



**UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA
SEDE QUITO
CARRERA DE BIOMEDICINA**

**SIMULACIÓN Y ANÁLISIS DEL COMPORTAMIENTO BIOMECÁNICO DE LA
CADERA DE UN LACTANTE MENOR CON LUXACIÓN CONGÉNITA
BILATERAL MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS**

**Trabajo de titulación previo a la obtención del título de:
INGENIERA BIOMÉDICA**

AUTOR: TERÁN BÁEZ LUISA FERNANDA

TUTOR: MSc. OBANDO HERRERA FABIO EDUARDO

Quito - Ecuador

2024

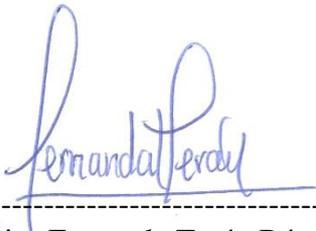
**CERTIFICADO DE RESPONSABILIDAD Y AUTORÍA DEL TRABAJO DE
TITULACIÓN**

Yo, Luisa Fernanda Terán Báez con documento de identificación N° 1721302642 manifiesto que:

Soy la autora y responsable del presente trabajo; y, autorizo a que sin fines de lucro la Universidad Politécnica Salesiana pueda usar, difundir, reproducir o publicar de manera total o parcial el presente trabajo de titulación.

Quito, 30 de julio del año 2024

Atentamente,



Luisa Fernanda Terán Báez
1721302642

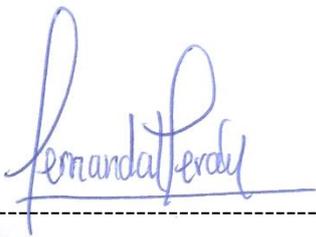
**CERTIFICADO DE CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE
TITULACIÓN A LA UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA**

Yo, Luisa Fernanda Terán Báez con documento de identificación No. 1721302642, expreso mi voluntad y por medio del presente documento cedo a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que soy autora del Trabajo Técnico: “Simulación y análisis del comportamiento biomecánico de la cadera de un lactante menor con luxación congénita bilateral mediante elementos finitos”, el cual ha sido desarrollado para optar por el título de: Ingeniera Biomédica, en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

En concordancia con lo manifestado, suscribo este documento en el momento que hago la entrega del trabajo final en formato digital a la Biblioteca de la Universidad Politécnica Salesiana.

Quito, 30 de julio del año 2024

Atentamente,



Luisa Fernanda Terán Báez

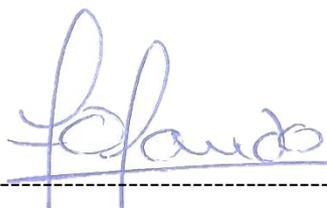
1721302642

CERTIFICADO DE DIRECCIÓN DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Yo, Fabio Eduardo Obando Herrera con documento de identificación N° 1707982169, docente de la Universidad Politécnica Salesiana, declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación: Simulación y análisis del comportamiento biomecánico de la cadera de un lactante menor con luxación congénita bilateral mediante elementos finitos, realizado por Luisa Fernanda Terán Báez con documento de identificación N° 1721302642, obteniendo como resultado final el trabajo de titulación bajo la opción Trabajo Técnico que cumple con todos los requisitos determinados por la Universidad Politécnica Salesiana.

Quito, 30 de julio del año 2024

Atentamente,



MSc. Fabio Eduardo Obando Herrera

1707982169

Dedicatoria

A Dios

Dedico este trabajo a Ti, Dios Todopoderoso, fuente de toda inspiración y conocimiento. Tú has sido mi guía constante, iluminando mi mente y avivando en mí el deseo de aprender y crecer. Que este humilde esfuerzo sea una ofrenda de gratitud y honre tu nombre.

Agradecimientos

En primer lugar, agradezco a Dios por guiarme y bendecirme a lo largo de este viaje académico. Sin su providencia, nada de esto habría sido posible.

A mi querida madre, por su amor incondicional, su apoyo constante, perseverancia y sus oraciones que me han sostenido a lo largo de los años. Gracias por creer en mí y por ser mi mayor inspiración.

A mi padre, por su sabiduría, sus consejos y su ejemplo. Gracias por alentarme a perseguir mis sueños y por ser mi roca en los momentos difíciles.

A mis amadas hermanas, por su cariño, sus risas y su compañía que han iluminado mi vida. Gracias por ser mis mejores amigas y mi más firme apoyo.

A mis sobrinas, por traer tanta alegría y diversión a mi vida. Ustedes son mi fuente de inspiración y la razón por la que sigo trabajando para construir un mundo mejor.

A mis fieles mascotas, por su amor incondicional y por ser mi compañía fiel durante largas horas de estudio y escritura. Ustedes han sido un gran consuelo en momentos de estrés.

Finalmente, a mis seres queridos, gracias por su amor, sus oraciones y su apoyo a lo largo de este proceso. Su presencia ha sido fundamental en la realización de este logro.

Resumen

El presente estudio aborda el modelado y simulación de la anatomía de la cadera en un paciente pediátrico con luxación congénita bilateral, se describe el diseño del estudio, iniciando por datos relevantes como los datos del paciente elegido, es una lactante menor de sexo femenino y se realizaron exámenes físicos y ecográficos que evidenciaron la luxabilidad de la cadera.

Cabe recalcar la importancia del diagnóstico precoz, mediante exámenes clínicos exhaustivos y estudios ecográficos, tomando en cuenta datos de análisis geométrico morfométrico de la anatomía de la cadera, mediciones de los ángulos alfa y beta, así como la distancia de cobertura ósea y el diámetro máximo de la cabeza femoral.

La luxación congénita o displasia del desarrollo de la cadera consiste en una afección osteomuscular presentada frecuente en niños menores de 2 años, la solución a largo plazo para que los infantes logren tener una adecuada funcionalidad de la articulación en la edad adulta es un diagnóstico temprano. En base a los argumentos presentados es necesario realizar la simulación y análisis del comportamiento biomecánico de la cadera de un lactante con luxación congénita bilateral utilizando la técnica de elementos finitos, estos análisis permiten modelar y simular la articulación de la cadera, considerando las propiedades mecánicas y las fuerzas aplicadas, esto proporciona información detallada sobre tensiones y deformaciones al personal médico a cargo del caso.

Permite tener una mejor comprensión de los mecanismos de la enfermedad y a planificar tratamientos, siendo también útil en el diseño y optimización de dispositivos ortopédicos y toma de decisiones para mejorar la función y calidad de vida de los pacientes con luxación congénita de cadera.

Palabras clave: (Modelado, Simulación, Luxación congénita de cadera, Análisis morfométrico, Ecografía, Ángulos alfa y beta, Reconstrucción 3D, SolidWorks, Anatomía individual, Diagnóstico precoz, Biomecánica, Elementos finitos, Tratamiento, Dispositivos ortopédicos, Calidad de vida).

Abstract

The present study deals with the modeling and simulation of the hip anatomy in a pediatric patient with bilateral congenital dislocation. The design of the study is described, starting with relevant data such as the patient's data, a female infant and physical and ultrasound examinations that showed the dislocation of the hip. It is important to emphasize the importance of early diagnosis, by means of exhaustive clinical examinations and ultrasound studies, taking into account geometric morphometric analysis data of the hip anatomy, measurements of the alpha and beta angles, as well as the bone coverage distance and the maximum diameter of the femoral head. Congenital dislocation or developmental dysplasia of the hip is an osteomuscular condition frequently presented in children under 2 years of age, the long term solution for infants to achieve an adequate functionality of the joint in adulthood is an early diagnosis. Based on the arguments presented, it is necessary to perform the simulation and analysis of the biomechanical behavior of the hip of an infant with bilateral congenital dislocation using the finite element technique, these analyses allow modeling and simulating the hip joint, considering the mechanical properties and applied forces, this provides detailed information on stresses and deformations to the medical staff in charge of the case. It allows to have a better understanding of the disease mechanisms and to plan treatments, being also useful in the design and optimization of orthopedic devices and decision making to improve the function and quality of life of patients with congenital hip dislocation.

Keywords: Modelling, Simulation, Congenital hip dislocation, Morphometric analysis, Ultrasound, Alpha and beta angles, 3D reconstruction, SolidWorks, Individual anatomy, Early diagnosis, Biomechanics, Finite element, Treatment, Orthopaedic devices, Quality of life

Contenido

Agradecimientos	II
Resumen	III
Lista de símbolos	XI
1. Introducción	1
1.1. Antecedentes	2
1.2. Descripción del problema	3
1.3. Importancia y alcances	4
1.4. Objetivos	4
1.4.1. Objetivo General	4
1.4.2. Objetivos Específicos	4
2. Marco teórico	5
2.1. Anatomía de la cadera pediátrica	5
2.1.1. Desarrollo prenatal	5
2.1.2. Desarrollo postnatal	7
2.1.3. Anatomía y geometría normal	8
2.1.4. Profundidad acetabular	9
2.1.5. Diámetro acetabular	9
2.1.6. Diámetro de la epífisis femoral capital	10
2.1.7. El ángulo y el eje	10
2.1.8. Ángulo de anteversión femoral	11
2.1.9. Osificación postnatal de la cabeza femoral	13
2.1.10. Músculos periarticulares	13
2.2. Análisis de la cadera	15
2.3. Patologías de la cadera	15
2.4. Luxación congénita de cadera	16
2.4.1. Características anatómicas de la cadera con luxación congénita	16
2.4.2. Factores de riesgo	18
2.4.3. Clasificación	18
2.4.4. Diagnóstico clínico	21

2.4.5.	Revisión clínica del estado físico en la etapa previa a la adquisición de la marcha	21
2.4.6.	Valoración del estado físico durante la adquisición de la marcha . . .	23
2.4.7.	Diagnóstico por imagen	23
2.5.	Tratamiento	29
2.5.1.	Tratamiento no quirúrgico	29
2.5.2.	Tratamiento quirúrgico	30
2.6.	Simulación por el Método de Elementos Finitos de la luxación congénita de cadera	32
2.7.	Simulación en SolidWorks para luxación congénita de cadera	33
3.	Marco metodológico	34
3.1.	Metodología de la investigación	34
3.2.	Metodología del proceso	34
4.	Modelado y simulación	37
4.1.	Materiales y métodos	37
4.1.1.	Diseño del estudio	37
4.1.2.	Análisis geométrico morfológico de la anatomía de la cadera	37
4.1.3.	Construcción del modelo en SolidWorks	39
4.1.4.	Componente acetábular	40
4.2.	Componente femoral	42
4.2.1.	Cabeza femoral y vástago femoral	42
4.3.	Modelo final	44
4.4.	Simulación	44
5.	Análisis y Resultados	46
5.1.	Análisis de elementos finitos	46
5.1.1.	Estudio teórico:	46
5.1.2.	Cálculos	46
5.1.3.	Análisis biomecánico mediante elementos finitos con SolidWorks . . .	48
5.1.4.	Análisis de esfuerzos mediante elementos finitos (SolidWorks)	51
5.2.	Análisis médico	53
5.2.1.	Estudio teórico:	53
5.2.2.	Análisis biomecánico mediante elementos finitos:	53
5.2.3.	Análisis de esfuerzos:	53
5.2.4.	Interpretación médica:	53
6.	Conclusiones y Recomendaciones	55
6.1.	Conclusiones	55
6.2.	Recomendaciones	55

A. Anexo: Flujograma de referencia	57
B. Anexo: Diagnóstico DDC	59
C. Anexo: Ficha de detección temprana	60
Bibliografía	61

Lista de Tablas

2-1. Clasificación de Tönnis respecto a EF: Epísis femoral [90]	20
2-2. Clasificación de Graf [90]	25
5-1. Ángulos α y β de la cadera derecha	46
5-2. Ángulos α y β de la cadera izquierda	46
5-3. Parámetros cinemáticos, cadera derecha	47
5-4. Parámetros cinemáticos, cadera izquierda	47
5-5. Desplazamiento y Velocidad del Fémur durante el uso del arnés	48
5-6. Valores de velocidad angular	51

Lista de Figuras

2-1. Análisis anatómico de la articulación de la cadera	6
2-2. Articulación de la cadera en vista anteroposterior	7
2-3. Placas de crecimiento en el fémur proximal durante el desarrollo	8
2-4. Variaciones del ángulo cuello-diáfisis femoral	11
2-5. Variaciones del ángulo de torsión femoral: anteversión y retroversión	12
2-6. Evolución del ángulo de anteversión femoral durante el desarrollo	12
2-7. Músculos motores: flexores, extensores y rotadores (vista exterior)	13
2-8. Músculos motores: flexores, extensores y rotadores (vista interior)	14
2-9. Alteraciones anatómicas de la cadera	17
2-10. Localización del centro de osificación	19
2-11. Clasificación radiológica	20
2-12. Maniobra de Ortolani	21
2-13. Maniobra de Barlow	22
2-14. Signo de Galeazzi	23
2-15. Ecografía de cadera con ángulo alfa mayor de 60° y ángulo beta menor de 55° [46]	24
2-16. Principales estructuras anatómicas de la articulación [70].	26
2-17. Ecografía coronal	27
2-18. Radiografía de pelvis anteroposterior	29
2-19. Lactante con arnés de Pavlik modificado	30
3-1. Actividades realizadas	36
4-1. Ecografía cadera izquierda paciente lactante menor (ángulos anormales)	38
4-2. Ecografía cadera derecha paciente lactante menor (ángulos anormales)	39
4-3. Isotrópico elástico lineal	40
4-4. Plano de diseño técnico del acetábulo	41
4-5. Modelo	41
4-6. Modelo 1	41
4-7. Acetábulo	42
4-8. Plano de diseño técnico del fémur	43
4-9. Modelo biomecánico del fémur	43
4-10. Modelo biomecánico 2	43
4-11. Cabeza y vástago femoral	44

4-12. Cadera con luxación congénita	44
5-1. Velocidad/Tiempo	48
5-2. Abducción	49
5-3. Aducción	49
5-4. Velocidad angular	50
5-5. Magnitud del momento angular	50
5-6. Velocidad angular (v) en función del tiempo (t) medida en radianes por segundo (rad/s)	51
5-7. Modelo 3D de Articulación de la Cadera con Análisis de Tensión	52
5-8. Esfuerzo equivalente a la tensión a la que está sometido el fémur	52
A-1. Flujograma de referencia para la detección temprana y tratamiento oportuno de pacientes con DDC [51]	58
B-1. Diagnóstico y referencia del RN y LACTANTE con DDC [51]	59
C-1. Ficha de detección temprana de LCC en lactantes de 0 a 6 meses (Variables)	60

Lista de símbolos

Abreviaturas

Abreviatura	Término
<i>LCC</i>	Luxación congénita de la cadera
<i>LCB</i>	Luxación congénita bilateral
<i>DCC</i>	Displasia del desarrollo de la cadera
<i>EF</i>	Epífisis femoral
<i>FEA</i>	Análisis de elementos finitos
<i>THA</i>	Artroplastia total de cadera
<i>DDH</i>	Displasia evolutiva de la cadera
<i>LGP</i>	Placa de crecimiento longitudinal
<i>TGP</i>	Placa de crecimiento trocánter mayor
<i>FNI</i>	Istmo del cuello femoral

1. Introducción

En Ecuador, la luxación congénita de cadera se manifiesta en diferentes etapas del desarrollo infantil. Durante los primeros meses de vida, la incidencia es relativamente alta, con un 22 % de casos detectados al nacer, disminuyendo a 14 % a los 3 meses, pero volviendo a aumentar al 18 % a los 4 meses de edad [121]. Esta condición afecta predominantemente al sexo femenino, representando el 67 % de los casos. Los factores de riesgo incluyen antecedentes familiares en solo el 1 % de los casos, mientras que el 39 % se presenta en el primer parto, el 18 % en partos múltiples, el 12 % en prematuros, el 38 % en partos naturales y el 36 % en posición podálica [121]. Lamentablemente, la mayoría de los casos presentan un diagnóstico tardío, y se ha observado que el 15 % de las caderas anormales en estudios de imagen pasan desapercibidas durante el examen clínico [109]. Por ello, se enfatiza la importancia de que todos los recién nacidos se sometan de manera oportuna y obligatoria a un examen físico exhaustivo para la detección temprana de esta afección [109].

La luxación congénita de cadera, también conocida como displasia del desarrollo de la cadera (DDH), es el trastorno ortopédico más prevalente en los recién nacidos [16], con una tasa de incidencia del 0,1 % entre los nacidos vivos. Este término engloba un amplio espectro de configuraciones anatómicas atípicas de la articulación de la cadera [40, 92, 117, 118], afección en la que la cabeza femoral no se asienta correctamente en el acetábulo, lo que provoca inestabilidad y posibles complicaciones [26], con el tiempo, estas alteraciones pueden dar lugar a la degeneración del cartílago y a la aparición posterior de artrosis secundaria que afecta a la articulación [40, 92, 117, 118].

La articulación de la cadera es un componente crucial del sistema esquelético humano, responsable de facilitar una amplia gama de movimientos de la parte inferior del cuerpo. Sin embargo, en algunos bebés, una afección conocida como luxación congénita bilateral puede afectar al correcto desarrollo y funcionamiento de la articulación. Esta condición, en la que ambas articulaciones de la cadera están dislocadas desde el nacimiento, puede tener implicaciones significativas en la biomecánica general y la función del individuo afectado [106].

La detección y el tratamiento tempranos de esta afección son cruciales, ya que pueden evitar una mayor deformidad y el desarrollo de osteoartritis en etapas posteriores de la vida [26, 106]. La ecografía se ha utilizado ampliamente como herramienta de diagnóstico para evaluar la morfología y la estabilidad de la articulación en lactantes, ya que permite visualizar

características anatómicas clave sin utilizar radiación ionizante. Sin embargo, la interpretación de las imágenes ecográficas puede suponer un reto, y la falta de apreciación de detalles anatómicos críticos puede conducir a una evaluación inexacta de la articulación de la cadera [26].

El análisis de elementos finitos (FEA) se ha convertido en una herramienta valiosa para el estudio de las articulaciones de la cadera, tanto en condiciones normales como en casos de displasia [45]. Mediante esta técnica, se pueden analizar los efectos mecánicos de diversas intervenciones quirúrgicas en la articulación de la cadera, así como la correlación entre las mediciones radiológicas y el estrés mecánico [45]. El FEA se ha aplicado ampliamente en el análisis biomecánico de las articulaciones de la cadera y ha demostrado una buena concordancia con los resultados experimentales [20].

Estudios previos han explorado el uso del análisis de elementos finitos para estudiar la biomecánica de la articulación de la cadera tanto en condiciones sanas como patológicas [106]. En el campo de la medicina ortopédica en 2024, los expertos han reconocido el análisis de elementos finitos (FEA) como una herramienta para simular y analizar el comportamiento biomecánico de la articulación de la cadera en bebés con luxación congénita mediante la creación de modelos 3D detallados de la articulación de la cadera basados en datos de imágenes médicas [45], se pueden estudiar las tensiones, deformaciones y fuerzas de contacto articular dentro de la articulación, así como el impacto de diversas intervenciones de tratamiento [106].

Estos conocimientos pueden aprovecharse para desarrollar estrategias de tratamiento más eficaces, como intervenciones quirúrgicas, protocolos de fisioterapia o el diseño de dispositivos ortopédicos especializados. Además, el FEA puede utilizarse para evaluar los resultados de estos tratamientos, ayudando a optimizar el tratamiento de la luxación congénita bilateral en bebés.

En general, el análisis del comportamiento biomecánico de la articulación de la cadera por elementos finitos en bebés con luxación congénita bilateral es un área crítica de investigación que puede proporcionar valiosos conocimientos sobre esta compleja afección musculoesquelética y guiar el desarrollo de mejores enfoques clínicos.

1.1. Antecedentes

Recientemente, se han desarrollado investigaciones, mediante el análisis biomecánico, caderas sanas de caderas con luxación congénita (LCC), condición ortopédica que afecta a los recién nacidos, caracterizada por la dislocación de la articulación de la cadera. Si no se trata adecuadamente en los primeros meses de vida, esta afección puede derivar en complicaciones

a largo plazo, como la osteoartritis. El análisis por elementos finitos (FEA, por sus siglas en inglés) se ha convertido en una herramienta [96] crucial para comprender el comportamiento biomecánico de las articulaciones de la cadera. Mediante el FEA, los investigadores pueden simular diferentes escenarios y evaluar la eficacia de posibles tratamientos.

Una investigación en 2013 construyó un diseño tridimensional de elementos finitos de la pelvis de una niña de diez años con dislocación del desarrollo de la cadera [91] tipo Crowe IV. Los resultados mostraron que la distribución del estrés de Von Mises se concentraba principalmente entre el falso acetábulo y la superficie de la articulación sacroilíaca, proporcionando así una herramienta válida para la investigación biomecánica en el contexto clínico [122].

Las investigaciones se han enfocado en la evaluación de caderas displásicas en pacientes adultos, pero también este artículo en 2017 revisa de manera sistemática el uso del modelado por elementos finitos (FEM) en el estudio de la displasia del desarrollo de la cadera [70] (DDH). Si bien la mayoría de los trabajos se han centrado en caderas displásicas de pacientes adultos, se identificaron dos estudios que simulaban el crecimiento mecanobiológico de caderas en etapa prenatal. Sin embargo, no se encontraron investigaciones basadas en FEM que analizaran bebés o niños, lo que pone de manifiesto una importante brecha en la literatura científica [105].

En 2018, los expertos en biomecánica han recurrido al análisis por elementos finitos para estudiar las articulaciones de la cadera y los huesos femorales a través de modelos computacionales tridimensionales, este estudio utilizó imágenes médicas de tomografía computarizada (TC) para desarrollar modelos computacionales tridimensionales de las articulaciones de la cadera y los huesos femorales. Mediante el análisis por elementos finitos, los investigadores pudieron caracterizar los problemas biomecánicos asociados con estos modelos óseos, lo que les permitió detectar cambios significativos en los perfiles de estrés y energía de deformación específica (SED) debidos a la osteoartritis y la artroplastia de cadera [102].

1.2. Descripción del problema

La literatura médica reconoce las causas de la LCC, un problema pediátrico de gran relevancia. Aunque se han realizado avances en los estudios y tratamientos para controlar esta enfermedad, aún persiste un interés en comprender el comportamiento mecánico de la articulación, ya que esto permite entender mejor la progresión de la dolencia. No obstante, en la literatura actual no se encuentran modelos matemáticos que representen la cadera de un lactante menor diagnosticado con luxación congénita bilateral, utilizando el análisis de elementos finitos.

1.3. Importancia y alcances

El desarrollo de un modelo de elementos finitos que considere de manera detallada la anatomía y las propiedades mecánicas de una cadera artificial afectada por una luxación congénita bilateral degenerativa tiene un gran potencial. Mediante esta herramienta computacional, sería posible simular y comprender con mayor profundidad la distribución de deformaciones y tensiones en la articulación. La propuesta busca lograr un análisis exhaustivo de diferentes tipos de imágenes médicas, como radiografías y ecografías, para evaluar la condición. El análisis morfológico completo de la cadera y el análisis tridimensional detallado de la articulación, permitirán obtener información valiosa sobre la integridad y alineación de los componentes de la cadera, así como las tensiones y deformaciones, contribuyendo a una mejor comprensión de la progresión de la patología.

1.4. Objetivos

1.4.1. Objetivo General

Analizar mediante elementos finitos la deformación de la articulación entre la cabeza femoral y el acetábulo en la luxación congénita bilateral de cadera de un lactante menor.

1.4.2. Objetivos Específicos

- Identificar propiedades anatómicas y biomecánicas de la cadera de un lactante menor con luxación congénita bilateral que pueden integrarse en modelos de elementos finitos para simular la evolución de la patología.
- Desarrollar un modelo de elementos finitos que simule las propiedades anatómicas y biomecánicas de la cadera con luxación congénita bilateral.
- Evaluar y analizar los resultados de un modelo de análisis numérico de elementos finitos para determinar la efectividad de la simulación en la progresión de la luxación congénita bilateral de cadera.

2. Marco teórico

2.1. Anatomía de la cadera pediátrica

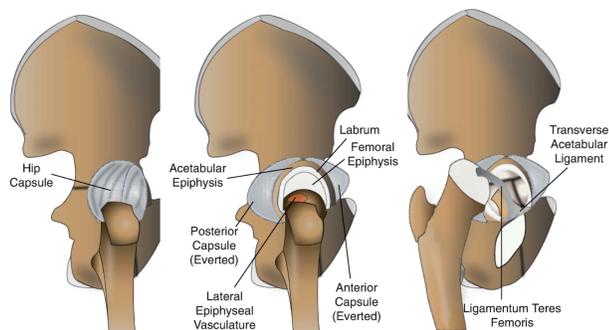
El desarrollo de la cadera pediátrica presenta un panorama cambiante a lo largo de las distintas etapas de crecimiento, desde el nacimiento hasta la madurez esquelética [63].

2.1.1. Desarrollo prenatal

Fase embrionaria

Durante la fase embrionaria del desarrollo prenatal, la totalidad del sistema musculoesquelético, incluidos los orígenes inmaduros de la articulación de la cadera, se desarrolla a partir de una sola masa de mesodermo [29]. La aparición de las yemas de las extremidades inferiores se produce a los 28 días después de la concepción, y la primera estructura reconocible de la articulación de la cadera, el modelo cartilaginoso de la diáfisis femoral, aparece durante la sexta semana [114]. En este punto, la articulación de la cadera no está articulada, y el precartilago que eventualmente formará la cabeza femoral es contiguo con el acetábulo cartilaginoso [95], como se observa en la Figura 2-1.

Simultáneamente al desarrollo de la cavidad articular, se forman la cabeza femoral y el cartílago articular, con la muerte celular apoptótica que se produce en la interzona para crear el espacio articular [30]. Debido al desarrollo de un espacio articular discernible, esta etapa es notable como la primera vez durante el desarrollo que sería hipotéticamente posible "dislocar" la cadera. Si eso ocurriera, lo más probable es que dicha luxación fuera inferior como resultado de una mala definición del ligamento acetabular transversal [30, 114].

Figura 2-1.: Análisis anatómico de la articulación de la cadera

Nota. La Figura 2-1 representa la fase embrionaria del desarrollo de la articulación de la cadera [8].

Fase fetal

Abarca desde la octava semana de gestación hasta el nacimiento, tienen lugar procesos de desarrollo cruciales en el fémur proximal y el acetábulo [95]. En este periodo, se producen importantes avances en la osificación y vascularización de estas estructuras [59]. La osificación femoral progresa desde el centro de la diáfisis, tanto en dirección proximal como distal, a la vez que la extremidad inferior gira internamente. Para la semana 11, la cabeza femoral ha alcanzado un tamaño de 2 mm [9] y el fémur presenta una anteversión de 5-10 grados [9]. Esta anteversión continúa aumentando a lo largo del desarrollo fetal, llegando a un máximo de 45 grados a las 36 semanas de gestación [50].

La cabeza femoral experimenta cambios notables en su morfología. Un estudio anatómico de 44 articulaciones de cadera en fetos y niños reveló que, en la fase embrionaria, la cabeza femoral representa aproximadamente el 80 % de una esfera completa [85]. Sin embargo, a lo largo de la gestación, resultando en una forma esférica del 50 % en el momento del nacimiento [25]. Posteriormente, la cabeza femoral recupera gradualmente algo de esfericidad durante el período postnatal [85]. Como consecuencia de esta dinámica, la cobertura acetabular alcanza su punto más bajo al nacer, para luego aumentar nuevamente durante la infancia y la niñez.

El centro primario de osificación del acetábulo aparece en el ilion a las 9 semanas de gestación [9]. Entre las semanas 11 y 16, se forman los músculos alrededor de la articulación de la cadera y la cápsula se une al pericondrio femoral y al labrum acetabular [9]. Además, el ligamento redondo y el ligamento acetabular transverso se desarrollan dentro de la cápsula, mientras que las superficies articulares se cubren de cartílago hialino [30]. Para la semana 16, el centro de osificación isquiática del acetábulo ha aparecido y la diáfisis femoral se ha osificado completamente [9]. Posteriormente, la osificación del isquion comienza en el cuarto mes de gestación, seguida unas semanas más tarde por la osificación del pubis. Durante la

osificación ilíaca, la corteza lateral del ilion es persistentemente más gruesa que la medial, posiblemente debido a tensiones mecánicas asimétricas. Finalmente, a las 32 semanas después de la concepción, la osificación de la diáfisis femoral alcanza el trocánter mayor y la osificación ilial e isquiática se completa [30].

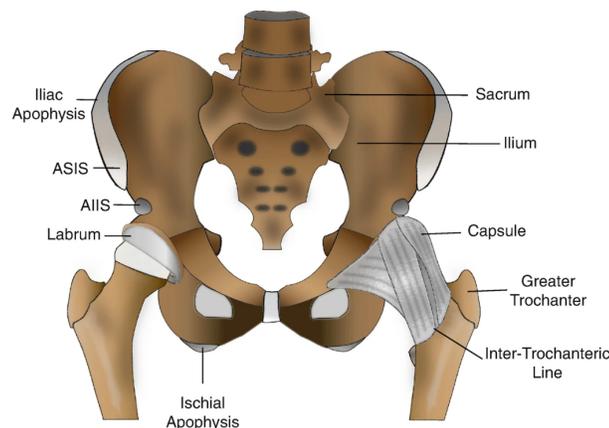
La vascularización experimenta cambios significativos. Durante las etapas tempranas, las arterias circunflejas extracapsulares y la arteria acetabular ingresan a la fosa acetabular. Entre el segundo y tercer mes de gestación, la vascularización femoral comienza a desarrollar distintas ramas metafisarias y epifisarias, mientras que los vasos retinianos perforan la cabeza y cuello femorales. De esta manera, el suministro sanguíneo tanto a la cabeza femoral como al acetábulo van madurando a lo largo del desarrollo fetal [76].

2.1.2. Desarrollo postnatal

Acetábulo

Durante el desarrollo, este permanece en un estado inmaduro al nacer. Consiste principalmente en un anillo cartilaginoso alrededor de la cabeza femoral, con el cartílago tri-radiado en su punto central más profundo. A medida que el individuo entra en la pubertad, los brazos isquiático, ilial y púbico del cartílago tri-radiado se fusionan para formar la porción no articulada del acetábulo. Simultáneamente, el anillo de cartílago crece junto con la cabeza femoral, creando la superficie articular que soporta la carga [43, 116].

Figura 2-2.: Articulación de la cadera en vista anteroposterior



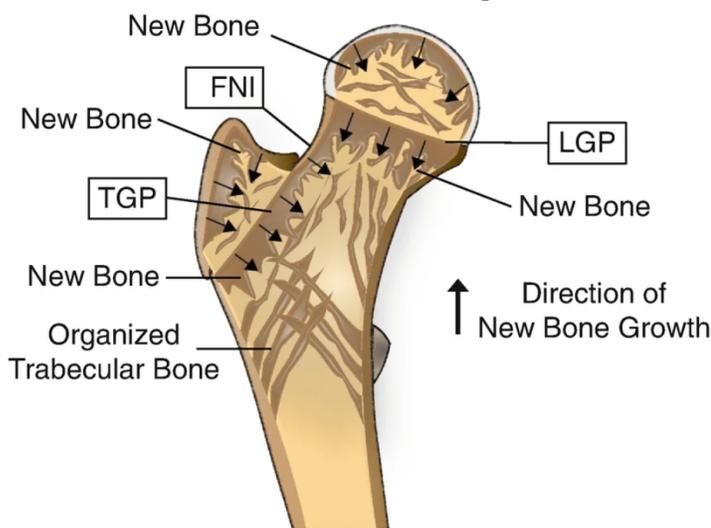
Nota. La Figura 2-2 representa el desarrollo postnatal del acetábulo [8].

Fémur

Al nacer, la osificación del fémur ha alcanzado el trocánter mayor y el cuello femoral, mientras que la porción proximal del fémur permanece cartilaginosa. Durante el desarrollo postnatal,

tres placas de crecimiento separadas contribuyen al crecimiento y morfología de esta región del fémur. La placa de crecimiento longitudinal (LGP) del cuello femoral, la placa de crecimiento del trocánter mayor (TGP) [107] y el istmo del cuello femoral (FNI) [107] que los conecta en el cuello lateral, proporcionan crecimiento longitudinal del fémur proximal [107]. Además, se ha observado que la actividad de la LGP está influenciada por la presión ejercida por el acetábulo sobre esta región [23, 54].

Figura 2-3.: Placas de crecimiento en el fémur proximal durante el desarrollo



Nota. La Figura 2-3 representa el desarrollo postnatal del fémur [8].

2.1.3. Anatomía y geometría normal

La anatomía superficial del acetábulo está constituido por la presencia de tres componentes óseos principales: el ilion (ocupando los 2/5 superiores), el isquion (2/5 inferolaterales) y el pubis (1/5 medial). A la madurez esquelética, estos tres huesos se fusionan formando un único hueso en el centro, denominado cartílago trirradiado. La fosa acetabular no articular está delimitada por la cresta articular, que alcanza su punto más alto en las superficies posterior e inferior, además de estar en continuidad con el margen articular externo y el labrum fibrocartilágino [34]. Este labrum, junto al ligamento acetabular transverso, conforma un anillo completo alrededor del acetábulo, el cual se encuentra en gran parte desarrollado al nacer. El tercio posteroinferior de la superficie articular, conocido como sustenáculo, soporta la cabeza femoral cuando la persona se encuentra sentada o en decúbito supino. Internamente, la anatomía del acetábulo se caracteriza por presentar un hueso heterogéneo, debido a la distribución desigual de las fuerzas de soporte de peso [110].

El fémur proximal se compone de cuatro estructuras principales: cabeza femoral, cuello, tro-

cáncer mayor y trocánter menor. En el surco subcapital, donde se unen la cabeza y el cuello, se encuentra el anillo vascular subsinovial intraarticular. En la superficie medial de la cabeza femoral está presente la fovea capitis, que constituye el sitio de unión del ligamento redondo, mientras que la línea intertrocanterea es el punto de inserción del ligamento iliofemoral. La cresta trocanterea proporciona los sitios de inserción para los músculos rotadores externos cortos, como el piriforme, el obturador interno, los músculos gémelos y el cuadrado femoral. Finalmente, el trocánter mayor y el trocánter menor son los puntos de inserción de los músculos glúteo medio, glúteo menor y psoas, respectivamente [24].

2.1.4. Profundidad acetabular

La profundidad acetabular puede medirse en radiografías trazando una línea desde el borde acetabular anterior hasta el posterior [48] y construyendo una línea perpendicular que llega a la parte más profunda del acetábulo. Estudios anatómicos y artrográficos en fetos de 11 semanas a término han determinado que la profundidad acetabular aumenta en promedio 3 mm durante el desarrollo fetal de la semana 11 a la 24 [57]. Si bien la información sobre la profundidad acetabular en niños es limitada, los estudios en adultos sugieren una profundidad normal de 24-25 mm. Se ha observado que la profundidad acetabular se correlaciona con cambios degenerativos durante la displasia, y un acetábulo superficial se asocia con inestabilidad de cadera y peores resultados clínicos después de la artroscopia de cadera para el tratamiento del pinzamiento femoroacetabular (FAI) [86, 119]. Por el contrario, un acetábulo más profundo puede estar relacionado con una mayor incidencia de deslizamiento epifisario femoral proximal (SCFE) debido al aumento de las fuerzas de cizallamiento [65]. Además, se ha encontrado que una disminución de la profundidad acetabular se correlaciona con peores resultados clínicos después de la artroscopia de cadera para el tratamiento del FAI [119].

2.1.5. Diámetro acetabular

Existen pocos estudios que examinen específicamente el diámetro acetabular, a pesar de su importancia en la planificación quirúrgica de procedimientos relacionados con la articulación de la cadera, incluidos los que implican el uso de prótesis. Un estudio a través de la disección y examinación de cadáveres fetales, midió el diámetro acetabular relativo de 200 fetos, cuyos hallazgos indicaron que la mayoría de los acetábulos eran ovalados (57,5 % verticalmente y 13,5 % transversalmente ovalados, en comparación con el 29 % redondos), siendo los acetábulos redondos más comunes en fetos más jóvenes [27]. Asimismo, se determinó que, en adultos, el diámetro acetabular anteroposterior promedio es de 5,1 cm en hombres y 4,7 cm en mujeres. Durante el desarrollo, la tasa de ensanchamiento del diámetro acetabular es mayor que la tasa de crecimiento del resto de la pelvis [27].

2.1.6. Diámetro de la epífisis femoral capital

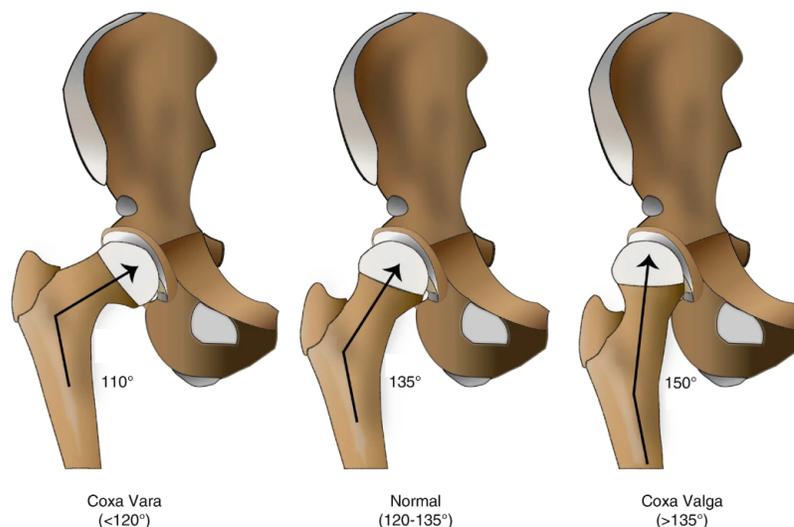
La forma de la cabeza femoral es dinámica a lo largo del desarrollo embrionario y fetal, y está influenciada por su plasticidad, las fuerzas de contacto articular, la posición fetal intrauterina y el movimiento fetal. Las tasas de crecimiento se aceleran en el desarrollo temprano, y el crecimiento se ralentiza después del nacimiento. Los estudios han demostrado que la cabeza femoral es más redonda en los fetos más jóvenes que en los mayores, lo que sugiere que las cabezas femorales pueden volverse más planas a medida que el feto crece y el movimiento de la cadera se vuelve más restringido [15, 88].

El diámetro aumenta más rápido en el útero, con una tasa de 23 mm/año, disminuyendo a 10 mm/año desde el nacimiento hasta los 6 meses, y luego a 4 mm/año entre 1-2 años. Este patrón de crecimiento puede explicar la disminución en la tasa de éxito de procedimientos como la reducción cerrada y yeso para displasia de cadera en niños mayores de 18 meses [15, 88].

Chung postuló otro período de aumento del crecimiento aproximadamente a los 8 años de edad [95], correlacionándose con los aumentos típicos de altura y peso en niños normales en este punto del desarrollo. Un estudio anatómico de 400 ejemplares de adultos reportó un diámetro promedio de la cabeza de 49,7 mm en hombres y 43,8 mm en mujeres [32]. Al igual que el diámetro acetabular, es importante para guiar la planificación quirúrgica de los procedimientos que involucran prótesis, como la artroplastia total de cadera. Sin embargo, se ha informado que el diámetro de la cabeza femoral es menor en bebés y niños pequeños en casos graves de DDC [113].

2.1.7. El ángulo y el eje

Durante el desarrollo temprano y la infancia, el ángulo cuello-diáfisis (NSA) disminuye gradualmente. Este ángulo, que es la medida entre el eje del cuello femoral y el eje de la diáfisis femoral [95]. Además, la medición del NSA influye en la planificación de procedimientos quirúrgicos reconstructivos y de rescate en pacientes con una variedad de condiciones pediátricas de la cadera. En pacientes con parálisis o debilidad muscular, como la parálisis cerebral, el mielomeningocele o la poliomielitis, el NSA tiende a aumentar o mantenerse constante desde el nacimiento. Esto demuestra que las fuerzas musculares normales desempeñan un papel importante en el desarrollo normal de la cadera después del nacimiento [12, 13, 111, 112].

Figura 2-4.: Variaciones del ángulo cuello-diáfisis femoral

Nota. La Figura 2-4 representa el desarrollo temprano y la infancia [8].

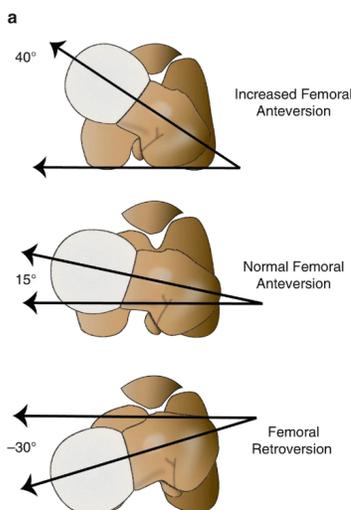
1

2.1.8. Ángulo de anteversión femoral

La anteversión femoral, también conocida como el ángulo de torsión femoral, se define como la relación entre el plano coronal de los cóndilos femorales y el eje del cuello femoral [104]. Durante el desarrollo prenatal, este ángulo aumenta progresivamente, llegando a aproximadamente 45° a las 36 semanas de gestación [9]. Después del nacimiento, las fuerzas musculares que actúan sobre la articulación de la cadera sirven para disminuir gradualmente la anteversión femoral, alcanzando alrededor de 30° a los 12 meses de edad y 15° en la madurez esquelética [35, 64, 89].

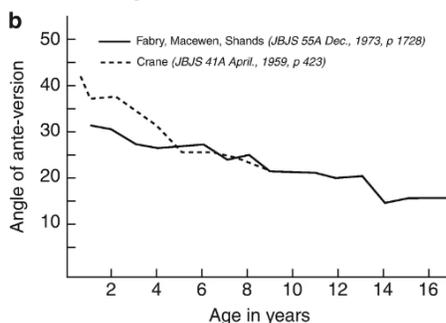
Una anteversión excesiva puede provocar inestabilidad de cadera, aunque en muchos niños esta condición mejora espontáneamente, sobre todo antes de los 8 años. Si bien no se ha demostrado que la anteversión femoral excesiva por sí sola contribuya a la degeneración de la cadera en adultos, a menudo se asocia con otras afecciones patológicas, como la displasia del desarrollo de la cadera y el metatarso aducto [35, 64, 89].

¹El ángulo cuello-diáfisis (NSA) del fémur representa la medida entre el cuello femoral y la diáfisis. Después del nacimiento, un NSA normal se encuentra entre $120\text{-}135^\circ$ (panel central). Una disminución del ángulo conlleva a la coxa vara (panel izquierdo), mientras que un aumento da lugar a la coxa valga (panel derecho). Estos cambios angulares son relevantes en la evaluación biomecánica de la cadera.

Figura 2-5.: Variaciones del ángulo de torsión femoral: anteversión y retroversión

Nota. La Figura 2-5 representa la relación entre el plano coronal de los cóndilos femorales y el eje del cuello femoral [8].

2

Figura 2-6.: Evolución del ángulo de anteversión femoral durante el desarrollo

Nota. La Figura 2-6 representa las variaciones en la torsión femoral para la biomecánica de la cadera [8].

3

²El ángulo de torsión femoral se define por la intersección del plano coronal de los cóndilos femorales y el eje cabeza-cuello. La anteversión se da cuando la cabeza y cuello apuntan adelante del plano condíleo (paneles superior e intermedio), mientras que la retroversión ocurre cuando el eje cabeza-cuello apunta posterior a dicho plano. Estas variaciones en la torsión femoral son relevantes para la biomecánica de la cadera.

³El gráfico lineal muestra la disminución progresiva del ángulo de anteversión femoral desde el nacimiento hasta la madurez esquelética [47].

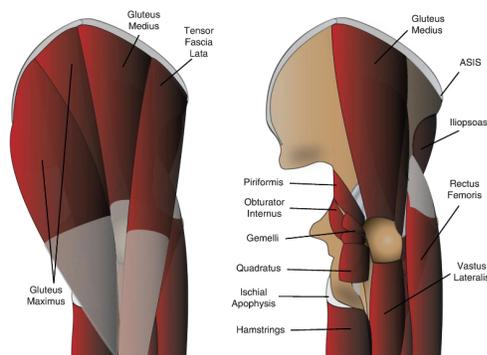
2.1.9. Osificación postnatal de la cabeza femoral

La cabeza femoral tiene un único centro de osificación detectable radiográficamente entre los 4 y 6 meses de edad. A lo largo del crecimiento del fémur proximal, la forma de esta estructura se mantiene de manera consistente gracias al proceso coordinado de crecimiento y reabsorción ósea. Específicamente, el hueso aumenta medialmente en el cuello femoral y se reabsorbe lateralmente, justo por debajo del trocánter mayor. Este patrón de remodelación permite que la configuración general del fémur proximal se mantenga. Cabe destacar que el momento de la osificación de las diferentes regiones sigue una secuencia predecible, iniciándose primero en la cabeza femoral, luego en el trocánter mayor y finalmente en el trocánter menor [56].

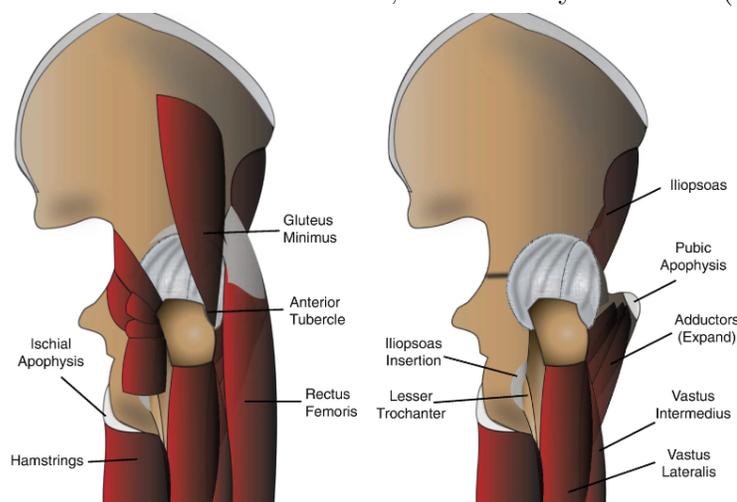
2.1.10. Músculos periarticulares

Los músculos alrededor de la cadera se pueden agrupar según sus funciones en relación con el movimiento y la estabilidad de la articulación. Los principales grupos musculares funcionales incluyen aquellos involucrados en la flexión, extensión, rotación medial, rotación lateral, aducción y abducción de la cadera [75]. Los flexores primarios son el psoas mayor y el ilíaco, que juntos forman el psoas ilíaco, junto con el pectíneo, recto femoral y sartorio. Los extensores primarios son el glúteo mayor y los isquiotibiales. Los rotadores mediales incluyen el tensor de la fascia lata, glúteo medio y glúteo menor. Los rotadores laterales son los músculos obturadores, cuadrado femoral, gemelo, glúteo mayor, sartorio y piriforme. Los aductores son el aductor largo, aductor corto, aductor mayor, gracilis y pectíneo. Los abductores son el glúteo medio, menor, tensor de la fascia lata y sartorio [74, 75].

Figura 2-7.: Músculos motores: flexores, extensores y rotadores (vista exterior)



Nota. La Figura 2-7 representa los músculos alrededor de la cadera se agrupan según sus funciones [8].

Figura 2-8.: Músculos motores: flexores, extensores y rotadores (vista interior)

Nota. La Figura 2-8 representa los músculos alrededor de la cadera se agrupan según sus funciones [8].

4

El desequilibrio de estos grupos musculares puede dar lugar a cambios en la anatomía de la articulación coxofemoral durante un período de tiempo [103]. La cadera pediátrica puede ser particularmente susceptible a cualquiera de estos desequilibrios de carga muscular debido a los continuos cambios en el desarrollo durante este período [37]. En consecuencia, el aumento o la disminución de la carga muscular puede influir en la forma y estructura ósea de manera diferente en recién nacidos, adolescentes y adultos [18, 19, 93].

Se ha demostrado que la carga muscular postnatal en la cadera es fundamental para la formación del fémur proximal y el acetábulo [107]. Una serie de experimentos en ratones demostró que la descarga postnatal unilateral de los grupos musculares estabilizadores clave de la cadera disminuyó la cobertura acetabular y la acumulación ósea de la cabeza femoral, al tiempo que alteró el tamaño y la forma de la cabeza femoral en las caderas descargadas en comparación con la cadera contralateral [36].

Estas adaptaciones a esta carga alterada durante el crecimiento postnatal pueden tener una profunda influencia en la proliferación y diferenciación de las células del cartílago de crecimiento, lo que posteriormente resulta en regiones de pérdida significativa de la cobertura acetabular y alteración de la mecánica de contacto del fémur proximal y el acetábulo [17].

⁴Los músculos que rodean la cadera incluyen flexores primarios como el psoas ilíaco y recto femoral, extensores como el glúteo mayor e isquiotibiales, rotadores mediales y rotadores laterales como el obturador interno, cuadrado, gemelo y piriforme. Esta musculatura coordinada permite los movimientos.

2.2. Análisis de la cadera

El análisis de la cadera de un bebé más pequeño implica utilizar una ecografía 3D (3DUS) para establecer las curvas de maduración del desarrollo normal de la cadera, teniendo en cuenta factores como la edad, el sexo, el lado izquierdo o derecho y la ubicación anteroposterior de la cadera [39, 52]. Los estudios han demostrado que los índices tradicionales de DDH, como el ángulo alfa y la cobertura de la cabeza femoral, aumentan significativamente con la edad en los primeros meses después del nacimiento, y se observan diferencias entre hombres y mujeres y entre las secciones anterior y posterior de la cadera [39, 52, 62]. Además, los factores de riesgo como el modo de parto, prematuridad, embarazo gemelar, sexo femenino, madre primigesta, ubicación en la pelvis, la presentación de nalgas, el oligohidramnios, los antecedentes familiares y las malformaciones se asocian a los casos positivos de LCC-DDC, lo que pone de relieve la importancia de realizar exámenes clínicos y ultrasonográficos exhaustivos en los bebés menores de 6 meses para una detección [2, 62]. La detección temprana mediante el método de ecografía Graf permite medir los ángulos de la articulación de la cadera y la cobertura de la cabeza femoral, lo que ayuda a identificar el desarrollo normal de la cadera y los posibles problemas en los bebés más pequeños [62].

2.3. Patologías de la cadera

Las patologías que afectan a la articulación de la cadera en los bebés pueden variar desde afecciones reactivas, inflamatorias o traumáticas comunes hasta entidades neoplásicas más raras, como los tumores tenosinoviales de células gigantes [11]. La displasia evolutiva de la cadera es un problema anatómico prevalente en los recién nacidos, que abarca la dislocación, la subluxación y la displasia, y la mayoría de los casos se manifiesta en las últimas semanas del embarazo o inmediatamente después del nacimiento [41, 87].

Los métodos de diagnóstico para las patologías de la cadera en los bebés incluyen exámenes físicos como las maniobras de Barlow y Ortolani en los recién nacidos y lactantes menores de 6 meses, seguidos de la ecografía de cadera hasta los 6 meses y la radiografía a partir de 3er al 8vo meses, que se considera el estándar de referencia para el diagnóstico de la displasia [41]. La ecografía y la radiografía son cruciales para evaluar las anomalías de la cadera, y se recomienda la ecografía como la principal técnica de diagnóstico por imágenes en caso de sospecha de luxación congénita debido a su alta correlación con las mediciones radiográficas [87]. Los signos clínicos, como los de Roser-Ortolani y Hilgenreiner, muestran una alta especificidad para identificar la displasia de cadera infantil, lo que subraya la importancia de realizar exámenes clínicos y ecográficos exhaustivos [68].

2.4. Luxación congénita de cadera

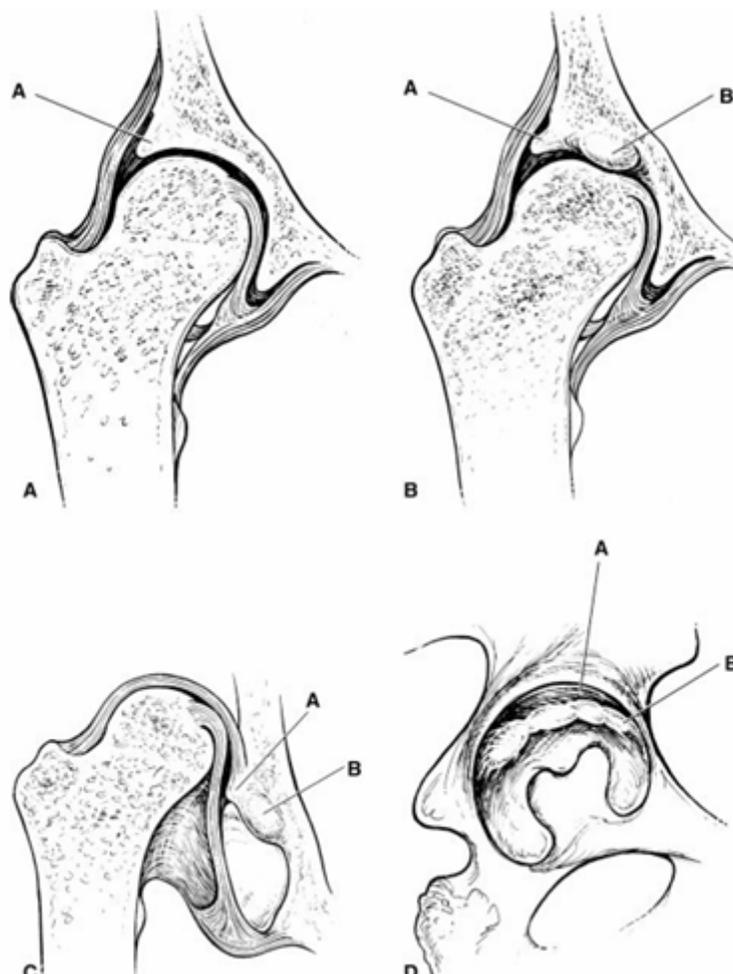
Luxación congénita de la cadera o displasia del desarrollo de la cadera (CIE 10) [77], es una alteración en el desarrollo y la relación anatómica de los componentes de la articulación coxo-femoral (acetábulo, fémur y partes blandas). Cualquier alteración en alguna de estas tres partes produce un mal desarrollo de la articulación [77]. Suele darse en el periodo neonatal (a las 36-40 semanas de gestación) [107], aunque hasta un 2% pueden ser de aparición más pronta, en especial en neonatos con enfermedades genéticas o neuromusculares. Presenta una incidencia en neonatos y es más frecuente en el sexo femenino [4].

2.4.1. Características anatómicas de la cadera con luxación congénita

La luxación congénita de cadera se asocia a diferentes variantes anatómicas a nivel de la articulación. Estas incluyen una cavidad acetabular aplanada con un engrosamiento de la pared ósea, así como una cabeza femoral que no es concéntrica [46]. El defecto se localiza principalmente en la pared anterior y lateral del acetábulo, provocando un incremento en su verticalización y ascenso, lo que se traduce en una alteración en su forma y orientación [14].

Adicionalmente, la luxación congénita de cadera se acompaña de hipertrofia del ligamento redondo, grasa pulvinar, cápsula articular y ligamento transversal [46]. Asimismo, el labrum presenta un aumento de tamaño que puede cursar con eversión o inversión, siendo esta estructura de naturaleza fibrósa y hallándose por encima del labrum, lo cual puede representar un obstáculo para la reducción de la cadera [14].

Por otro lado, en caderas inestables puede desarrollarse un neolimbo, el cual corresponde a una prominencia hipertrófica del borde acetabular, compuesta por cartílago epifisario. Esta estructura se forma como consecuencia de la sobrecarga ejercida por una cabeza femoral excéntrica, pero desaparece una vez lograda la reducción de la cadera, ya que no constituye una deformidad permanente, sino más bien el resultado de la sobrecarga previa [55].

Figura 2-9.: Alteraciones anatómicas de la cadera

Nota. La Figura 2-9 representa (A) En una cadera normal. (B) En una cadera displásica, se observan dos estructuras: [A] el limbo y [B] el neolimbo. (C) En una cadera luxada, [A] el limbo puede limitar la reducción, ya sea por eversión o inversión, mientras que [B] el neolimbo no presenta esta limitación potencial para la reducción. (D) En una proyección lateral del acetábulo, se distinguen [A] el limbo y [B] el neolimbo. [71].

Además de las alteraciones estructurales a nivel del acetábulo, la cadera displásica se caracteriza por otras variantes, como un cuello femoral corto, un aumento de la anteversión o una orientación en valgo del fémur proximal, así como una cabeza femoral [46] de menor tamaño y con alteración de su esfericidad. A nivel de los tejidos blandos, en la mayoría de casos se observa un acortamiento y retracción del psoas iliaco o del aductor medio [55, 108].

Todos estos cambios estructurales generan una mayor tensión mecánica sobre el cartílago articular, sobrepasando su tolerancia fisiológica y conduciendo al desarrollo de lesiones cartilaginosas y a la evolución hacia una osteoartritis secundaria [14].

2.4.2. Factores de riesgo

Varios factores se han señalado como posibles contribuyentes, dada su etiología multifactorial. Los tres principales factores de riesgo son:

- **Antecedentes familiares:** Si hay un hermano afectado, el riesgo aumenta un 6 %; si es uno de los padres, un 12 %; si son ambos, un 36 % [84].
- **Género femenino:** Las mujeres tienen un riesgo 8 veces mayor de desarrollar DDC, debido a una mayor sensibilidad a los estrógenos maternos, lo que aumenta la laxitud ligamentosa [84].
- **Presentación podálica:** Esta posición durante el parto aumenta el riesgo por el estrés que supone para la cadera [84].

Otros factores asociados, aunque con menor potencia, incluyen ser el primer hijo (por la rigidez del útero no grávido), embarazo gemelar, oligohidramnios y anomalías ortopédicas como metatarso varo, tortícolis congénita y pie equinovaro [84].

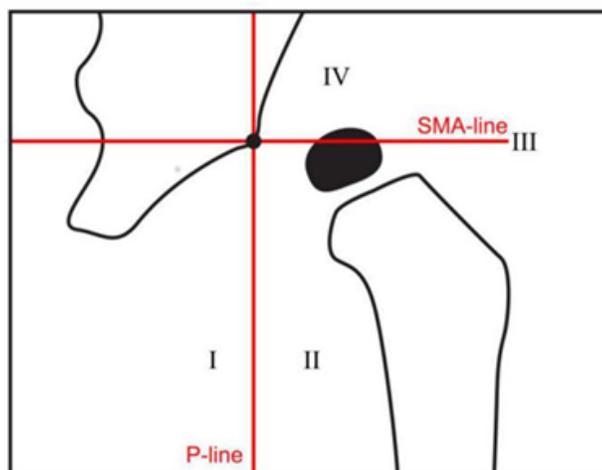
2.4.3. Clasificación

La luxación o displasia de cadera puede clasificarse atendiendo a diversos factores:

Según el lado afectado, puede ser unilateral o bilateral [28].

Según la etiología, se distinguen dos tipos:

- **Típica:** se presenta en el periodo postnatal, sin asociarse a otra patología, y puede clasificarse en luxable, subluxable y luxada [28].
- **Teratológica:** se presenta en el periodo prenatal y está asociada a otras patologías que conllevan trastornos neuromusculares, como mielodisplasia, artrogriposis, síndromes dismórficos o alteraciones genéticas [28].

Figura 2-10.: Localización del centro de osificación

Nota. La Figura 2-10 representa la cabeza femoral respecto a las referencias anatómicas clave [38].

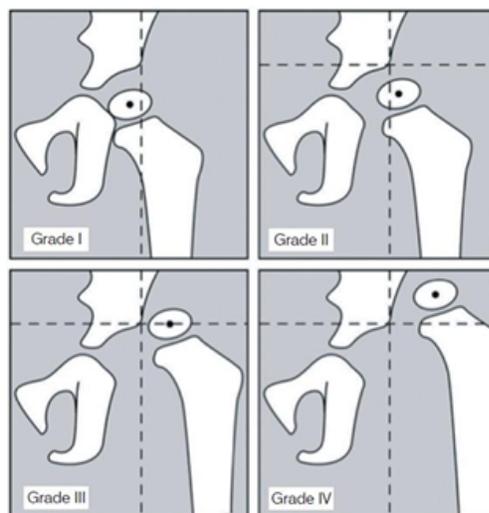
5

- **Radiológica:** La clasificación de Tönnis permite graduar la luxación o displasia del desarrollo de cadera, en función de la relación entre la posición del centro de osificación de la epífisis femoral (EF) y dos líneas de referencia: línea de Perkins y una línea horizontal trazada desde el margen más lateral del acetábulo. Esta clasificación consta de cuatro grados, siendo el grado I la cadera normal y el grado IV la luxación completa alta. La tabla 2 resume los hallazgos radiográficos correspondientes a cada uno de los grados de DDC según la clasificación de Tönnis [90].

La clasificación de Tönnis describe cuatro grados, que van de leve a grave:

- **Grado I:** el núcleo de osificación se ubica medial a la línea de Perkins, sin alteración del arco de Shenton ni lateralización femoral [28].
- **Grado II:** el núcleo de osificación se encuentra por debajo y lateral al margen superolateral del acetábulo [28].
- **Grado III:** el núcleo de osificación se sitúa al mismo nivel que el margen superolateral del acetábulo [28].
- **Grado IV:** el núcleo de osificación se posiciona por encima de la línea acetabular [28].

⁵(P-line) Posición del núcleo de osificación de la cabeza femoral en relación a la línea de Perkins y (SMA-line) el margen superolateral de la línea del acetábulo o Hilgenreiner [46].

Figura 2-11.: Clasificación radiológica

Nota. La Figura 2-11 representa la clasificación basada en la construcción de líneas y la identificación del Punto H, permite evaluar la articulación de la cadera sin requerir la osificación del núcleo de la cabeza femoral, lo que facilita su aplicación en pacientes pediátricos. [38].

CLASIFICACIÓN TÖNNIS			
		Relación de la EF con la línea Perkins	Relación de la EF con el reborde acetabular
I	Cadera normal	Medial	Debajo
II	Subluxación	Lateral	Debajo
III	Dilocación	Lateral	Mismo nivel
IV	Dislocación completa alta	Lateral	Encima

Tabla 2-1.: Clasificación de Tönnis respecto a EF: Epífisis femoral [90]

Ante las limitaciones de la clasificación de Tönnis, la cual requiere la presencia del núcleo de osificación de la cabeza femoral, el Instituto Nacional de Displasia de Cadera ha desarrollado un sistema de clasificación alternativo. Este nuevo sistema toma como referencia el punto medio de la metáfisis femoral proximal, lo que permite su aplicación en pacientes de todas las edades, incluyendo aquellos que aún no presentan el núcleo de osificación [69].

2.4.4. Diagnóstico clínico

Cerca de un 95 % de efectividad en el primer mes de vida. Por ello, el papel del médico general y el pediatra que atienden al paciente en las primeras semanas de vida es fundamental. Estos profesionales deben realizar una búsqueda activa de signos en el examen físico, ya que su conocimiento mejora el índice de sospecha clínica y tanto diagnóstico como manejo temprano permiten un tratamiento más sencillo reduciendo las complicaciones futuras, como el daño articular con discapacidad funcional [67, 77, 84].

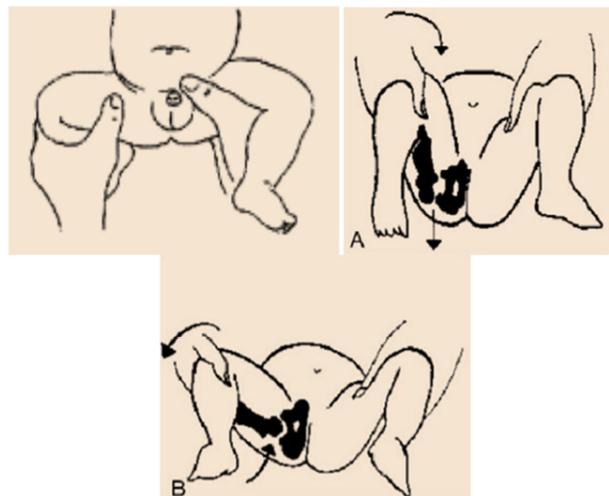
2.4.5. Revisión clínica del estado físico en la etapa previa a la adquisición de la marcha

El examen físico debe realizarse desde el nacimiento, ya que los recién nacidos presentan mayor inestabilidad en las caderas debido al aumento de laxitud [46], la cual disminuye en la primera semana de vida a medida que aumenta la fuerza muscular [46]. Los principales signos clínicos a evaluar en esta etapa temprana incluyen [46]:

Signo de Ortolani

La maniobra de Ortolani permite detectar la inestabilidad, subluxación o luxación de la cadera en los recién nacidos [16]. Consiste en flexionar el muslo en ángulo recto, apoyar el pulgar en la cara interna del muslo proximal y el dedo medio a nivel del trocánter mayor, para luego realizar un movimiento de abducción. Si se percibe un clic de entrada, el signo es positivo. Es importante tener en cuenta que el signo de Ortolani pierde sensibilidad alrededor de las 8 semanas de vida del paciente [84].

Figura 2-12.: Maniobra de Ortolani

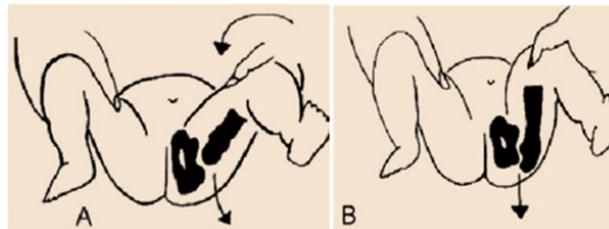


Nota. La Figura 2-12 representa el examen clínico [51].

Signo de Barlow

La maniobra de Barlow es una prueba de inestabilidad articular que se utiliza durante los primeros tres meses de vida [70]. Esta maniobra busca provocar la luxación de una cadera inestable mediante movimientos de abducción y traslación posterior de la cabeza femoral [28].

Figura 2-13.: Maniobra de Barlow



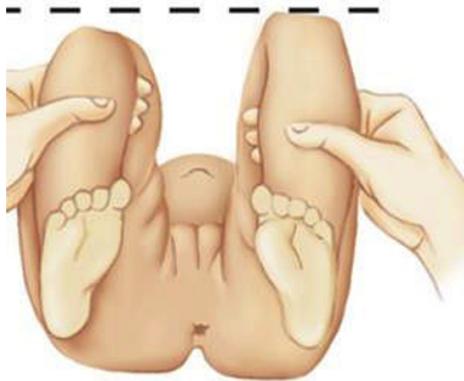
Nota. La Figura 2-13 representa el examen clínico [51].

Limitación de la abducción

- Este signo de abducción limitada es válido a partir de los 14 días de vida, cuando la tonicidad del recién nacido se ha recuperado [28, 84].
- Una abducción menor a 60° puede ser un indicio de displasia de cadera [28, 84].
- En casos unilaterales, este signo es más sensible, ya que una asimetría en la abducción al comparar ambas caderas debe aumentar la sospecha del clínico [28, 84].
- Este signo complementa la evaluación clínica para el diagnóstico temprano de displasia de cadera [28, 84].

Signo de Galeazzi

Al flexionar ambas caderas a 90° en posición supina, se puede apreciar una asimetría en la altura de las rodillas [84], lo cual es indicativo de una luxación de cadera. Por otro lado, signos como la asimetría de pliegues y el signo de Trendelenburg son hallazgos más tardíos, que se presentan cuando el niño ha iniciado la marcha, por lo que tienen un peor pronóstico. Ante la sospecha de inestabilidad o alteración en el desarrollo de la cadera, se debe instruir a la madre sobre la correcta forma de mudar y vestir al niño [84]. Finalmente, el diagnóstico debe confirmarse mediante estudios de imagen, realizando ecografía en edades tempranas (4-6 semanas) y radiografía simple a partir de los 3 meses de edad [84].

Figura 2-14.: Signo de Galeazzi

Nota. La Figura 2-14 representa el examen clínico [84].

2.4.6. Valoración del estado físico durante la adquisición de la marcha

En niños mayores de seis meses o que ya han iniciado la marcha, el examen físico debe enfocarse en la valoración de signos como la marcha disbásica, hiperlordosis, discrepancia de extremidades, oblicuidad pélvica y signo de Trendelenburg [46]. Estos hallazgos son de gran importancia, ya que pueden evidenciar alteraciones en la articulación coxofemoral. Sin embargo, cabe resaltar que en casos de displasia leve [46], estos signos pueden estar ausentes, por lo que se requiere del apoyo de estudios de imagen complementarios [46] para confirmar el diagnóstico. Incluso, se ha reportado que hasta el 92 % de los pacientes que requirieron artroplastia de cadera por displasia del desarrollo, no presentaron inestabilidad en la etapa neonatal [28, 108].

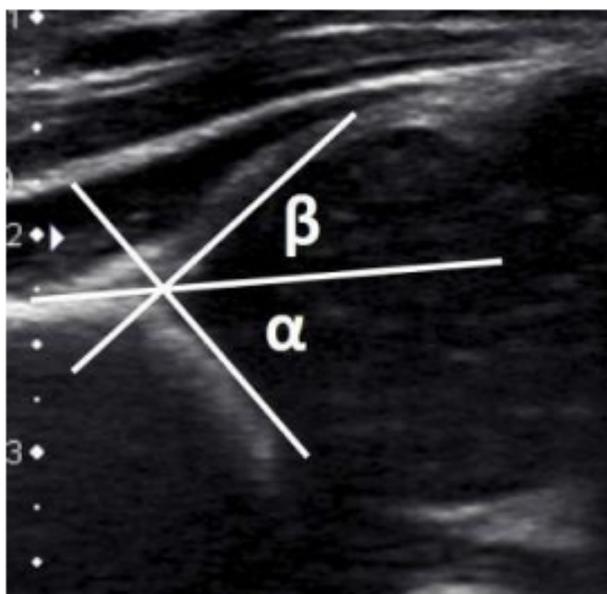
2.4.7. Diagnóstico por imagen

Ecografía

Desarrollada en Austria en 1979, esta modalidad de imagen permite visualizar de manera segura y no invasiva todas las estructuras de la articulación coxofemoral, incluyendo hueso, cartílago y tejidos blandos [28, 90]. Es una herramienta útil antes de la aparición de los núcleos de osificación de la cabeza femoral [46], siendo recomendada su aplicación hasta los tres meses de vida [46] del paciente. El ángulo α se forma entre el ilion y la pared ósea [46] del acetábulo, considerándose normal un valor superior a 60° , lo que indica una cadera más reducida. Por su parte, el ángulo β está determinado entre el labrum y el ilion, siendo normal un valor inferior a 55° [28, 98, 108].

Para que la imagen ecográfica se considere válida, es necesaria la visualización del plano estándar, el borde ilíaco y el labrum. Mediante la medición de ángulos acetabulares, se permite guiar el tratamiento adecuado. Si bien aún está en estudio su utilidad como método de tamizaje universal, se recomienda realizar ecografía en niños con factores de riesgo, como presentación podálica, antecedentes familiares o dudas de reducción [28, 90].

Figura 2-15.: Ecografía de cadera con ángulo alfa mayor de 60° y ángulo beta menor de 55° [46]



Nota. La Figura 2-15 representa los ángulos normales [98].

El método Graf se compone de un sistema de clasificación cuantitativa, el cual es el más ampliamente utilizado en la evaluación de las caderas pediátricas [28, 108]. Este método se basa en la medición de los ángulos alfa y beta [70], que indican el grado de formación del acetábulo. Según esta clasificación, existen 4 grados principales:

- **Tipo I:** Caderas normales y maduras, con un ángulo alfa mayor a 60° y beta menor a 55° .
- **Tipos IIa y IIb:** Caderas inmaduras que requieren seguimiento.
- **Tipos IIc a IV:** Diferentes grados de displasia de cadera.

TIPO	MADUREZ	TECHO ÓSEO	ÁNGULO α	DESBORDE ÓSEO	TECHO CARTILAG	ÁNGULO β
I	Madura	Bien	$>60^\circ$	Afilado	Cobertura EF($>50\%$)	Ia $<55^\circ$ Ib $>55^\circ$
IIa	Inmadura (<3 meses)	Adecuado	50-59°	Redondeado	Cobertura EF	
IIb	Retraso del desarrollo (>3 meses)	Deficiente	50-59°	Redondeado	Cobertura EF	
IIc	DDC centrada (Estable/no)	Gravemente deficiente	43-49°	Redondeado /plano	Cobertura EF	$<77^\circ$
D	DDC centrada	Gravemente deficiente	43-49°	Redondeado /plano	Desplazado	$>77^\circ$
III	DDC excéntrica	Pobre	$<43^\circ$	Plano	Labrum \uparrow	
IV	DDC excéntrica	Pobre	$<43^\circ$	Plano	Labrum \downarrow	

Tabla 2-2.: Clasificación de Graf [90]

Durante los primeros 4 a 6 meses de vida, la ecografía (US) se constituye como el método de elección para la evaluación de la displasia del desarrollo o luxación congénita de cadera. Esto se debe a que, la ecografía permite una valoración precisa de la articulación coxofemoral sin exponer al paciente a radiación ionizante. No obstante, es recomendable posponer la realización de la ecografía hasta la sexta semana de vida, ya que la laxitud fisiológica del recién nacido podría conllevar a la obtención de falsos positivos o dificultades en la correcta exploración del neonato [28, 90].

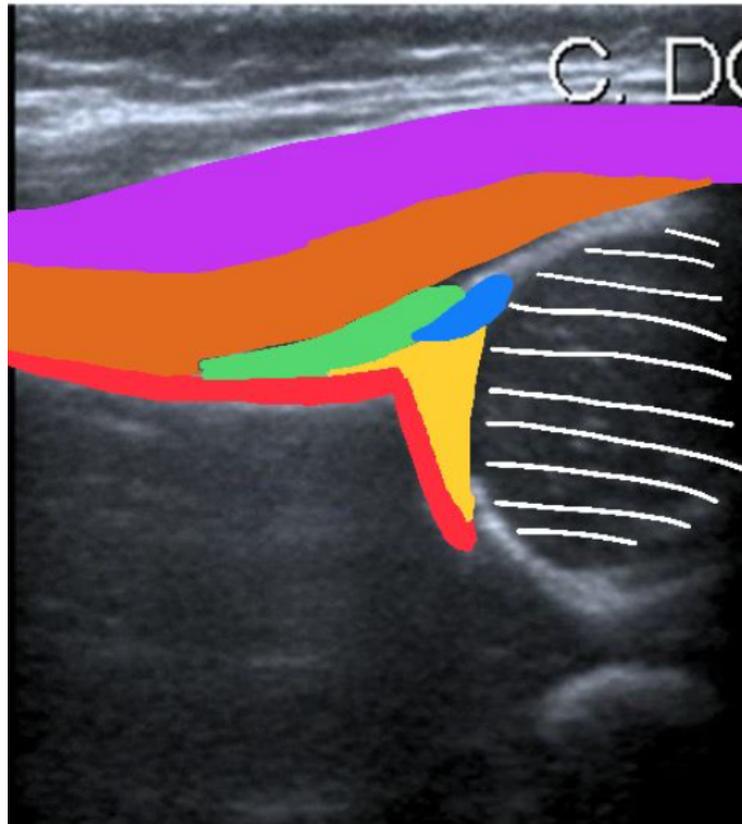
El signo de los círculos concéntricos en la ecografía es un indicador fiable del desarrollo normal de la cadera en lactantes, mientras que la presencia de pliegues cutáneos asimétricos en el muslo medial no es un indicador clínico significativo de LCC-DDC [77].

La exploración ecográfica de la cadera [101] se realiza mediante la utilización de un transductor lineal de alta frecuencia (10-15 MHz) [58], lo que permite obtener imágenes coronales de la articulación con el paciente en flexión. En la Figura 1 se presenta un repaso anatómico de la imagen ecográfica obtenida, facilitando la identificación de las estructuras clave [90].

La Figura 2-16 de la ecográfica coronal de la cadera muestra con claridad las principales estructuras anatómicas de la articulación. En el margen derecho, se resaltan con diferentes colores las distintas partes que componen esta región: la cabeza femoral se indica con rayas blancas, el hueso ilíaco en rojo, el cartílago del acetábulo en amarillo, el labrum en azul, el tendón del recto femoral en verde, el músculo glúteo mínimo en naranja y el músculo glúteo

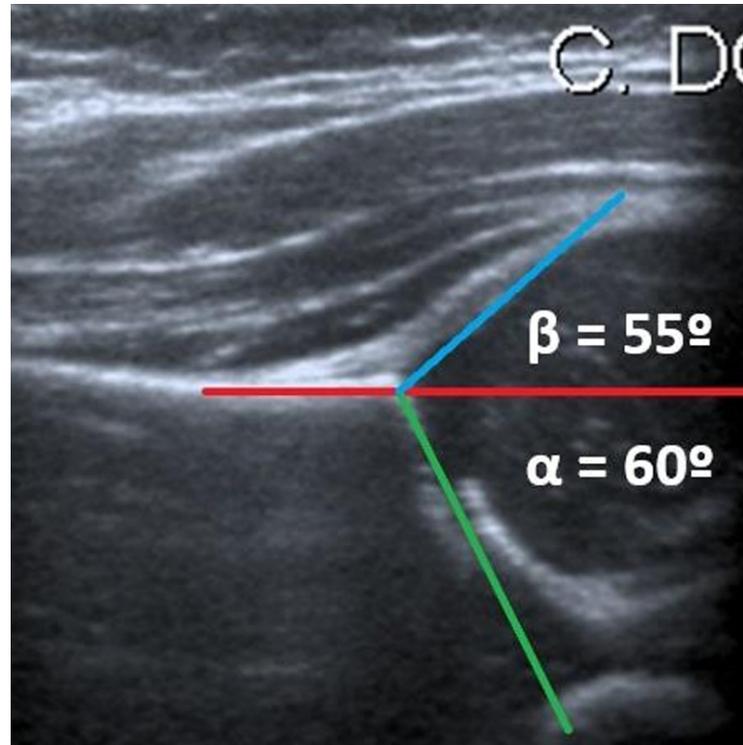
medio en morado. Esta detallada representación visual facilita la identificación y el entendimiento de la compleja anatomía de la cadera, lo cual es fundamental para el diagnóstico y el tratamiento adecuado de posibles alteraciones en esta articulación [90].

Figura 2-16.: Principales estructuras anatómicas de la articulación [70].



Nota. La Figura 2-16 representa las estructuras anatómicas de la articulación de la cadera pediátrica en la ecografía [90].

La Figura 2-17 de la ecografía coronal muestra una cadera madura, en la que se pueden apreciar las mediciones de los ángulos alfa y beta utilizando la técnica de Graf [25]. Para obtener estos ángulos de manera precisa, es fundamental identificar correctamente tres puntos clave en la articulación: la línea de base formada por el hueso ilíaco, señalado en rojo; el centro del labrum, atravesado por la línea azul para la medición del ángulo beta; y la superficie inferior del borde medial del acetábulo, en el punto donde se encuentra con el cartílago trirradiado, cruzado por la línea verde para la formación del ángulo alfa. El correcto reconocimiento de estas referencias anatómicas es esencial para realizar una evaluación adecuada del desarrollo y la madurez de la cadera mediante la técnica de Graf [90].

Figura 2-17.: Ecográfica coronal

Nota. La Figura 2-17 representa las mediciones de los ángulos alfa y beta [90].

Radiografía

La radiografía anteroposterior de pelvis se convierte en una herramienta útil [91] una vez que aparece el núcleo de osificación de la cabeza femoral, lo cual suele ocurrir a partir de los 3 y 8 meses de vida [46]. Para lograr una adecuada toma radiográfica, es fundamental que la sínfisis del pubis se encuentre centrada, los agujeros obturadores sean simétricos, los huesos coxales estén alineados en el borde superior de las alas ilíacas y que los dos últimos cuerpos vertebrales lumbares sean visibles en la imagen [46]. Los principales parámetros que deben ser evaluados en este estudio son [46] :

- **El ángulo acetabular** es el formado entre la línea horizontal que une los cartílagos trirradiados, llamada línea de Hilgenreiner, y una línea trazada a lo largo del techo acetabular. Este parámetro resulta útil para evaluar la oblicuidad del techo acetabular. A la edad de 1 año, el valor normal del ángulo acetabular es inferior a 28° [28].
- **La posición del núcleo de osificación** de la cabeza femoral se determina en relación a dos líneas de referencia: la línea de Hilgenreiner y la línea de Perkin, la cual se traza

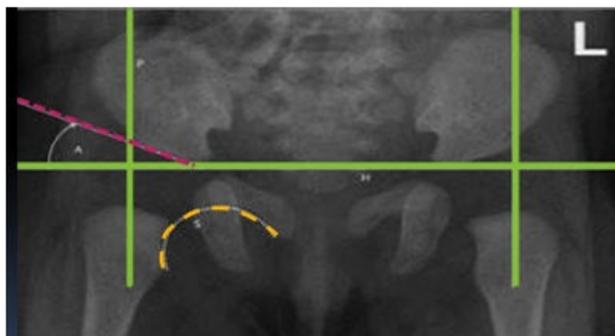
de forma perpendicular a la primera y pasa por la parte más lateral del techo acetabular. En condiciones normales, el núcleo de osificación debe localizarse en el cuadrante inferointerno de Ombredanne [28, 98].

- **La línea de Shenton** es una referencia radiográfica que se define como la línea formada por el borde inferior de la rama púbica superior y el borde inferomedial del cuello femoral. La continuidad de esta línea se considera un hallazgo característico de las caderas con una anatomía normal [28, 84].

- **El índice de Reimers** es un indicador utilizado para valorar la migración de la cabeza femoral, es decir, la porción de ésta que se encuentra descubierta [46]. Su cálculo se realiza siguiendo la metodología ilustrada. Este índice expresa en porcentaje la falta de cobertura lateral de la cabeza femoral, y se considera dentro de parámetros normales cuando los valores son inferiores al 10 % [28, 98].
 - I: Apariencia normal [46]
 - II: Deformidad leve de la cabeza femoral, el cuello o el acetábulo [46]
 - III: Displasia Deformidad moderada [46]
 - IV: Subluxación de la cabeza femoral [46]
 - V: Articulación femoral con acetábulo falso [46]
 - VI: Redislocación [46]

- **El intervalo medial** se define como la distancia que existe entre el borde medial del isquion y la parte medial del borde metafisario del fémur proximal [46]. Si bien la información disponible sobre este intervalo medial es limitada, su evaluación cobra gran relevancia en el contexto del seguimiento postoperatorio de los pacientes [28, 99].

Un estudio publicado en la revista *Journal of Orthopaedic Surgery and Research* evaluó la eficacia de la reducción cerrada a mediano plazo [46]. Los hallazgos del estudio indicaron que un intervalo medial superior a 35,35 mm después de la reducción [46] se relaciona con resultados deficientes. Por el contrario, valores del intervalo medial menores a 25 mm se asocian a mejores resultados clínicos en estos pacientes [28, 78, 123].

Figura 2-18.: Radiografía de pelvis anteroposterior

Nota. La Figura 2-18 representa los principales parámetros de evaluación en una Rx [84].

6

2.5. Tratamiento

La elección del tratamiento óptimo para la luxación de cadera requiere el grado de displasia, si el compromiso es unilateral o bilateral, y si se han recibido tratamientos previos. El propósito fundamental del tratamiento es conseguir una cabeza femoral concéntrica y estable, de manera de evitar complicaciones futuras, entre ellas el desarrollo de osteoartritis [28, 84].

2.5.1. Tratamiento no quirúrgico

Arnés de Pavlik

Para los niños de entre 0 y 6 meses de edad con caderas reducibles, el tratamiento de elección es el uso de un aparato ortopédico o el arnés de Pavlik [46]. Este manejo ambulatorio ha demostrado tener buenos resultados, con una tasa de complicaciones muy baja, incluso superior al 90 % de éxito. Sin embargo, en los niños de mayor edad, la tasa de éxito del tratamiento disminuye, e incluso se ha observado un mayor riesgo de desarrollar osteonecrosis en la cabeza femoral [46]. Adicionalmente, se ha reportado que la colocación inicial del arnés en pacientes mayores de 4 meses se asocia a resultados menos favorables [28, 82, 97, 100].

El éxito del tratamiento con este dispositivo ortopédico dependerá de su correcta colocación [46]. Las correas frontales de las piernas se encargarán de flexionar las caderas, mientras que

⁶El análisis radiográfico de la cadera emplea diversas líneas y ángulos de referencia para evaluar su morfología. En color verde se resaltan las líneas de Hilgenreiner (H) y Perkins (P) [84], que permiten determinar el ángulo acetabular (A) en conjunto con el techo ctiloideo (en rosado) [83]. Además, se identifica el arco de Shenton (en amarillo), el cual constituye otro parámetro relevante en la evaluación de la articulación de la cadera [70].

las correas traseras evitarán la aducción [46]. Una colocación inadecuada se ha relacionado con un mayor riesgo de necrosis avascular de la cabeza femoral, por lo que se indica realizar controles semanales [46]. En caso de que, después de 3 semanas, no se haya logrado una reducción exitosa, se deberán considerar otras alternativas de tratamiento [28, 53, 108].

Figura 2-19.: Lactante con arnés de Pavlik modificado



Nota. La Figura 2-19 representa el dispositivo ortopédico para pacientes pediátricos con LCC [84].

2.5.2. Tratamiento quirúrgico

El tratamiento quirúrgico está indicado cuando el abordaje ortopédico ha resultado insuficiente o ha fracasado [46]. Se conoce que la reducción temprana estimula el desarrollo apropiado de la articulación coxofemoral, siendo el objetivo principal conseguir una cabeza femoral concéntrica, preservando su irrigación y el desarrollo fisiológico normal [46]. En el caso de niños mayores de 6 meses, el tratamiento quirúrgico puede consistir en una reducción cerrada seguida de inmovilización con yeso en forma de espica [46]. Por el contrario, en pacientes a partir de los 18 meses, la cirugía implica una reducción abierta con la realización de osteotomías tanto a nivel pélvico como femoral [28, 100].

Reducción cerrada

La reducción cerrada se considera el método de elección en niños de 6 a 18 meses de edad, llevándose a cabo bajo anestesia general [46]. La tasa de éxito de este procedimiento en caderas luxadas puede variar considerablemente, oscilando entre el 43 % y el 92 % [46]. Las caderas con mayor grado de luxación presentan una mayor cantidad de tejidos blandos entre la cabeza femoral y el acetábulo, lo que conlleva a una mayor presión intraarticular y obstrucción [46], siendo este un posible factor que contribuye al fracaso de la reducción cerrada. Las principales complicaciones conocidas de esta técnica incluyen la necrosis avascular de la cabeza femoral y la reluxación [28, 123].

El procedimiento consiste en reducir la cadera mediante la maniobra de Ortolani, descendiendo la cabeza femoral hasta que su centro se posicione en una ubicación opuesta al cartílago trirradiado [46]. Una tenotomía percutánea del aductor medio con el objetivo de lograr una reducción concéntrica [46]. Algunos autores también describen la realización de miotomía [46] con la finalidad de disminuir el riesgo de lesión neurovascular. Adicionalmente, en aquellos casos en los que la estabilidad en extensión se vea comprometida, se efectúa la tenotomía del psoas ilíaco, procedimiento que se realiza en aproximadamente el 50 % de los niños menores de 12 meses y de manera generalizada en todos los pacientes mayores a esta edad [28, 51].

Posterior a la reducción, se coloca una espica de yeso en posición humana [46], considerando las denominadas "zonas seguras de Ramsey", con ángulos de flexión entre 90° y 100°, y de abducción de 60°, manteniéndose este dispositivo por un período de 8 a 12 semanas [46]. El concepto de "zona segura" hace referencia al rango comprendido entre la abducción [46] máxima pasiva de la cadera y el grado de abducción en el que ésta se vuelve inestable. Algunos autores recomiendan realizar un cambio de yeso a las 6 semanas [28, 123].

Reducción abierta

La reducción abierta de la cadera se realiza en pacientes en quienes ha fallado la reducción cerrada, aquellos con luxación irreductible o fija, o con luxación congénita de tipo teratológico [3, 28]. Adicionalmente, este procedimiento está indicado en niños en edad de deambulación que presentan luxación congénita de cadera de forma tardía, ya que en estos casos el tratamiento resulta más complejo debido al acortamiento progresivo de los tejidos blandos extraarticulares, la constricción capsular, la displasia acetabular, la inversión fija del labrum y el aumento de la anteversión femoral [28, 33]. El objetivo principal de la reducción abierta es incrementar la cobertura acetabular [10, 28].

2.6. Simulación por el Método de Elementos Finitos de la luxación cogénita de cadera

La aplicación del Método de Elementos Finitos sirve para abordar problemas físicos complejos. Esta técnica parte de la premisa de considerar un dominio físico complejo como un conjunto de múltiples dominios simples, los cuales pueden presentar atributos lineales o no lineales, tales como propiedades de los materiales, geometría o cargas aplicadas. De esta manera, la ecuación diferencial fundamental que gobierna el sistema físico se reduce a un conjunto de ecuaciones algebraicas resueltas numéricamente, lo que permite obtener soluciones para sistemas físicos complejos no lineales [22].

A diferencia de la experimentación y los métodos analíticos, el FEA presenta ventajas significativas, con un gran potencial y versatilidad que lo convierten en una herramienta ampliamente aplicable en todos los campos de la ingeniería [22].

El FEA se ha convertido en una herramienta esencial [1] para la simulación de entornos biomecánicos, gracias a los avances en las capacidades computacionales. Esta técnica se utiliza ampliamente para modelar diversos procedimientos médicos, como la colocación de stents en las arterias coronarias, la canalización mecánica de implantes dentales, así como la implantación de prótesis de rodilla y cadera [21, 22]. La capacidad del FEA para analizar y predecir el comportamiento de estos sistemas complejos ha sido crucial para el desarrollo y la optimización de estos dispositivos biomédicos.

El comportamiento de los materiales que conforman las articulaciones de la cadera humana aún no se comprende de manera completa. Se sabe que estas estructuras se ven sometidas a diferentes patrones de carga y durante los ciclos de marcha, lo que genera un comportamiento complejo y variable [22, 60, 61]. Comprender a fondo la respuesta de estos materiales biológicos ante las diversas sollicitaciones mecánicas es fundamental para los tratamientos y prótesis para afecciones de la cadera.

El análisis de elementos finitos (FEA) se ha utilizado ampliamente para simular y analizar el comportamiento de articulaciones de cadera dislocadas, como se ha observado en estudios centrados en la artroplastia total de cadera (THA) [44, 94]. Mediante la creación de modelos tridimensionales de los componentes de la cadera y la aplicación de métodos FEA no lineales, los investigadores pueden calcular el rango de movimiento hasta que se produce el impacto y la dislocación, así como los momentos de resistencia necesarios para la dislocación. Además, el uso de materiales biocompatibles, como la aleación de titanio y la cerámica de alúmina, en el diseño de la articulación de la cadera, analizados mediante FEA, garantiza la durabilidad y la estabilidad bajo cargas variables [7].

2.7. Simulación en SolidWorks para luxación congénita de cadera

La creación de un modelo de simulación de Solidworks de la cadera de un bebé con una luxación congénita bilateral de cadera puede ser una herramienta valiosa para enseñar y comprender esta afección. La prevalencia de la displasia evolutiva de la cadera (DDH) en los recién nacidos subraya la importancia de un diagnóstico y un tratamiento precisos [42]. En este sentido, los estudios han subrayado la importancia de los factores genéticos en el desarrollo de la displasia de cadera, y se han identificado diversos factores predisponentes que aumentan el riesgo de que se manifieste [80].

Asimismo, las investigaciones sobre la luxación congénita de cadera en Marruecos han destacado la importancia de la detección temprana para prevenir las complicaciones a largo plazo, y se han identificado factores de riesgo como el sexo, la primiparidad, el matrimonio consanguíneo y los antecedentes familiares de luxación [5]. Adicionalmente, los estudios de seguimiento a largo plazo sobre el tratamiento de la luxación congénita de cadera han subrayado la necesidad de un enfoque integrado en el que participen varios especialistas para obtener resultados óptimos, y que tanto los métodos conservadores como los quirúrgicos arrojen resultados positivos en diferentes casos [72]. Finalmente, un estudio de caso que muestra el tratamiento quirúrgico exitoso de un niño con múltiples contracturas congénitas, incluida la luxación de cadera, ha demostrado la eficacia de los procedimientos por etapas para restablecer la función y corregir las deformidades [73].

3. Marco metodológico

3.1. Metodología de la investigación

Se realizó una investigación en base a la metodología cuantitativa, teniendo dos alcances principales para cumplir con los objetivos de la investigación, el alcance exploratorio, ya que se indagó sobre las características anatómicas, geométricas y biomecánicas de la cadera en pacientes con luxación congénita bilateral usando información relevante recopilada de la bibliografía y el análisis de imágenes. El segundo alcance fue descriptivo, representando las características principales del proceso de LCB en una paciente pediátrica usando un modelo matemático de elementos finitos que figure la evolución de la patología durante los primeros seis meses de vida.

Con este proceso investigativo se busca obtener una descripción detallada que permita realizar un análisis estadístico descriptivo de los datos obtenidos de la revisión bibliográfica, también es posible simular computacionalmente usando los modelos matemáticos necesarios para analizar la evolución de la LCB en la paciente estudiada. Permitiendo obtener una interpretación de los resultados en base al contexto de la información bibliográfica ya existente y verificar las fortalezas y limitaciones del estudio.

3.2. Metodología del proceso

La estructura del estudio se divide en las siguientes etapas:

Capítulo 2: Marco Teórico Referencial, se realiza un análisis bibliográfico. Se examinan aspectos como el desarrollo prenatal y postnatal, la anatomía y geometría normal, así como la osificación y musculatura de esta articulación. Posteriormente, se revisan las principales patologías que afectan a esta región, con un énfasis particular en la enfermedad de la paciente.

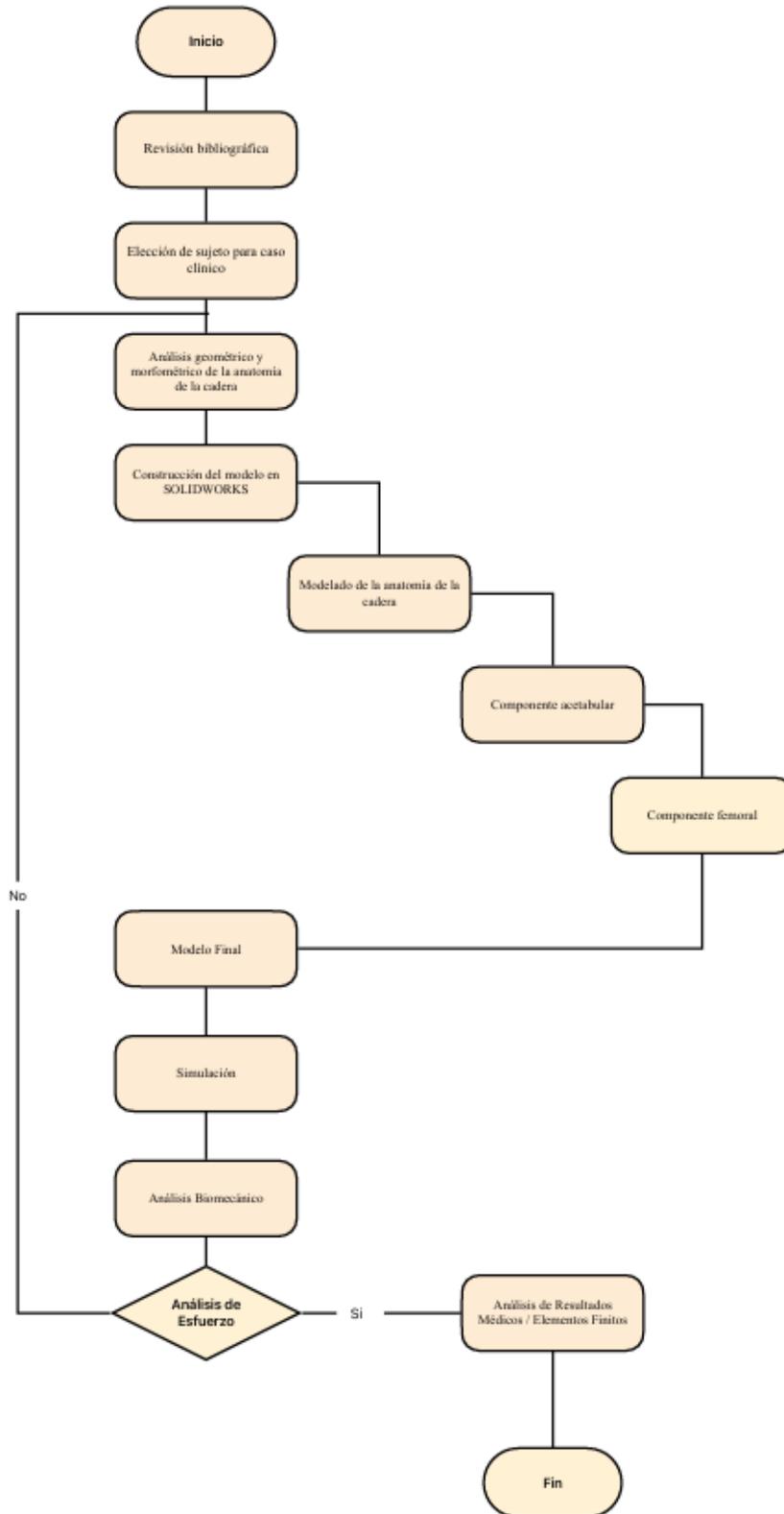
Capítulo 4: Modelado y Simulación, se describe el desarrollo de los modelos computacionales de la articulación de la cadera pediátrica. En primer lugar, se expone el análisis geométrico de la anatomía de la cadera, incluyendo la caracterización de la geometría y los parámetros clave. Posteriormente, se detalla la construcción de los modelos 3D del componentes acetabular y femoral utilizando el software SolidWorks. Finalmente, se presenta el ensamblaje del

modelo final de la articulación completa y se aborda el proceso de simulación computacional de esta estructura anatómica. Esta sección proporciona una descripción exhaustiva de los métodos y herramientas empleados para el modelado y análisis biomecánico de la cadera pediátrica.

Capítulo 5: Análisis y Resultados, se presenta un exhaustivo análisis de los hallazgos obtenidos a partir del modelado y simulación de la articulación de la cadera pediátrica. En primer lugar, se lleva a cabo un análisis médico que incluye un estudio teórico, un análisis biomecánico mediante elementos finitos y una interpretación médica de los resultados. Posteriormente, se aborda en profundidad el estudio teórico, los cálculos realizados y el análisis biomecánico utilizando el software SolidWorks. Esto permite evaluar los niveles de esfuerzo y tensión en la estructura anatómica de la cadera. En conjunto, este capítulo proporciona una sólida fundamentación para la comprensión de los mecanismos biomecánicos, estableciendo las bases para el desarrollo de futuras aplicaciones clínicas.

Capítulo 6: Conclusiones y Recomendaciones, este capítulo final ofrece una visión general de los principales aportes y hallazgos de la investigación realizada, sentando las bases para continuar explorando la biomecánica de la cadera pediátrica. A modo de resumen, se presenta un diagrama de flujo con las diversas actividades y etapas llevadas a cabo a lo largo del estudio, tal como se muestra en la Figura 3-1.

Figura 3-1.: Actividades realizadas



4. Modelado y simulación

4.1. Materiales y métodos

4.1.1. Diseño del estudio

Después de la aprobación de los padres, se seleccionó a una paciente pediátrica de sexo femenino y lactante menor como sujeto para este estudio. Al nacer, la paciente presentaba medidas y peso dentro de los parámetros normales pero con factores de riesgo presentes.

El examen físico de la paciente reveló hallazgos significativos. Se observó una discrepancia en los pliegues inguinales y una asimetría en los pliegues del muslo, con acortamiento bilateral del mismo, lo que evidenciaba la luxabilidad de la cadera.

El diagnóstico ecográfico inicial de la cadera de la paciente fue de tipo IIc en la clasificación de Graf, sin revertir a un tipo I en las reexploraciones mensuales hasta los 6 meses de edad.

4.1.2. Análisis geométrico morfométrico de la anatomía de la cadera

Un análisis morfométrico detallado de la anatomía de la cadera en bebés con luxación congénita bilateral de cadera es fundamental para comprender la fisiopatología de la afección y guiar las estrategias de tratamiento más adecuadas.

Los estudios revisados destacan la importancia del diagnóstico precoz mediante exámenes clínicos exhaustivos y estudios ecográficos [66] [6]. Asimismo, subrayan la relevancia de realizar mediciones precisas, como los ángulos alfa y beta, para una evaluación integral [81].

Además, los factores etiológicos de la displasia de cadera, incluyendo los sustratos genéticos y los factores predisponentes, ponen de manifiesto la complejidad de la enfermedad y la necesidad de enfoques de tratamiento personalizados [79]. Al integrar estos hallazgos, los proveedores de atención médica pueden mejorar la precisión del diagnóstico, optimizar los planes de tratamiento y, en consecuencia, mejorar los resultados en los bebés con luxación congénita bilateral de cadera.

Con la información proporcionada, se revisaron exhaustivamente las ecografías de cadera de la paciente y se clasificaron según el método de Graf. Adicionalmente, se procedió a medir el ángulo α y el ángulo β .

Para ello, se trazó una línea de base (a) que se extendía desde el ilion en una imagen coronal estándar de la cadera. Luego, se designó otra línea (b) entre el punto de inflexión acetabular óseo (intersección entre la línea de base a y el techo acetabular óseo) [70] y el punto final más medial del techo acetabular óseo. Se trazó una tercera línea [91] (c) entre el punto de inflexión acetabular óseo.

El ángulo formado entre las líneas a y b corresponde al ángulo α , mientras que el ángulo entre las líneas a y c es el ángulo β . Adicionalmente, se trazó una línea tangente que pasa por los bordes [84] más medial y lateral de la cabeza femoral, paralela a la línea basal a. A partir de esta línea, se midió la distancia de cobertura ósea (d) de la cabeza femoral y su diámetro máximo (D).

Figura 4-1.: Ecografía cadera izquierda paciente lactante menor (ángulos anormales)

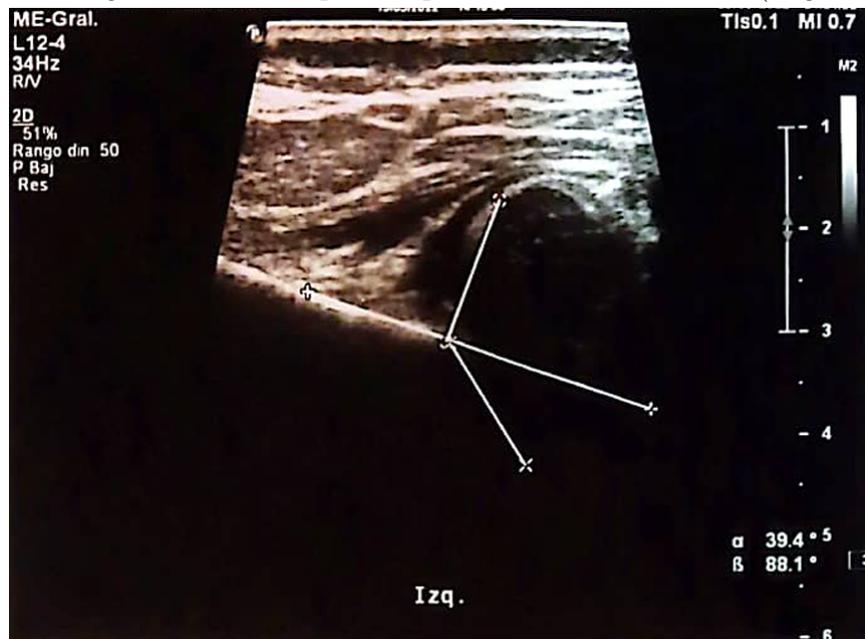
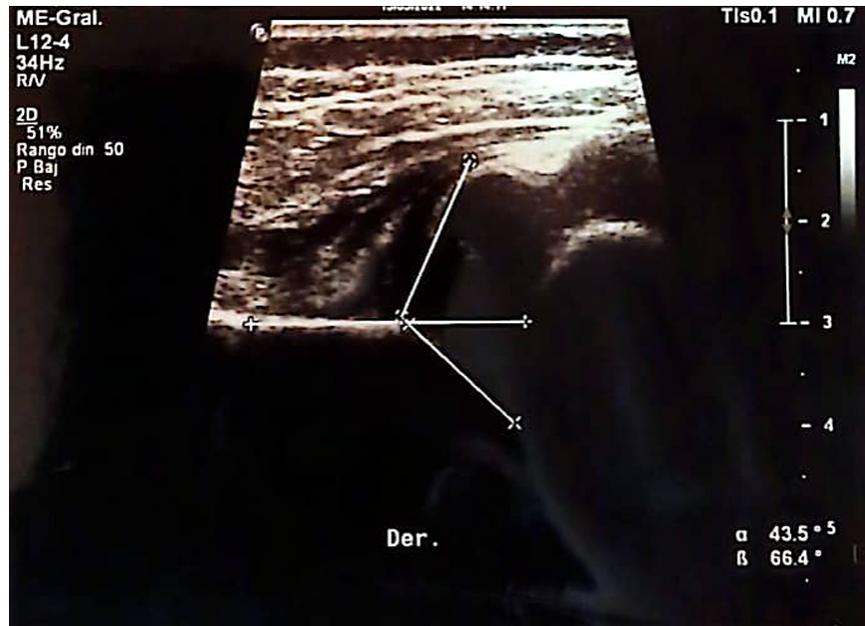


Figura 4-2.: Ecografía cadera derecha paciente lactante menor (ángulos anormales)

4.1.3. Construcción del modelo en SolidWorks

Modelado

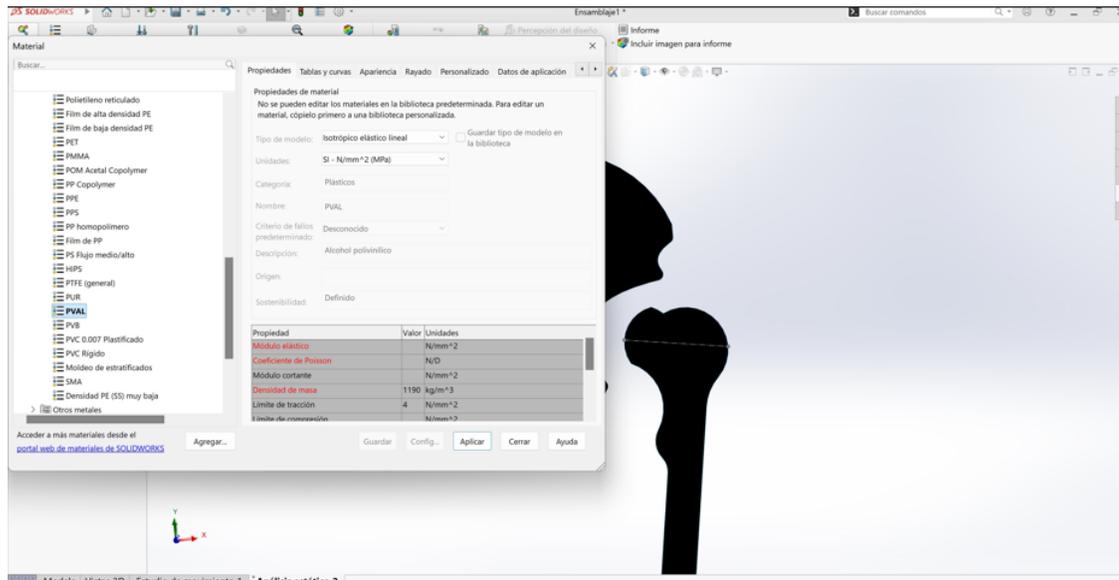
Para el modelado, se utilizaron diversos enfoques, como la reconstrucción a partir de imágenes médicas, tales como ecografías y radiografías anteroposteriores de caderas de la paciente. Este proceso permitió obtener la anatomía individual del paciente, lo que implicó la segmentación de las estructuras óseas. El objetivo fundamental fue asegurar que el modelo 3D resultante capture fielmente la geometría y las características anatómicas de la cadera de la paciente.

La ecografía, particularmente en los primeros meses de vida, fue una herramienta útil para evaluar la madurez y la estabilidad de la cadera en desarrollo. A partir de estas imágenes, se pudo generar un modelo 3D inicial, permitiendo identificar signos de inestabilidad debido a la luxación.

Combinando la información de la revisión bibliográfica y de las imágenes obtenidas, se logró reconstruir un modelo 3D más completo y preciso de la anatomía de la cadera del paciente de 6 meses de vida. Este modelo servirá como base para el diseño y planificación del tratamiento, mientras la paciente estaría utilizando el arnés ortopédico.

Propiedades y características del material

Figura 4-3.: Isotrópico elástico lineal



4.1.4. Componente acetábular

Utilizando las herramientas de modelado de SolidWorks, el equipo procedió a trazar y definir las diferentes estructuras óseas que conforman el acetábulo, como el ilion, el isquion y el pubis. Mediante operaciones de extrusión, revolución y barrido, fueron dando forma a cada una de estas porciones óseas, logrando así una representación precisa de la geometría del acetábulo. Finalmente, se realizó un exhaustivo proceso de verificación y ajuste del modelo, comparándolo minuciosamente con las referencias anatómicas obtenidas de las imágenes médicas. De esta manera, se logró alcanzar una representación digital adecuada y fidedigna del componente acetabular de la paciente.

Este modelo 3D detallado del acetábulo sirvió como base fundamental para el análisis biomecánico. La precisión y nivel de detalle de este modelo fue clave para garantizar una atención médica personalizada y eficaz para la paciente.

Figura 4-4.: Plano de diseño técnico del acetábulo

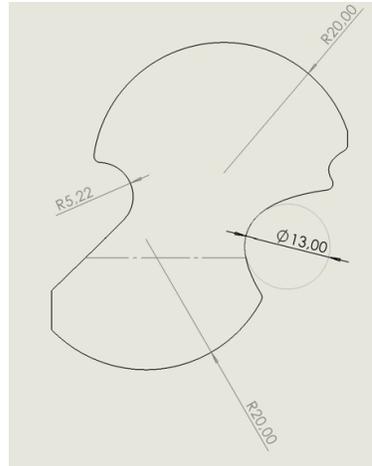


Figura 4-5.: Modelo

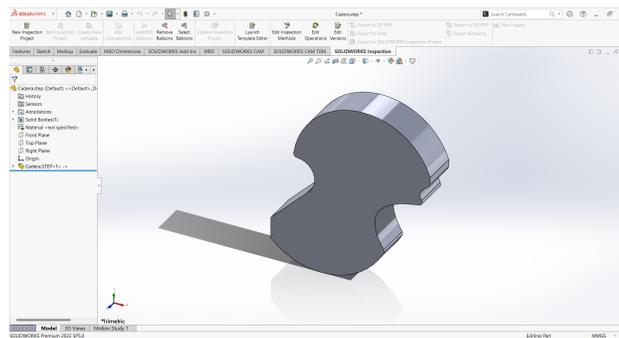


Figura 4-6.: Modelo 1

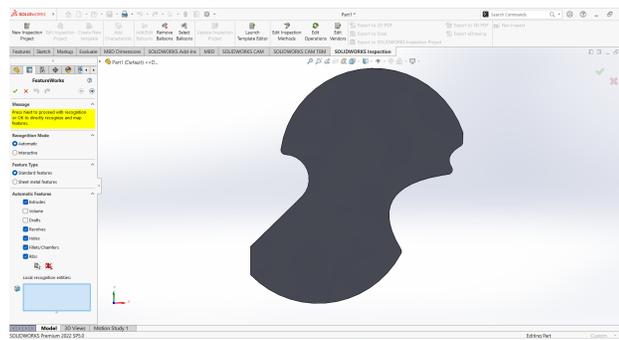
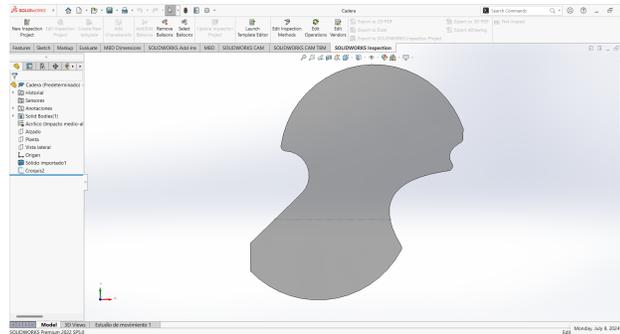


Figura 4-7.: Acetábulo



4.2. Componente femoral

Para la creación del modelo del componente femoral, en SolidWorks, se siguió un proceso detallado y sistemático.

4.2.1. Cabeza femoral y vástago femoral

Utilizando las imágenes médicas relevantes, como las radiografías, se logró obtener una representación de la anatomía individual de la paciente. Estas referencias permitieron la reconstrucción 3D del fémur.

Al trazar y definir la geometría de la cabeza femoral, respetando con sumo cuidado su característica forma esférica. Mediante operaciones de extrusión, revolución y barrido, modelaron con gran exactitud la superficie articular de la cabeza, así como los detalles anatómicos adyacentes.

Posteriormente, se realizó la recreación del vástago femoral, partiendo de la geometría del canal medular y empleando técnicas de modelado similares a las utilizadas para la cabeza femoral, con el fin de asegurar una adaptación a la anatomía particular de la paciente.

Finalmente, se realizó un minucioso proceso de verificación y ajuste del modelo completo, comparándolo exhaustivamente con las referencias anatómicas obtenidas de las imágenes médicas de la paciente. De esta manera, se logró una representación digital del componente femoral, tanto de la cabeza como del vástago.

Este modelo 3D sirvió como base fundamental para el análisis del movimiento de rotación del fémur respecto al acetábulo.

Figura 4-8.: Plano de diseño técnico del fémur

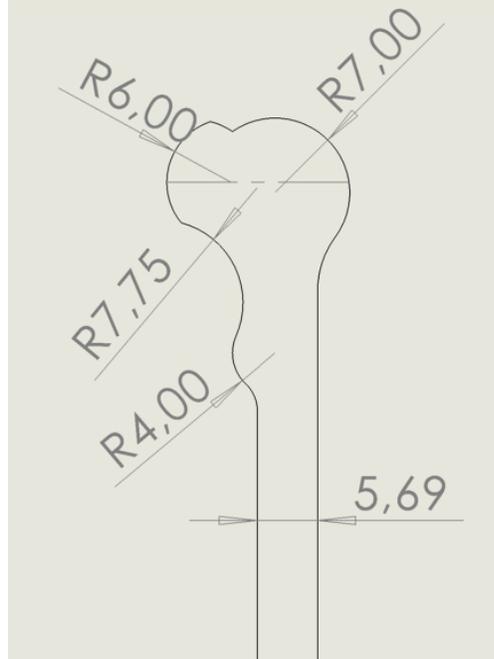


Figura 4-9.: Modelo biomecánico del fémur

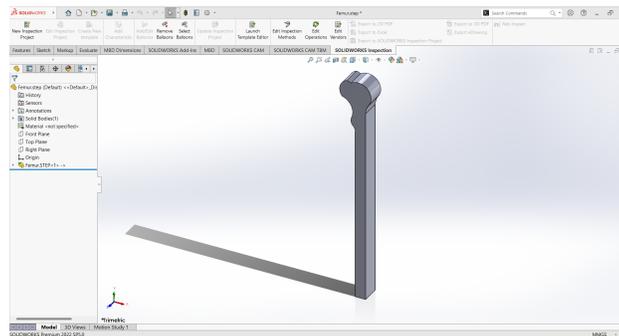


Figura 4-10.: Modelo biomecánico 2

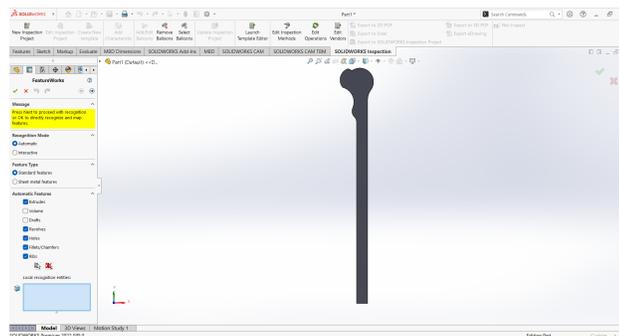
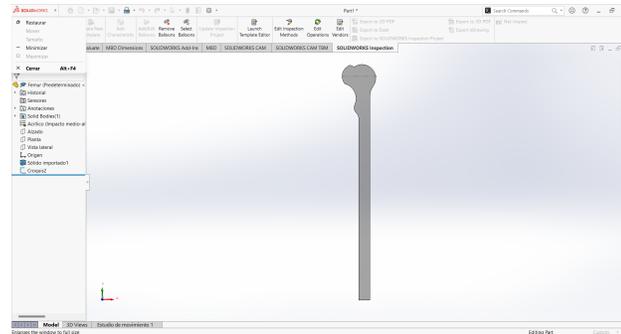
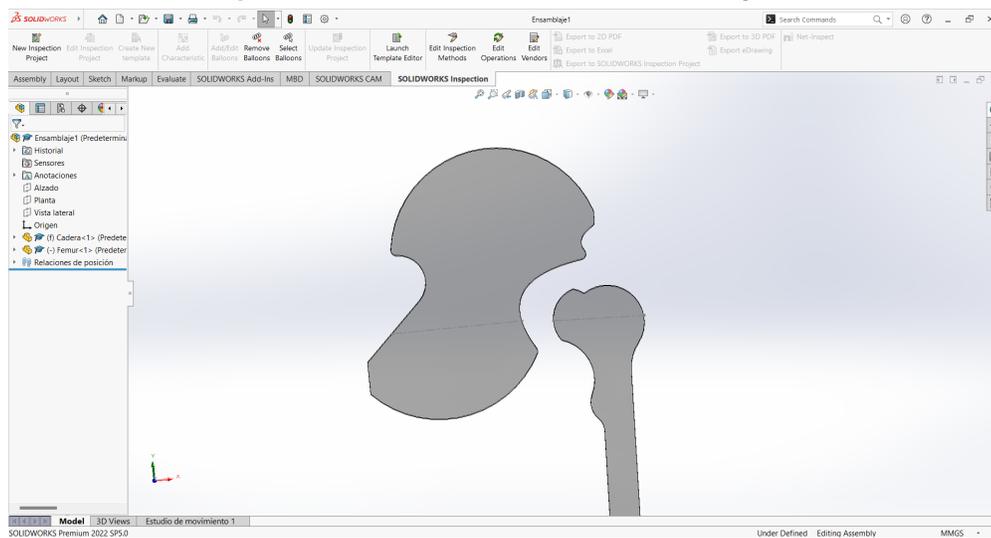


Figura 4-11.: Cabeza y vástago femoral



4.3. Modelo final

Figura 4-12.: Cadera con luxación congénita



4.4. Simulación

En el campo de la ortopedia pediátrica, se han explorado enfoques innovadores para construir un modelo de Solidworks de la cadera de un lactante menor con luxación congénita bilateral. El desarrollo de dispositivos de terapia correctiva con impresión 3D diseñados específicamente para bebés con luxaciones de cadera. Estos dispositivos utilizan elementos de fijación de piernas y caderas creados mediante fabricación aditiva [31, 115]. Además, se han realizado esfuerzos para mejorar las intervenciones no quirúrgicas para la displasia evolutiva de la cadera (DDH). Se han diseñado modelos experimentales de sobremesa para validar los modelos computacionales destinados a la reducción de la cadera y la abducción en casos

graves de DDH [49]. Estos avances tienen como objetivo mejorar los resultados del tratamiento para los bebés con luxación de cadera, proporcionando soluciones personalizadas que aborden los desafíos únicos planteados por las anomalías congénitas de la cadera.

Para este estudio y mediante el uso del software de modelado 3D SolidWorks, se ha realizado un análisis detallado del movimiento de rotación del fémur en relación con el acetábulo. Este análisis ha permitido comprender mejor la dinámica de la articulación de la cadera y las implicaciones clínicas de la luxación congénita [120]. Al construir un modelo digital de la anatomía pediátrica, se logró simular y visualizar con gran detalle los rangos de movimiento del fémur dentro del acetábulo. Este enfoque basado en la modelización 3D ha brindado una valiosa perspectiva sobre las limitaciones de movimiento y las compensaciones biomecánicas que se producen. Los hallazgos de este análisis computacional han demostrado que el desarrollo de dispositivos de terapia correctiva personalizados es fundamental para facilitar una rehabilitación más efectiva.

También se realizó un análisis de esfuerzos utilizando el método de elementos finitos implementado en el software SolidWorks. Mediante la creación de los modelos 3D detallados, se estableció una fuerza de 10 Newtons (aproximadamente 1 kilogramo) para simular la fuerza que ejercía el arnés ortopédico. Esta herramienta de análisis computacional ha permitido predecir el comportamiento estructural, lo cual es fundamental para garantizar el diseño. Al integrar este enfoque y análisis en SolidWorks, los expertos médicos han podido optimizar la geometría de las piezas, identificar áreas críticas, impulsando así innovaciones en el área de la salud.

5. Análisis y Resultados

5.1. Análisis de elementos finitos

5.1.1. Estudio teórico:

A partir de las ecografías de la pelvis se ha obtenido los siguientes ángulos, los mismos que se expresan en las siguientes tablas:

Tabla 5-1.: Ángulos α y β de la cadera derecha

Cadera	Mes	$\alpha(^{\circ})$	$\beta(^{\circ})$
Cadera derecha	1 mes	51	135
Cadera derecha	2 meses	45	68
Cadera derecha	3 meses	47	72
Cadera derecha	4 meses	48	74
Cadera derecha	5 meses	49	76
Cadera derecha	6 meses	51	80

Tabla 5-2.: Ángulos α y β de la cadera izquierda

Cadera	Mes	$\alpha(^{\circ})$	$\beta(^{\circ})$
Cadera izquierda	1 mes	45	160
Cadera izquierda	2 meses	39	88
Cadera izquierda	3 meses	41	92
Cadera izquierda	4 meses	42	94
Cadera izquierda	5 meses	44	96
Cadera izquierda	6 meses	45	98

5.1.2. Cálculos

Para el cálculo de desplazamiento de la cabeza del fémur respecto al acetábulo se usó la ecuación simplificada deducida anteriormente y simplificada a su mínima expresión:

$$\frac{dr}{dt} = \frac{d \sin \phi}{[\sin(\theta + \phi)]^2} \frac{\partial \phi}{\partial t} - \cos(\theta + \phi) \frac{\partial \theta}{\partial t}$$

Partimos conociendo que:

$$\alpha = 90 - \theta$$

$$\beta = 90 - \phi$$

Derivando estas ecuaciones en el tiempo obtenemos, ecuaciones de velocidad angular, obteniendo:

$$\frac{\partial \alpha}{\partial t} = -\frac{\partial \theta}{\partial t} \quad \text{or} \quad \omega_\alpha = -\omega_\theta$$

$$\frac{\partial \beta}{\partial t} = -\frac{\partial \phi}{\partial t} \quad \text{or} \quad \omega_\beta = -\omega_\phi$$

Estos valores los obtenemos utilizando:

$$\omega = \frac{\text{Posición angular final} - \text{Posición angular inicial}}{\text{Intervalo de tiempo}}$$

En la siguientes tablas, se resumen los cálculos mencionados, tomando en cuenta que se tomó como unidad de tiempo 1 mes, debido a que usando la ecuación en unidades del sistema internacional se obtienen valores muy pequeños.

Tabla 5-3.: Parámetros cinemáticos, cadera derecha

Cadera	Mes	α	β	$\Delta\alpha$	$\Delta\beta$	ω_α	ω_β	ω_θ	ω_ϕ
Derecha	1 mes	51	135	0	0	0	0	0	0
Derecha	2 meses	45	68	-6	-67	-0,105	-1,169	0,105	1,169
Derecha	3 meses	47	72	2	4	0,035	0,070	-0,035	-0,070
Derecha	4 meses	48	74	1	2	0,017	0,035	-0,017	-0,035
Derecha	5 meses	49	76	1	2	0,017	0,035	-0,017	-0,035
Derecha	6 meses	51	80	2	4	0,035	0,070	-0,035	-0,070

Tabla 5-4.: Parámetros cinemáticos, cadera izquierda

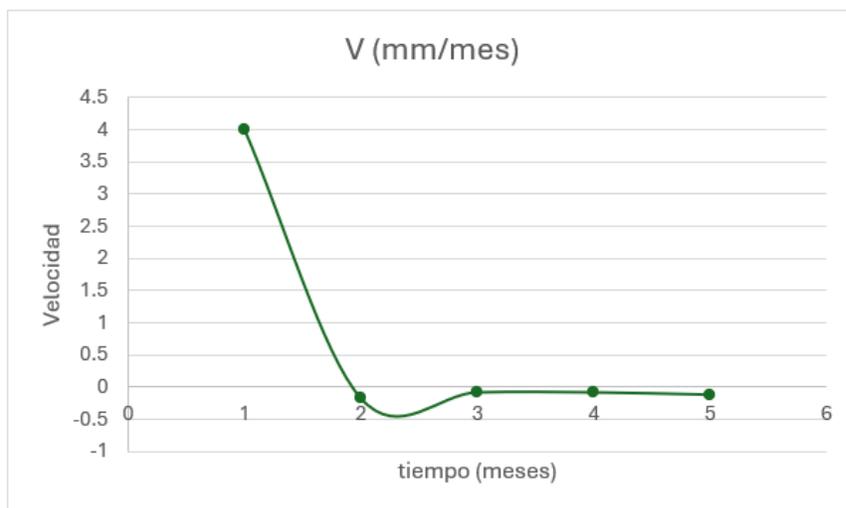
Cadera	Mes	α	β	$\Delta\alpha$	$\Delta\beta$	ω_α	ω_β	ω_θ	ω_ϕ
Izquierda	1 mes	41	160	0	0	0	0	0	0
Izquierda	2 meses	39	88	-6	-72	-0,105	-1,257	0,105	1,257
Izquierda	3 meses	41	92	2	4	0,035	0,070	-0,035	-0,070
Izquierda	4 meses	42	94	1	2	0,017	0,035	-0,017	-0,035
Izquierda	5 meses	44	96	2	2	0,035	0,035	-0,035	-0,035
Izquierda	6 meses	45	98	1	2	0,017	0,035	-0,017	-0,035

Reemplazando los valores en la ecuación 1, obtenemos los resultados en la tabla:

Tabla 5-5.: Desplazamiento y Velocidad del Fémur durante el uso del arnés

Desplazamiento Fémur	V (m/mes)	V (mm/mes)
2 meses	0,003991	3,9911
3 meses	-0,000171	-0,171
4 meses	-0,000079	-0,079
5 meses	-0,000079	-0,079
6 meses	-0,000114	-0,114

Figura 5-1.: Velocidad/Tiempo



Como se muestra en la Figura 5-1 podemos notar que en el 1 mes de estudio tenemos una velocidad positiva, es decir la distancia r creció, el fémur se alejó del acetábulo, a partir del segundo mes de estudio tenemos velocidades negativas que nos indica que la distancia r se acortaba, es decir el fémur se acercaba al acetábulo.

5.1.3. Análisis biomecánico mediante elementos finitos con SolidWorks

Usando el software SolidWorks, con licencia autorizada (UPS), se modeló tanto del acetábulo y el fémur de la paciente.

Usando el módulo SolidMotion se procedió a análisis del movimiento de rotación del fémur respecto al acetábulo, para lo cual se restringió los movimientos mediante concentricidad de la cabeza del fémur respecto al acetábulo.

Mediante un motor de desplazamiento angular se le proporcionó movimiento de giro controlado al fémur, Figuras 5-2 y 5-3:

Figura 5-2.: Abducción

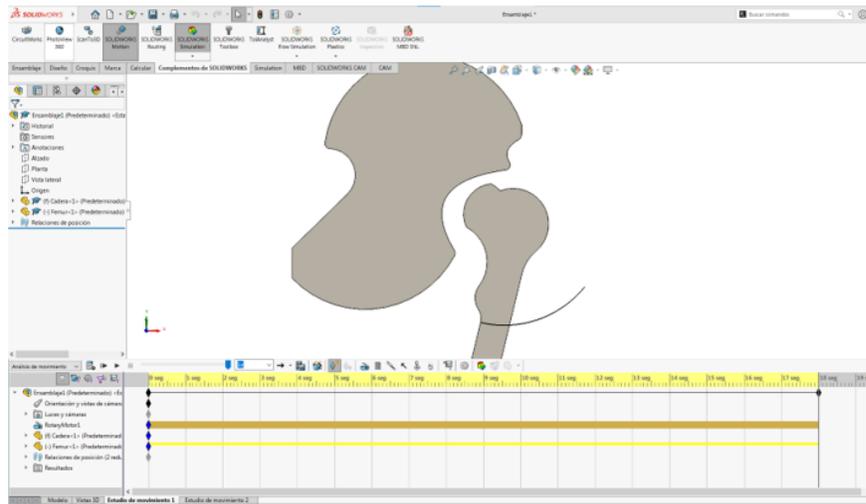
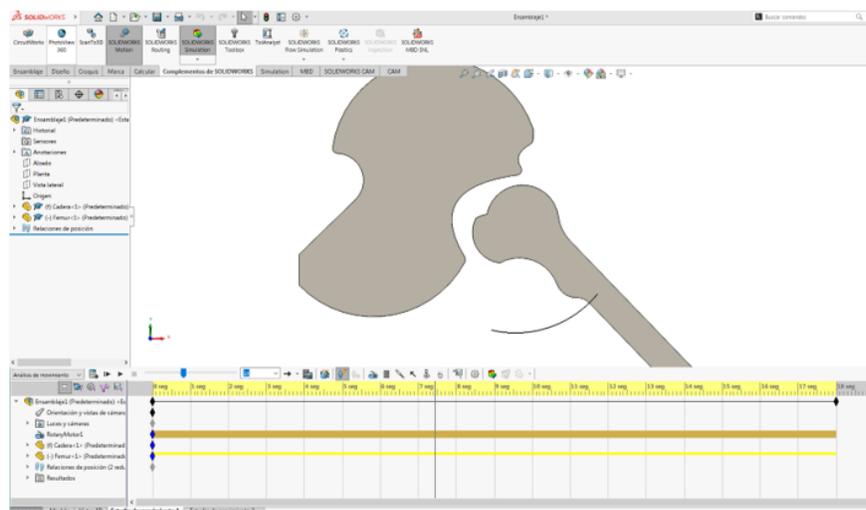
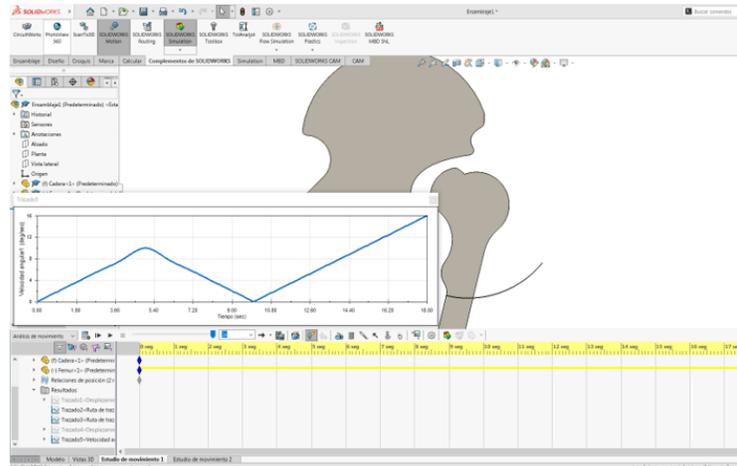


Figura 5-3.: Aducción



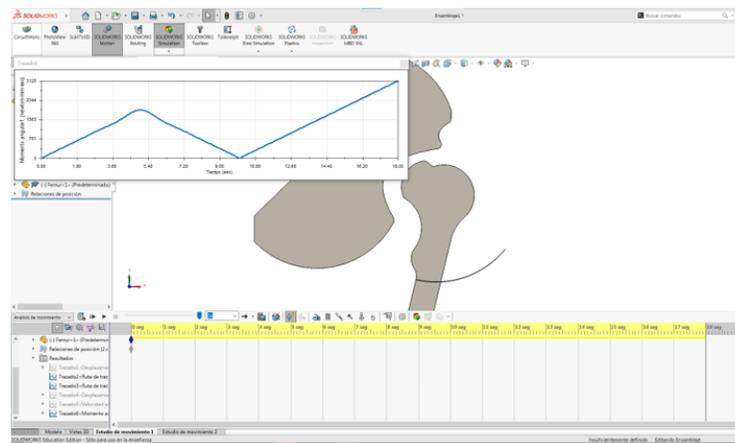
Del resultado del análisis de movimiento se obtuvieron las gráficas de velocidad angular, la misma que se presentan en la Figura 5-4:

Figura 5-4.: Velocidad angular



Se simuló también la magnitud del momento angular, el mismo que nos servirá para estimar la deformación en la cabeza del fémur, Figura 5-5.

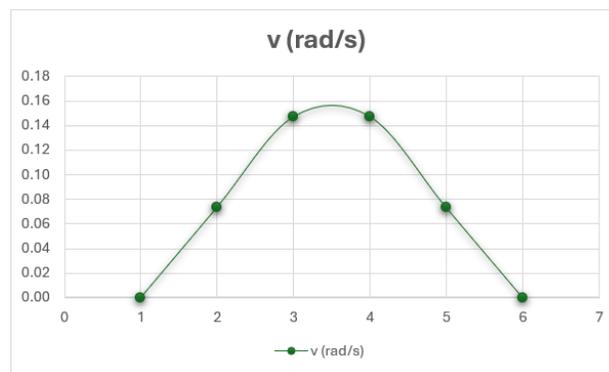
Figura 5-5.: Magnitud del momento angular



Se exportó los valores de velocidad angular a un archivo Excel, para la comparación con los datos teóricos, con la aclaración que mediante una relación de proporcionalidad se tomó intervalos de tiempo de 2 segundos:

Tabla 5-6.: Valores de velocidad angular

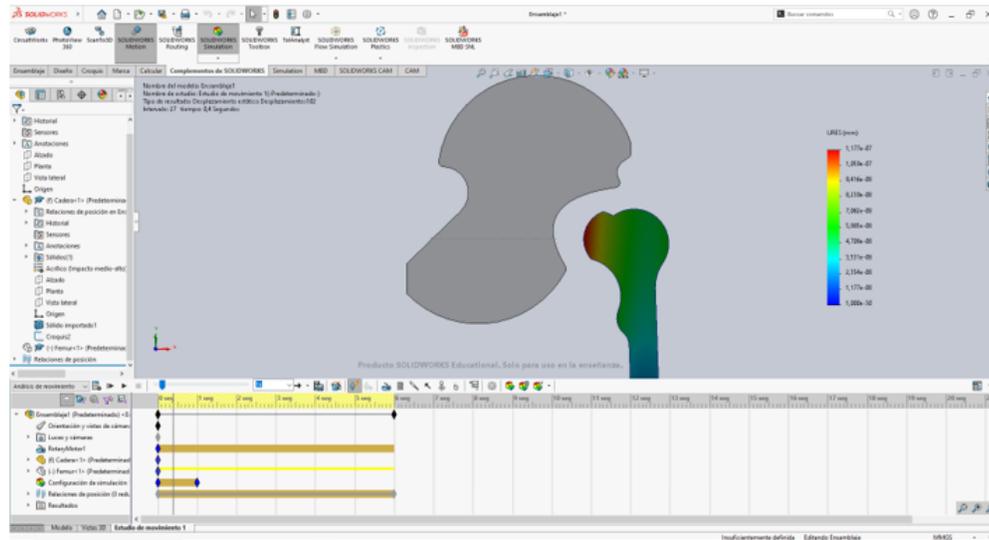
Mes	t(s)	v(rad/s)
1 mes	0,00	0,00
2 meses	2,00	0,0737
3 meses	4,00	0,1473
4 meses	6,00	0,1475
5 meses	8,00	0,0733
6 meses	10,00	0,0000

Figura 5-6.: Velocidad angular (v) en función del tiempo (t) medida en radianes por segundo (rad/s)

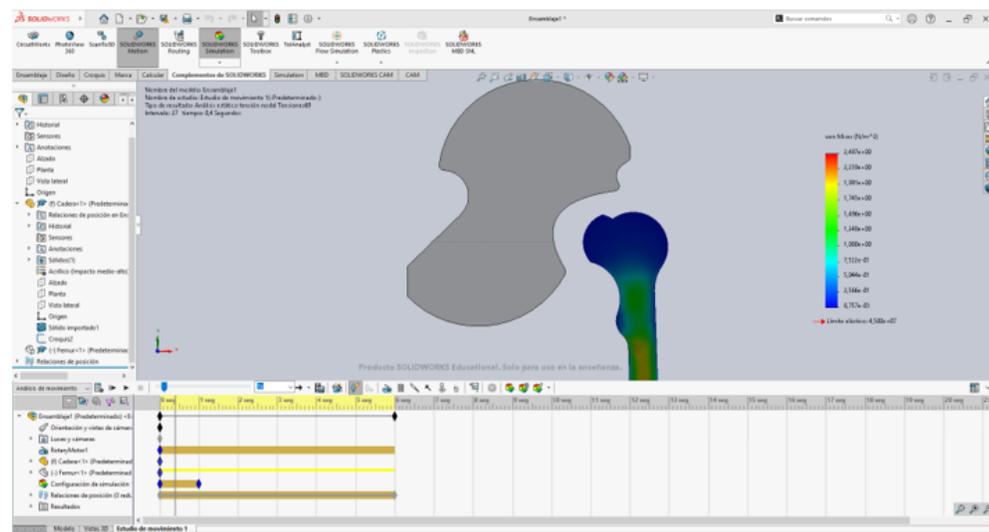
Si bien las velocidades reales (rad/meses) difieren de las simuladas en el software, la razón es que en el software trabajamos con parámetros preestablecidos que no corresponden al real, pero si analizamos la tendencia de velocidades Figura 5-6 observamos que es la misma, con las presentadas anteriormente.

5.1.4. Análisis de esfuerzos mediante elementos finitos (SolidWorks)

El modelo se planteó con una fuerza 10 Newtons (1 kg aproximadamente) fuerza que estaría realizando el arnés ortopédico, obteniendo como resultado que el elemento que sufre deformación es la cabeza del fémur, con un valor de deformación de $1,17 \times 10^{-7}$ mm, Figura 5-7:

Figura 5-7.: Modelo 3D de Articulación de la Cadera con Análisis de Tensión

La Figura 5-8 representa el resultado del esfuerzo equivalente a tensión a la que está sometido el fémur, presentando un valor crítico de 2,5 Pa ($2,5 \text{ N/m}^2$), que es un valor que podemos considerar que no afecta al miembro del paciente.

Figura 5-8.: Esfuerzo equivalente a la tensión a la que está sometido el fémur

5.2. Análisis médico

5.2.1. Estudio teórico:

Los análisis realizados mostraron que, durante el primer mes, el fémur se alejaba del acetábulo, presentando una velocidad positiva. Sin embargo, a partir del segundo mes, el fémur comenzó a acercarse al acetábulo, lo que se reflejó en velocidades negativas. Estos hallazgos permitirán a los médicos comprender mejor la dinámica de la articulación de la cadera y monitorear la evolución de la paciente a lo largo del tiempo. Al integrar los datos ecográficos con el cálculo de desplazamientos, los profesionales de la salud podrán obtener una visión más completa de los cambios morfológicos y funcionales en la articulación, lo que les ayudara a tomar decisiones informadas sobre el tratamiento y el seguimiento de pacientes que posean características similares a la paciente de estudio.

5.2.2. Análisis biomecánico mediante elementos finitos:

Para llevar a cabo el análisis, se modeló la cadera y el fémur de la paciente en el software SolidWorks. Esto permitió realizar un análisis de movimiento de rotación del fémur respecto al acetábulo. A partir de este análisis, se obtuvieron gráficas de la velocidad angular del movimiento, las cuales mostraron una tendencia similar a los cálculos teóricos, aunque con algunas diferencias en los valores numéricos.

Además, se simuló la magnitud del momento angular, lo cual sirvió para estimar la deformación en la cabeza del fémur. Al combinar el modelado en SolidWorks con el análisis de movimiento y la simulación del momento angular, se logró obtener la biomecánica de la articulación de la cadera.

5.2.3. Análisis de esfuerzos:

Se realizó un estudio detallado de los esfuerzos en la cabeza del fémur mediante el empleo del software SolidWorks. Este análisis exhaustivo permitió determinar las áreas con mayor concentración de esfuerzos, lo cual resulta crucial para evaluar el riesgo potencial de deformación o fractura en la articulación de la cadera. Al contar con esta información, los profesionales médicos podrán desarrollar un plan de tratamiento más efectivo, enfocado en las zonas más vulnerables de la estructura ósea y articular.

5.2.4. Interpretación médica:

Se analizó cuidadosamente los resultados del estudio teórico y biomecánico, los cuales sugerían la posible existencia de una inestabilidad en la articulación de la cadera de la paciente.

Se observó que el fémur se alejaba inicialmente del acetábulo, para luego acercarse de manera progresiva, lo que podría indicar problemas en el ajuste o alineación de la articulación. Además, se detectaron esfuerzos concentrados en la cabeza del fémur durante el análisis de elementos finitos, lo cual también podría ser indicativo de un desgaste o daño en la articulación. Estas observaciones permitirán guiar el desarrollo de un plan de tratamiento adecuado para futuros pacientes con esta patología.

6. Conclusiones y Recomendaciones

6.1. Conclusiones

El análisis mediante elementos finitos de la deformación de la articulación entre la cabeza femoral y el acetábulo en la luxación congénita bilateral de cadera de un lactante menor permitió obtener una visión integral de la biomecánica de la articulación, lo cual es fundamental para la planificación de un plan de tratamiento más efectivo y personalizado para la paciente.

El estudio teórico realizado a partir de las ecografías de la pelvis ha sido fundamental para identificar las propiedades anatómicas y biomecánicas de la cadera de un lactante menor con luxación congénita bilateral, las cuales pueden integrarse en modelos de elementos finitos para simular la evolución de esta patología.

El modelado en SolidWorks, el análisis de movimiento y la simulación de momentos angulares permitieron desarrollar un modelo de elementos finitos que simula de manera efectiva las propiedades anatómicas y biomecánicas de la cadera con luxación congénita bilateral.

La simulación de la magnitud del momento angular proporcionada por el análisis de elementos finitos sirvió para evaluar y analizar la efectividad de la simulación en la progresión de la luxación congénita bilateral de cadera. La comparación de los datos teóricos y de la simulación numérica mostró que, si bien existen diferencias en los valores, la tendencia del desplazamiento es la misma, lo cual valida el modelo teórico propuesto. Adicionalmente, el estudio detallado de los esfuerzos en la cabeza del fémur, realizado mediante el uso del software SolidWorks, brindó información crucial para la evaluación de la deformación de la articulación de la cadera del paciente, lo cual es fundamental para identificar las zonas más vulnerables de la estructura ósea y articular.

6.2. Recomendaciones

Se recomienda ampliar el estudio a un mayor número de pacientes para mejorar la representatividad de los resultados y permitir un análisis estadístico más robusto.

Se recomienda desarrollar un plan de tratamiento integral que se enfoque específicamente en las zonas vulnerables de la estructura ósea y articular, determinadas a través del análisis biomecánico. Esto podría incluir terapias físicas o intervenciones quirúrgicas.

Es necesario implementar un seguimiento y monitoreo constante de la evolución de la enfermedad, a través de evaluaciones periódicas que incluyan nuevos análisis biomecánicos utilizando SolidWorks. Esto permitirá ajustar y optimizar el plan de tratamiento en función a los esfuerzos y la respuesta del paciente a las intervenciones.

Es importante utilizar los resultados del análisis de esfuerzos para informar el diseño de tratamientos y dispositivos ortopédicos que puedan mitigar los riesgos de lesiones futuras.

A. Anexo: Flujoograma de referencia

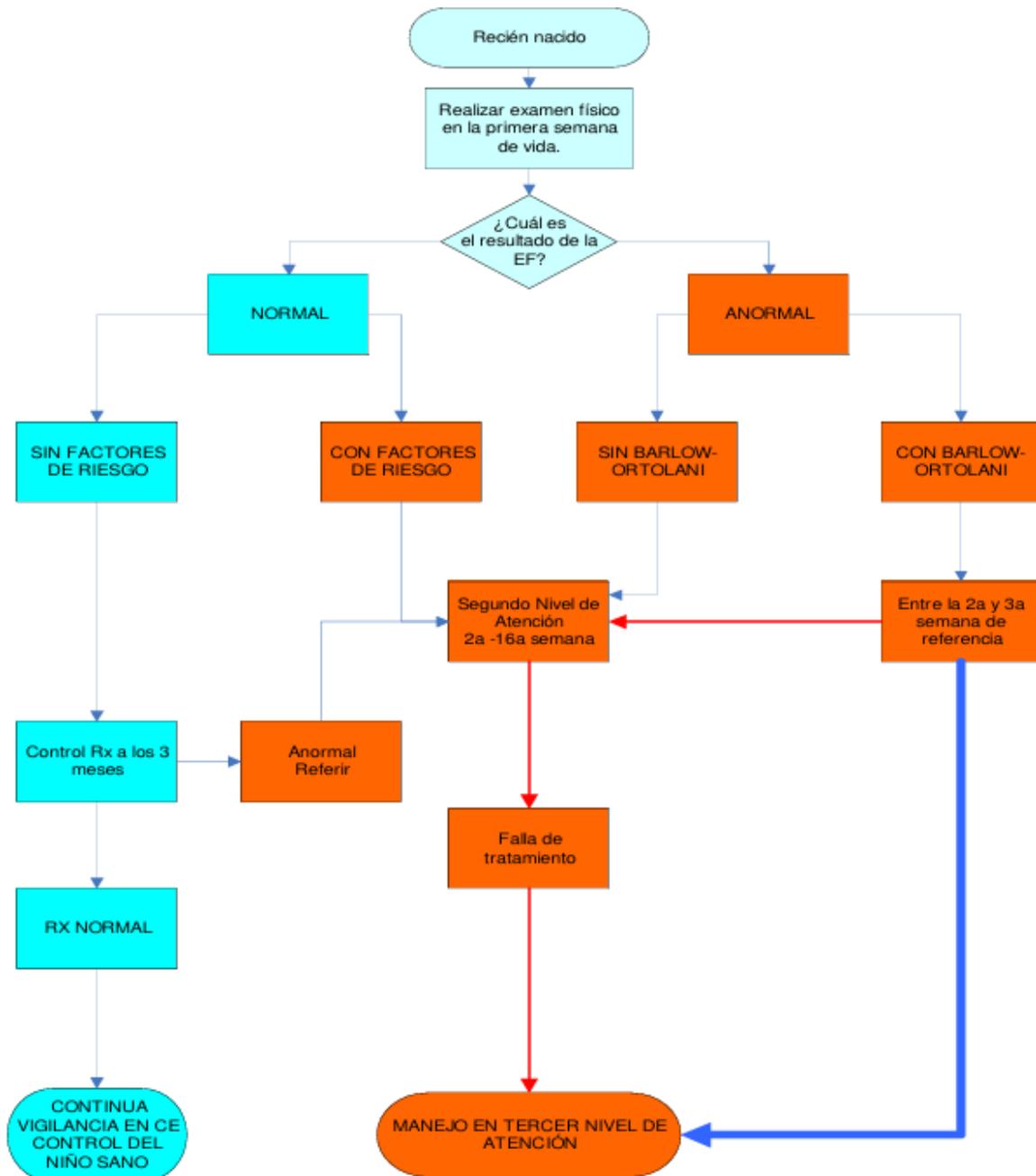


Figura A-1.: Flujoograma de referencia para la detección temprana y tratamiento oportuno de pacientes con DDC [51]

B. Anexo: Diagnóstico DDC

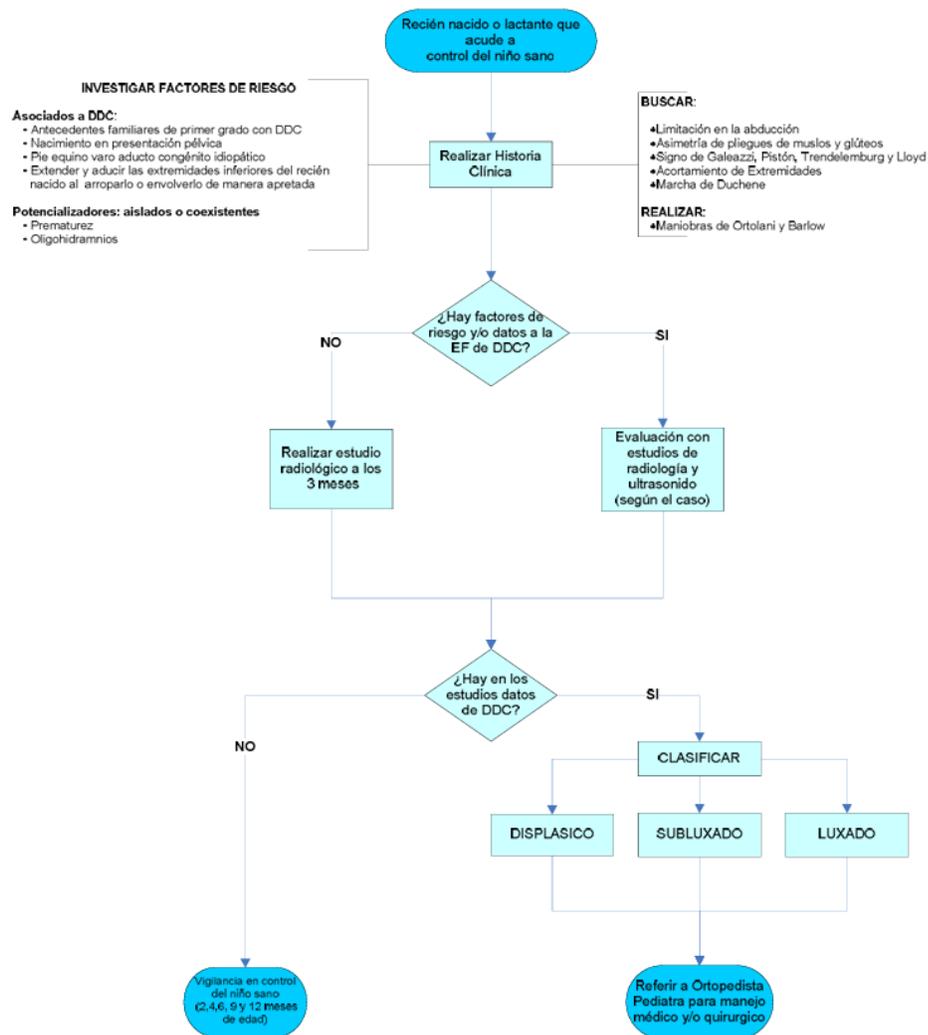


Figura B-1.: Diagnóstico y referencia del RN y LACTANTE con DDC [51]

C. Anexo: Ficha de detección temprana


FICHA DE DETECCIÓN TEMPRANA DE L.C.C EN LACTANTES MENORES DE 0 A 6 MESES VARIABLES


 NOMBRE DE PACIENTE: _____

 NUMERO DE PACIENTE: _____

 FECHA: _____

 SEXO: Masculino Femenino

 EDAD: _____ meses.

 ZONA GEOGRAFICA
 URBANA
 RURAL

 ANTECEDENTES FAMILIARES DE PRIMER Y SEGUNDO GRADO
 SI
 NO

 POSICIÓN FETAL INTRA UTERO / NALGAS (no llenar si desconoce)
 SI
 NO

 ASIMETRÍA DE PLIEGUES
 SI (Izquierda - Derecha)
 NO

 ORTOLANI SI NO

 BARLOW SI NO

 ADUCCIÓN LIMITADA SI NO

 GALLEAZI SI NO

*RX ANTEROPOSTERIOR		*ECOGRAFÍAS	
INDICES ACETABULARES	INDICES		
CADERA DERECHA <input type="checkbox"/>	CADERA DERECHA		
CADERA IZQUIERDA <input type="checkbox"/>	CADERA IZQUIERDA		
UNILATERAL <input type="checkbox"/>	BILATERAL <input type="checkbox"/>		

Figura C-1.: Ficha de detección temprana de LCC en lactantes de 0 a 6 meses (Variables)

Bibliografía

- [1] Laboratorio subterráneo de canfranc (lsc). 2023.
- [2] Developmental dysplasia of the hip in infants younger than six months: Ultrasonographic assessment in relation with risk factors. 17(2):37–45, 2023.
- [3] O. Abousamra, D. Deliberato, S. Singh, and K. E. Klingele. Closed vs open reduction in developmental dysplasia of the hip: The short-term effect on acetabular remodeling. *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma*, 11(2):213–216, 2020. ISSN 0976-5662. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jcot.2019.09.010>. Paediatric Orthopaedics.
- [4] J. C. Abril, I. V. Patudo, R. M. E. Gámez, and M. M. Díaz. Pediatría integral displasia del desarrollo de la cadera y trastornos ortopédicos del recién nacido, 2019.
- [5] I. Adri, O. Touloun, and S. Boussaa. Early detection and risk factors of congenital hip dislocation in morocco. *Journal of Public Health in Africa*, 2023. doi: 10.4081/jphia.2023.2589.
- [6] F. Agbeko, M. Fiawoo, R. A. Djomaleu, M. NZonou, S. Talboussouma, M. Hemou, H. D. Batalia, R. B. Kérékou, M. Pakoudjare, K. E. Abalo, B. Saka, D. Azoumah, E. Djadou, K. N. Douti, K. G. Akakpo-Numado, A. D. Gbadoé, and Y. D. Atakouma. Congenital hip dislocation with a genu recurvatum in togo: A case report. 2021. doi: 10.36502/2021/ASJBCCR.6232.
- [7] A. AL-sanea, M. Eltayeb, and N. N. Kumar. Simulation and analysis of artificial hip joint using software modeling. 2018. doi: 10.1109/ICCCEEE.2018.8515835.
- [8] S. Alshryda, J. J. Howard, J. S. Huntley, and J. G. Schoenecker. Essentials and evidence the pediatric and adolescent hip. 2019.
- [9] D. R. A. Alvarado. Epifisiolistesis de fémur proximal: Revisión bibliográfica y presentación de una nueva técnica quirúrgica. 2022.
- [10] T. Baghdadi, N. Bagheri, . Seyyed, S. Khabiri, H. Kalantar, and S. Saeed. *The Outcome of Salter Innominate Osteotomy for Developmental Hip Dysplasia before and after 3 Years Old*, volume 6. 2018.

- [11] S. Berg and K. Kuminack. [acquired hip joint pathologies in childhood]. *Die Radiologie*, 2022. doi: 10.1007/s00117-022-01057-9.
- [12] E. D. Bobroff, H. G. Chambers, D. J. Sartoris, M. P. Wyatt, and D. H. Sutherland. Femoral anteversion and neck-shaft angle in children with cerebral palsy. *Clinical Orthopaedics and Related Research (1976-2007)*, 364:194–204, 1999.
- [13] C. K. Boese, J. Dargel, J. Oppermann, P. Eysel, M. J. Scheyerer, J. Bredow, and P. Lechler. The femoral neck-shaft angle on plain radiographs: a systematic review. *Skeletal Radiology*, 45:19–28, 2016.
- [14] I. Bohacek, M. Plecko, T. Duvancić, T. Smoljanović, A. Vukasović Barisić, and D. Delimar. Current knowledge on the genetic background of developmental dysplasia of the hip and the histomorphological status of the cartilage. *Croatian medical journal*, 61(3):260—270, July 2020. ISSN 0353-9504.
- [15] F. C. Bost, H. Hagey, E. R. Schottstaedt, and L. J. Larsen. The results of treatment of congenital dislocation of the hip in infancy. *JBJS*, 30(2):454–468, 1948.
- [16] M. Brenes Méndez, A. Flores Castro, and A. Meza Martínez. Actualización en displasia del desarrollo de la cadera. *Revista Medica Sinergia*, 5(9):e574, sep. 2020. doi: 10.31434/rms.v5i9.574.
- [17] P. G. Bullough. The role of joint architecture in the etiology of arthritis. *Osteoarthritis and cartilage*, 12:2–9, 2004.
- [18] D. B. Burr. Muscle strength, bone mass, and age-related bone loss. *Journal of bone and mineral research*, 12(10):1547–1551, 1997.
- [19] D. R. Carter, T. E. Orr, D. P. Fyhrie, and D. J. Schurman. Influences of mechanical stress on prenatal and postnatal skeletal development. *Clinical Orthopaedics and Related Research (1976-2007)*, 219:237–250, 1987.
- [20] M. Ceddia, G. Solarino, G. D. Cassano, and B. Trentadue. Finite element study on stability in the femoral neck and head connection to varying geometric parameters with the relates implications on the effect of wear. *Journal of Composites Science*, 7(9):387, 2023.
- [21] K. N. Chethan, G. Ogulcan, M. Zuber, S. Shenoy, et al. Wear estimation of trapezoidal and circular shaped hip implants along with varying taper trunnion radiuses using finite element method. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 196:105597, 2020.
- [22] M. Z. Chethan K N, Shyamasunder Bhat N and S. S. B. Evolution of different designs and wear studies in total hip prosthesis using finite element analysis: A review. *Cogent Engineering*, 9(1):2027081, 2022. doi: 10.1080/23311916.2022.2027081.

- [23] S. Chung. The arterial supply of the developing proximal end of the human femur. *Jbjs*, 58(7):961–970, 1976.
- [24] S. M. Chung. Hip disorders in infants and children. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 1(4):448–450, 1981.
- [25] C. C. F. de Jesús. Uso temprano de arnes de pavlik en paciente con displasia del desarrollo de cadera en el centenario hospital miguel hidalgo. 2018.
- [26] M. de Salud. Chile. *Guía Clínica : displasia luxante de caderas*. Ministerio de Salud, 2008. ISBN 9789568823030.
- [27] W. Dega. Anatomical and mechanical study of the fetal hip for the purpose of elucidating the etiology and pathogenesis of congenital dislocation. *Chir Organi Mov*, 18(5):425, 1933.
- [28] A. M. L. del Rocío. Factores de riesgo y prevalencia de la reluxación de cadera como complicación postquirúrgica de la acetabuloplastia en niños de 18 meses a 5 años de edad con antecedentes de luxación congénita de la cadera en el hospital pediátrico baca ortiz en los años 2018 – 2019. page 73, 2020.
- [29] O. Delaere and A. Dhem. Prenatal development of the human pelvis and acetabulum. *Acta Orthopaedica Belgica*, 65(3):255–260, 1999.
- [30] C. Dezateux and K. Rosendahl. Developmental dysplasia of the hip. *The Lancet*, 369(9572):1541–1552, 2007.
- [31] N. A. dos Santos, B. O. Artioli, E. Goiano, M. Goncalves, and M. E. Kunkel. A parametrization approach for 3d modeling of an innovative abduction brace for treatment of developmental hip dysplasia. 2018. doi: 10.1007/978-981-10-9023-3_41.
- [32] T. Dwight. The size of the articular surfaces of the long bones as characteristic of sex; an anthropological study. *American Journal of Anatomy*, 4(1):19–31, 1905.
- [33] M. El-Sayed, T. Ahmed, S. Fathy, and H. Zyton. The effect of dega acetabuloplasty and salter innominate osteotomy on acetabular remodeling monitored by the acetabular index in walking ddh patients between 2 and 6 years of age: Short- to middle-term follow-up. *Journal of Children’s Orthopaedics*, 6(6):471–477, 2012. doi: 10.1007/s11832-012-0451-x. PMID: 24294309.
- [34] J. EMMETT. 18 measurements of the acetabulum. *Clinical Orthopaedics and Related Research®*, 53:171–174, 1967.
- [35] G. Fabry, G. D. MACEWEN, and A. Shands Jr. torsion of the femur: A follow-up study in normal and abnormal conditions. *JBJS*, 55(8):1726–1738, 1973.

- [36] C. A. Ford, N. C. Nowlan, S. Thomopoulos, and M. L. Killian. Effects of imbalanced muscle loading on hip joint development and maturation. *Journal of Orthopaedic Research*, 35(5):1128–1136, 2017.
- [37] M. Giorgi, A. Carriero, S. J. Shefelbine, and N. C. Nowlan. Effects of normal and abnormal loading conditions on morphogenesis of the prenatal hip joint: application to hip dysplasia. *Journal of biomechanics*, 48(12):3390–3397, 2015.
- [38] E. d. O. Goiano, M. Akkari, J. P. Pupin, and C. Santili. The epidemiology of developmental dysplasia of the hip in males. *Acta Ortopédica Brasileira*, 28(1):26–30, Jan 2020. ISSN 1413-7852. doi: 10.1590/1413-785220202801215936.
- [39] A. R. Hareendranathan, S. Wichuk, K. Punithakumar, S. Dulai, and J. L. Jaremko. Normal variation of infant hip development. *Bone & joint open*, 2022. doi: 10.1302/2633-1462.311.BJO-2022-0081.R1.
- [40] F. Hefti. *Pediatric orthopedics in practice*. Springer Science Business Media, 2007.
- [41] C. Herrero, C. Vidal, and P. C. neda. Acquiring the skills to perform point of care ultrasound of the infant hip through simulation. *Journal of the Pediatric Orthopaedic Society of North America*, 2022. doi: 10.55275/jposna-2022-0065.
- [42] C. Herrero, C. Vidal, and P. C. neda. Acquiring the skills to perform point of care ultrasound of the infant hip through simulation. *Journal of the Pediatric Orthopaedic Society of North America*, 2022. doi: 10.55275/jposna-2022-0065.
- [43] Herring and J. A. *Tachdjians Pediatric Orthopaedics: From the Texas Scottish Rite Hospital for Children: 2-Volume Set*. Elsevier Health Sciences, 2020.
- [44] M. Higa, H. Tanino, Y. Yamagami, M. Abo, and S. Kakunai. Finite element analyses on total hip arthroplasty dislocation mechanisms. *International Journal of Automation and Power Engineering*, 2014. doi: 10.14355/IJAPE.2014.0305.01.
- [45] H. Ike, Y. Inaba, N. Kobayashi, Y. Yukizawa, Y. Hirata, M. Tomioka, and T. Saito. Effects of rotational acetabular osteotomy on the mechanical stress within the hip joint in patients with developmental dysplasia of the hip. *The Bone Joint Journal*, 97-B(4):492–497, 2015. doi: 10.1302/0301-620X.97B4.33736.
- [46] D. R. T. C. Javier. Factores de riesgo y prevalencia de la reluxación de cadera como complicación postquirúrgica de la acetabuloplastia en niños de 18 meses a 5 años de edad con antecedentes de luxación congénita de la cadera en el hospital pediátrico baca ortiz en los años 2018 – 2019. 2019.
- [47] V. M. F. Javier. *MANUAL DEL RESIDENTE DE C.O.T. DE LA SECOT*. 2014. ISBN 9788469707562.

- [48] A. L. J. JOAQUIN. Determinación del comportamiento biomecánico de una cadera displásica en un paciente de 1 año de edad: Modelo 3d computacional. 2018.
- [49] S. Jones, J. Helwig, and J. Ruiz. A mechanical model for hip reduction via pavlik harness in newborns. 2015.
- [50] J.-L. Jouve, Y. Glard, E. Garron, M.-D. Piercecchi, O. Dutour, C. Tardieu, and G. Bollini. Anatomical study of the proximal femur in the fetus. *Journal of Pediatric Orthopaedics B*, 14(2):105–110, 2005.
- [51] S. P. Kelley, F. Tr, C. S. Bradley, and J. H. Wedge. El manejo quirúrgico de la displasia del desarrollo de la cadera luxada. técnica quirúrgica, optimizando los resultados y resultados a largo plazo, 2013.
- [52] A. Kirkner, A. Haouimi, M. Rozner, R. S.-M. Chong, and U. of California Museum of Paleontology. Normal variation of infant hip development. *Bone & joint open*, 2022. doi: 10.1302/2633-1462.311.bjo-2022-0081.r1.
- [53] P. Kotlarsky, R. Haber, V. Bialik, and M. Eidelman. Developmental dysplasia of the hip: What has changed in the last 20 years?, 2015. ISSN 22185836.
- [54] H. Laage, J. C. Barnett, J. M. Brady, P. J. Dulligan Jr, H. C. Fett Jr, T. F. Gallagher, and B. A. Schneider. Horizontal lateral roentgenography of the hip in children: a preliminary report. *JBJS*, 35(2):387–398, 1953.
- [55] J. Landa, M. Benke, and D. S. Feldman. The limbus and the neolimbus in developmental dysplasia of the hip, 2008. doi: 10.1007/s11999-008-0158-y.
- [56] A. Langenskiöld and P. Salenius. Epiphyseodesis of the greater trochanter. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 38(1-4):199–219, 1967.
- [57] R. D. LAURENSEN. Development of the acetabular roof in the fetal hip: an arthrographic and histological study. *JBJS*, 47(5):975–983, 1965.
- [58] B. Lecoq, L. Fournier, M. Carteni, F. Morin, and C. Marcelli. Ecografía en reumatología. *EMC - Aparato Locomotor*, 38(4):1–21, 2005. ISSN 1286-935X. doi: [https://doi.org/10.1016/S1286-935X\(05\)45002-9](https://doi.org/10.1016/S1286-935X(05)45002-9).
- [59] M. C. Lee and C. P. Ebersson. Growth and development of the child’s hip. *Orthopedic Clinics*, 37(2):119–132, 2006.
- [60] J. Li, T. D. Stewart, Z. Jin, R. K. Wilcox, and J. Fisher. The influence of size, clearance, cartilage properties, thickness and hemiarthroplasty on the contact mechanics of the hip joint with biphasic layers. *Journal of biomechanics*, 46(10):1641–1647, 2013.

- [61] J. Li, X. Hua, Z. Jin, J. Fisher, and R. K. Wilcox. Biphasic investigation of contact mechanics in natural human hips during activities. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 228(6):556–563, 2014.
- [62] B. Liu, X. Hu, L. Li, and S. Gao. Morphological development of the hip in normal infants under six months of age by the graf ultrasound method. *Frontiers in Pediatrics*, 2022. doi: 10.3389/fped.2022.914545.
- [63] B. Liu, X. Hu, L. Li, and S. zhong Gao. Desarrollo morfológico de la cadera en lactantes normales menores de seis meses de edad mediante el método de ultrasonido graf. *Frontiers in Pediatrics*, 10, 2022. doi: 10.3389/fped.2022.914545.
- [64] G. C. Lloyd-Roberts and J. A. Fixsen. Orthopaedics in infancy and childhood. (*No Title*), 1971.
- [65] R. T. Loder, A. A. Mehbod, C. Meyer, and M. Meisterling. Acetabular depth and race in young adults: a potential explanation of the differences in the prevalence of slipped capital femoral epiphysis between different racial groups. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 23(6):699–702, 2003.
- [66] N. W. McGrew. Teratologic dislocation of the hip – multiple congenital contractures. 2022.
- [67] M. B. Méndez, A. F. Castro, and A. M. Martínez. Actualización en displasia del desarrollo de la cadera. *Revista Medica Sinergia*, 5:e574, 9 2020. ISSN 2215-4523. doi: 10.31434/rms.v5i9.574.
- [68] H. Merk, H. Wissel, A. Machner, and G. Pap. Korrelation von pathologisch klinischen hüftbefunden zur sonographischen untersuchung von säuglingshüften. *Zeitschrift Fur Orthopadie Und Ihre Grenzgebiete*, 2008. doi: 10.1055/S-2008-1039565.
- [69] M. Miao, H. qing Cai, L. Hu, and Z. Wang. Retrospective observational study comparing the international hip dysplasia institute classification with the tonnis classification of developmental dysplasia of the hip. *Medicine*, 96, 2017.
- [70] I. Miras, A. Directores, L. Fidalgo, M. Alfonso, and O. Matamala. Estudio ecad cribado universal de la displasia del desarrollo de la cadera mediante el método de graf. 2022.
- [71] V. Muddaluru, A. Khurshed, and W. Kishta. Defining the limbus in developmental dysplasia of the hip – less is more: A case report. *Journal of Orthopaedic Reports*, 2 (4):100189, 2023. ISSN 2773-157X. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jorep.2023.100189>.

- [72] V. Murga, L. Rasskazov, V. Krestyashin, and N. Marasanov. An integrated approach to the treatment of congenital hip dislocation. *Archiv EuroMedica*, 2023. doi: 10.35630/2023/13/6.603.
- [73] V. Murga, L. Rasskazov, V. Krestyashin, and N. Marasanov. An integrated approach to the treatment of congenital hip dislocation. *Archiv EuroMedica*, 2023. doi: 10.35630/2023/13/6.603.
- [74] F. H. Netter. *Atlas of human anatomy, Professional Edition E-Book: including NetterReference. com Access with full downloadable image Bank*. Elsevier health sciences, 2014.
- [75] D. A. Neumann. Kinesiology of the hip: a focus on muscular actions. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 40(2):82–94, 2010.
- [76] Noback, C. R., Robertson, and G. Gordon. Sequence of appearance of ossification centers in the human skeleton during the first five prenatal months. 1951.
- [77] S. Noordin. *Diagnóstico y tratamiento DISPLASIA DEL DESARROLLO DE LA CADERA*. 2013.
- [78] T. Ohmori, H. Endo, S. Mitani, H. Minagawa, T. Tetsunaga, and T. Ozaki. Acta medica okayama radiographic prediction of the results of long-term treatment with the pavlik harness for developmental dislocation of the hip, 2009.
- [79] N. Y. Pakhomova, E. L. Strokova, V. Kozhevnikov, A. F. Gusev, and A. M. Zaydman. Congenital dislocation of the hip – theories, etiological and predisposing factors (risk factors). *Sibirskij naučnyj medicinskij žurnal*, 2022. doi: 10.18699/ssmj20220405.
- [80] N. Y. Pakhomova, E. L. Strokova, V. Kozhevnikov, A. F. Gusev, and A. M. Zaydman. Congenital dislocation of the hip – theories, etiological and predisposing factors (risk factors). *Sibirskij naučnyj medicinskij žurnal*, 2022. doi: 10.18699/ssmj20220405.
- [81] Y. peng Chen, T.-Y. Fan, C.-C. J. Chu, J.-J. Lin, C.-F. Kuo, and H.-K. Kao. Automatic and human level grafs type identification for detecting developmental dysplasia of the hip. *Biomedical journal*, 2023. doi: 10.1016/j.bj.2023.100614.
- [82] V. Pollet, V. Percy, and H. J. Prior. Relative risk and incidence for developmental dysplasia of the hip. *The Journal of Pediatrics*, 181:202–207, 2017. ISSN 0022-3476. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jpeds.2016.10.017>.
- [83] R. Raimann and D. Aguirre. Displasia del desarrollo de la cadera: Tamizaje y manejo en el lactante. *Revista Médica Clínica Las Condes*, 32(3):263–270, 2021. ISSN 0716-8640. doi: <https://doi.org/10.1016/j.rmcl.2021.04.003>. TEMA CENTRAL: Cirugía Ortopédica Pediátrica.

- [84] R. Raimann and D. Aguirre. Developmental dysplasia of the hip: screening and management in the infant. *Revista Medica Clinica Las Condes*, 32:263–270, 2021. ISSN 25310186. doi: 10.1016/j.rmclc.2021.04.003.
- [85] Z. Ráliš and B. McKibbin. Changes in shape of the human hip joint during its development and their relation to its stability. *The Journal of Bone and Joint Surgery British Volume*, 55(4):780–785, 1973.
- [86] O. Reikerås, T. Hinderaker, and H. Steen. *Reduced acetabular depth in hip instability in the newborn*, volume 22. SLACK Incorporated Thorofare, NJ, 1999.
- [87] H. K. Rosenberg, S. B. Losik, and E. Smergel. Developmental dysplasia of the infant hip. *Contemporary Diagnostic Radiology*, 2006. doi: 10.1097/00219246-200602150-00001.
- [88] R. B. Salter. Innominate osteotomy in the treatment of congenital dislocation and subluxation of the hip. *The Journal of Bone & Joint Surgery British Volume*, 43(3): 518–539, 1961.
- [89] W. N. Sankar, C. O. Neuburger, and C. F. Moseley. Femoral anteversion in developmental dysplasia of the hip. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 29(8):885–888, 2009.
- [90] I. P. Saus, J. G. Hernández, M. C. Pérez, I. D. Esteban, I. E. L. Parra, M. D. la Fuente Gómez-Morán, H. J. C. Tinoco, and J. R. Medina. Evaluación radiológica de la cadera pediátrica displásica: Guía de supervivencia para el residente, 2022.
- [91] J. Sebastián, V. Guampe, D. C. O. Vanegas, M. A. G. Gómez, M. J. G. Hurtado, P. Camila, and V. E. nán. Una mirada actualizada a la displasia de cadera en niños y adultos. *Scientific Education Medical Journal*, 2:2021, 2021. ISSN 2745-0252.
- [92] F. Shapiro. *Pediatric orthopedic deformities*. Elsevier, 2002.
- [93] A. Sharir, T. Stern, C. Rot, R. Shahar, and E. Zelzer. Muscle force regulates bone shaping for optimal load-bearing capacity during embryogenesis. *Development*, 138(15):3247–3259, 2011.
- [94] S. Shuib, M. F. A. Manap, M. A. H. Hisham, N. S. Hamizan, and I. M. Arrif. Investigation of human hip dislocation using 3-d finite human hip model. 2021. doi: 10.1063/5.0047671.
- [95] A.-L. Simon, C. Mallet, P. Souchet, and B. Ilharreborde. De la displasia a la artrosis. *EMC - Pediatría*, 58(2):1–16, 2023. ISSN 1245-1789. doi: [https://doi.org/10.1016/S1245-1789\(23\)47712-8](https://doi.org/10.1016/S1245-1789(23)47712-8).

- [96] C. E. Solano, S. María, E. S. Morales, G. Verónica, V. García, A. Martínez, G. Eva, and L. R. Guerrero. *Miscelánea Científica en México*. 2020. ISBN 978-607-8358-92-2.
- [97] I. Swarup, C. L. Penny, and E. R. Dodwell. Developmental dysplasia of the hip: an update on diagnosis and management from birth to 6 months. *Current Opinion in Pediatrics*, 30:84–92, 2017.
- [98] S. H. S. Tan, C. H. Wu, K. L. Wong, and J. H. Hui. Correlations between ultrasonographic and subsequent radiographic findings of developmental dysplasia of the hips. *Ultrasonography*, 39:43–51, 2020. ISSN 22885943. doi: 10.14366/usg.18064.
- [99] S. J. Tennant, A. Hashemi-Nejad, P. Calder, and D. M. Eastwood. Bilateral developmental dysplasia of the hip: Does closed reduction have a role in management outcome of closed and open reduction in 92 hips. *Journal of pediatric orthopedics*, 39(4):e264—e271, April 2019. ISSN 0271-6798. doi: 10.1097/bpo.0000000000001297.
- [100] S. J. Tennant, A. Hashemi-Nejad, P. Calder, and D. M. Eastwood. Bilateral developmental dysplasia of the hip: Does closed reduction have a role in management outcome of closed and open reduction in 92 hips. *Journal of pediatric orthopedics*, 39(4):e264—e271, April 2019. ISSN 0271-6798. doi: 10.1097/bpo.0000000000001297.
- [101] B. X. B. M. Tito. Factores asociados a displasia del desarrollo de cadera en menores de 1 año atendidos en el hospital essalud iii juliaca. 2019.
- [102] M. Todo. Análisis biomecánico de artroplastias articulares de cadera mediante el método de elementos finitos basado en imágenes de tc. *Journal of Surgical Research*, 1:34–41, 2018. doi: 10.26502/JSR.1002005.
- [103] E. P. Triana, D. S. B. Ulloa, M. J. Padrón, M. C. M. Coruña, and R. R. Rodríguez. *Bases anatomofuncionales de la articulación de la cadera y su relación con la fractura Anatomic-functional bases of the hip joint and its relation with the fracture*. 2018.
- [104] M. Ursei, J.-P. Cahuzac, R. Darmana, and F. Accadbled. Trastornos estáticos de las extremidades inferiores y sus consecuencias sobre la marcha. *EMC - Podología*, 22(4): 1–8, 2020. ISSN 1762-827X. doi: [https://doi.org/10.1016/S1762-827X\(20\)44251-8](https://doi.org/10.1016/S1762-827X(20)44251-8).
- [105] B. Vafaeian, D. Zonoobi, M. Mabee, A. Hareendranathan, M. El-Rich, S. Adeeb, and J. Jaremko. Análisis de elementos finitos del comportamiento mecánico de las articulaciones displásicas de la cadera humana: una revisión sistemática. *Osteoarthritis y cartílago*, 25 4:438–447, 2017. doi: 10.1016/j.joca.2016.10.023.
- [106] B. Vafaeian, D. Zonoobi, M. Mabee, A. R. Hareendranathan, M. El-Rich, S. Adeeb, and J. L. Jaremko. *Finite element analysis of mechanical behavior of human dysplastic hip joints: a systematic review*, volume 25. W.B. Saunders Ltd, 4 2017. doi: 10.1016/j.joca.2016.10.023.

- [107] D. V. M. G. D. VALLE. Complicaciones del tratamiento ortopédico de la displasia congénita de cadera. 2022.
- [108] A. Vaquero-Picado, G. González-Morán, E. G. Garay, and L. Moraleda. Developmental dysplasia of the hip: Update of management. *EFORT Open Reviews*, 4:548–556, 9 2019. ISSN 20585241. doi: 10.1302/2058-5241.4.180019.
- [109] J. A. Vera, Y. D. Rocío, M. Carrión, M. Fernanda, and S. Jiménez. Displasia de cadera infantil: valoración ecosonográfica; revisión bibliográfica, a propósito de un caso infantile hip displasia: ecosonographic valuation; bibliographical review, case report, 2003.
- [110] C. Wakeley. A note on the architecture of the ilium. *J Anat*, 64:109, 1929.
- [111] T. Walmsley. The neck of the femur as a static problem. *Journal of Anatomy and Physiology*, 49(Pt 3):314, 1915.
- [112] N. Walton, H. Wynn-Jones, M. Ward, and J. Wimhurst. Femoral neck-shaft angle in extra-capsular proximal femoral fracture fixation; does it make a tad of difference? *Injury*, 36(11):1361–1364, 2005.
- [113] M. R. Wanner, R. T. Loder, S. G. Jennings, F. Ouyang, and B. Karmazyn. Changes in femoral head size and growth rate in young children with severe developmental dysplasia of the hip. *Pediatric Radiology*, 47:1787–1792, 2017.
- [114] R. S. Watanabe. Embryology of the human hip. *Clinical Orthopaedics and Related Research*®, 98:8–26, 1974.
- [115] Z. Weihong. Infant congenital dislocation of hip joint 3d printing corrective therapy device. 2017.
- [116] Weinstein, S. L, Mubarak, S. J, Wenger, and D. R. Developmental hip dysplasia and dislocation: Part i. *Instructional course lectures*, 53:523–530, 2004.
- [117] D. R. Wenger. *Practice of Pediatric Orthopaedics*. LWW, 2007.
- [118] D. R. Wenger. *Tachdjians pediatric orthopaedics*. LWW, 2008.
- [119] G. Whyte, E. Loumaine Sink, and S. H. Coleman. The effects of acetabular depth on clinical outcomes after hip arthroscopy in patients with femoroacetabular impingement. *Journal of Hip Preservation Surgery*, 3(suppl_1):hnw030–028, 2016.
- [120] P. Wicart and R. Seringe. De la displasia a la artrosis. *EMC - Pediatría*, 45(4):1–28, 2010. ISSN 1245-1789. doi: [https://doi.org/10.1016/S1245-1789\(10\)70163-3](https://doi.org/10.1016/S1245-1789(10)70163-3).

-
- [121] L. S. P. XAVIER. Evaluación de los factores de riesgo asociados a la displasia de desarrollo de cadera en niñas y niños del iess ceibos de guayaquil 2017-2019. 2022.
- [122] M. Yi-shan. Análisis de elementos finitos de la dislocación del desarrollo de la cadera de croweiv. *Progress in Modern Biomedicine*, 2013.
- [123] G. Zhang, M. Li, X. Qu, Y. Cao, X. Liu, C. Luo, and Y. Zhang. Efficacy of closed reduction for developmental dysplasia of the hip: midterm outcomes and risk factors associated with treatment failure and avascular necrosis. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 15, 12 2020. ISSN 1749799X. doi: 10.1186/s13018-020-02098-3.