–29]. 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 [29].

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 simple [Figura 12]. Cuando se planea una osteotomía pélvica, la TC ayuda en la planeación quirúrgica; en el caso de la técnica Dega en particular, el cirujano puede localizar y cuantificar la deficiencia de cobertura acetabular y entonces predeterminar el tamaño y posición de los cortes e injerto.

Así como en la radiografía AP, existen parámetros que se miden en cortes tomográficos para evaluar la displasia y el tratamiento de la DDC. Para tener mediciones útiles, especial cuidado debe tenerse en seleccionar el corte en el que se hace la medición [9,30].

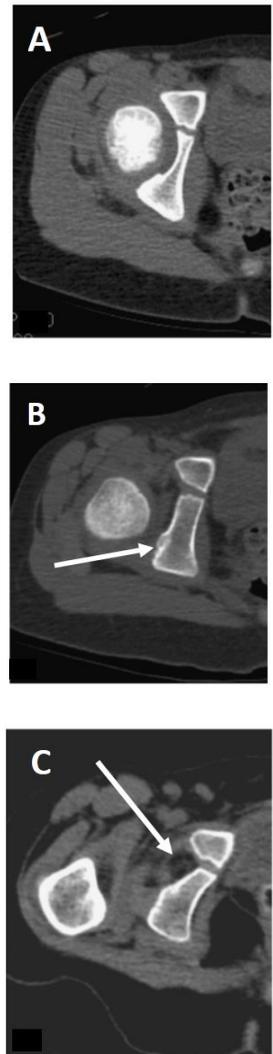


Figura 12. Tomografía Axial Computarizada de cadera. Cadera normal (A). Cadera displásica con poca concavidad y deformidad en parte posterior (B). Cadera dislocada con acetábulo deforme (C). [9]

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) [28].

- **Ángulo Acetabular Anterior (AAAn).** Ángulo entre una línea que va del cartílago trirradiado al borde anterior del acetábulo y una línea paralela al plano coronal a nivel del cartílago trirradiado [Figura 13.A]. [9]
- **Ángulo Acetabular Posterior (AAPo).** Ángulo entre una línea que va del cartílago trirradiado al borde posterior del acetábulo y una línea paralela al plano coronal a nivel del cartílago trirradiado [Figura 13.A]. [9]
- **Índice Acetabular Axial (IAAx).** Suma de los ángulos acetabulares anterior (AAAn) y posterior (AAPo) [Figura 13.B]. [9]

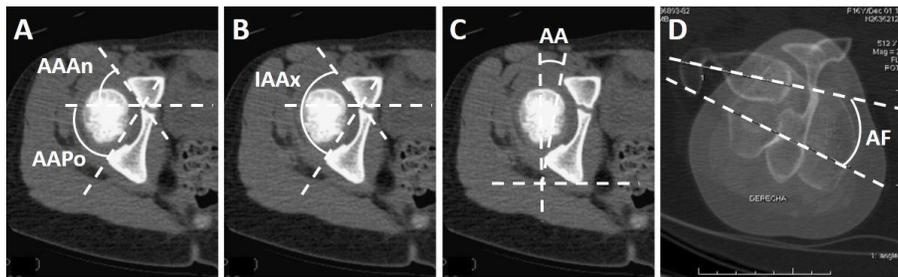


Figura 13. Cortes tomográficos de cadera. Ángulo acetabular anterior (AAAn) (A). Ángulo acetabular posterior (AAPo) (A). Índice acetabular axial (IAAx) (B). Anteversión acetabular (AA) (C). Anteversión femoral(AF) (D). [9]

- **Anteversión Acetabular (AA).** Ángulo entre una línea tangente a los bordes anterior y posterior del acetábulo y una línea paralela al plano sagital [Figura 13.C]. [9,31]
- **Anteversión Femoral (AF).** Se superponen cortes a través del cuello femoral y el fémur distal, la versión femoral es el ángulo entre 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 [Figura 13.D]. [31]

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.

- **Anteversión Combinada (AC).** También llamado índice de inestabilidad, se define como la suma de los ángulos de anteversión acetabular y femoral. La AC surge de la necesidad de evaluar la congruencia y estabilidad de la cadera como un conjunto, ya que un valor normal de AA o AF por sí solo no es suficiente para asegurar que una cadera es estable en el plano axial [31].

Es importante señalar que la TC no está exenta de los errores de medición provocados por una mala posición del paciente en el escáner, y que de hecho, investigaciones dejan claras sus limitaciones técnicas [9,32,33].

La Resonancia Magnética (RM) no es rutinariamente utilizada en el tratamiento de la DDC, pero ha ido ganando popularidad [9]. Los atractivos de la RM son la ausencia de dosis de radiación y la capacidad de visualizar con mayor claridad los tejidos blandos, característica que toma relevancia para el caso particular de la DDC, ya que permite visualizar el esqueleto cartilaginoso del neonato y pinzamiento de tejidos blandos, que son difíciles de observar en los Rx y TC [Figura 14]. Sus principales desventajas son su alto costo, su menor disponibilidad y el mayor tiempo requerido para un escaneo. El aumento de tiempo de escaneo trae consigo otra desventaja asociada, la necesidad de sedar al paciente pediátrico para que las imágenes no se distorsionen por el movimiento durante el estudio. Las medidas que se obtienen de la RM son las mismas que de la TC, pero las referencias óseas, a partir de las cuales se trazan las líneas, no son tan claras en la RM. Avances tecnológicos podrían reducir el costo de los estudios RM y hacerlos más rápidos en un futuro. Mientras eso sucede, los Rx y TC seguirán siendo los estudios de preferencia [22].

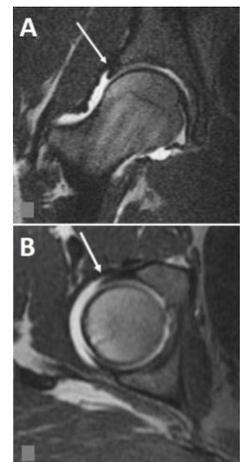


Figura 14. RM de cadera. Plano coronal (A) y axial (B). Se aprecia con claridad la distribución de cartilago articular. [9]

1.3.3 Vinculación CAD/CAE

Otra de las ventajas de la TC es que pueden obtenerse detalladas reconstrucciones¹ tomográficas tridimensionales a partir de los cortes tomográficos (TC3D) [Figura 15]. Software especializado permite hacer segmentaciones² de las imágenes arrojadas por la TC y crear modelos tridimensionales de estructuras anatómicas individuales.

Los modelos obtenidos son entonces completamente independientes de la posición en que fueron escaneadas las estructuras anatómicas, y pueden ser exportados, modificados y analizados con herramientas de modelado 3D, Diseño Asistido por Computadora (CAD) y Análisis por Elementos Finitos (FEA) [Figura 16]. Desde un punto de vista ingenieril, esto abre las puertas a un mundo de posibilidades para diseñar, manufacturar y analizar [34–40].

La vinculación del CAD con la impresión 3D³ y el auge por el que actualmente pasa esta tecnología, hace posible el manufacturar modelos detallados de órganos de pacientes con relativa facilidad y bajo costo.

La planeación quirúrgica se ve principalmente beneficiada de estos modelos; un equipo de cirujanos puede practicar y discutir el procedimiento quirúrgico antes de entrar al quirófano [Figura 17]. Por ejemplo: tener una reproducción plástica a escala real de la pelvis de un niño con DDC inveterada, le permite al ortopedista evaluar tangiblemente la severidad del problema y modificar su técnica de acuerdo a esto.



Figura 15. Modelo tridimensional basado en imágenes tomográficas.

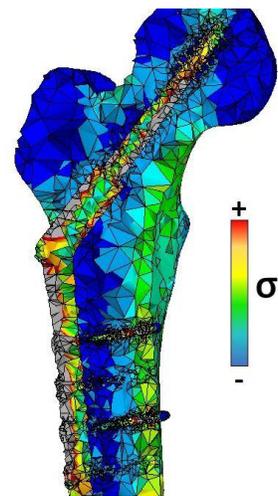


Figura 16. Distribución de esfuerzos (σ) en un modelo tridimensional de un fémur y un implante ortopédico, utilizado para simulación por elementos finitos. Las zonas rojas poseen los mayores valores, las azules, los menores

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 la apariencia tridimensional.

² En análisis de imagen, se refiere al proceso de partición de una imagen digital para crear regiones de pixeles 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.

³ Grupo de tecnologías de manufactura aditiva, por las que un objeto tridimensional es creado mediante la superposición de capas sucesivas de material.

El nivel de personalización del tratamiento que se obtiene con la TC3D y la impresión 3D se ve reflejado en la utilización de guías quirúrgicas personalizadas, que se ajustan a los huesos del paciente y le indica al cirujano posiciones y direcciones con precisión milimétrica [Figura 18]. Estas herramientas permiten cirugías más cortas, menos invasivas y más efectivas [37–39].

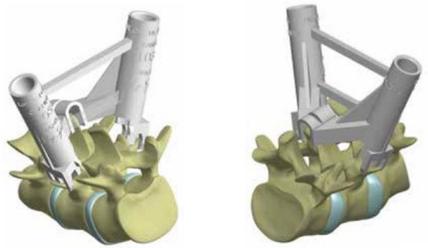


Figura 18. Guía quirúrgica para cirugía de columna vertebral. [41]



Figura 17. Modelo plástico, impreso en 3D, de una pelvis pediátrica, utilizado para planeación quirúrgica.

2 Biomecánica 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 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 [13,42]. 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 [43].

En bipedestación, y durante la marcha, el centro de gravedad del cuerpo se localiza en el plano sagital medio o cerca de éste [11,44]. Por lo tanto, cuando el peso del cuerpo es transmitido al suelo a través de la cadera, se genera un momento con un brazo de palanca correspondiente a la distancia del centro de la articulación de la cadera, a la línea media o aquella línea que corresponda a la posición del centro de gravedad [Figura 19]. Para mantener el sistema de fuerzas en equilibrio, el momento es contrarrestado por otras fuerzas: la acción muscular. Este sistema de fuerzas y momentos son una parte fundamental de la

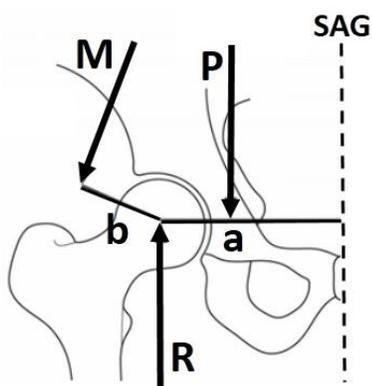


Figura 19. Modelo biomecánico bidimensional de cadera, en un plano coronal y cortado por el plano sagital (SAG). Fuerza de reacción articular (R), peso corporal (P), fuerza de reacción de músculos abductores (M). Distancia plano sagital-cadera (a) y distancia trocánter-cadera (b). [43]

biomecánica¹ de la cadera, si la biomecánica es buena, las fuerzas resultantes tendrán una dirección y magnitud óptimas, que contribuirán al sano desarrollo y evitarán lesiones [45].

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 mala, es decir, las cargas articulares son excesivas o mal direccionadas, este sistema natural de reparación no puede contrarrestar los efectos destructivos provocados por dichas cargas. Si la biomecánica es restablecida, el cuerpo “se cura solo” [11]. Muchas cirugías ortopédicas son simplemente medios para restablecer o mejorar la biomecánica de una estructura comprometida.

¹ La biomecánica es el estudio de la estructura y función de sistemas biológicos por medio de los métodos de la mecánica [46].

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 [11,44]. Estos primeros estudios 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 [47]. 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 [48].

Los hallazgos de estos análisis teóricos son validados con algunos experimentos *in vitro* e *in vivo* [Figura 20]. Instrumentando³ huesos cadavéricos, e implantando prótesis instrumentadas en voluntarios, se determinaron rangos de normalidad para presiones y fuerzas articulares en distintas posiciones y durante distintas actividades [49,50]. 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.

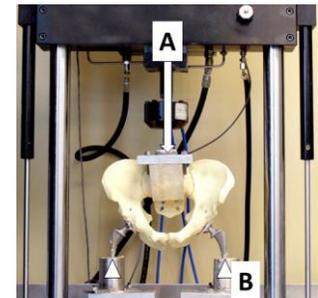


Figura 20. Prueba biomecánica experimental *in-vitro*. Se aplica una carga en la región sacra de un modelo de pelvis (A) para estudiar el comportamiento de implantes de cadera (B). [51]

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.

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 una gran precisión en la geometría de las estructuras óseas. 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 [52,53] sobre la biomecánica de la cadera. Otra de las características de los FEA es la capacidad de incluir en el estudio el efecto de las propiedades mecánicas¹ 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 [53–55].

En términos sencillos, los FEA son una herramienta que permite hacer simulaciones computacionales de sistemas físicos reales con geometrías o sistemas de cargas muy complejas, para las cuales no se pueden obtener soluciones analíticas². 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 numérico³, y por lo tanto, los resultados que se obtengan de este método, son tan sólo una aproximación del comportamiento real.

La determinación de propiedades mecánicas de tejidos orgánicos es sumamente difícil, 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 de cargas y contactos muy complejo; la caracterización de este sistema es tan complicada como la caracterización mecánica de los tejidos [49,50,56,57]. 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 Conjunto de propiedades físicas referentes a la capacidad de un material de reaccionar a la aplicación de cargas o fuerzas.

² Una solución analítica se obtiene de dramáticas idealizaciones y simplificaciones.

³ 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.

2.1 Principios biomecánicos y modelos DEA

2.1.1 Remodelación ósea

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 mecánicas 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 [44,53]. Una creciente tendencia es la utilización de procesos que aprovechan la relación entre radiopacidad² y el módulo elástico³ del hueso, para determinar distribuciones no-homogéneas de propiedades mecánicas, lo cual ha permitido modelos más realistas [53,57] [Figura 21], sin embargo, persisten algunas dudas respecto al efecto de las distribuciones no-homogéneas de propiedades en la biomecánica articular [49].

Con base en el trabajo de Pauwels [44], 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.

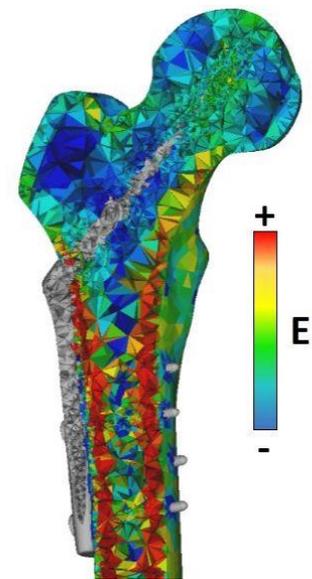


Figura 21. Distribución de módulo elástico E en función de la densidad ósea en un fémur proximal con un implante ortopédico. Las zonas rojas poseen los mayores valores, las azules, los menores.

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

² 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.

³ También módulo de Young, establece una relación entre esfuerzo y deformación. Es una medida de la rigidez de un material.

El objetivo de muchos tratamientos médicos para desórdenes articulares es reducir o redireccionar la carga articular (bajar de peso, desinserciones musculares), modificar brazos de palanca (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].

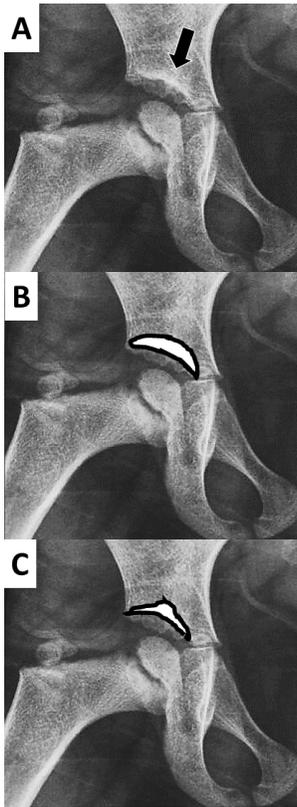


Figura 22. Rx AP de cadera indicando la ceja (flecha) (A). En una cadera sana, la ceja tiene forma semilunar (B). Una ceja con forma de "sombrero de Napoleón" (C) indica una concentración de carga.

En una radiografía Antero-Posterior (Rx-AP) puede observarse una porción de hueso subcondral denso, llamada “ceja”¹ por Pauwels en 1963, ubicada en la superficie acetabular [Figura 22]. La ceja normalmente tiene una forma semilunar, y su ápice coincide con la dirección de la fuerza articular resultante. Se cree entonces, que la ceja indica la zona de carga articular en el acetábulo, que se origina como respuesta a las condiciones biomecánicas de la cadera y que puede ser indicador de anomalías en la carga articular. En caderas de biomecánica anormal se observan irregularidades en la forma semilunar de la ceja, conocidas como “forma de sombrero de Napoleón”.

Bombelli, en 1981 describió el “arco gótico”, una estructura triangular, cuya base es la ceja y sus lados están formados por condensaciones de hueso trabecular. Las trabéculas continúan después del ápice, pero de manera menos concentrada, la forma completa es llamada “reloj de arena”.

Así como con la ceja, Bombelli propone al “arco gótico” y el “reloj de arena”, como indicadores biomecánicos [11]. Sin embargo, posteriores estudios argumentan algunas limitaciones de la ceja y el “arco gótico” como tales indicadores [58,59]. Considerando a la ceja como la proyección bidimensional de la zona de carga articular, y a la cabeza femoral como una esfera, se determinaron sectores esféricos que representarían tridimensionalmente la superficie de carga articular. Calculando la superficie de estos sectores esféricos y combinando estos datos con fuerzas de reacción obtenidas de modelos biomecánicos previos, se calcularon los efectos de cargas por unidad de superficie articular, es decir, esfuerzos² [11].

¹ *Sourcil*, en inglés.

² 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.

Bajo las anteriores suposiciones, una ceja pequeña indicaría una concentración de esfuerzos, al verse reducida el área sobre la que se distribuye la carga. Se sugiere también que, las muescas en la parte central de la ceja, la llamada “forma de sombrero de Napoleón”, representaría una reacción ósea a la carga vertical localizada [Figura 22.C].

Una hipótesis de Bombelli y Ponseti [11,60] es que en una cadera de biomecánica óptima, la superficie de carga debe ser horizontal y localizarse en una parte intermedia del techo acetabular; si la dirección o posición de esta superficie se desvía medial o lateralmente, “se perturba el equilibrio mecánico de la cadera”, y por lo tanto, la cadera es vulnerable a artrosis o displasia.

2.1.2 Cartílago articular

La TC no es particularmente buena diferenciando tejidos blandos, como el cartílago articular, por lo tanto, en modelos basados en TC, se ha considerado el espacio entre huesos como la suma de cartílagos articulares o asumido una distribución homogénea de cartílago entre las superficies articulares [61]. No obstante, una fracción de este espacio no está ocupada por tejido cartilaginoso, sino por fluido articular, y además, el cartílago no se distribuye homogéneamente. No se sabe con certeza la magnitud del efecto de esta simplificación.

Estudios que utilizan Resonancia Magnética (RM) han intentado caracterizar el cartílago articular de la cadera [56,61–63] [Figura 23], sin embargo, las propiedades hiperelásticas¹ del cartílago, y su compleja distribución de espesor y rigidez han dificultado la tarea. Algunos de los hallazgos de estos estudios son que, en general, el espesor de cartílagos articulares en caderas displásicas es mayor que el de caderas normales, el cartílago es más rígido en la superficie acetabular, que en la cabeza femoral, y el cartílago más grueso y rígido se encuentra en la parte anterosuperior del acetábulo.

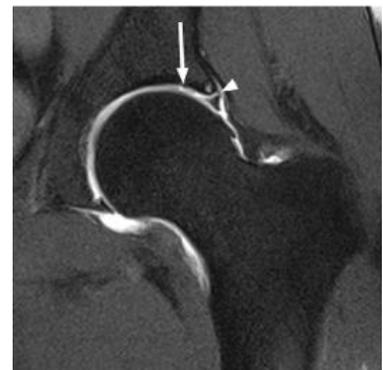


Figura 23. Imagen de RM de cadera en un plano coronal. Se aprecia el cartílago y espacio articular. [64]

¹ Modelo matemático utilizado para estudiar el comportamiento mecánico de elastómeros y algunos tejidos biológicos. Este tipo de materiales tiene un comportamiento elástico no lineal.

Se sospecha que, de manera similar al hueso, la distribución espacial del cartílago se trata de una respuesta biológica a la estimulación mecánica local; es decir, las zonas que son sometidas a una mayor carga, responden con un aumento de tejido cartilaginoso [61]. Un estudio correlacionó la distribución de espesor cartilaginoso con cambios degenerativos; se encontró que pacientes con etapas tempranas de osteoartritis poseían cartílagos de espesor casi homogéneo, mientras que pacientes que sólo presentaban ligero malestar poseían más tejido cartilaginoso en la zona de carga [56].

En vista de la dificultad para diferenciar y segmentar apropiadamente el cartílago acetabular y femoral, en varios de estos estudios se aplica tracción sobre los miembros inferiores durante la RM. La tracción permite la inclusión de fluido de contraste entre ambos cartílagos y facilita la caracterización, sin embargo, se desconoce hasta qué grado son comprometidas las condiciones reales-funcionales de la articulación, y por lo tanto, la caracterización no reflejaría las propiedades de un cartílago sometido a carga. De acuerdo a otros estudios, el cartílago se comprime hasta 30% bajo condiciones funcionales [63].

En cuanto al modelado computacional del cartílago, se han realizado análisis FEM en los que el cartílago es modelado con propiedades neo-hookeanas¹ hiperelásticas [50]. Algunos estudios afirman que no se encuentra diferencia significativa en el comportamiento mecánico entre el modelado lineal y no lineal del cartílago, mientras que otros sostienen que sí lo hay. Los objetivos de cada estudio pueden influenciar en estas conclusiones; si el objetivo es el hueso y no el cartílago, los modelos lineales ofrecen estimaciones aceptables. La validación experimental de estos estudios ha sido generalmente *in vitro* o cadavérica, y ha implicado pruebas compresivas en articulaciones instrumentadas, y la caracterización, micrométrica y mecánica, del tejido cartilaginoso.

¹ Modelo hiperelástico utilizado para predecir el comportamiento mecánico de materiales que sufren grandes deformaciones.

2.1.3 Centro de gravedad y brazos de palanca

Para comprender el efecto de una patología en la biomecánica de la cadera, se requiere de primero comprender la situación biomecánica de una cadera sana. Con el trabajo de Fischer y Pauwels [11,44], se determinó la posición del Centro de Gravedad (CG) durante la bipedestación y durante las distintas fases de la marcha. Con esta información se pudo calcular la distancia entre el centro de la cadera y una línea vertical correspondiente al CG, es decir, el brazo de palanca¹ que determinaría la carga transmitida a cada cadera. El brazo de palanca aumenta hasta 34% entre bipedestación y apoyo monopodal² [44]. Posteriores trabajos determinaron la magnitud y dirección de momentos, fuerzas musculares y fuerzas articulares resultantes. La fuerza resultante en la cadera se estimó con una dirección supero-medial, y una inclinación de entre 15° y 21° respecto a la vertical [11,44].

En estudios más recientes de modelado computacional de caderas displásicas, los brazos de palanca han tenido un gran efecto en la biomecánica de la cadera. Armand [65] 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.

2.1.4 Esfuerzos de contacto

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 esfuerzo 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.

¹ Un momento es el producto de una fuerza por una distancia, el brazo de palanca, la cual magnifica el efecto de la fuerza.

² Etapa de la marcha en la cual sólo un miembro se encuentra sobre el suelo, soportando la totalidad del peso corporal.

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 24], entre ellas: caderas sanas, caderas displásicas, caderas sometidas a osteotomías, caderas en posiciones funcionales, y caderas con principios de osteoartritis [66–69]. Una de sus conclusiones más importantes, es que el factor determinante para la aparición de osteoartritis es la distribución del esfuerzo, 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.

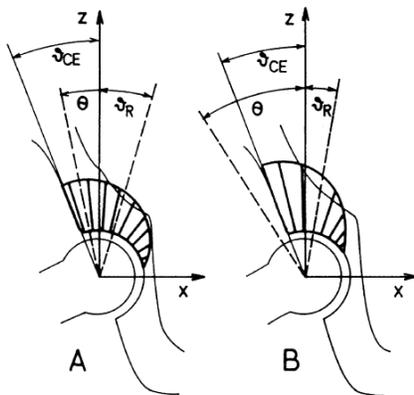


Figura 24. Modelos biomecánicos bidimensionales en un plano coronal. Se aprecia cómo varía la distribución matemática de esfuerzo en la superficie articular al modificar la geometría del acetábulo. [68]

Los trabajos de Iglic 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 Iglic, estudió el efecto de la forma de herradura del cartílago acetabular, es decir, en sus modelos jugó con el tamaño de la fosa acetabular [66]. 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.

2.1.5 Modelos de Análisis por Elementos Discretos (DEA)

El grupo de Armand, Lepisto, Tallroth y Armiger contribuyó considerablemente también al desarrollo de la biomecánica en la cadera. [65,70,71] 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 numérico 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 [70], 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.

Uno de los objetivos del grupo de Lepisto 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). [71] 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.

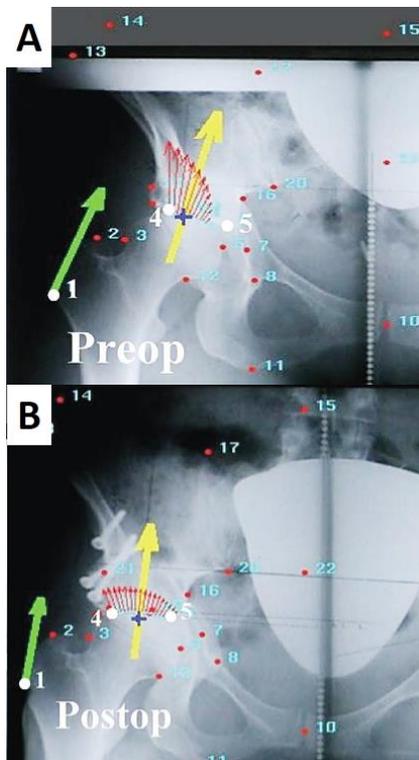


Figura 25. Imágenes de un sistema de asistencia computarizada para evaluar la biomecánica de la cadera. Cadera displásica antes (A) y después (B) de tratamiento quirúrgico. [71]

Por medio de dispositivos de rastreo inscritos en el instrumental quirúrgico y estructuras anatómicas, la segunda generación del BGS es capaz de brindar al cirujano, en tiempo real, de los ángulos radiológicos característicos y parámetros biomecánicos correspondientes a la configuración en que se encuentra la cadera.

El BGS es un proyecto en desarrollo; Lepisto, en el mismo artículo del 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 pinzamiento¹. 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.

¹ Si la cobertura acetabular es excesiva, se produciría pinzamiento al mover la articulación, incluso en un rango de movilidad normal.

2.2 Modelos FEM

2.2.1 Modelos pediátricos

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 [55,57].

La mayoría de los estudios con modelado FEM en hueso están enfocados a sujetos adultos y adultos mayores, no obstante, avances también se han logrado en el modelado de huesos pediátricos, y se ha dejado claro la diferencia morfológica, y biomecánica, entre huesos adultos y pediátricos [54,72]. La densidad ósea, la forma del hueso y las propiedades mecánicas cambian progresivamente con la edad, y en particular, hay un cambio importante en la estructura ósea en el momento en que el esqueleto es sometido a cargas funcionales [Figura 26]. Cuando los bebés comienzan a gatear y dar sus primeros pasos, sus huesos se hacen más densos y resistentes.

Se ha resaltado la dificultad de obtener datos y especímenes, tanto para las simulaciones computacionales, como para las validaciones experimentales. Por lo tanto, no sorprende la escasez de estudios de caracterización de hueso pediátrico; la mayoría de los estudios enfocados a hueso pediátricos fueron realizados entre los años 70's y 90's del siglo pasado [73–76], y pocos estudios en años recientes (2011 [72], 2015 [54]).

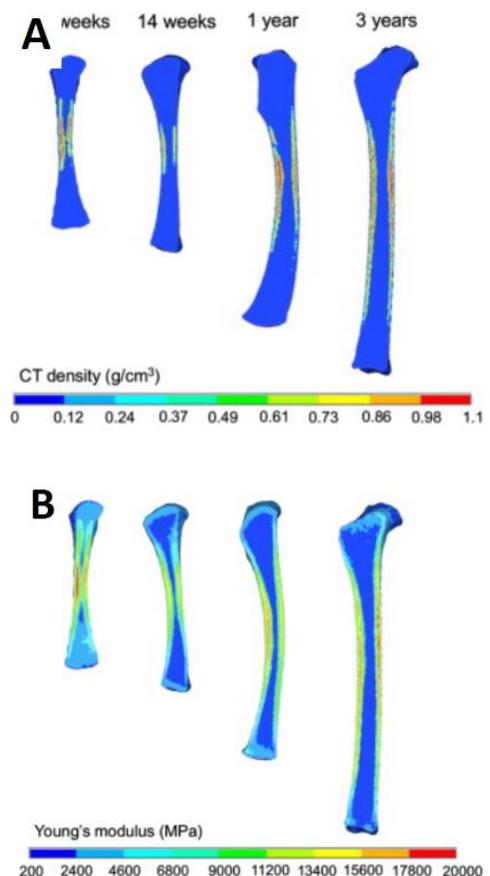


Figura 26. Distribución de densidad (A) y módulo de Young (B) en fémures pediátricos a diferentes edades. [54]

El nivel de osificación de un esqueleto maduro es alcanzado, parcialmente, hasta los ocho años, y totalmente, hasta finalizar la adolescencia. Durante el transcurso de estos periodos, es común encontrar esqueletos con diversos grados de osificación, incluso entre sujetos sanos y de la misma edad. En sujetos que padecen algún desequilibrio metabólico o que fueron sometidos a trauma o cirugía, la variabilidad aumenta aún más. El esqueleto pediátrico, con sus niveles variables de osificación, posee dos principales características: las partes no osificadas son difíciles de visualizar en imágenes TC y Rx, y son más flexibles que el esqueleto maduro. Mientras el hueso maduro se fractura como material frágil, el pediátrico se deforma plásticamente; las llamadas “fracturas en tallo verde”. Estas características, entre otras, hacen al esqueleto pediátrico particularmente difícil de modelar, y pueden afectar la validez de resultados obtenidos con técnicas adoptadas del modelado de hueso adulto [54].

2.2.2 Simulación quirúrgica

En cuanto al modelado FEM de caderas displásica 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 [35] [Figura 27]. 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 pero-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.

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

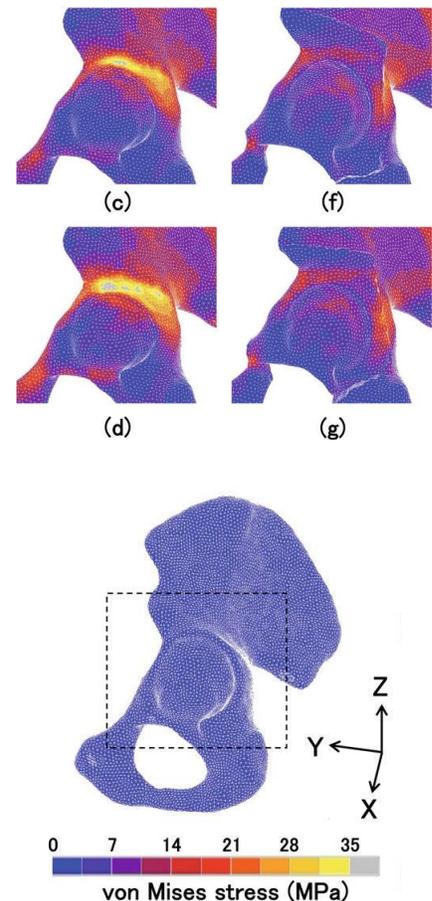


Figura 27. Distribución de esfuerzos von Mises en escenarios hipotéticos de osteotomía peri-acetabular. [35]

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 encuentra en los acetábulos y fémures displásicos. El modelo tampoco tomaba en consideración el efecto de la remodelación ósea, que en la vida real, se alcanza posterior al procedimiento quirúrgico.

2.2.3 Modelos paciente – específicos

El uso de geometrías, posiciones y cargas genéricas¹ en modelos de simulación quirúrgica han sido una limitante importante, ya que se hacen suposiciones que eliminan características individuales. Sin embargo, debido a la cantidad de variables involucradas en el modelado, en ocasiones es necesaria la eliminación de algunas de estas individualidades para que los resultados puedan ser comparables.

En el caso de las cargas genéricas, su uso muchas veces se debe a que la obtención de datos individualizados precisos es tan compleja que se vuelve inasequible; tal es el caso de la localización de zonas de inserción, tensión muscular y ligamentosa, así como datos dinámicos de análisis de movimiento para simular escenarios de marcha, subir y bajar escaleras, entre otros. Uno de los argumentos en contra del uso de cargas genéricas es que, posiblemente, se estarían aplicando cargas para las que el esqueleto de un particular sujeto no está adaptados. El hueso, y en general el cuerpo, se adapta a las sollicitaciones mecánicas, e “intenta” contrarrestar sus deficiencias, para obtener condiciones biomecánicas lo menos dañinas posibles. Las adaptaciones no sólo implican la modificación de la actividad metabólica y redistribución de tejido, también la realización involuntaria de movimientos compensatorios durante ciertas actividades [11,44,45].

¹ Datos citados de otros trabajos enfocados a poblaciones similares.

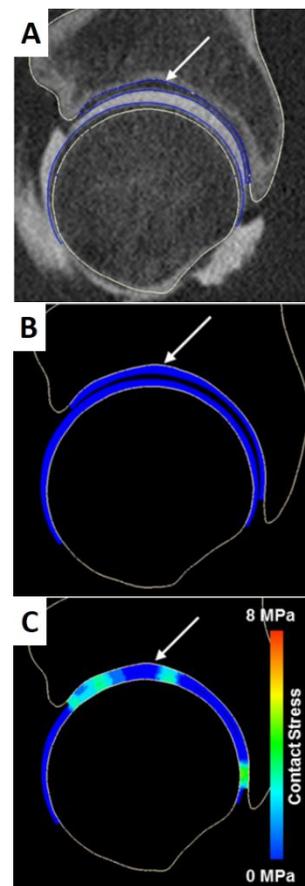


Figura 28. Pequeña depresión (flecha) en el techo acetabular, imagen tomográfica (A), modelo previo a la carga (B) y efecto del defecto sobre el esfuerzo (C). [48]

A pesar de que existen varias y buenas razones para no utilizar cargas genéricas, el no emplearlas podría llevar a una sobre- o subestimación de la respuesta biomecánica. Las condiciones genéricas se utilizarán hasta que se desarrollen mejores métodos para la determinación de condiciones individualizadas.

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 [48]. En aquel estudio, se simulaban 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 28]. 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.

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.

3 Desarrollo y descripción del método

En este capítulo se describen análisis morfológicos y biomecánicos de modelos tridimensionales de caderas sanas y displásicas de pacientes pediátricos. El método que se propone en este trabajo de tesis, es la consecuencia del desarrollo y resultados de tales análisis.

3.1 Estudio retrospectivo 1 (Retro1)

3.1.1 Estudios tomográficos y recuperación de archivos

Como se mencionó en el primer capítulo, 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, aquellos estudios tomográficos fueron recuperados del archivo digital del INR para su estudio morfológico y biomecánico, el cual forma parte de este trabajo de tesis. El estudio, al ser retrospectivo, es denominado Retro1. [Figura 29]

Se recuperaron estudios de ocho pacientes, sin embargo, dos de ellos fueron descartados al tener características diferentes (uno masculino, y otro con DDC bilateral). Los seis pacientes restantes fueron incluidos en el estudio, todos femeninos, todos con DDC unilateral, diagnosticada y tratada quirúrgicamente en el INR (acetabuloplastia tipo Dega y osteotomía femoral). La edad promedio al momento de la cirugía es de 4.07 años (± 0.79) y el tiempo postquirúrgico promedio al momento del estudio tomográfico, de 1.6 años (± 0.88) [Tabla 1].

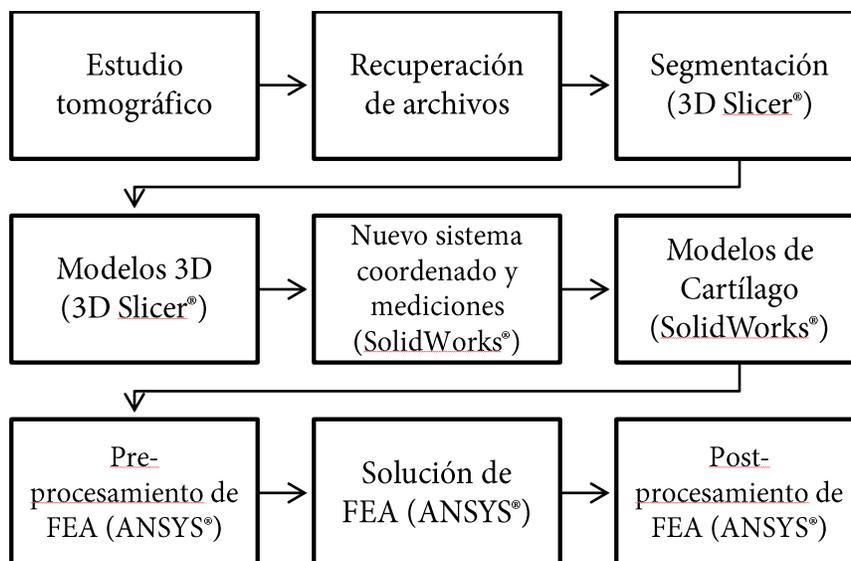


Figura 29. Diagrama de flujo del proceso de Retro1.

Tabla 1. Pacientes incluidos en Retro1.

Paciente	Edad al momento de la cirugía [años, meses]	Edad al momento de la tomografía [años, meses]	Lado afectado
1	3,7	4,7	Izquierdo
2	4,5	5,2	Derecho
3	3,6	6,8	Izquierdo
4	3,1	5,0	Derecho
5	4,7	6,2	Izquierdo
6	5,2	6,3	Derecho

Los 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 en formato DICOM® (*Digital Imaging and Communications in Medicine*).

3.1.2 Segmentación y modelos 3D

Las imágenes tomográficas fueron importadas en 3D Slicer® (www.slicer.org); una plataforma de software gratuito para el análisis y visualización de imágenes médicas, donde se realizó el proceso de segmentación [Figura 30]. En el proceso de segmentación se delimitaron las regiones correspondientes a los fémures y la pelvis de cada paciente. Debido a las irregularidades provocadas por tejidos adheridos al hueso, y por destellos metálicos¹ del material de osteosíntesis, implantado durante la osteotomía femoral [Figura 31.A,B], se llevaron a cabo también procesos de edición y suavizado [Figura 31.C].

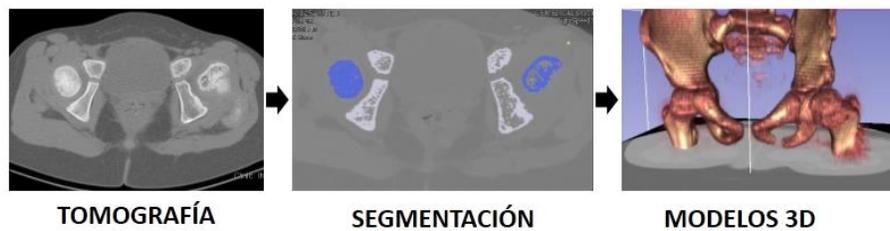


Figura 30. Obtención de modelos TC3D. Tomografías convencionales, en formato DICOM, son segmentadas y visualizadas en 3D con software especializado (3D Slicer®).

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 [49]. Posteriormente se generaron representaciones tridimensionales de la segmentación; los modelos 3D.

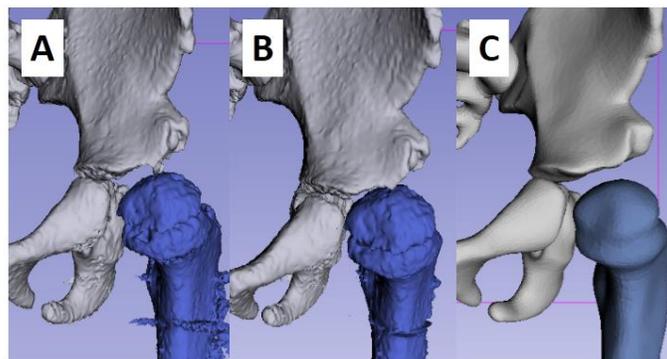


Figura 31. Limpieza y suavizado de modelos TC3D. Segmentación semiautomática (A), eliminación de destellos metálicos y adherencias de tejido (B). El modelo final suavizado (C).

¹ Los objetos metálicos, como los implantes, tornillos y placas quirúrgicas, generan destellos en las imágenes tomográficas, distorsionando los contornos de las estructuras anatómicas cercanas.

3.1.3 Nuevo sistema coordenado y mediciones

Los modelos fueron importados a SolidWorks® (Dassault Systèmes®, Vélizy-Villacoublay, Francia), un software de diseño asistido por computadora (CAD), donde se redefinió el sistema coordenado y se realizaron las mediciones del análisis morfológico.

La reconstrucción tomográfica, posterior a la segmentación, toma lugar en la posición del paciente durante el estudio, es decir, recostado. Consecuentemente, los modelos reconstruidos adoptan un sistema coordenado, el cual es determinado automáticamente por la posición del paciente respecto al tomógrafo. La posición de los pacientes en el escáner es supina, idealmente con el eje corporal longitudinal alineado con el del tomógrafo. Aunque se toman precauciones durante la obtención de imágenes tomográficas, errores de posicionamiento pasan inadvertidos con regularidad, especialmente en niños; existe controversia respecto al efecto de estos errores sobre el análisis radiológico y decisiones clínicas que se realizan con base en los estudios tomográficos [20,32].

Ya que probablemente el eje longitudinal del paciente no está alineado con el del tomógrafo, el hacer mediciones, relativas a aquel sistema coordenado que fue definido automáticamente, introduciría errores en el análisis morfológico. Para evitar estos errores, el sistema de referencia debía ser redefinido de manera que los planos coordenados correspondieran a los planos anatómicos sagitales, coronales y axiales.

Los planos anatómicos pueden ser definidos por referencias anatómicas de la pelvis. Idealmente, en la posición anatómica¹, 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 redefinió el sistema coordenado de los modelos 3D [Figura 32].

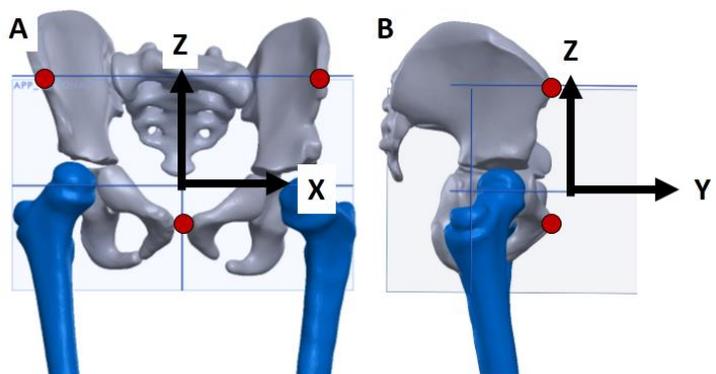


Figura 32. Referencias anatómicas definen un nuevo sistema coordenado, basado en la posición anatómica.

¹ Posición básica de referencia utilizada en descripciones anatómicas. Bipedestación. Más detalles en el apéndice A.

Bajo el nuevo sistema coordinado, se dibujaron puntos, líneas y planos para hacer las mediciones del análisis morfológico de cada modelo. Las mediciones estuvieron basadas en mediciones radiológicas convencionales [9,30,31]. Actualmente, las mediciones morfológicas por TC3D son consideradas las más precisas, ya que son menos susceptibles a errores por la posición relativa del dispositivo de imagen respecto al paciente, como lo son las medidas en Rx.

- **Índice acetabular anterior convencional (IA-A).** Ángulo entre la horizontal y una línea que conecta la rama anterior del cartílago trirradiado y borde más lateral del acetábulo, en una proyección frontal. Es un indicador de la inclinación del techo acetabular [Figura 33.A].
- **Índice acetabular lateral (IA-L).** Ángulo entre la horizontal y una línea que conecta la rama lateral del cartílago trirradiado y borde más lateral del acetábulo, en una proyección lateral. Es un indicador de la inclinación del techo acetabular [Figura 33.B].
- **Centro-Borde de Wiberg (CBW).** Ángulo entre la vertical y una línea que conecta el centro de la cabeza femoral y el borde lateral del acetábulo, en una proyección frontal. Es un indicador de la cobertura acetabular [Figura 33.C].
- **Anteversión Femoral (AF).** Ángulo entre el eje retrocondilar y el eje del cuello femoral, en una proyección axial. Idealmente, la línea retrocondilar es paralela a un plano coronal. En vista de la ausencia de cóndilos en las imágenes tomográficas, se asumió esta condición ideal. Es muy importante señalar que para cualquier aplicación clínica, la línea retrocondilar es un elemento estrictamente necesario para la determinación de la AF, por lo tanto, esta versión aproximada de la AF no puede utilizarse con fines clínicos; sin embargo, en este caso particular, en el que se sientan las bases del método, permite dar una idea de la AF y su proceso de medición [Figura 34.A].

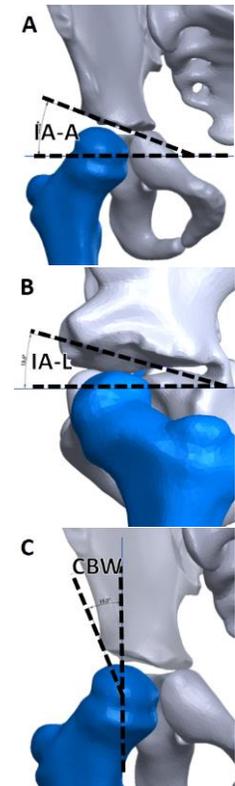


Figura 33. Índice acetabular anterior (IA-A), índice acetabular lateral (IA-L) y ángulo CBW (C).

- **Anteversión Acetabular (AA).** Ángulo entre un plano sagital y una línea entre trazada del borde anterior al posterior del acetábulo, en una proyección axial [Figura 34.B].
- **Anteversión Combinada (AC).** Suma de los ángulos de anteversión femoral y acetabular, también llamado índice de inestabilidad. Es una medida de la congruencia articular y estabilidad de la articulación.
- **Distancia entre caderas.** Una vez obtenidos los centros de cada cabeza femoral, se midieron las distancias entre cada centro y el plano sagital medio [Figura 35]. Esta distancia funciona como un brazo de palanca en la transmisión del peso corporal a cada extremidad y puede minimizar o maximizar la fuerza de reacción articular. Se midieron también las distancias entre cada centro en las direcciones supero-inferior y antero-posterior.
- **Espacio articular entre cabeza femoral y acetábulo.** Se registró el espacio promedio y la desviación estándar de toda la cadera y de manera separada para cada porción del acetábulo: iliaca, isquiática y púbica. Este espacio es el que estaría ocupado por cartílago y fluido articular.

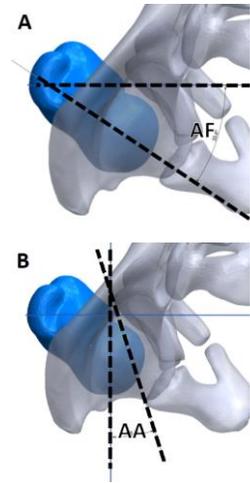


Figura 34. Ángulos de anteversión femoral (A) y anteversión acetabular (B).

Los modelos de huesos, al conservar las posiciones relativas de sus contrapartes orgánicas, se encontraban ligeramente separados. El espacio entre las caras articulares de los huesos reales 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 36. A].

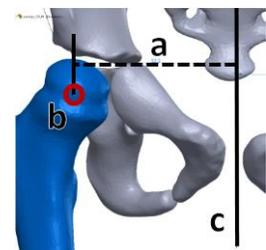


Figura 35. Distancia (a) entre el plano sagital (c) y el centro de la cabeza femoral (b).

3.1.4 Preprocesamiento, solución y postprocesamiento de FEA

Los modelos 3D, tanto de huesos como de cartílagos, fueron exportados de SolidWorks® e importados, como entidades geométricas, a ANSYS Mechanical APDL® para preparar, realizar y post-procesar el Análisis por Elementos Finitos (FEA).

Como parte de la preparación, se generaron mallas de elementos¹ tetraédricos cuadráticos (TET10) para todos los modelos [Figura 36.B,C]. 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 utilizaron también este tipo de elementos y mallas² de densidad similar³ [35,48,49,77].

Se asignaron propiedades mecánicas de hueso cortical y cartílago a los elementos correspondientes [35] [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 simples, el contacto elegido simula una adherencia entre hueso y cartílago.

¹ En los análisis FEM, el sistema a resolver, que es muy complejo, 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.

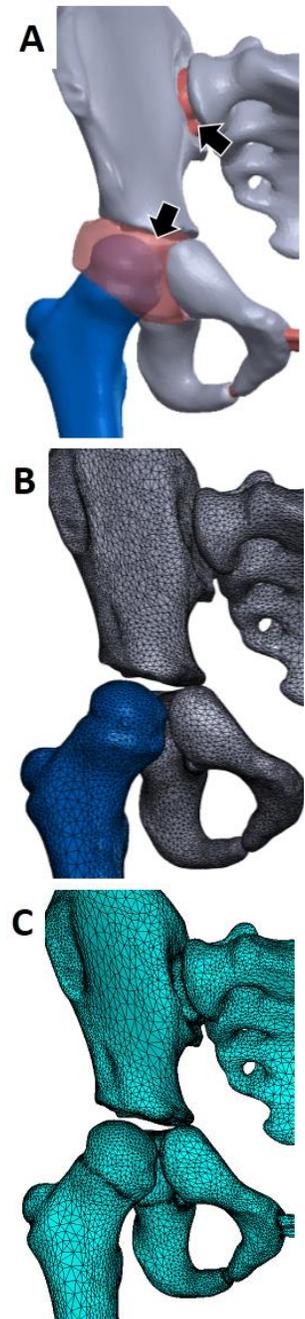


Figura 36. Volúmenes de interfaz que simulan cartílagos articulares (flechas, A). Mallado tetraédrico (B,C).

Tabla 2. Propiedades de material. [35]

Material	Módulo de Elasticidad/Young [MPa]	Coefficiente de Poisson
Hueso	17,000	0.30
Cartilago	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 [78], y del trabajo de segmentación corporal de De Leva¹ [79], se determinó la carga correspondiente al peso corporal menos los miembros inferiores de cada paciente [Figura 37]. La carga, de 121 N en promedio (56% del peso corporal), se aplicó en dirección vertical sobre la base sacra² (superficie superior del cuerpo de S1) [Figura 38.A.a].

La acción de los músculos abductores fue considerada³. La fuerza muscular utilizada en un estudio similar previo, que utilizó un modelo adulto [35], fue ajustada en función del peso de los pacientes. La carga, de 132 N en promedio (63% del peso corporal), fue aplicada en las zonas de inserción de los músculos abductores, tanto en la pelvis como en el fémur [Figura 38.B].

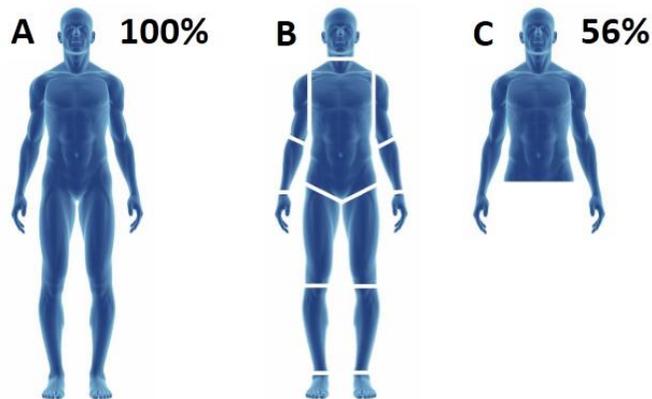


Figura 37. Cuerpo completo y peso corporal total (A). Segmentación corporal de Leva [79] (B). Sustracción de miembros inferiores y peso corporal parcial (C).

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

² Una de las principales funciones de la columna vertebral es transmitir el peso corporal a la cintura pélvica.

³ Como se describió en el capítulo dos, la tensión muscular equilibra el sistema de fuerzas articulares.

Bajo condiciones reales, son varios los grupos musculares y ligamentos que actúan para mantener el equilibrio, incluso durante 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 asimetría respecto al plano horizontal en los componentes superiores de la pelvis¹. Además, se restringió el movimiento, en todas direcciones, de los nodos correspondientes a la porción más distal del fémur [Figura 38.A.b].

Una vez obtenida la solución numérica de los seis modelos (doce caderas), se hizo un análisis de los resultados. Se localizó y registró el máximo esfuerzo de von Mises² 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. Por lo observado en estudios similares [35,48], se esperaba que las caderas displásicas se caracterizaran por esfuerzos máximos mayores, provocados por defectos en sus superficies articulares.

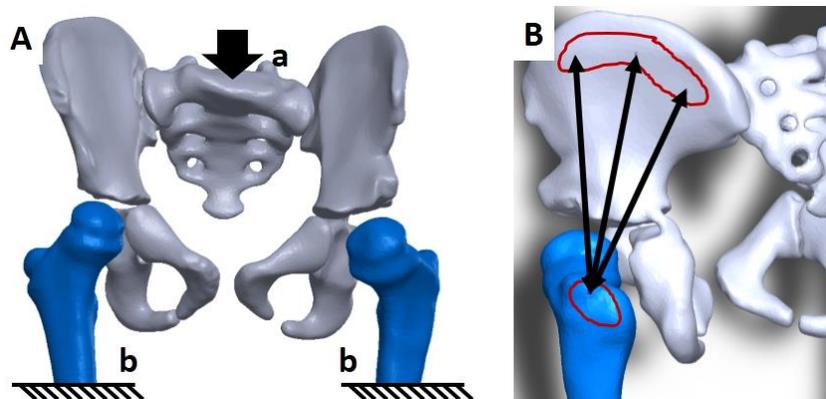


Figura 38. Condiciones del modelo. Peso corporal parcial (A.a) y empotramiento de fémures (A.b). Acción de músculos abductores (B).

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

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 de ANSYS®, el cual tiene como límites predeterminados a los esfuerzos máximos y mínimos de cada caso [Figura 39.A]. En la escala modificada, el límite inferior estaba definido por el 80% del máximo esfuerzo registrado en cada cadera [Figura 39.B].

Se determinó también la superficie total del techo acetabular de cada cadera para calcular una razón entre superficie total y zona de carga.

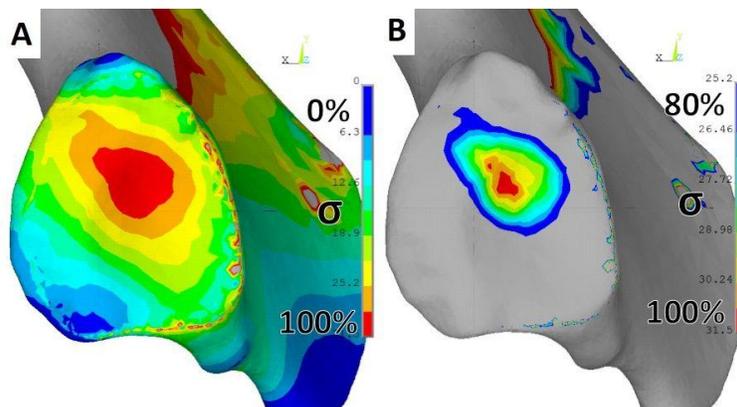


Figura 39. Distribución de esfuerzo sobre la superficie articular en techo acetabular. Distribución total (A) y al 80%, delimitando las zonas de carga (B). Vistas inferiores.

3.2 Estudio Retrospectivo 2 (Retro2)

El desarrollo de Retro1 sentó las bases para lo que sería el método final propuesto, sin embargo, durante las pruebas preliminares, la comparación de datos del análisis biomecánico resultó muy complicada. Aun cuando se encontró relación entre algunas características morfológicas y la distribución del esfuerzo calculado, y se hallaron tendencias al comparar las caderas sanas y las displásicas, la comparación entre diferentes pacientes daba una sensación de incertidumbre.

Los resultados de los pacientes, con diversas edades al momento de la cirugía y diferentes tiempos de seguimiento postoperatorio, parecían no ser comparables. Al encontrar una tendencia en los resultados, no se podía juzgar claramente qué característica del paciente (edad, tiempo postoperatorio, índice acetabular, etc.) era la más influyente en el resultado; había demasiadas variables y la muestra era pequeña.

Una variable de particular interés fue la remodelación ósea, la cual fue cuantificada indirectamente con el tiempo de seguimiento postoperatorio, bajo la suposición de que un mayor tiempo postoperatorio significaría una mayor remodelación. Con la intención de observar el efecto de dicha remodelación ósea en el comportamiento biomecánico, se seleccionaron tres pacientes de Retro1 para realizar un segundo estudio: Retro2. [Figura 40]

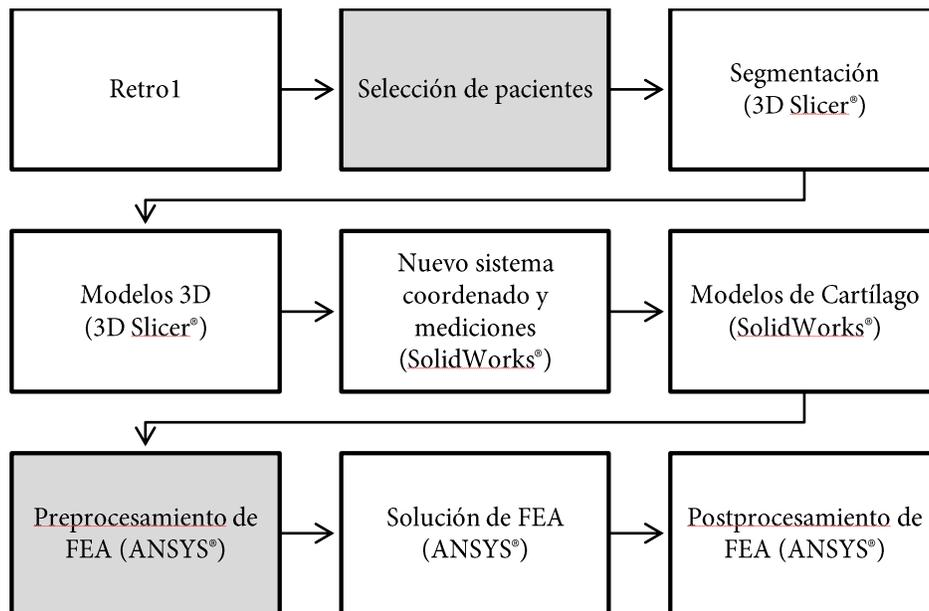


Figura 40. Diagrama De flujo del proceso de Retro2. Los recuadros sombreados indican los procesos que diferencian a Retro2 de Retro1.

Con la intención de aislar la variable de remodelación ósea, se seleccionaron los pacientes con las edades más similares al momento de la cirugía. Los pacientes A, B y C poseían uno, dos y tres años de seguimiento postoperatorio, respectivamente [Tabla 3].

Tabla 3. Pacientes seleccionados para Retro2.

Paciente	Edad cirugía [años,meses]	Edad tomografía [años,meses]	Tiempo postoperatorio [años,meses]
A	3,7	4,7	1,0
B	3,1	5,0	1,11
C	3,6	6,8	3,2

Otras medidas tomadas para aislar la variable fue la utilización de la misma magnitud de las cargas en los tres modelos (108 N), y el ajuste de la posición del fémur en la cadera operada, de manera que existiera el mismo espacio articular en ambas caderas.

El resto de las condiciones del FEA fueron las mismas que en Retro1, así como el análisis de los resultados.

3.3 Simulación Quirúrgica (SimQx)

Algunas investigaciones clínicas sobre DDC y osteotomías pélvicas señalan al estado preoperatorio como un factor importante para la obtención de buenos resultados [5,19]. Entre más severas son las deformidades provocadas por la displasia, y mayor es el grado de corrección necesario, las posibilidades de una cirugía y recuperación exitosa disminuyen.

Una de las limitaciones de Retro1 y Retro2 es que no se contó con suficiente información preoperatoria de los pacientes como para determinar si los resultados de los análisis morfológicos y biomecánicos estaban influenciados por el estado preoperatorio ni cuál era la magnitud de tal influencia. Como se mencionó antes, los estudios tomográficos empleados en Retro1 y Retro2 son los primeros que se realizaron a pacientes con DDC en el INR, todos ellos postoperatorios y sólo uno por cada paciente. Otro estudio tomográfico más reciente, sin embargo, fue realizado antes de la cirugía del paciente, lo que representó la oportunidad de analizar el estado preoperatorio de la cadera para que el SOP-INR planeara la cirugía. El paciente, femenino, y de seis años de edad al momento de la cirugía, fue el paciente 7.

Por otra parte, en el LB-INR, la tomografía preoperatoria representó la oportunidad de realizar otro estudio con diferentes modelos del mismo paciente, obtenidos al simular virtualmente la cirugía, y representando diferentes escenarios hipotéticos: SimQX. [Figura 41]

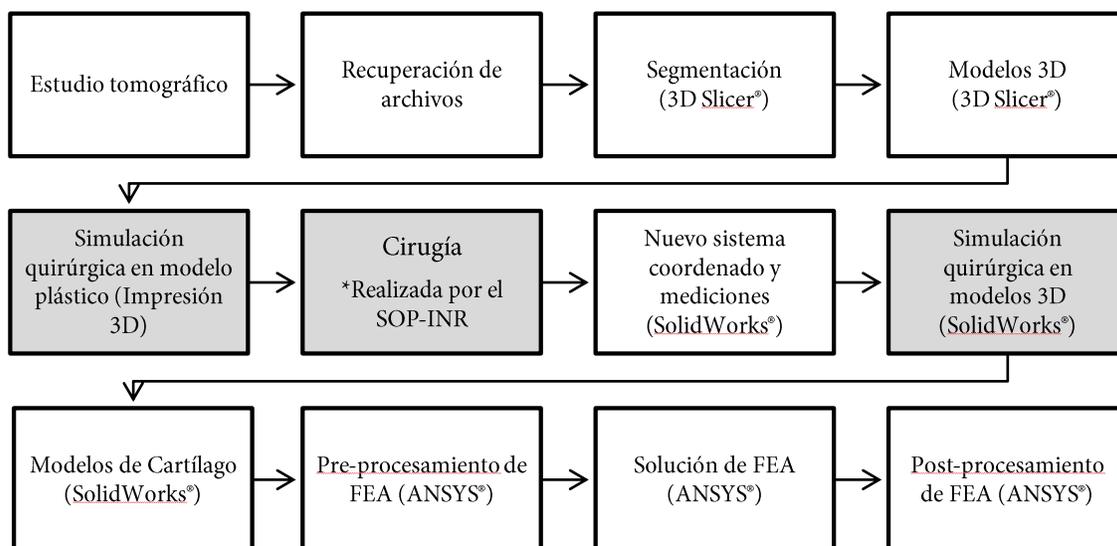


Figura 41. Diagrama del proceso de SimQx. Los recuadros sombreados indican los procesos adicionales a los de Retro1.

La simulación quirúrgica sólo se llevó a cabo cuando las implicaciones geométricas de la técnica de tratamiento de DDC fueron comprendidas lo suficiente como para reproducirlas fielmente en la computadora. Para ello, se recibió asesoría técnica de parte del SOP-INR. La asesoría tuvo dos principales etapas: la reproducción y descripción del procedimiento quirúrgico en un modelo plástico de la pelvis del paciente 7 [Figura 42], manufacturado (a escala real) con una impresora 3D MM1® (MakerMex®, Gto., México); y la posterior oportunidad de presenciar la cirugía del paciente 7.

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 43]. Intraoperatoriamente, el cirujano puede guiarse por medio de fluoroscopia ¹.

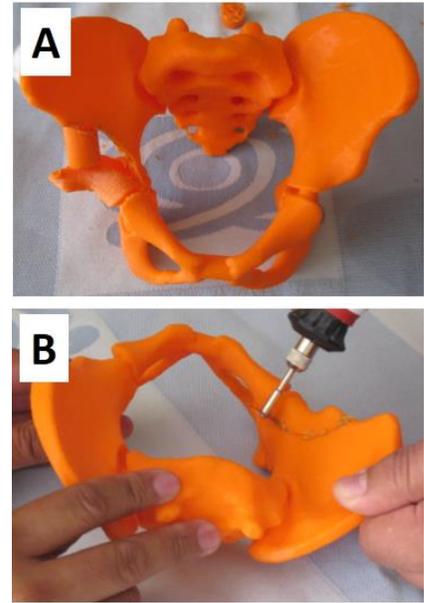


Figura 42. Modelo plástico de la pelvis del paciente 7, impreso en 3D a escala real. Demostración de la técnica Dega (A). La técnica indica un corte curvo y preciso (B).

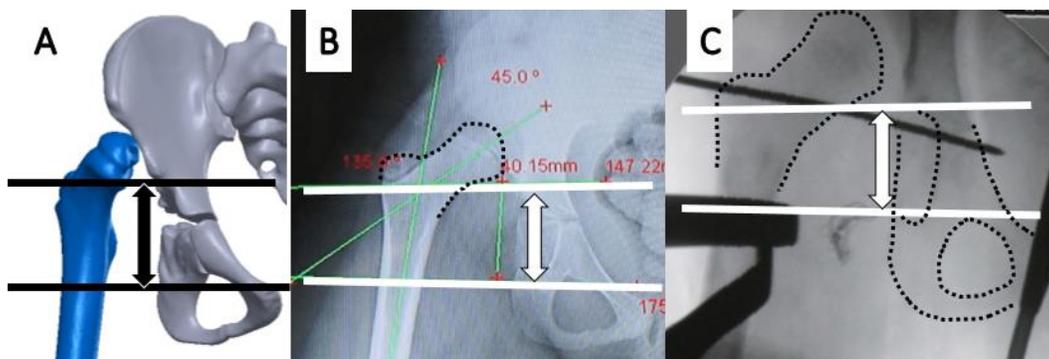


Figura 43. Imágenes en que se aprecia el grado de corrección necesario (longitud de flechas) para bajar el fémur a nivel del acetábulo. Modelo TC3D (A), Rx preoperatoria (B) e imagen de fluoroscopia intraoperatoria (C).

¹Técnica 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 fluoroscopia sólo en momentos clave de la cirugía.

Se comienza con una tenotomía¹ 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 44]. Se corta y retira la porción planeada y se coloca la placa, uniendo 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.

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.

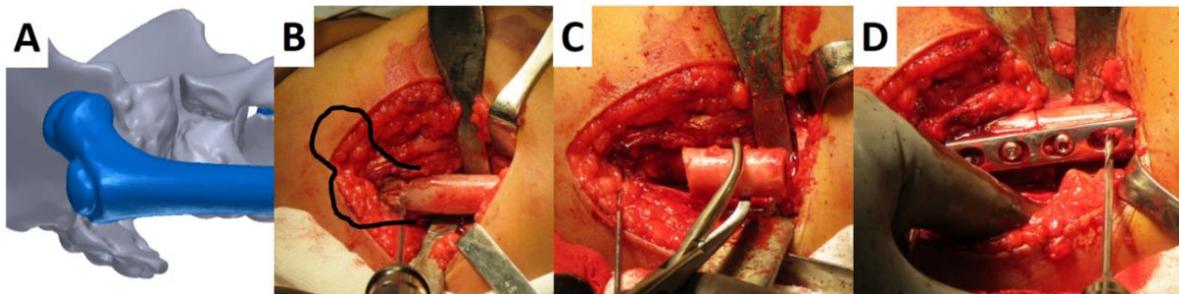


Figura 44. Osteotomía femoral. Modelo TC3D (A). Abordaje lateral (B). Acortamiento de diáfisis (C). Colocación de material de osteosíntesis (D).

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 45]. 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 importantes², 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 Corte, total o parcial, del tendón de un músculo para disminuir la tensión muscular.

² El nervio isquiático, la arteria y vena femoral, entre otras, son responsables de la inervación e irrigación sanguínea de todo el miembro inferior.

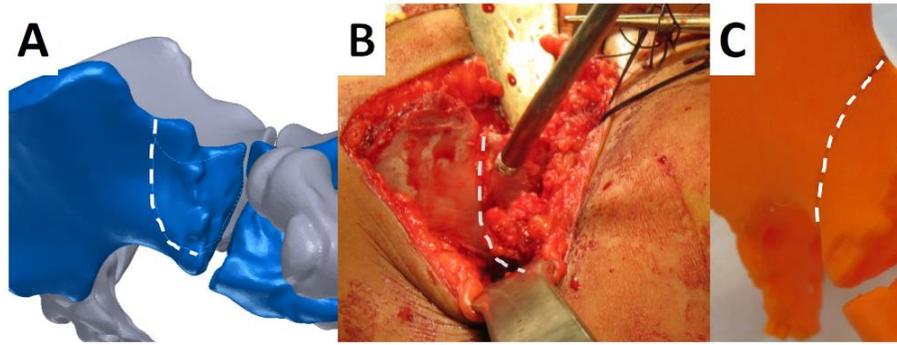


Figura 45. Trazo de corte de técnica Dega. Modelo TC3D (A), abordaje anterior (B) y modelo plástico (C).

Una vez realizados los cortes, la porción es forzada inferiormente por medio de un osteotomo¹ introducido en el corte. La elasticidad del cartilago trirradiado es crucial para esta etapa [Figura 46]. 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.

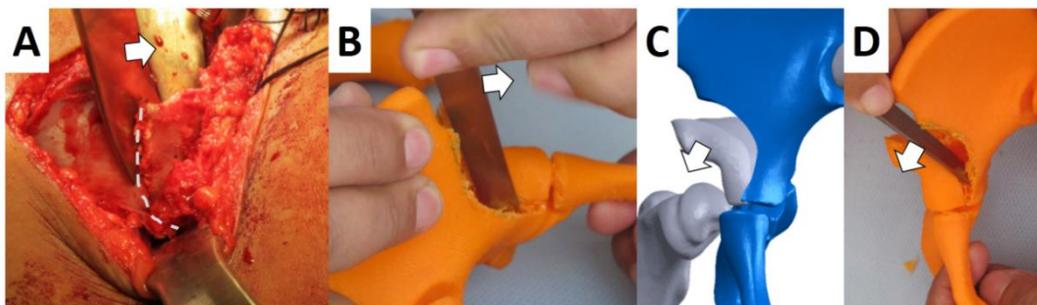


Figura 46. Se introduce un osteotomo en el corte y se hace palanca para dar concavidad al acetábulo. Imágen intraoperatoria (A), modelo plástico (B,D) y modelo TC3D (C).

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 47]. 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.

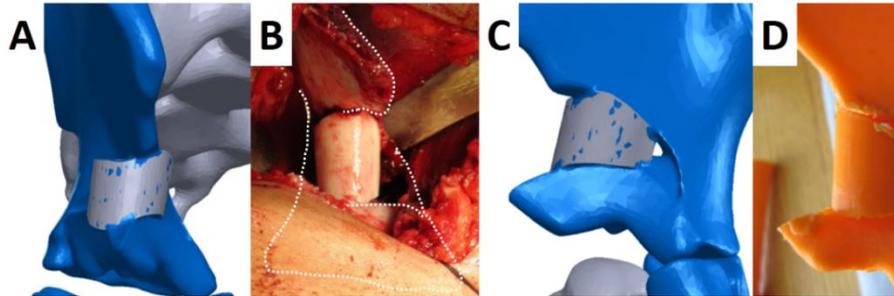


Figura 47. Estabilización con injerto óseo. Vista antero-lateral de modelo TC3D (A) e intraoperatoria (B). Vista frontal de modelo TC3D (C) y plástico (D).

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.

En este trabajo de tesis, en los modelos de SimQx, no se simuló el efecto de remodelación ósea, simplemente se unieron injerto e ilion en un solo cuerpo. Durante la remodelación, que se lleva a cabo en los meses y años posteriores a la operación, el hueso no sólo crece, y ocupa los espacios vacíos, también genera progresivamente concavidad y cambios morfológicos complejos. Los modelos de SimQx, entonces, representan un estado postoperatorio casi inmediato.

En estos modelos no fue posible estimar el efecto de la remodelación ósea, pero al pertenecer al mismo paciente, todos los modelos partían del mismo estado preoperatorio. Permitían, por lo tanto, aislar otra variable de gran interés: el grado de corrección.

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

Habitualmente, el grado de corrección necesario es estimado fuera del quirófano para obtener valores de índice acetabular normales. Sin embargo, la estabilidad de la articulación es más importante que un valor radiológico normal, y dicha estabilidad, como se describió hace algunos párrafos, se realiza dentro del quirófano, probando el rango de movimiento del miembro. Una de las principales preocupaciones del equipo médico es el riesgo de una re-dislocación posterior a la cirugía. Por lo tanto, a menudo, el grado de corrección alcanzado durante la cirugía es mayor al estimado durante la planeación, con valores de IA menores al de una cadera sana.

Por otro lado, teóricamente, según Bombelli [11], una superficie de carga horizontal (con un IA igual a cero) es la configuración de la cadera que produciría la mejor transferencia de carga bajo condiciones estáticas. En su hipótesis, Bombelli no considera el efecto que podría tener un IA de 0° sobre los tejidos blandos que rodean la articulación, o el rango de movimiento, pero la hipótesis es interesante.

Con base en lo anterior, se generaron tres modelos para simular tres diferentes escenarios. El primero, D1, representa el escenario hipotético en el cual el acetábulo ha sido reconfigurado para tener un índice acetabular similar al de la cadera contralateral¹ [Figura 48.A]; en este caso, 28° . El segundo modelo, D2, representa el estado postoperatorio real. Éste modelo se basó en lo observado en una radiografía tomada antes de dar por terminada la cirugía [Figura 48.B,C], con un IA de 7° , y que es la configuración que el cirujano determinó como estable. El tercer modelo, D3, representa el escenario teórico-hipotético de Bombelli [11], el de una cirugía en la que el acetábulo ha sido reconfigurado para tener un techo acetabular en una posición horizontal, con un IA de 0° [Figura 48.D].

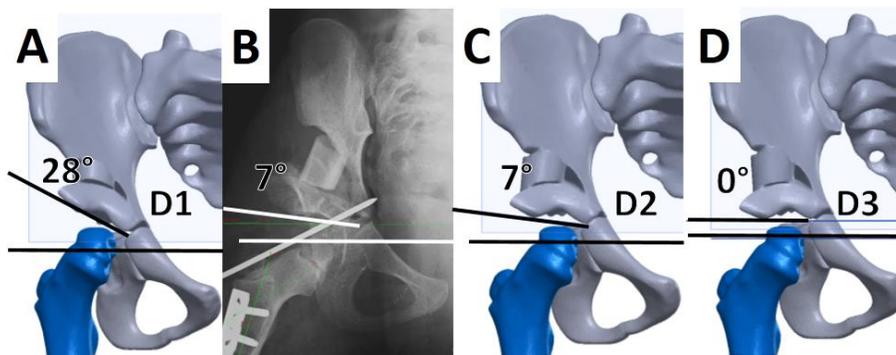


Figura 48. Configuración final de la pelvis. Escenario hipotético D1 (A), radiografía postoperatoria (B), escenario real D2 (C) y escenario hipotético D3 (D).

¹ Antes de la simulación quirúrgica, los modelos habían sido medidos, por lo que se conocía de antemano el IA de la cadera contralateral sana.

4 Resultados

En este trabajo se combinaron técnicas de modelado tridimensional, análisis por elementos finitos (FEA), impresión 3D y radiología convencional para obtener un método que permitiera evaluar la morfología y biomecánica de caderas de niños con DDC inveterada tratadas con acetabuloplastia tipo Dega.

Vale la pena recordar que se realizaron estudios morfológicos para los siete pacientes, sin embargo, a continuación sólo se presentan los resultados de seis de ellos, los pacientes de Retro1 y Retro2. El estudio morfológico del paciente 7, de SimQx, sólo se utilizó para planificar y controlar la simulación quirúrgica.

En cuanto a los modelos FEA, en Retro1 se analizaron los seis pacientes; en Retro2, se modificaron condiciones para generar tres modelos más; y en SimQx, se analizaron tres escenarios hipotéticos. Por lo tanto, en total, se presentan resultados de doce modelos FEA (24 caderas), en sus respectivas secciones.

4.1 Retro1

4.1.1 Análisis morfológico

Índice Acetabular

En la mayoría de los pacientes (4/6), el IA-A fue menor en el lado operado. Los valores promedio fueron $13.92^\circ (\pm 10.15)$ en las caderas operadas, y $18.55^\circ (\pm 3.82)$ en las caderas sanas. En la gráfica [Figura 49] se incluyen datos de IA normales, reportados por la literatura [80], para la edad particular de cada paciente (PTE). En cinco de los seis pacientes, el IA-L fue ligeramente menor en el lado operado [Figura 50]; los valores promedio fueron $9.33^\circ (\pm 8.99)$ en las caderas operadas, y $11.44^\circ (\pm 4.03)$ en las sanas. Tanto los IA-A como los IA-L de las caderas operadas variaron considerablemente entre cada paciente, lo cual puede observarse en las gráficas y las magnitudes de la desviación estándar. Los IA de las caderas sanas, en cambio, se mantuvieron en un rango más cerrado. En los pacientes 3 y 6, los valores en caderas DDC fueron particularmente bajos.

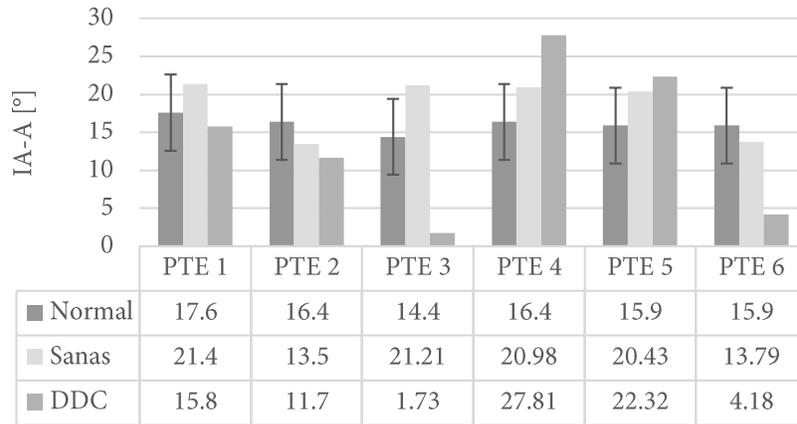


Figura 49. Índice acetabular anterior (IA-A) registrado en caderas sanas y DDC, comparado con valores de normalidad reportados por la literatura [80].

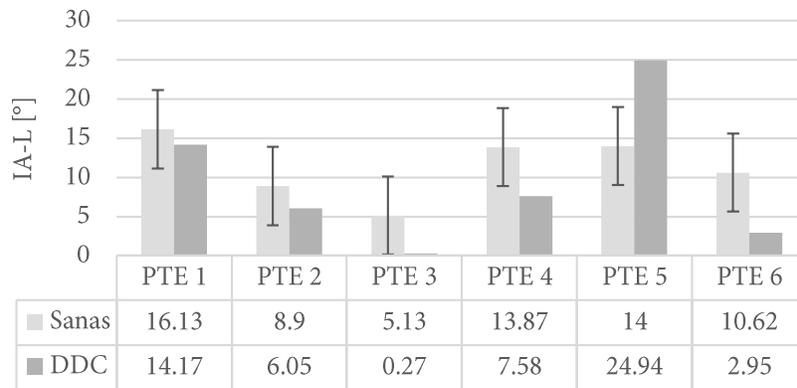


Figura 50. Índice acetabular lateral (IA-L) registrado en caderas sanas y DDC.

Ángulo Centro-Borde de Wiberg (CBW)

Los valores promedio del ángulo CBW fue similar tanto en las caderas operadas como las sanas, 22.82 (± 12.59) y 22.42 (± 5.40), respectivamente; sin embargo, la variación en las operadas fue más grande. En la mayoría, el ángulo en el lado operado fue menor, pero no fue así para los pacientes 3 y 6. En la gráfica [Figura 51] se incluyen datos de CBW normales, reportados por la literatura [81], para la edad particular de cada paciente.

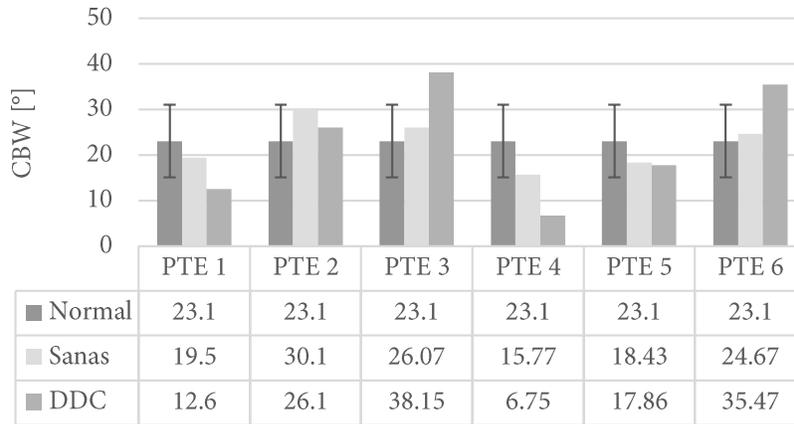


Figura 51. Ángulo CBW en caderas sanas y DDC, comparadas con un valor de normalidad, reportado por la literatura [81].

Distancias entre caderas

En todos los casos, la cadera operada se encontró en una posición más lateral, inferior y anterior que la cadera contralateral sana; en promedio, 5.4mm (± 2.09) más lateral respecto del plano sagital medio, 6.76mm (± 3.18) más inferior que la contralateral, y 6.96mm (± 3.26) más anterior que la contralateral [Figura 52]. Los pacientes 3, 4 y 6 mostraron mayor disparidad.

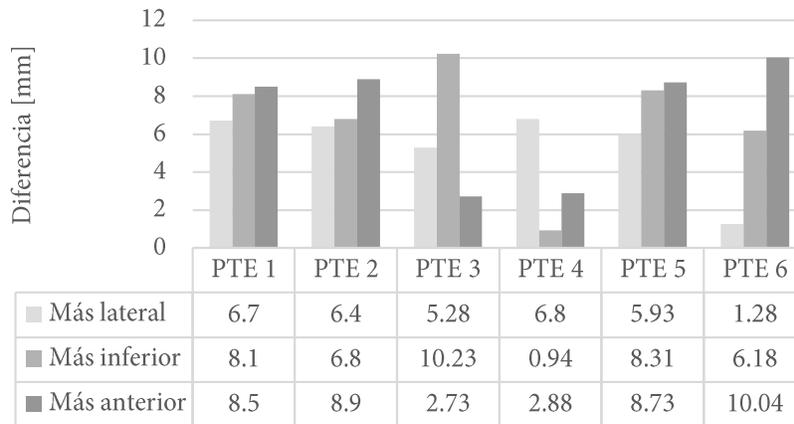


Figura 52. Posición de la cadera DDC respecto a la cadera sana.

Anteversión Femoral (AF)

El ángulo de anteversión femoral fue mayor en el lado operado para la mayoría de los casos, excepto en el paciente 3, que mostraba una clara retroversión. El valor promedio fue de 36.09 (± 12.57) en el lado operado, y 29.82 (± 9.14) en el lado contralateral sano. En ambos casos, tanto para caderas sanas como operadas, la variabilidad entre pacientes fue de casi el 30% del valor promedio. En la gráfica [Figura 53] se incluyen datos de AF normal, para el grupo de edad de los pacientes, reportados por la literatura [31].

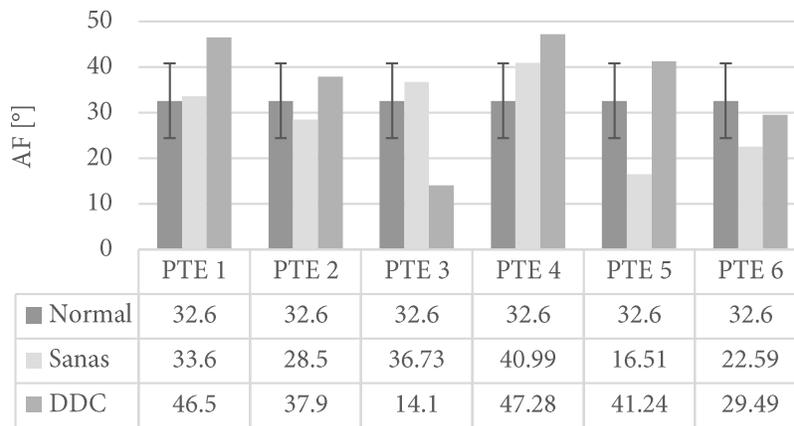


Figura 53. Anteversión femoral (AF) de caderas sanas y DDC, comparadas con un valor de normalidad reportado por la literatura [31].

Anteversión Acetabular (AA) y Anteversión Combinada (AC)

El ángulo de AA fue mayor en el lado operado para la mayoría (5/6) de los casos. El valor promedio fue de 18.76 (± 4.88) en el lado operado, y 13.82 (± 3.56) en el lado contralateral sano. El índice de inestabilidad, la AC, fue mayor en el lado operado para la mayoría (5/6) de los casos. El valor promedio fue de 54.85° (SD=12.06) en el lado operado, y 43.64° (SD=10.03) en el lado contralateral sano. En las gráficas [Figuras 54 y 55] se incluyen datos de AA y AC normales, para el grupo de edad de los pacientes, reportados por la literatura [31].

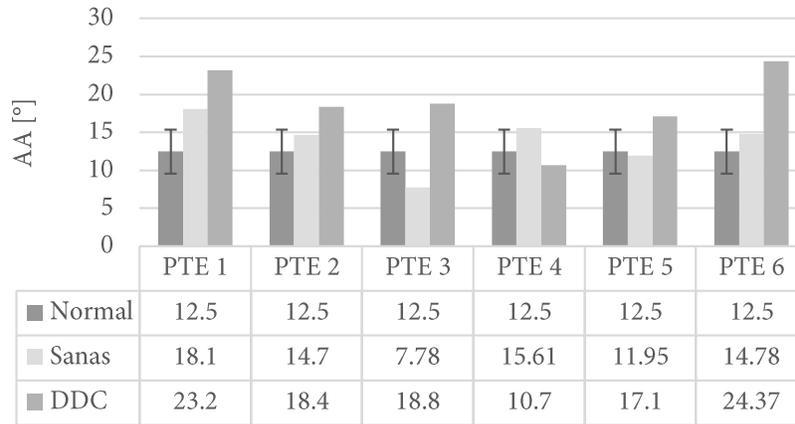


Figura 54. Anteversión acetabular (AA) de caderas sanas y DDC, comparadas con un valor de normalidad reportado por la literatura [31].

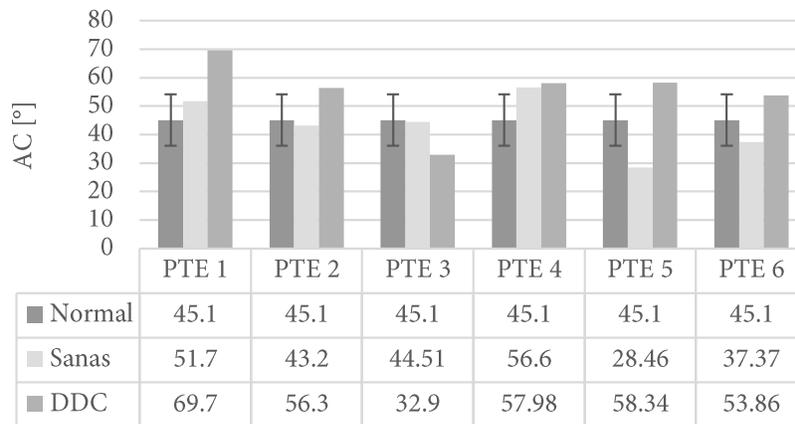


Figura 55. Anteversión combinada (AC) de caderas sanas y DDC, comparadas con un valor de normalidad reportado por la literatura [31].

Espacio Articular

El espacio articular fue más grande en el lado operado que en el sano [Figura 56]. Considerando el espacio articular promedio, es decir, el espacio entre la cabeza femoral y las porciones acetabulares de cada hueso (ilion, isquion y pubis), el espacio en las cadera operadas resulto ser 37% mayor que el espacio en el lado sano. La variación fue también mayor en las caderas operadas (± 1.36) que en las sanas (± 0.83).

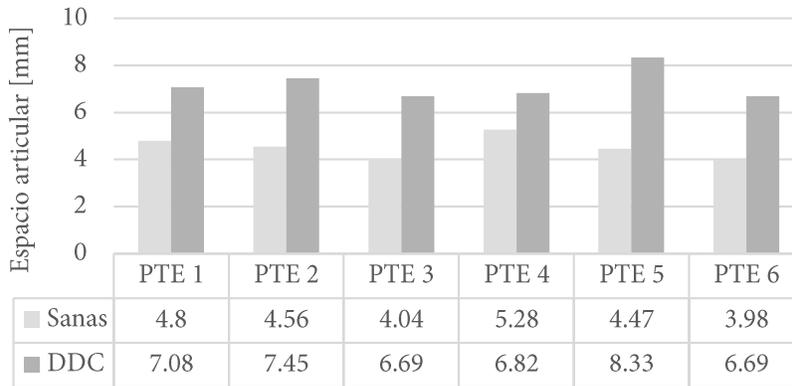


Figura 56. Espacio articular promedio en caderas sanas y DDC.

4.1.2 Análisis biomecánico

Esfuerzos Máximos

El esfuerzo máximo promedio en los techos acetabulares de las caderas operadas fue de 26.77MPa (± 5.27), mientras que en las caderas contralaterales sanas, fue de 32.3MPa (± 5.74). En todos los casos, el esfuerzo máximo se localizó en el lado no-operado [Figura 57]. En promedio, el esfuerzo máximo en el lado operado, fue 5.54MPa (± 3.26) menor que el esfuerzo máximo en el otro lado.

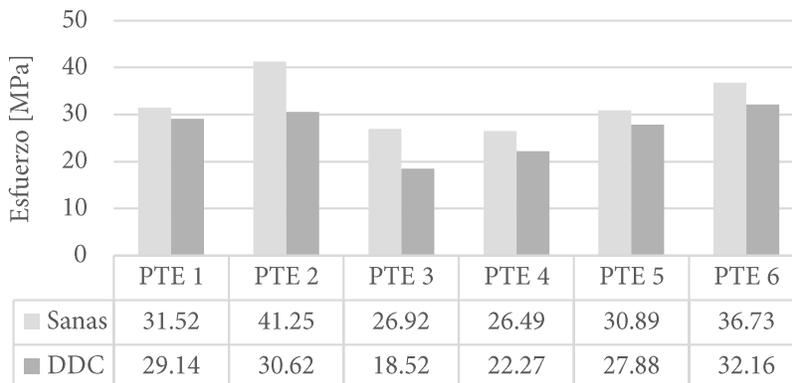


Figura 57. Esfuerzos máximos en el techo acetabular de caderas sanas y DDC, en Retro1.

Las zonas de carga fueron similares en ambos lados. En promedio, la zonas de carga representaron el 23% (± 7) de la superficie articular en el techo acetabular de las caderas operadas y el 22% (± 4) en las sanas [Figura 58].

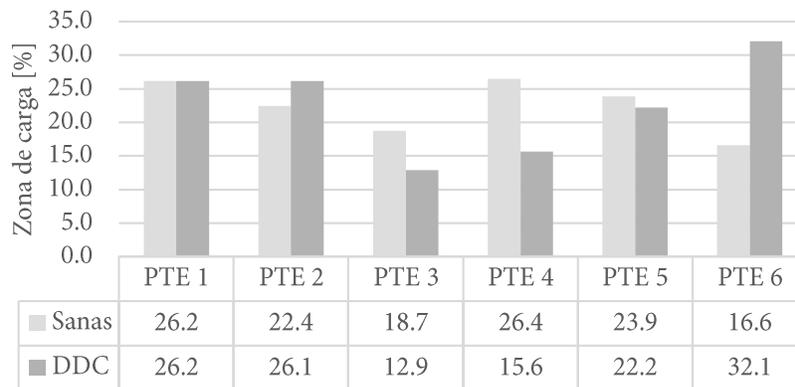


Figura 58. Zonas de carga en el techo acetabular de caderas sanas y DDC, en términos de porcentaje respecto al resto de la superficie articular, en Retro1.

Es importante señalar que si bien el total de superficie de zona de carga fue similar entre caderas sanas y operadas, la distribución no lo fue; en las caderas sanas, el contorno de la zona de carga es regular, redondeada y localizada en una zona centro-posterior del acetábulo, mientras que en las caderas operadas, la carga se localizó en las zonas con irregularidades en la superficie, y con esfuerzos en zonas anteriores y laterales [Figura 59].

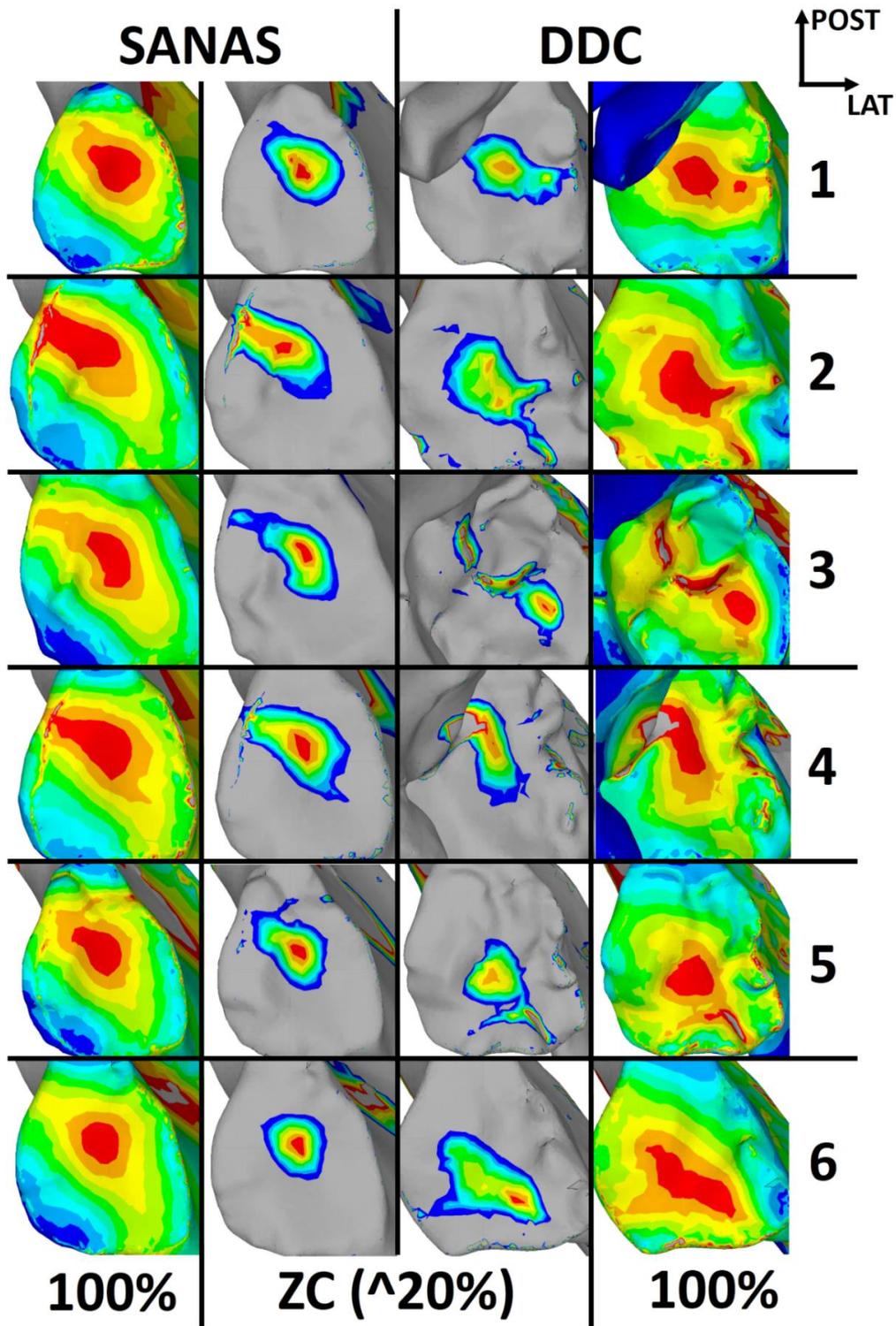


Figura 59. Zonas de carga en Retro1 en caderas sanas y DDC. Las columnas muestran la distribución total del esfuerzo (100%) y las zonas de carga (ZC). Las filas indican el paciente.

4.2 Retro2

El esfuerzo máximo en los techos acetabulares de las caderas operadas se acercó, y en un caso superó, el esfuerzo máximo en su contralateral [Figura 60]. Los techos acetabulares operados promediaron 28.36MPa (± 10.07), mientras que los techos sanos, 29.39MPa (± 6.15). En esta ocasión, la diferencia promedio entre esfuerzos máximos fue de 1.03MPa (± 3.93). Pudo observarse cómo los esfuerzos máximos disminuyeron en los pacientes con mayor tiempo de seguimiento postoperatorio, en concordancia con nuestras suposiciones. En cuanto a la distribución del esfuerzo, en las caderas operadas, la zona de carga representó el 16% (± 9) de la superficie articular en el techo acetabular, y 20% (± 5) en las caderas sanas [Figura 61]. La magnitud de la zona de carga fue similar para los pacientes A y B, pero no para el paciente C, en el que se observó una concentración de la zona de carga en la región antero-lateral [Figura 62].

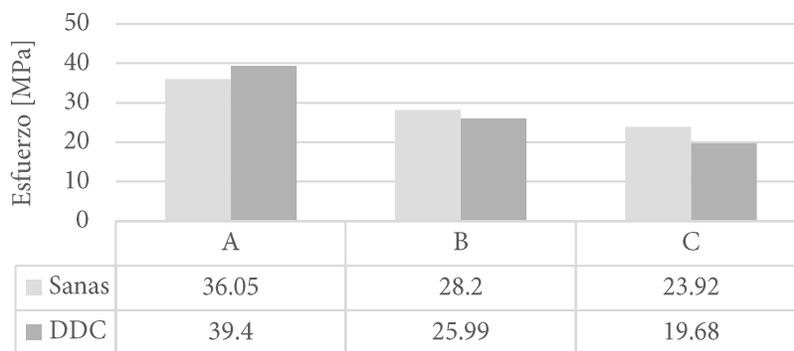


Figura 60. Esfuerzos máximos en el techo acetabular de caderas sanas y DDC, en Retro2.

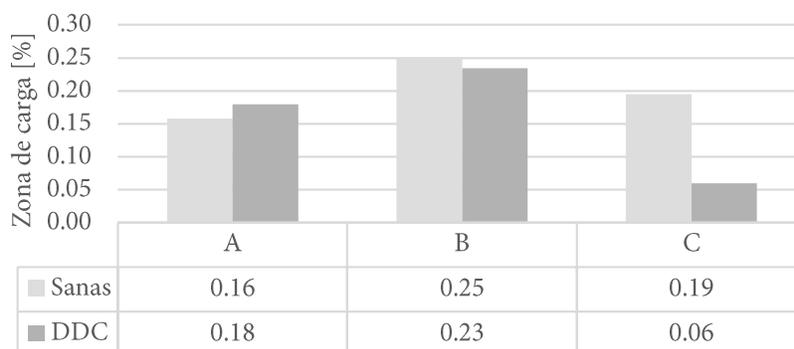


Figura 61. Zonas de carga en el techo acetabular de caderas sanas y DDC, en términos de porcentaje respecto al resto de la superficie articular, en Retro2.

Las modificaciones realizadas en la segunda fase del análisis tuvieron un efecto importante sobre la magnitud de los esfuerzos máximos y las zonas de carga, pero la localización fue similar a la de la primera fase [Figuras 59 y 62].

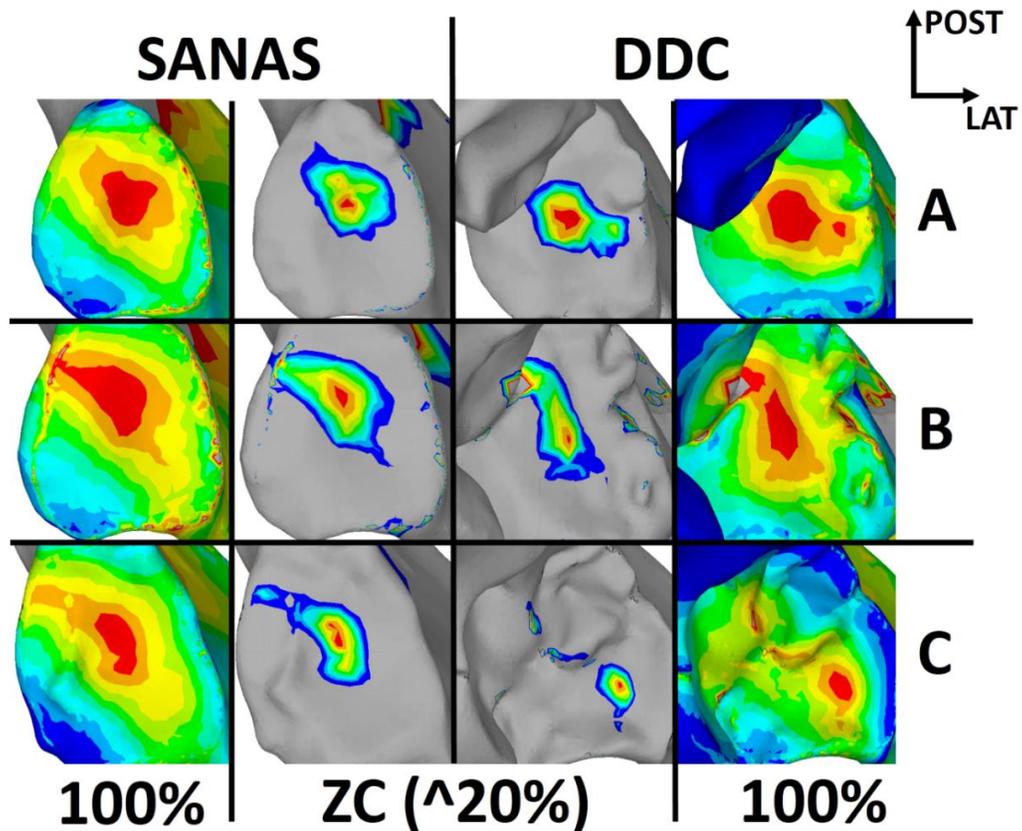


Figura 62. Zonas de carga en Retro2 en caderas 3 sanas y DDC. Las columnas muestran la distribución total del esfuerzo (100%) y las zonas de carga (ZC). Las filas indican el paciente.

4.3 SimQX

En los tres escenarios analizados, el esfuerzo máximo se localizó en el lado operado, sin embargo, la diferencia entre esfuerzos varió entre cada escenario [Figura 63]. En el escenario D1, con el IA similar al contralateral, se registró el máximo esfuerzo, de 65.45MPa en la cadera operada, y la máxima diferencia, de 48.7% respecto al máximo en la cadera sana, 33.55 MPa.

En el segundo escenario, D2, con el IA postquirúrgico real, la diferencia entre caderas disminuyó a 35.5%. El máximo en la cadera operada fue de 41.43 MPa, y en la sana, de 26.72 MPa. En este escenario se registró el menor esfuerzo en la cadera sana.

En el tercer escenario, D3, con el techo acetabular en posición horizontal, la diferencia fue la menor, de 9.4%. El máximo esfuerzo en la cadera operada fue de 33.99 MPa, y en la sana, de 30.79 MPa. En este escenario se registró el menor esfuerzo para la cadera operada.

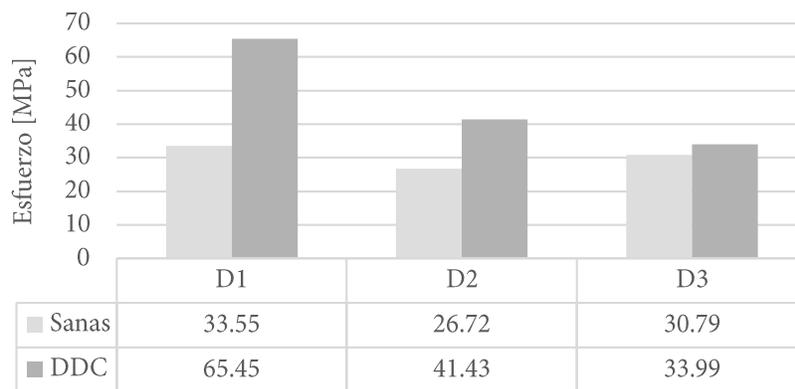


Figura 63. Esfuerzos máximos en el techo acetabular de caderas sanas y DDC, en los escenarios de simulación quirúrgica.

La magnitud y distribución de la zona de carga en la cadera sana fue similar para los tres escenarios, en promedio 21% de superficie de carga, pero en la cadera operada la diferencia fue dramática [Figuras 64 y 65]. En el primer escenario, la zona de carga se concentró en una superficie del 9.9% de la superficie articular del techo; en el segundo escenario, la zona de carga fue del 36%, y en el tercer escenario, de 62.7%.

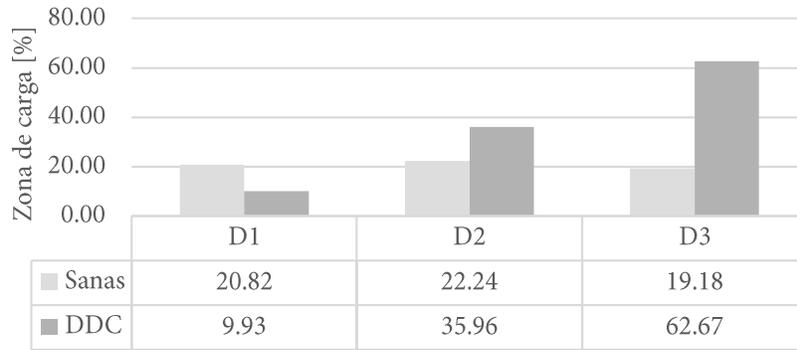


Figura 64. Zonas de carga en el techo acetabular de caderas sanas y operadas, en términos de porcentaje respecto al resto de la superficie articular, en los escenarios de simulación quirúrgica.

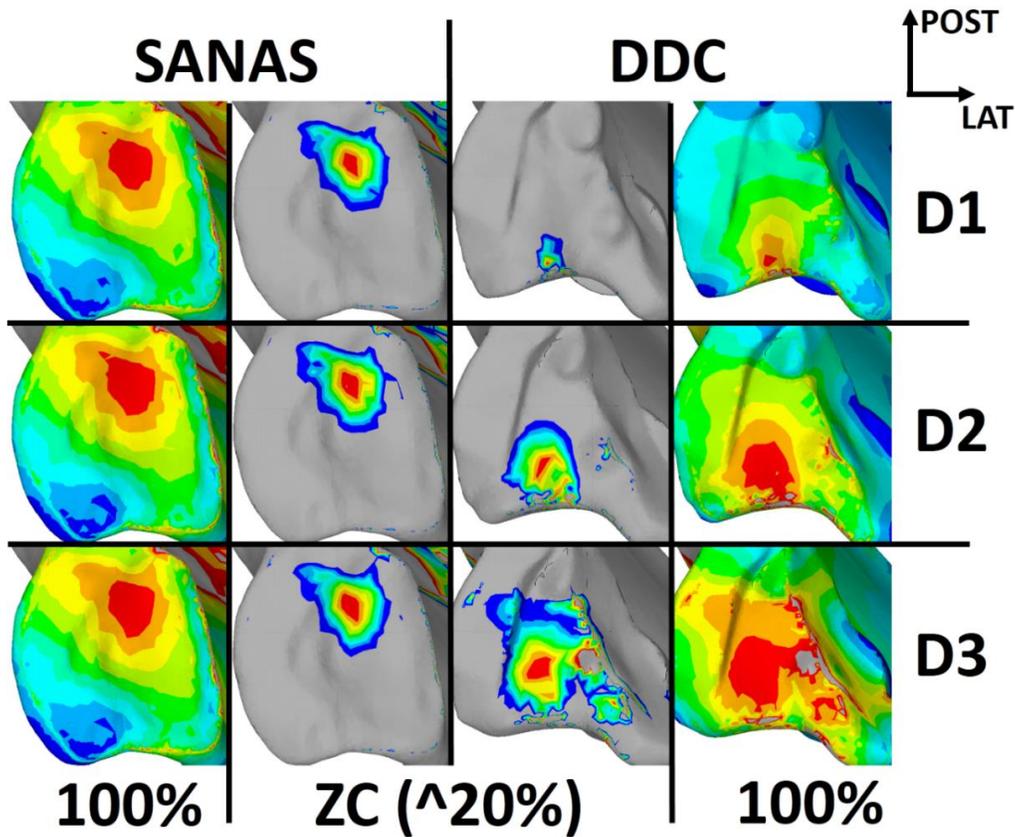


Figura 65. Zonas de carga en escenarios de simulación quirúrgica en caderas sanas y DDC. Las columnas muestran la distribución total del esfuerzo (100%) y las zonas de carga (ZC). Las filas indican el paciente.

5 Discusión y conclusiones

La DDC es una enfermedad que presenta retos importantes para la clínica. En muchas ocasiones, las técnicas radiológicas convencionales no son suficientes para evaluar integralmente la situación de una cadera. Los estudios biomecánicos con base en TC3D no sustituyen a las técnicas convencionales, pero ofrecen más información al respecto.

El contar con datos biomecánicos obtenidos de modelos paciente-específicos, puede llevar a acciones para prevenir o desacelerar el deterioro de una cadera con secuelas de DDC, para diseñar el tratamiento ideal para algún paciente en particular, o para evaluar y mejorar las técnicas de tratamiento y rehabilitación.

En el caso particular de la DDC, la utilización de TC3D implica limitaciones éticas. Para radiar la región genital de un paciente pediátrico, los beneficios deben sobrepasar los posibles efectos dañinos de la radiación. Este trabajo de tesis expone el potencial de los estudios biomecánicos por TC3D como una herramienta de rutina para tratar y estudiar la DDC inveterada.

En el apéndice B se anexa un resumen estructurado de la propuesta de método para evaluar caderas con DDC inveterada, en estados pre y postoperatorios, así como recomendaciones para su implementación. El método propuesto, como se ha mencionado antes, es una recopilación de la metodología utilizada durante el desarrollo de este trabajo de tesis.

5.1 Morfología

La medición del IA-L es una nueva herramienta para la evaluación tridimensional de la cadera y ofrece información importante que no puede obtenerse a partir de las radiografías convencionales. En algunas ocasiones, la cobertura puede parecer buena en una proyección coronal, pero al observarse el IA-L, la cobertura podía resultar ser deficiente o excesiva. El conocimiento del grado de cobertura acetabular en más de una dirección es importante tanto para la evaluación pre-operatoria como la post-operatoria. Algunos investigadores están de acuerdo en la necesidad de evaluar la cobertura acetabular tridimensionalmente, y han propuesto realizar medidas en planos sagitales y coronales obtenidos mediante TC3D [20,31,34,36].

Las medidas en el plano coronal, en cambio, el IA-A y CBW, no representaron una mejora considerable a la precisión de las medidas radiológicas convencionales. El tiempo y esfuerzo necesario para obtener estas medidas a partir de las reconstrucciones tridimensionales, no justifica el ligero aumento en precisión; pareciera que es más conveniente seguir obteniendo estas medidas a partir de radiografías convencionales.

Los ángulos de anteversión se obtienen habitualmente a partir de cortes tomográficos convencionales. Existe controversia respecto a la confiabilidad de estas mediciones [9,33]; la medición en reconstrucciones tridimensionales es considerada la más exacta, sin embargo, su obtención requiere de más tiempo y esfuerzo para crear los modelos 3D. Al estudiar los valores de anteversión de caderas operadas, pueden encontrarse indicios que ayuden a mejorar la técnica quirúrgica. Otra posible ventaja es una mejor evaluación del grado de deformidad; al observar los modelos TC3D de los fémures, resultó evidente la deformidad y subdesarrollo de los fémures del lado operado [Figura 66]. En este caso, la creación de los modelos 3D fue parte esencial del trabajo; no representó un proceso extra. Mediante la metodología utilizada, la medición de la anteversión no sólo es relativamente sencilla, sino que también puede ayudar en la planeación quirúrgica para obtener la congruencia articular óptima.

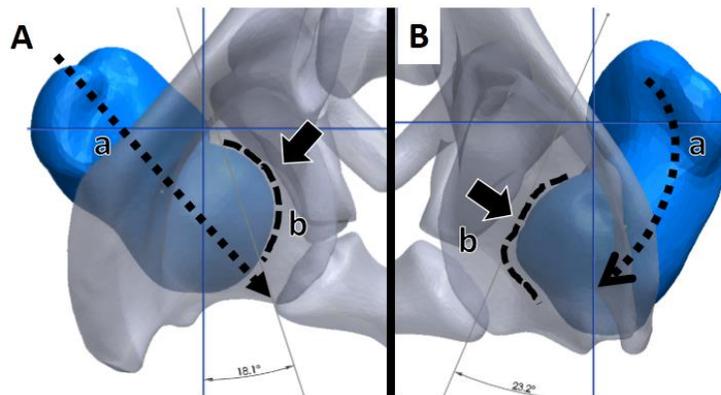


Figura 66. Vista superior de fémures sano (A) y operado (B). La deformidad puede observarse en el cuello femoral (a) y la cabeza femoral (b).

En todos los casos, la posición de la cadera displásica fue más lateral, anterior e inferior que su contralateral. De acuerdo con los fundamentos biomecánicos, la posición de la cadera tiene un efecto directo en la fuerza articular resultante, ya que modifica el brazo de palanca del peso corporal. Un brazo de palanca más grande aleja la fuerza de la línea media, y el efecto del peso corporal se magnifica; de hecho, el objetivo de algunos tratamientos quirúrgicos es disminuir el momento, es decir, medializar la articulación.

Es posible que la tendencia observada en los espacios articulares se deba a que la cadera no fue escaneada bajo condiciones funcionales; el paciente se encuentra recostado durante la tomografía, sin ningún tipo de carga compresiva actuando en la cadera. No obstante, incluso si bajo condiciones funcionales la cadera displásica adquiere una posición más medial, los hallazgos indican inestabilidad; y no se puede descartar que bajo condiciones funcionales, la posición empeore, haciéndose más lateral. En cuanto a la posición más inferior de las caderas displásicas, es posible que la diferencia esté relacionada a la osteotomía femoral a la que fueron sometidos los pacientes, y que fue necesaria para reducir la articulación. De acuerdo a los datos clínicos, el paciente con la mayor diferencia reporta también un acortamiento de miembro pélvico de casi la misma distancia que la diferencia encontrada. Esto sugiere que la posición más inferior de la cadera displásica sí se debe a la posición supina y relajada durante el estudio tomográfico, y que bajo condiciones funcionales, el espacio entre acetábulo y fémur disminuiría. En Retro2 se modificó la posición del fémur del lado operado para disminuir el espacio articular, y disminuir el efecto de dicha posición relajada y espacio articular mayor, sin embargo, la modificación de la posición fue un tanto arbitraria, ya que se hizo con la cadera contralateral del mismo paciente como referencia de normalidad. Un estudio más específico será necesario para determinar las causas e implicaciones biomecánicas de esta diferencia entre las posiciones de las caderas, y para determinar qué tanto debe ajustarse el fémur para simular con mayor certidumbre un estado funcional.

Es una regla general que la remodelación ósea en el esqueleto pediátrico, después de un procedimiento quirúrgico, se podrá observar en los 48 meses posteriores a la cirugía. Es también después de dos años que el material de osteosíntesis implantado en el fémur es retirado, ya que para este momento los fragmentos de fémur ya se han fusionado por completo. El tiempo postoperatorio de los pacientes de este trabajo variaba entre uno y tres años. Es de esperarse que los cambios morfológicos de las caderas estudiadas continúen por varios años más, y que pacientes que en este estudio tuvieron resultados deficientes, en un futuro mejoraran.

Una de las motivaciones para la realización de Retro2 fue la de observar el grado de remodelación a los 12, 48 y 36 meses posteriores a la cirugía, sin embargo, la comparación fue complicada ya que el efecto de las variaciones individuales de cada niño parecían estar por encima del efecto de cualquier similitud. Las características individuales han producido ya variaciones considerables en otros estudios con sujetos sanos [48]; por lo que no fue una gran sorpresa que la variación individual fuera aún más significativa en sujetos displásicos.

Existen escalas de evaluación clínica que ofrecen una medida cuantitativa de la situación pre y postoperatoria [82,83]. Estas escalas son una útil herramienta para la selección y agrupación de pacientes, lo que facilita la comparación y permite plantear y probar hipótesis más específicas. Con más pacientes en el estudio e información clínica más detallada, talvez se podrían formar grupos de pacientes de acuerdo a una evaluación cuantitativa previa y posterior a la cirugía. Los estudios tomográficos seriados del mismo paciente ofrecerían también mucha información al respecto de la remodelación ósea posterior a la cirugía. El inconveniente, sin embargo, es la naturaleza relativamente invasiva de las tomografías y el posible conflicto ético.

5.2 Retro1 y Retro2

Se esperaba que el máximo esfuerzo se localizara en la cadera operada, sin embargo, al analizar los resultados de Retro1, se encontró justo lo contrario. Es posible que esto se deba al espacio articular en la cadera operada, que fue considerablemente mayor que en la cadera sana y que, como se mencionó antes, parece deberse a una combinación de inestabilidad y del estado relajado de la articulación. La función de los cartílagos articulares, entre otras, es la de suavizar la transmisión de cargas entre los huesos; “acolchonar” las superficies articulares. El efecto del espesor y rigidez del cartílago se ha estudiado con anterioridad, y a partir de simulaciones computacionales, se ha observado que estos parámetros tienen un fuerte impacto en la distribución y magnitud de los esfuerzos articulares [50]. En Retro1, el efecto del espesor del cartílago pudo haber sido magnificado por considerar al espacio articular total como la suma de los cartílagos articulares. Bajo condiciones funcionales de carga, el espacio articular probablemente disminuiría, ya sea por la compresión natural del cartílago, o por el desalojo de fluido articular [63].

Al organizar y agrupar a los pacientes por tiempo de seguimiento postoperatorio, se observó cómo el esfuerzo máximo de las caderas, tanto sanas como displásicas, disminuye [Figura 67]; sugiriendo que la remodelación tiene un efecto positivo en ambas caderas al paso del tiempo. Recordemos que un esfuerzo demasiado grande se relaciona con desgaste articular y necrosis avascular.

En contraste, al organizar y agrupar a los pacientes por su edad al momento de la cirugía, se observa un incremento en el esfuerzo máximo de las caderas [Figura 68], lo que refuerza la idea de que un diagnóstico y tratamiento más tempranos mejoran significativamente el pronóstico y calidad de vida de los pacientes con DDC.

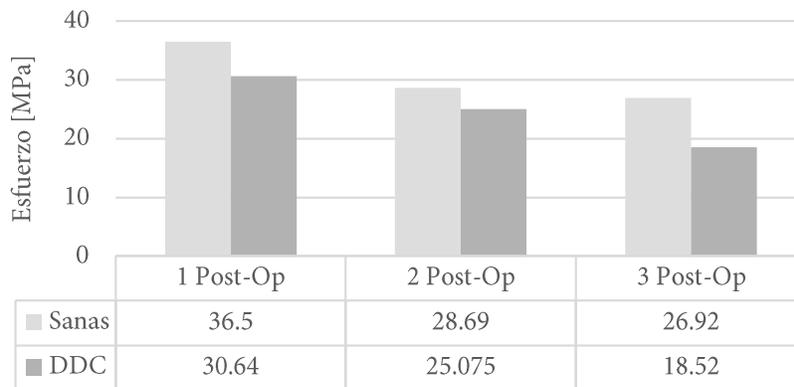


Figura 67. Esfuerzo máximo en el techo acetabular de caderas sanas y DDC, de Retro1, agrupados por tiempo de seguimiento postoperatorio.

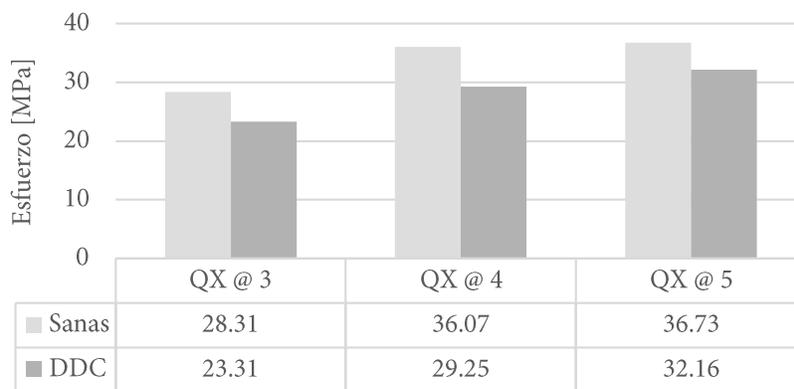


Figura 68. Esfuerzo máximo en el techo acetabular de caderas sanas y DDC, de Retro1, agrupados por edad al momento de la cirugía.

Cualitativamente, el patrón de distribución de esfuerzos fue similar en las caderas sanas: de alrededor del 20% de la superficie articular total, de contornos regulares, y localizados en una región centro-posterior del techo acetabular, mientras que en las caderas operadas, el patrón cambió de acuerdo a la forma particular de cada superficie articular. Los esfuerzos se concentraron en las zonas con defectos, ya fueran cavidades o protuberancias. Estos resultados están en concordancia con las conclusiones de otros autores, de que la geometría individual de la cadera es el factor más determinante para la biomecánica articular, incluso en sujetos sanos [48].

Al cuantificar las zonas de carga de los modelos de Retro1, sucedió algo curioso. Parecía que las caderas con mayor tiempo de remodelación postoperatoria tenían zonas de carga más pequeñas, y aquellas que fueron operadas a una mayor edad, tenían zonas de carga más grandes [Figuras 69 y 70]; lo cual entraba en conflicto con lo observado en los esfuerzos máximos y con la hipótesis de que con más tiempo de remodelación, las zonas de carga aumentarían hasta alcanzar valores normales. ¿Cómo es que con más tiempo de recuperación, la situación biomecánica de las caderas, en términos de la magnitud de los esfuerzos mejore, pero en términos de zonas de carga, empeore?

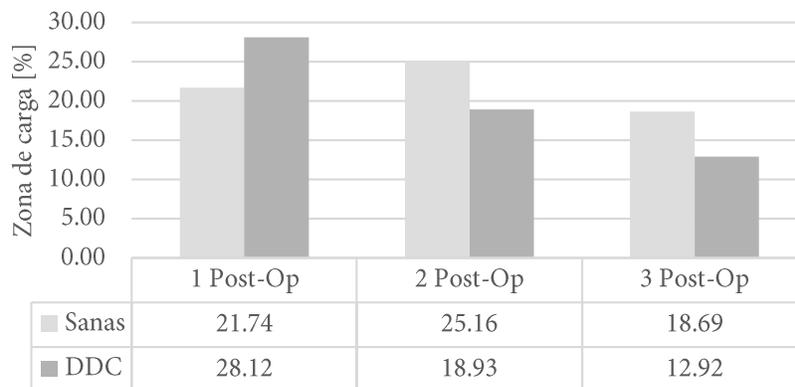


Figura 69. Zona de carga en el techo acetabular de caderas sanas y DDC, de Retro1, agrupadas por tiempo de seguimiento postoperatorio.

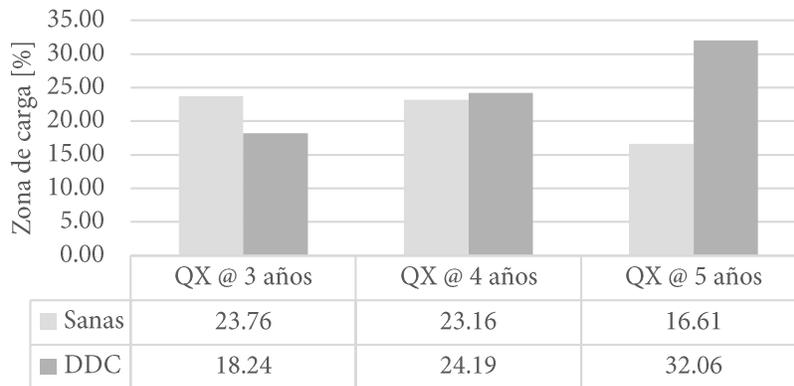


Figura 70. Zona de carga en el techo acetabular de caderas sanas y DDC, de Retro1, agrupadas por edad al momento de la cirugía.

Al discutir estos resultados con el resto del equipo multidisciplinario, se sospechó que el espacio articular provocado por la posición relajada era el responsable de la incongruencia. Esto, entre otras cosas, motivó la realización de una segunda fase del estudio retrospectivo, Retro2, en la que una de las modificaciones fue la normalización del espacio articular para contrarrestar el efecto de la cadera relajada y su espacio articular más grande.

Para Retro2, se seleccionaron tres pacientes con similares edades al momento de la cirugía, pero con tiempos postquirúrgicos de uno, dos y tres años. Además del ajuste sobre el espacio articular, se hicieron algunas modificaciones a las condiciones de los modelos FEA, los cuales tuvieron un efecto considerable en la magnitud de los esfuerzos máximos y en la zona de carga. La tendencia en los esfuerzos máximos se mantuvo igual que en Retro1, disminuyendo con mayores tiempos de seguimiento postoperatorio. La tendencia en las zonas de carga fue la que cambió para Retro2.

Los resultados de los pacientes A y B, ignorando por un momento al paciente C, sugieren una tendencia de que la zona de carga aumenta con un mayor tiempo de remodelación postoperatoria, y que la zona de carga de la cadera operada se normaliza, ya que su magnitud se mantiene similar a la de la cadera sana.

En una cadera adulta y sana, la zona de carga representa entre un 32 y 37 % de la superficie articular [48]. Considerando sólo aquella tendencia sugerida por los pacientes A y B, es de esperarse que con un mayor tiempo de remodelación postoperatoria, tanto la cadera sana como la operada alcancen este parámetro de normalidad al llegar a la adultez [Figura 71].

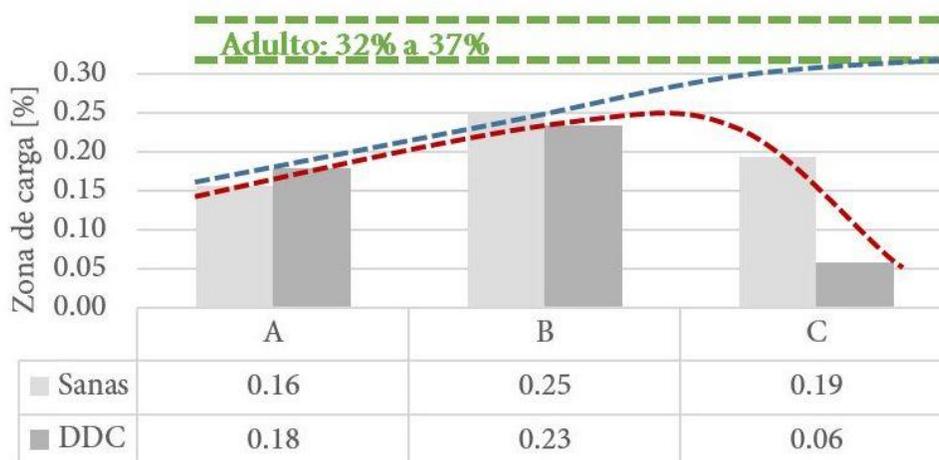


Figura 71. Tendencia esperada (azul) y tendencia obtenida (rojo) de zonas de carga en el techo acetabular de caderas sanas y DDC, de Retro2, comparadas con un valor de normalidad para adultos (verde) reportado por la literatura [48].

El paciente C, sin embargo, mostró una diferencia considerable entre su cadera sana y la DDC, en la que se observó una concentración de la zona de carga. El paciente C rompió con aquella tendencia sugerida por los pacientes A y B [Figura 71]. Es posible que factores individuales del paciente sean responsables de esta discrepancia. El paciente C de Retro2, es el paciente 3 de Retro1. Si se observa la disparidad de sus resultados morfológicos, puede notarse que se trata de un caso con muchos problemas [Figuras 49 a 55]. Todos los pacientes padecían DDC inveterada, pero naturalmente, hay algunos casos más severos que otros. En ocasiones, la severidad de un caso en particular lleva a variaciones en la técnica quirúrgica, y a complicaciones intraoperatorias, o durante la recuperación. Al no poseer suficiente información clínica del paciente C para confirmar ésta sospecha, sólo podemos suponer que se trate de uno de aquellos casos particulares y problemáticos.

5.3 SimQx

En los modelos de SimQx no se consideró el efecto de la remodelación ósea; el comportamiento observado es el de un caso hipotético de bipedestación, e inmediato posterior a la cirugía. Es importante recalcar que los pacientes son inmovilizados con férulas de yeso durante un mínimo de tres meses posteriores al procedimiento quirúrgico. Durante el periodo de inmovilización, los cortes en el hueso cicatrizan, y las porciones se estabilizan. El verdadero proceso de remodelación tiene lugar después de esos primeros tres meses, cuando los pacientes comienzan a cargar su propio peso y los huesos de la cadera son estimulados mecánicamente. Es importante señalar, además, que el caso del paciente 7 era complicado: su mayor edad, el alto grado de dislocación, la severa deformidad, y la falta de tratamiento previo, representaban importantes retos para el éxito de la cirugía.

Los comportamientos biomecánicos observados en los tres casos hipotéticos sugieren que el tercer escenario, D3, con el techo acetabular en posición horizontal, es el escenario óptimo; sin embargo, dicho escenario significa una sobrecorrección en términos radiológicos, cuyo efecto no es considerado en este trabajo de tesis. Las sobrecorrecciones tienen un efecto dañino en los tejidos blandos que rodean la articulación y limitan el rango de movilidad funcional. Tales efectos no pueden ser evaluados en este trabajo al tratarse de modelos estáticos que no consideran los tejidos blandos que rodean la cadera.

El escenario D2, el postoperatorio real, de manera similar al D3, tuvo un buen comportamiento biomecánico, colocándose en un segundo lugar. Hay que recordar que la posición del techo acetabular de D2 es tan sólo 7° menos horizontal que el de D3. Así como en la mayoría de los pacientes del estudio retrospectivo, hay una ligera sobrecorrección, sin embargo, a consideración del SOP-INR, el grado de corrección fue el necesario para conseguir una congruencia y estabilidad articular aceptables. Un grado de corrección menor puede llevar a inestabilidad, e incluso a re-dislocaciones.

El primer escenario, D1, con el IA similar al de la cadera sana contralateral, fue el peor de los tres escenarios. El esfuerzo en la superficie articular fue el más alto y la zona de carga, la más pequeña, concentrando los esfuerzos en la parte anterior de la superficie articular.

Los resultados de SimQx apoyan la hipótesis de Bombelli [11], de una superficie de carga horizontal como la configuración ideal en la cadera. No obstante, se debe tener en cuenta que Bombelli, además de no considerar los efectos dañinos de la sobrecorrección, trabajó con caderas adultas de displasia menos severa, y con mejor congruencia articular.

El alto porcentaje de zona de carga, en el segundo y tercer escenario, probablemente se deba a dos factores: la falta general de concavidad en el techo acetabular, la falta de redondez en la cabeza femoral, y la reducida superficie articular total, de casi la mitad de la observada en la cadera sana. Se observó un aumento del esfuerzo en las protuberancias que se encontraban sobre la superficie articular. Es de esperarse que con más tiempo y estimulación mecánica, el hueso remodela, y se genere concavidad, que las protuberancias óseas se reabsorban, y aumente la superficie articular.

De hecho, al comparar los modelos TC3D de SimQx con los modelos del mismo paciente, obtenidos de una TC postoperatoria a seis meses de la operación¹, es posible observar que el escenario simulado en D2 es bastante similar al estadio postoperatorio real y que se ha generado concavidad en un acetábulo que en un principio era prácticamente plano [Figura 72].

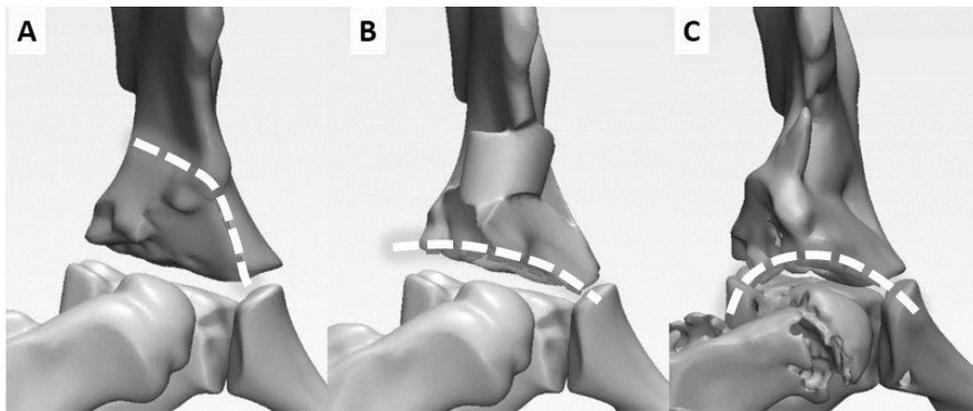


Figura 72. Comparación de los modelos TC3D del paciente de la simulación quirúrgica. Estado preoperatorio (A), estado postoperatorio simulado D2 (B), estado postoperatorio real a 6 meses (C) en el que puede observarse un aumento en la concavidad.

¹ Este trabajo es parte de un protocolo de investigación en desarrollo. Los resultados vistos hasta ahora han motivado el comienzo de la implementación de estudios de TC para el tratamiento y seguimiento clínico de pacientes con DDC en el INR. La tomografía postoperatoria que se menciona en esta sección, es parte de una nueva serie de estudios de TC de pacientes con DDC.

El modelo plástico en escala real impreso en 3D permitió a los ingenieros darse una idea general del procedimiento quirúrgico, y las implicaciones, geométricas y mecánicas, de las maniobras que los cirujanos realizan con regularidad en el quirófano. Para los cirujanos, la impresión 3D representó una oportunidad para apreciar tangiblemente el impacto de la cirugía en la pelvis del paciente. A través de la incisión quirúrgica sólo es posible observar una porción de la pelvis; apenas lo suficiente para realizar el procedimiento. La percepción espacial que se obtiene al tener el modelo en las manos, es una que no es posible obtener al observar la pelvis en el quirófano, en radiografías, cortes tomográficos o reconstrucciones virtuales tridimensionales.

En un principio, se planteó la utilización de impresiones 3D de pelvis en tamaño real para asistir en la planeación quirúrgica de todos los futuros pacientes con DDC en el INR. En aquel primer planteamiento, el LB-INR generaría un modelo plástico de la pelvis del paciente, entonces el equipo médico del SOP-INR simularía la cirugía que le pareciera ideal en el modelo plástico, y después el LB-INR analizaría el modelo plástico “operado” para ofrecer a los médicos un pronóstico biomecánico, e información, como distancias y ángulos precisos, para ayudar a que el equipo médico pudiera reproducir aquella cirugía ideal en la pelvis del paciente. La impresión 3D, al término de este primer ensayo, permitió que los miembros del equipo multidisciplinario se comprendieran los unos a los otros: los ingenieros comprendieron las maniobras de los cirujanos, y los médicos comprendieron los alcances y limitaciones de los análisis y simulaciones que los ingenieros son capaces de realizar con la TC3D. Una vez que ambas partes del equipo se comprendieron entre sí, y se identificaron las etapas críticas para la simulación de la cirugía, los modelos plásticos no parecían ofrecer muchas más ventajas que la visualización de los modelos 3D en una pantalla de computadora. En vista de estas nuevas circunstancias, aquella iniciativa de crear modelos plásticos de la pelvis de cada paciente, fue descartada. Sin embargo, la impresión 3D no ha sido descartada como herramienta para posteriores proyectos, entre el LB-INR y el SOP-INR, referentes al tratamiento de la DDC.

Si al realizar simulaciones de escenarios hipotéticos, se identifica el grado de corrección óptimo para un paciente en particular. La impresión 3D ofrece la oportunidad de crear, con relativa facilidad y bajo costo, guías quirúrgicas personalizadas que ayudarían al cirujano a obtener aquel escenario óptimo que se visualizó durante la planeación de la cirugía.

La simulación quirúrgica también podría beneficiar la técnica de osteotomía femoral. La planeación convencional, a partir de radiografías, le permite al cirujano hacer una buena estimación de la cantidad de diáfisis femoral que debe retirar para poder lograr la reducción, sin embargo, la estimación de la rotación necesaria del fémur proximal, para obtener una anteversión normal, es llevada a cabo manualmente durante la cirugía, palpando referencias anatómicas, lo cual es muy propenso a errores. Con la simulación quirúrgica sobre modelos TC3D, además de poder determinar la porción de diáfisis a cortar, también se podría determinar la rotación necesaria para una anteversión femoral normal, y por lo tanto, una mejor congruencia y estabilidad articular. No obstante, el inconveniente de ampliar la simulación quirúrgica a la osteotomía femoral, es que para poder brindar información precisa de la anteversión femoral, la tomografía debe incluir el fémur distal, donde se encuentran los cóndilos, lo cual aumentaría ligeramente la dosis de radiación por tomografía. El conflicto ético y justificación técnica de tal procedimiento está fuera de los alcances de este trabajo.

5.4 Limitaciones

El número de sujetos de estudio fue una clara limitante. Con sólo seis pacientes en el retrospectivo y uno en la simulación quirúrgica, las tendencias observadas no pueden ser estadísticamente determinantes. Sin embargo, como se ha repetido a lo largo del trabajo, ésta limitada muestra fue la única disponible. Antes de la utilización de TC3D, el diagnóstico, planeación del tratamiento y seguimiento clínico de la DDC en el INR se realizaba con sólo estudios radiográficos como apoyo. Se espera que con los resultados de este trabajo se pueda posicionar a la TC3D como una herramienta valiosa para el equipo médico, cuyos beneficios sobrepasan los riesgos involucrados, y que de esta manera, se incluyan más pacientes en posteriores estudios, para entonces hacer pruebas estadísticas que den más confiabilidad a las tendencias encontradas, y poder hacer grupos de pacientes, que mejoren la comparabilidad.

Entre las limitaciones del estudio biomecánico está la consideración de materiales elásticos, lineales, homogéneos e isotrópicos. Si bien algunos investigadores afirman que las propiedades mecánicas más estrictas no tienen un efecto significativo en el comportamiento mecánico de la cadera, la idealización es considerable, en especial en este caso, en el que se modelaron esqueletos pediátricos.

El esqueleto pediátrico tiene propiedades mecánicas que se diferencian considerablemente de las de un esqueleto adulto, y que varían con la edad del niño [54]. Una asignación de propiedades mecánicas, basada en la relación entre densidad y módulo elástico, que considerara la variación espacial e individual de las propiedades, permitiría obtener modelos más realistas. Si bien existen técnicas más avanzadas para la asignación de propiedades y el modelado, su implementación representa un aumento importante en el tiempo y esfuerzo necesarios para obtener un solo modelo. La inclusión de una variable extra, como la distribución no-homogénea de propiedades, podría también dificultar la comparabilidad de los casos en una muestra pequeña.

En cuanto al cartílago articular, para simplificar el modelo, se consideró que ocupaba la totalidad del espacio entre superficies articulares. Es posible que en una posición funcional el espacio disminuya, ya sea por la compresión del cartílago articular o el desalojo del fluido articular. Algunos estudios han estimado el espesor y grado de compresión de cartílago articular en caderas displásicas adultas por medio de resonancia magnética y experimentos con caderas cadavéricas [61], y han encontrado que el cartílago puede comprimirse hasta 30% bajo condiciones funcionales. El comportamiento hiperelástico del cartílago también ha sido estudiado y se han propuesto propiedades no lineales que podrían arrojar resultados más realistas [50]. Implementando los datos y técnicas sugeridos por estos estudios se podrían modelar cartílagos articulares más realistas, pero habría que tener en mente las diferencias entre el cartílago articular adulto y el pediátrico, así como el aumento en tiempo, trabajo y recursos computacionales necesarios para el modelado.

Se utilizó un mallado adaptativo fino para los modelos utilizados, la cantidad, y tipo de elementos es similar a la utilizada en otros estudios [35,48,49], sin embargo, en este caso no se realizaron pruebas de convergencia para determinar el refinamiento óptimo de la malla. Para aplicaciones de simulación mecánica, se acostumbra recomendar el uso de elementos hexaédricos cuadráticos, a diferencia de los tetraédricos aquí utilizados; no obstante, algunos investigadores afirman que con un mallado suficientemente fino, la diferencia entre elementos tetraédricos y hexaédricos, lineales o cuadráticos, se vuelve irrelevante [35,84]. Entre las razones para la utilización de elementos tetraédricos, en esta particular aplicación, está la mayor adaptabilidad de dichos elementos para ajustarse a las geometrías complejas de estructuras orgánicas; durante pruebas preliminares, el mallado hexaédrico llevaba demasiado tiempo con los recursos computacionales disponibles. En concordancia, las referencias consultadas también utilizan elementos tetraédricos [35,48,49].

La posición de bipedestación fue idealizada, la carga correspondiente al peso corporal fue determinada a partir de tablas de crecimiento y fue aplicada (menos el peso de los miembros pélvicos) sobre el cuerpo vertebral de S1, la acción de los músculos abductores fue aplicada sobre la superficie lateral del iliaco, el fémur distal fue empotrado y se aplicó una condición de asimetría vertical en la pelvis para simular la acción compensatoria del resto de estructuras que rodean la cadera y la estabilizan. A pesar de que esta forma de aplicación de las cargas y condiciones de frontera se hizo con base en la utilizada en estudios similares [35,48] no deben perderse de vista las idealizaciones y simplificaciones implícitas: 1) la bipedestación de un paciente con displasia puede ser diferente a la ideal, 2) una parte importante del peso corporal es transmitida por la columna vertebral, pero hay también otras superficies sometidas a la acción del peso corporal, 3) el método de segmentación corporal utilizado para restar el peso de los miembros pélvicos fue desarrollado hace ya más de 15 años [79], con sujetos adultos y sanos, 4) las zonas de aplicación y dirección de la fuerza abductora son una idealización de los puntos de inserción y forma del grupo muscular, 5) el grupo abductor tiene una participación importante, pero no es el único grupo muscular que participa en el comportamiento biomecánico, y 6) en general, la cadera está sometida a la acción de todas las estructuras que la rodean y la mantienen estable en una determinada posición; esta acción no siempre puede cuantificarse y/o modelarse de la manera más exacta, y son necesarias las restricciones espaciales ideales. Compensar la mayoría de tales idealizaciones es, evidentemente, impráctico; sin embargo, implementar datos clínicos más detallados o estudios de estadimetría, para obtener condiciones más cercanas a la realidad, sí es factible.

Si las irregularidades en la superficie articular tienen un fuerte efecto en la distribución de esfuerzos, entonces el suavizado, parte del proceso de construcción del modelo 3D, también tiene un efecto en la distribución de esfuerzos. Sería necesario estudiar específicamente hasta qué grado el suavizado afecta el esfuerzo para encontrar un balance entre el realismo del modelo y el costo en tiempo y recursos necesarios para crear y utilizar un modelo más complejo. En este caso, el suavizado eliminó cualquier tipo de porosidad y protuberancias que pudieran causar problemas con el mallado tetraédrico, pero se procuró el mantener las irregularidades, cavidades y protuberancias más importantes en cada cadera. Otra parte del proceso de modelado que pudo haber sido susceptible a errores, fue la segmentación de las imágenes tomográficas. El proceso de segmentación es semiautomático, y manual en algunas partes. Se requiere que el usuario ingrese datos que delimiten los modelos 3D, y que en algunas ocasiones, suprima regiones que no representan hueso, como destellos metálicos o adherencias de tejido conjuntivo. Aunque en este caso la segmentación y reconstrucción fue llevada a cabo por una sola persona, es posible que si el proceso es llevado a cabo por otra persona, el modelo y los resultados obtenidos sean ligeramente diferentes.

Los esfuerzos elegidos para el análisis de resultados fueron von Mises, con la justificación de poder comparar y corroborar resultados, sin embargo, otro tipo de esfuerzos también son utilizados en el modelado de hueso [57,85]; algunos utilizan esfuerzos de tensión, ya que el hueso falla primero por tensión, y algunos otros utilizan deformaciones, ya que, al parecer, pueden predecir fracturas más acertadamente que los esfuerzos. La delimitación de las zona de carga en el techo acetabular fue arbitraria. En realidad, hay esfuerzos en toda la superficie articular. La consideración que se hizo fue para observar y comparar las zonas de mayor esfuerzo en cada cadera. Al observar las zonas en las que se concentraban estos altos esfuerzos, tanto en caderas sanas como en las operadas, se identificaron características que hacen a una cadera más vulnerable a desgaste y procesos degenerativos.

Existen escenarios críticos para la biomecánica de la cadera. La fase de apoyo monopodal de la marcha y el bajar y subir escaleras, por ejemplo, someten a la cadera a posiciones y cargas críticas que ponen a prueba su estabilidad y capacidad funcional. Es también durante estas actividades que, en general, las personas con problemas articulares sufren de dolor, o falta de movilidad. En algunas ocasiones, se simulan estas actividades para estimar el comportamiento de la articulación en un “peor escenario”. El inconveniente, una vez más, es el aumento en el tiempo y trabajo para generar el modelo, así como la necesidad de datos experimentales para determinar las cargas y posiciones correspondientes a cierta actividad. Para este trabajo, no se contaba con dichos datos experimentales, y se buscó mantener a los modelos relativamente sencillos, por lo que se optó por simular una bipedestación sencilla. No obstante, la implementación de datos experimentales, y modelado de escenarios funcionales, sería un importante avance para el estudio, proporcionando, además, de información muy interesante, tanto para la investigación, como para la clínica.

5.5 Conclusiones

El modelo propuesto permitió observar, y cuantificar, parámetros morfológicos y biomecánicos de las caderas de los pacientes en el estudio. Aunque la obtención de modelos 3D personalizados representa más tiempo y esfuerzo que los métodos de imagen convencionales, el método desarrollado, basado en TC3D, ofreció información que no es posible obtener mediante los métodos de imagen convencionales, como radiografías o tomografías. Esto fue especialmente relevante durante los análisis morfológicos. Al observar la cadera de estudio en un ambiente tridimensional, y con gran detalle, era posible identificar, a simple vista, características problemáticas de la estructura de los huesos, y entonces, evaluar mejor la situación. La vinculación con herramientas CAD permitió, además, la medición precisa y estandarizada de parámetros morfológicos.

Fue posible analizar el efecto de la remodelación ósea postoperatoria en el estado biomecánico de las caderas, y ofrecer una medida objetiva de la efectividad del tratamiento en términos biomecánicos; esfuerzos y zonas de carga. La discrepancia que se observó en los resultados de Retro1, no solo motivó la realización de Retro2, también dejó claro que así como no es posible evaluar adecuadamente la morfología de la cadera con una sola medida radiológica, tampoco la biomecánica puede evaluarse con un solo parámetro. Los solos esfuerzos máximos no necesariamente reflejan pobres o buenos resultados. Se debe hacer un análisis integral de los datos, y una correlación con la evaluación clínica.

Los modelos de simulación quirúrgica permitieron dar una idea del comportamiento biomecánico de las caderas durante su recuperación postoperatoria, y plantear casos hipotéticos. Si bien los resultados biomecánicos de SimQx parecen indicar que la cadera tiene menores esfuerzos, y zonas de carga más amplias entre más horizontal se encuentre el techo acetabular, en este trabajo no es considerado el efecto de la sobrecorrección que claramente se observa. Será necesario investigar los efectos del grado de corrección a corto, mediano y largo plazo para determinar cuál es la configuración ideal. Es importante saber si se está sobre corrigiendo, y de ser así, saber cuáles son las consecuencias, sopesarlas con las de un menor grado de corrección, y en dado caso, encontrar un balance entre la corrección insuficiente y la excesiva.

Así como algunos investigadores lo han recomendado, sería un ideal el implementar, de manera habitual, estudios biomecánicos, simulaciones, y guías quirúrgicas personalizadas en la planeación de los procedimientos, y los seguimientos clínicos. Evidentemente, el trabajo necesario para realizar un minucioso estudio biomecánico de cada paciente vuelve impráctica su implementación. Sin embargo, si se entiende mejor el procedimiento, se identifican las implicaciones biomecánicas más importantes, y si el método aquí propuesto es optimizado para implementarse de manera práctica en los casos que el equipo médico considere más complicados, los estudios biomecánicos de rutina, y las guías quirúrgicas personalizadas, pueden llegar a ser una realidad algún día.

A final de cuentas, este trabajo no sólo se trató del ordenamiento de un proceso para definir un método. Su desarrollo implicó investigación, adaptación de técnicas de análisis a un problema particular, y fue un paso importante para consolidación de un equipo multidisciplinario médico-ingenieril. En algún momento pudo parecer que se intentó implementar todos los tipos de análisis y tecnologías disponibles para obtener un aparatoso resultado, pero cada parte del desarrollo fue justificado, y después juzgado. Al hacer un balance del costo y beneficio de cada parte de este método, algunas de las primeras iniciativas fueron modificadas, atenuadas, o descartadas del todo, mientras que algunas nuevas se originaron.

Además de los objetivos particulares de este trabajo, de ofrecer herramientas para más cirugías exitosas y para mejorar el pronóstico y calidad de vida de los pacientes con DDC inveterada, el desarrollo de esta metodología tiene también la intención de impulsar la investigación tecnológica en el área de la bioingeniería, promover el trabajo interdisciplinario entre ingenieros, médicos y otros profesionales de la salud, así como reforzar los lazos entre la UNAM y las instituciones de salud públicas.

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.

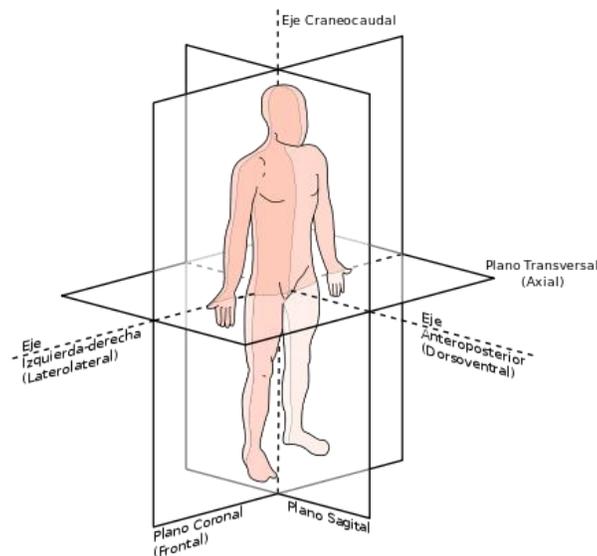


Figura 73. Posición anatómica, planos y ejes principales. [86]

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.

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.

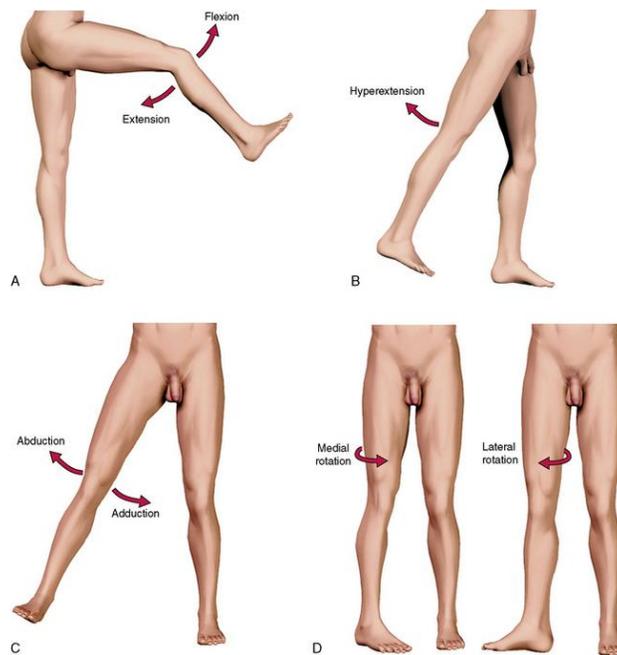


Figura 74. Movimientos del miembro inferior. [87]

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 75]. La cintura pélvica une los miembros inferiores al esqueleto axial.

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.

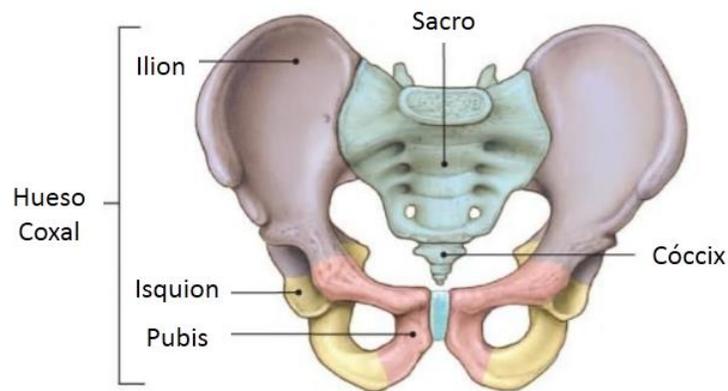


Figura 75. Esquema de una pelvis adulta. [88]

El **hueso coxal** es el hueso grande y plano de la pelvis que está formado por la fusión de tres huesos primarios (ilium, isquion y pubis). Esta fusión tiene lugar hasta el final de la adolescencia, antes de esto, los huesos coxales están unidos por cartílago [Figura 76]. El cartílago que une los huesos coxales en el acetábulo se conoce como cartílago trirradiado.

El **ilium** 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 ilium 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.

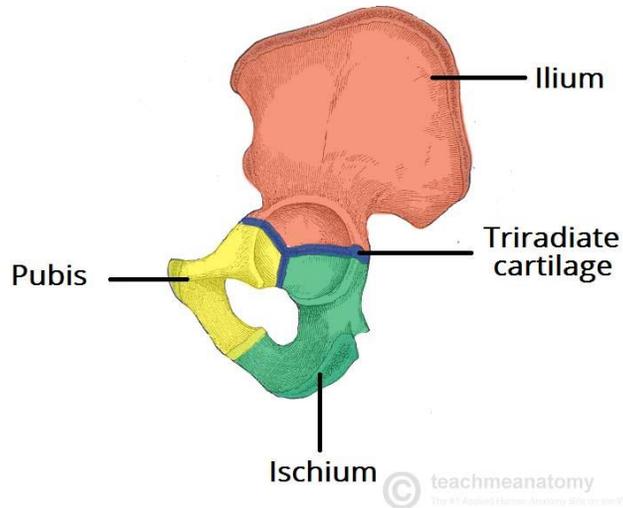


Figura 76. Esquema de una pelvis pediátrica. [89]

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.

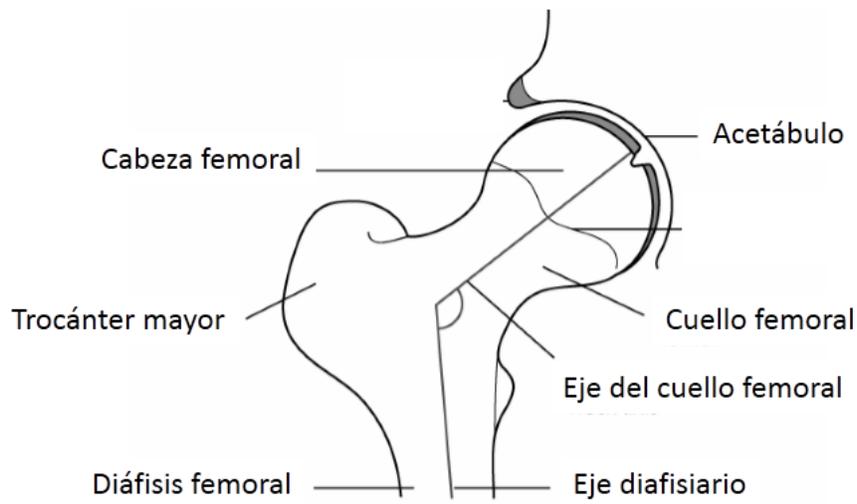


Figura 77. Esquema del fémur proximal. [43]

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 77]. 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 **fóvea**, 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. Método propuesto

Después de evaluar los alcances y limitaciones de la metodología utilizada en este trabajo de tesis, a continuación se presentan recomendaciones para su implementación.

B.1 Simulación quirúrgica y estudios morfológicos

No.	Proceso	Propuesta	Observaciones
1	Identificación y clasificación del paciente	Además de los regulares datos personales, registrar también peso y talla, IA, CBW, clasificación de displasia de Crowe, y calificación en la escala de Harris para evaluar función de cadera.	Se espera recibir más pacientes. Datos clínicos más detallados permitirían formar grupos para un estudio retrospectivo más minucioso. El dato del peso permitiría aplicar el peso corporal “real” en un estudio biomecánico.
2	Estudio tomográfico pre-operatorio	TC de pelvis, incluyendo rodillas para poder evaluar anteversión femoral.	La TC debe realizarse con suficiente anticipación para poder hacer aplicar el método. Se estiman dos semanas como mínimo.
3	Recuperación de imágenes tomográficas	En formato DICOM.	Vincular en una red compartida a las estaciones de trabajo del LB-INR con las del Servicio de Tomografía Computada, disminuiría tiempos de espera y eliminaría la necesidad de suministros, como CDs y DVDs.
4	Segmentación y obtención de modelos 3D	Entrenar personal auxiliar, como estudiantes de servicio social, para la llevar a cabo tareas sencillas no-críticas a lo largo de todo proceso. Dicho personal deberá ser supervisado por personal experimentado.	3D Slicer® tiene la ventaja de ser gratuito, pero no es muy eficiente. Existe software comercial que mejora la eficiencia de los procesos de segmentación, modelado 3D, y algunas aplicaciones CAD, además de contar con certificaciones internacionales, garantías y servicios de asistencia técnica. Fondos para el desarrollo tecnológico, como los de

			CONACYT, podrían financiar la adquisición de productos como éste.
5	Adecuaciones a la posición de los modelos 3D	Redefinir sistemas coordinados para estandarizar el proceso.	Al involucrar el juicio del operador en la identificación de referencias anatómicas, sería interesante evaluar el efecto inter- e intra-observador de la redefinición del sistema coordinado.
6	Estudio morfológico	Medir IA-L, AF, AA, AC. Comprobar los IA y CBW medidos en clínica.	Identificar también defectos importantes y posibles obstáculos para la cirugía.
7	SimQx-1	Preparación de los modelos para la simulación quirúrgica, y programación de reunión con el equipo médico.	El objetivo es requerir del mínimo de intervención del SOP-INR. Adelantar este proceso evita demoras.
8	Reunión LB-INR – SOP-INR	Discusión del caso, y propuesta de grado de corrección.	Debe quedar claro el estado postoperatorio que se espera obtener, así como las medidas necesarias para enfrentar obstáculos particulares.
9	SimQX-2	Simulación quirúrgica en sí, obteniendo el grado de corrección propuesto en la reunión.	En dado caso, identificar problemas con el grado de corrección propuesto, avisar al equipo médico y regresar al paso 8.
10	Visto bueno del SOP-INR	Presentación y aprobación del modelo definitivo. Puede ser de manera remota, para evitar reducir tiempos.	En caso de encontrarse con algún problema, regresar al paso 9 u 8, según sea necesario.
11	Manufactura de guías quirúrgicas	Diseñar e imprimir en 3D guías quirúrgicas que asistan al equipo médico durante la cirugía para obtener el grado de corrección planeado.	El LB-INR cuenta con convenios de colaboración con empresas que facilitan las impresiones 3D, sin embargo, el contar con una impresora 3D en el mismo laboratorio, reduciría tiempos, y evitaría envíos y traslados. El diseño de algunas guías es relativamente sencillo, pero posteriores trabajos se requerirán para optimizar y estandarizar el diseño de dichas guías. Antes de poder implementar la utilización de guías quirúrgicas, es necesario hacer y

			documentar pruebas in vitro, así como obtener los permisos regulatorios.
12	Cirugía	De ser necesario, asistir al SOP-INR para la utilización de las guías.	Documentar el proceso para contar con datos que sirvan para un posterior rediseño o evolución del método.
13	Recuperación de notas quirúrgicas y Rx postoperatorios	Para contar con un expediente integral de cada paciente.	Identificar posibles complicaciones intraoperatorias.
14	Programación de TC postoperatoria	A 12, o 48 meses, a juicio del equipo médico y comité ético.	Consentimientos informados y formatos oficiales de participación en el protocolo de investigación.
15	Seguimiento postoperatorio del paciente	Recuperar notas clínicas y Rx. Registrar también actualizaciones de los datos registrados en el paso 1.	Identificar posibles complicaciones postoperatorias.
16	Obtención de modelo 3D postoperatorios	Pasos 2, 3, 4 y 5, aplicados a la TC postoperatoria.	El procedimiento es el mismo.
17	Estudio morfológico	Mismas mediciones que en el paso 6, más el espacio articular.	Identificar defectos importantes o señales de complicaciones postoperatorias.
18	Comparación de estados pre y postoperatorios	Evaluar cualitativa y cuantitativamente los cambios morfológicos de la cadera.	
19	Reportar resultados de estudio morfológico al SOP-INR	Remotamente, de ser posible. Reunión para discutir resultados importantes. El equipo médico decidirá si es conveniente otra TC o no. En caso positivo, repetir desde el paso 14.	

B.2 Estudio biomecánico

No.	Proceso	Propuesta	Observaciones
0	Recuperación de modelos 3D estandarizados	Suponiendo que los modelos ya fueron creados durante el proceso de planeación y simulación quirúrgica, recuperar los modelos obtenidos en el paso 10 o 17.	Recuperar también datos clínicos.
1	Ajuste en la posición de la cadera para contrarrestar el estado relajado de la cadera	Ajustar la posición del fémur de la cadera operada, de manera que tenga el mismo espacio articular que la contralateral.	Se requiere de más investigación respecto a este ajuste.
2	Generación de modelos de cartílago articular	El modelo de cartílago debe cubrir toda la superficie articular.	
3	Determinación de cargas personalizadas	Calcular las cargas correspondientes al peso corporal y a la tensión muscular.	
4	Preprocesamiento de modelo FEA	Importación en ANSYS, mallado, asignación de propiedades mecánicas, y aplicación de cargas y restricciones de movimiento.	Se recomienda hacer pruebas de convergencia para cada modelo.
5	Solución de modelo FEA	Utilizando una estación de trabajo.	
6	Postprocesamiento de modelo FEA	Obtención de visualizaciones gráficas de las superficies articulares, registrando esfuerzos máximos y zonas de carga.	En caso de encontrar errores, o incongruencias, verificar los procesos del paso 4.
7	Análisis de resultados	Relacionar el comportamiento biomecánico que describen los resultados, con los datos clínicos.	Agregar resultados a base de datos de análisis biomecánicos de caderas con DDC, para un posterior estudio retrospectivo.

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] 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.
- [4] 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.
- [5] 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.
- [6] Sales de Gauzy, J., 2010, “Pelvic reorientation osteotomies and acetabuloplasties in children. Surgical technique,” *Orthop. Traumatol. Surg. Res. OTSR*, **96**(7), pp. 793–799.
- [7] 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.
- [8] 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.
- [9] 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.
- [10] International Hip Dysplasia Institute *, 2012, “Types of hip dysplasia” [Online]. Available: <http://hipdysplasia.org/developmental-dysplasia-of-the-hip/>. [Accessed: 03-Mar-2016].
- [11] Bombelli, R., 1983, *Osteoarthritis of the Hip*, Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg.
- [12] 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].
- [13] 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.
- [14] Moraleda, L., Albiñana, J., Salcedo, M., and Gonzalez-Moran, G., 2013, “Dysplasia in the development of the hip,” *Rev. Esp. Cir. Ortopédica Traumatol.*, **57**(1), pp. 67–77.
- [15] Alcobía Díaz, B., Luque Pérez, R., García Bullón, I., Moro Rodríguez, L. E., and López-Durán Stern, L., 2015, “Long-term clinical and radiological outcomes in a serie of 26 cases of symptomatic adult

developmental dysplasia of the hip managed with bernese periacetabular osteotomy,” *Rev. Espanola Cirugia Ortop. Traumatol.*

- [16] Exactech Inc. [®], 2014, “Hip replacement” [Online]. Available: <https://www.exac.com/patients/total%20hip%20replacement/exactech-hip-system>. [Accessed: 03-Mar-2016].
- [17] Thomas, S. R., Wedge, J. H., and Salter, R. B., 2007, “Outcome at forty-five years after open reduction and innominate osteotomy for late-presenting developmental dislocation of the hip,” *J. Bone Joint Surg. Am.*, **89**(11), pp. 2341–2350.
- [18] 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].
- [19] 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.
- [20] 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.
- [21] 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.
- [22] 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.
- [23] 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.
- [24] 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].
- [25] Raimann Newmann, A., 2003, *Enfermedad luxante de cadera*, Santiago, Chile.
- [26] 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/MedicalX-Rays/ucm115329.htm>. [Accessed: 21-Mar-2016].
- [27] 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.
- [28] 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.
- [29] 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].

- [30] Li, L. Y., Zhang, L. J., Zhao, Q., and Wang, E. B., 2009, "Measurement of acetabular anteversion in developmental dysplasia of the hip in children by two- and three-dimensional computed tomography," *J. Int. Med. Res.*, **37**(2), pp. 567–575.
- [31] 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.
- [32] 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.
- [33] 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.
- [34] Armand, M., Lepistö, J. V., Merkle, A. C., Tallroth, K., Liu, X., Taylor, R. H., and Wenz, J., 2004, "Computer-aided orthopedic surgery with near-real-time biomechanical feedback," *Johns Hopkins APL Tech. Dig.*, **25**(3), pp. 242–252.
- [35] 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.
- [36] Zhao, X., Yan, Y.-B., Cao, P.-C., Ma, Y.-S., Wu, Z.-X., Zhang, Y., Zang, Y., Jie, Q., and Lei, W., 2014, "Surgical results of developmental dysplasia of the hip in older children based on using three-dimensional computed tomography," *J. Surg. Res.*, **189**(2), pp. 268–273.
- [37] Malik, H. H., Darwood, A. R. J., Shaunak, S., Kulatilake, P., El-Hilly, A. A., Mulki, O., and Baskaradas, A., 2015, "Three-dimensional printing in surgery: a review of current surgical applications," *J. Surg. Res.*
- [38] Flügge, T. V., Nelson, K., Schmelzeisen, R., and Metzger, M. C., 2013, "Three-dimensional plotting and printing of an implant drilling guide: simplifying guided implant surgery," *J. Oral Maxillofac. Surg. Off. J. Am. Assoc. Oral Maxillofac. Surg.*, **71**(8), pp. 1340–1346.
- [39] Weinstock, P., Prabhu, S. P., Flynn, K., Orbach, D. B., and Smith, E., 2015, "Optimizing cerebrovascular surgical and endovascular procedures in children via personalized 3D printing," *J. Neurosurg. Pediatr.*, pp. 1–6.
- [40] Rose, A. S., Webster, C. E., Harrysson, O. L. A., Formeister, E. J., Rawal, R. B., and Iseli, C. E., 2015, "Pre-operative simulation of pediatric mastoid surgery with 3D-printed temporal bone models," *Int. J. Pediatr. Otorhinolaryngol.*, **79**(5), pp. 740–744.
- [41] Medacta Companies ©, 2015, "MySpine® 3D printed surgical guides" [Online]. Available: <http://3dprintingindustry.com/2014/11/29/myspine-3d-printed-surgical-guides/>. [Accessed: 03-Mar-2016].
- [42] Bourne, R., ed., 2003, *Controversies in Hip Surgery, Controversies in Orthopaedic Surgery Series 2*.

- [43] 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.
- [44] Pauwels, F., 2012, *Biomechanics of the Normal and Diseased Hip: Theoretical Foundation, Technique and Results of Treatment An Atlas*, Springer Science & Business Media.
- [45] Maquet, P., 1999, "Biomechanics of hip dysplasia," *Acta Orthop. Belg.*, **65**(3), pp. 302–314.
- [46] Hatze, H., 1974, "The meaning of the term 'biomechanics,'" *J. Biomech.*, **7**(2), pp. 189–190.
- [47] 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.
- [48] 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.
- [49] 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.
- [50] 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.
- [51] 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].
- [52] Falcinelli, C., Schileo, E., Balistreri, L., Baruffaldi, F., Bordini, B., Viceconti, M., Albinini, 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.
- [53] 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.
- [54] 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.
- [55] 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.
- [56] 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-resolution CT arthrography study," *Osteoarthr. Cartil. OARS Osteoarthr. Res. Soc.*, **20**(7), pp. 646–652.

- [57] 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.
- [58] Clohisy, J. C., Carlisle, J. C., Trousdale, R., Kim, Y.-J., Beaulé, P. E., Morgan, P., Steger-May, K., Schoenecker, P. L., and Millis, M., 2009, "Radiographic evaluation of the hip has limited reliability," *Clin. Orthop.*, **467**(3), pp. 666–675.
- [59] Herickhoff, P. K., O'Brien, M. K., Dolan, L. A., Morcuende, J. A., Peterson, J. B., and Weinstein, S. L., 2013, "The Gothic Arch: A Reliable Measurement for Developmental Dysplasia of the Hip," *Iowa Orthop. J.*, **33**, pp. 1–6.
- [60] Ponseti, I. V., 1978, "Morphology of the acetabulum in congenital dislocation of the hip. Gross, histological and roentgenographic studies," *J. Bone Joint Surg. Am.*, **60**(5), pp. 586–599.
- [61] Nishii, T., Sugano, N., Sato, Y., Tanaka, H., Miki, H., and Yoshikawa, H., 2004, "Three-dimensional distribution of acetabular cartilage thickness in patients with hip dysplasia: a fully automated computational analysis of MR imaging," *Osteoarthr. Cartil. OARS Osteoarthr. Res. Soc.*, **12**(8), pp. 650–657.
- [62] Nishii, T., Sugano, N., Tanaka, H., Nakanishi, K., Ohzono, K., and Yoshikawa, H., 2001, "Articular cartilage abnormalities in dysplastic hips without joint space narrowing," *Clin. Orthop.*, (383), pp. 183–190.
- [63] Herberhold, C., Stammberger, T., Faber, S., Putz, R., Englmeier, K. H., Reiser, M., and Eckstein, F., 1998, "An MR-based technique for quantifying the deformation of articular cartilage during mechanical loading in an intact cadaver joint," *Magn. Reson. Med.*, **39**(5), pp. 843–850.
- [64] Carty, F., Crosbie, I., Ryan, J., and Cashman, J., 2013, "Imaging of the acetabular labrum: a review," *Hard Tissue*, **2**(1).
- [65] 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.
- [66] Daniel, M., Iglic, A., and Kralj-Iglic, V., 2005, "The shape of acetabular cartilage optimizes hip contact stress distribution," *J. Anat.*, **207**(1), pp. 85–91.
- [67] Iglic, A., Kralj-Iglic, 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.
- [68] Mavcic, B., Pompe, B., Antolic, V., Daniel, M., Iglic, A., and Kralj-Iglic, 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.
- [69] Pompe, B., Antolic, V., Iglic, A., Jaklic, A., Kralj-Iglic, V., and Mavcic, B., 2002, "How should dysplastic human hips be evaluated?," *Cell. Mol. Biol. Lett.*, **7**(1), pp. 144–146.
- [70] 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.

- [71] 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.
- [72] Öhman, C., Baleani, M., Pani, C., Taddei, F., Alberghini, M., Viceconti, M., and Manfrini, M., 2011, “Compressive behaviour of child and adult cortical bone,” *Bone*, **49**(4), pp. 769–776.
- [73] Hirsch, C., and Evans, F. G., 1965, “STUDIES ON SOME PHYSICAL PROPERTIES OF INFANT COMPACT BONE,” *Acta Orthop. Scand.*, **35**, pp. 300–313.
- [74] Vinz, H., 1972, “[Firmness of pure bone substance. Approximation method for the determination of bone tissue firmness related to the cavity-free cross section],” *Gegenbaurs Morphol. Jahrb.*, **117**(4), pp. 453–460.
- [75] Currey, J. D., and Butler, G., 1975, “The mechanical properties of bone tissue in children,” *J. Bone Joint Surg. Am.*, **57**(6), pp. 810–814.
- [76] Currey, J. D., Brear, K., and Zioupos, P., 1996, “The effects of ageing and changes in mineral content in degrading the toughness of human femora,” *J. Biomech.*, **29**(2), pp. 257–260.
- [77] 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.
- [78] Centers for Disease Control and Prevention (CDC), 2000, “Clinical growth chart: 2 to 20 years.”
- [79] de Leva, P., 1996, “Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov’s segment inertia parameters,” *J. Biomech.*, **29**(9), pp. 1223–1230.
- [80] Akel, I., Songür, M., Karahan, S., Yilmaz, G., Demirkıran, H. G., and Tümer, Y., 2013, “Acetabular index values in healthy Turkish children between 6 months and 8 years of age: a cross-sectional radiological study,” *Acta Orthop. Traumatol. Turc.*, **47**(1), pp. 38–42.
- [81] Shi, Y. Y., Liu, T. J., Zhao, Q., Zhang, L. J., Ji, S. J., and Wang, E. B., 2010, “The normal centre-edge angle of Wiberg in the Chinese population: a population-based cross-sectional study,” *J. Bone Joint Surg. Br.*, **92**(8), pp. 1144–1147.
- [82] Bilgen, Ö. F., Salar, N., Bilgen, M. S., Mutlu, M., Kara, G. K., and Gürsel, E., 2015, “The Effect of Dislocation Type (Crowe Types I–IV) on Pelvic Development in Developmental Dysplasia of the Hip,” *J. Arthroplasty*, **30**(5), pp. 875–878.
- [83] Harris, W. H., 1969, “Traumatic Arthritis of the Hip after Dislocation and Acetabular Fractures: Treatment by Mold Arthroplasty,” *J Bone Jt. Surg Am*, **51**(4), pp. 737–755.
- [84] Ramos, A., and Simões, J. A., 2006, “Tetrahedral versus hexahedral finite elements in numerical modelling of the proximal femur,” *Med. Eng. Phys.*, **28**(9), pp. 916–924.
- [85] Rayfield, E. J., 2007, “Finite Element Analysis and Understanding the Biomechanics and Evolution of Living and Fossil Organisms,” *Annu. Rev. Earth Planet. Sci.*, **35**(1), pp. 541–576.
- [86] 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].
- [87] Pocket Dentistry, “10: The Lower Limb | Pocket Dentistry” [Online]. Available: <http://pocketdentistry.com/10-the-lower-limb/>. [Accessed: 20-Mar-2016].

- [88] “Pelvic Girdle Labeled | humananatomybody.info” [Online]. Available: <http://humananatomybody.info/pelvic-girdle-labeled/>. [Accessed: 20-Mar-2016].
- [89] “The Hip Bone - Ilium - Ischium - Pubis - TeachMeAnatomy” [Online]. Available: <http://teachmeanatomy.info/pelvis/bones/the-hip-bone/>. [Accessed: 20-Mar-2016].