



UNIVERSIDAD NACIONAL DE COLOMBIA

# Análisis biomecánico para evaluar cirugía reconstructiva de cadera con secuelas de displasia

**Freddy Leonardo Bueno Palomeque**

Universidad Nacional de Colombia  
Facultad de Medicina, Maestría en Ingeniería Biomédica  
Bogotá, Colombia  
2013



# Análisis biomecánico para evaluar cirugía reconstructiva de cadera con secuelas de displasia

**Freddy Leonardo Bueno Palomeque**

Tesis presentada como requisito parcial para optar al título de:  
**Magister en Ingeniería Biomédica**

Director:

Dr.-Ing. Carlos Julio Cortés Rodríguez

Profesor Asociado, Facultad de Ingeniería, Departamento de Ingeniería Mecánica y Mecatrónica

Co-Director:

MD. Carlos Daniel de Jesús García Sarmiento

Profesor Asociado, Facultad de Medicina, Departamento de Cirugía

Línea de Investigación:

Ingeniería Biomecánica

Grupo de Investigación:

Grupo de Investigación en Biomecánica GIBM-UN

Universidad Nacional de Colombia

Facultad de Medicina, Maestría en Ingeniería Biomédica

Bogotá, Colombia

2013



A mis padres y hermanos, por el apoyo  
brindado durante esta etapa de mi vida.



# Agradecimientos

Inicialmente quiero expresar mi inmenso agradecimiento a mi director, el profesor Carlos Julio Cortés Rodríguez, por su confianza, apoyo, paciencia, comprensión y dedicación a lo largo del desarrollo de este trabajo. También por las enseñanzas durante mi vinculación al grupo de investigación, que me han ayudado en mi formación académica, profesional y personal.

También quiero agradecer especialmente al profesor Carlos Daniel de Jesús García Sarmiento por su apoyo, paciencia, confianza y dedicación en el desarrollo de este proyecto, su aporte ha sido invaluable, sus explicaciones me ayudaron mucho a comprender mejor el tema y a concluirlo.

Quiero agradecer a mis compañeros de maestría, Marcela Arango, Oscar Rodríguez y Santiago Rendón quienes me han ayudado incondicionalmente durante todo este proceso y con quienes he compartido esta experiencia inolvidable. A Fabián Narváez, Héctor Castro, Juan Camilo Lozano, Luis Morales, Tatiana Castro y a todos los amigos de la maestría y de la Universidad Nacional. Quiero agradecer también al profesor Diego Garzón y al profesor Octavio Silva por su invaluable apoyo en mi formación.

A mis padres, hermanos y miembros de mi familia que me han rodeado de amor, acompañando y aconsejando durante toda mi vida, a mis amigos quienes siempre han confiado en mí y me han brindado su apoyo incondicional. Quiero agradecer de manera muy especial a Noemí Vera por su amor y apoyo constante, sin quien no hubiera sido posible realizar este proyecto. Agradezco de manera muy afectuosa a Rodolfo, Elizabeth y Daniel Sánchez por su apoyo y ejemplo durante mi estancia en Colombia, agradezco a David y Diahann Vargas, Esteban Velásquez, Ana María Alarcón y a todos mis hermanos de comunidad en San Mateo. Finalmente hago extensivo mi agradecimiento a todas las personas con las que compartí durante estos dos años, verdaderamente hicieron que me sienta como en casa.



## Resumen

La displasia residual de cadera en jóvenes y adultos requiere un procedimiento quirúrgico para su tratamiento; tener en cuenta el comportamiento biomecánico futuro de la articulación podría ser una útil herramienta en la planificación y evaluación del procedimiento quirúrgico más adecuado para el paciente. Este trabajo realizó una comparación de la distribución de esfuerzos en la articulación de cadera, usando un modelo específico de elementos finitos de la articulación de un paciente con secuelas de displasia y un modelo de la reubicación articular simulando el procedimiento quirúrgico realizado. El máximo esfuerzo generado y el área de soporte de peso fueron calculados en tres escenarios: durante el apoyo de la persona sobre sus dos piernas, apoyo sobre una sola pierna y durante la etapa de apoyo de un ciclo de marcha.

Se desarrolló un modelo tridimensional de la articulación del paciente, construido a partir de imágenes obtenidas por tomografía axial computarizada y se incorporó el tejido cartilaginoso articular creado en base a la geometría ósea de la cadera. Para la simulación de la postura bipodal aplicamos una carga igual a la mitad del peso del cuerpo en la articulación. Para la simulación del apoyo monopodal consideramos la acción de seis músculos en el equilibrio articular y calculamos la fuerza resultante que actúa sobre la articulación. En la simulación del ciclo de marcha consideramos la fase de apoyo de un ciclo normal, y la dividimos en 10 partes; en cada simulación, se aplicó la carga en función del peso del cuerpo de acuerdo a los datos presentados en la literatura. Los resultados revelaron que se genera una excesiva carga en la articulación patológica debido a la reducida cobertura articular. En la simulación de apoyo bipodal, el máximo esfuerzo generado sobre la cabeza femoral en el modelo post-quirúrgico es reducido en un 43 %, el área de soporte de peso se incrementó un 61.2 % y la presión de contacto en el cartílago articular femoral se redujo en un 47.4 %. En la simulación de apoyo monopodal el esfuerzo generado en la cabeza femoral post-quirúrgica se redujo en un 21.7 % en comparación con el modelo patológico. El área de contacto post-quirúrgica se incrementó un 45.7 % y la presión de contacto en el cartílago disminuyó un 35.2 %. Las simulaciones sobre el modelo post-quirúrgico durante la fase de apoyo de la marcha revelaron una reducción del 20.2 % del esfuerzo máximo generado en la cabeza femoral en el punto de mayor carga (20 % fase de apoyo), además de una reducción del 49 % en la presión de contacto en el cartílago articular y un incremento del 64 % en el área de soporte de peso en el mismo punto. Este estudio revela una mejora biomecánica post-quirúrgica muy considerable en la distribución de cargas en la articulación; por otra parte, este estudio permite tener un mayor acercamiento a la realidad del paciente y contribuye a la toma de una óptima decisión para el tratamiento de la patología.

**Palabras clave:** biomecánica, articulación de cadera, osteotomía de cadera, planificación quirúrgica, análisis pre-quirúrgico y post-quirúrgico, análisis por elementos finitos.

## Abstract

Residual hip dysplasia in young and adult people requires a surgery to treat the pathology; considering the future biomechanical behavior, could be clinically useful for planning and evaluating the appropriate surgical procedure for the patient treatment. We developed a comparative study of stress distribution in a hip joint, using a finite element model of the hip of a patient with residual dysplasia and a model of the articular relocation according with the surgery process proposed by the surgeon. The aim of this case study was to estimate and compare the stress distribution and the weight bearing area on three different scenarios: standing on two legs, single leg standing and the stance phase while one gait cycle. This study was developed using a three-dimensional model constructed from the CT scanning images of the patient, additionally, cartilaginous tissue was incorporated to the model constructed from bone geometry. In bipedal position the half of the body weight was applied on the acetabulum in vertical direction. To simulate one leg standing we calculated the resultant force produced on the hip considering six muscles acting in equilibrium of the joint. To simulate the stance phase of a gait cycle, we divided it in ten stages; on each step, the resultant force was applied according to the data suggested in the literature. The results showed a high load on the pathological joint due to poor femoral coverage as a consequence of the dysplasia. On a bipedal position the stress generated on the postoperative femoral head is 43 % lower than preoperative model, the contact area showed an increment of 61.2 % and the contact pressure on the articular cartilage was reduced in 47.4 %. On one-legged stance the maximum stress generated on the postoperative femoral head showed a reduction of 27.1 %, apart from an increment of 45.7 % in the contact area and a reduction of 35.2 % in the contact pressure on the articular cartilage. Simulating the stance phase of a gait cycle, the results showed a high load on the pathological joint. The postoperative model showed a reduction of 20.2 % of the maximum stress at the point of greatest load applied (20 % stance phase), apart from a reduction of 49 % in the contact pressure on the articular cartilage and an increment of 64 % of the weight bearing area. The present study shows a substantial biomechanical improvement at the load level that the hip joint would support in the postoperative model. On the other hand, this study provides a closer approach to the patient reality and contributes to identify the best decision to take about the appropriate surgical procedure to treat the pathology.

**Keywords:** biomechanics, hip joint, hip osteotomy, surgical planning, preoperative and postoperative analysis, finite elements analysis.

# Contenido

|  |             |
|--|-------------|
| <b>Agradecimientos</b>   | <b>VII</b>  |
| <b>Resumen</b>   | <b>IX</b>   |
| Lista de Figuras . . . . .   | XV          |
| Lista de Tablas . . . . .  | XV          |
| <b>Lista de símbolos</b>   | <b>XVII</b> |
| <b>1. Introducción</b>   | <b>1</b>    |
| 1.1. Definición del problema y objetivos . . . . .                                   | 3           |
| 1.1.1. Pregunta de investigación . . . . .   | 3           |
| 1.1.2. Objetivo general . . . . .  | 3           |
| 1.1.3. Objetivos específicos . . . . .   | 3           |
| <b>2. Generalidades y estado del conocimiento</b>                                    | <b>5</b>    |
| 2.1. Conceptos generales . . . . .   | 5           |
| 2.1.1. Biomecánica de la articulación coxofemoral . . . . .                          | 5           |
| 2.1.2. Actividad muscular en el equilibrio articular . . . . .                       | 9           |
| 2.2. Estado del arte . . . . .   | 10          |
| 2.2.1. Fuerza resultante y área de soporte de peso . . . . .                         | 10          |
| 2.2.2. Modelos numéricos del comportamiento articular . . . . .                      | 12          |
| 2.2.3. Caracterización de los materiales . . . . .                                   | 13          |
| <b>3. Metodología para el análisis biomecánico de la articulación de cadera</b>      | <b>17</b>   |
| 3.1. Secuelas de displasia - Caso de estudio . . . . .                               | 18          |
| 3.2. Modelo pre-quirúrgico de la articulación de cadera . . . . .                    | 22          |
| 3.2.1. Modelo tridimensional de la articulación de cadera patológica . . . . .       | 22          |
| 3.2.2. Modelo de elementos finitos de la articulación de cadera patológica . . . . . | 26          |
| 3.2.3. Consideraciones . . . . .   | 39          |
| 3.3. Diagnóstico médico y osteotomías realizadas . . . . .                           | 41          |
| 3.4. Modelo post-quirúrgico de la articulación de cadera . . . . .                   | 43          |
| 3.4.1. Reubicación articular . . . . .   | 43          |
| 3.4.2. Modelo de elementos finitos post-quirúrgico . . . . .                         | 45          |
| 3.4.3. Consideraciones . . . . .   | 46          |

---

|   |           |
|---|-----------|
| <b>4. Resultados del análisis pre-quirúrgico y post-quirúrgico</b>  | <b>49</b> |
| 4.1. Simulación de apoyo sobre las dos piernas . . . . .            | 51        |
| 4.2. Simulación de apoyo sobre una pierna . . . . .                 | 57        |
| 4.3. Simulación de la fase de apoyo en un ciclo de marcha . . . . . | 65        |
| 4.4. Discusión . . . . .  | 72        |
| <b>5. Conclusiones y perspectivas</b>                               | <b>89</b> |
| <b>A. Consentimiento informado</b>                                  | <b>93</b> |
| <b>B. Productos</b>   | <b>94</b> |
| <b>Bibliografía</b>   | <b>95</b> |

# Lista de Figuras

|  |    |
|--|----|
| 1.1. Ángulo de cobertura lateral disminuido en la displasia de cadera . . . . .      | 2  |
| 2.1. Parámetros radiográficos del paciente de estudio . . . . .                      | 7  |
| 2.2. Parámetros para evaluación radiográfica en jóvenes y adultos . . . . .          | 8  |
| 2.3. Evaluación de displasia de cadera utilizando TAC . . . . .                      | 9  |
| 2.4. Esquema de parámetros radiográficos y distribución de esfuerzos sobre la cadera | 12 |
| 3.1. Esquema de la metodología del estudio. . . . .                                  | 18 |
| 3.2. Parámetros radiográficos del paciente . . . . .                                 | 19 |
| 3.3. Cobertura femoral desde corte transversal en TAC . . . . .                      | 20 |
| 3.4. Cobertura anterior y posterior femoral . . . . .                                | 20 |
| 3.5. Imágenes por TAC del paciente . . . . .   | 23 |
| 3.6. Modelo 3D de la articulación de cadera patológica . . . . .                     | 24 |
| 3.7. Volumen cartilaginoso incorporado al modelo . . . . .                           | 25 |
| 3.8. Parámetros radiográficos en el modelo 3D . . . . .                              | 26 |
| 3.9. Mallado general del fémur y el acetábulo . . . . .                              | 27 |
| 3.10. Mallado del componente femoral . . . . .                                       | 28 |
| 3.11. Mallado de los componentes cartilagosos . . . . .                              | 29 |
| 3.12. Mallado del componente acetabular . . . . .                                    | 30 |
| 3.13. Restricción de desplazamiento en el fémur . . . . .                            | 32 |
| 3.14. Materiales asignados a los elementos de la articulación . . . . .              | 34 |
| 3.15. Contacto cartilaginoso en la articulación . . . . .                            | 36 |
| 3.16. Radiografías obtenidas durante el procedimiento quirúrgico . . . . .           | 42 |
| 3.17. Radiografía post-quirúrgica y modelo POST-Q . . . . .                          | 43 |
| 3.18. Reducción de ángulo de anteversión femoral . . . . .                           | 44 |
| 3.19. Incremento del ángulo de cobertura lateral . . . . .                           | 45 |
| 4.1. Simulación de apoyo sobre las dos piernas . . . . .                             | 51 |
| 4.2. Esfuerzo pre-quirúrgico en la cabeza femoral - apoyo bipodal . . . . .          | 52 |
| 4.3. Presión de contacto pre-quirúrgica en el cartílago femoral - apoyo bipodal . .  | 53 |
| 4.4. Superficies de contacto . . . . .   | 54 |
| 4.5. Esfuerzo post-quirúrgico en la cabeza femoral - apoyo bipodal . . . . .         | 55 |
| 4.6. Presión de contacto post-quirúrgica en el cartílago femoral - apoyo bipodal .   | 55 |

|   |    |
|---|----|
| 4.7. Músculos considerados en el equilibrio articular . . . . .   | 58 |
| 4.8. Esfuerzo pre-quirúrgico en la cabeza femoral - apoyo monopodal . . . . .   | 60 |
| 4.9. Presión de contacto pre-quirúrgica en el cartílago femoral - apoyo monopodal   | 61 |
| 4.10. Esfuerzo post-quirúrgico en la cabeza femoral - apoyo monopodal . . . . .   | 62 |
| 4.11. Presión de contacto post-quirúrgica en el cartílago femoral - apoyo monopodal   | 62 |
| 4.12. Aplicación del componente vertical de carga y del vector de fuerza completo   | 63 |
| 4.13. Carga sobre la cadera durante la marcha . . . . .   | 66 |
| 4.14. Fase de apoyo de un ciclo de marcha normal . . . . .  | 67 |
| 4.15. Rotación femoral durante la fase de apoyo de un ciclo de marcha . . . . .   | 67 |
| 4.16. Esfuerzo pre-quirúrgico en la cabeza femoral - simulación ciclo de marcha. .  | 69 |
| 4.17. Esfuerzo post-quirúrgico en la cabeza femoral - simulación ciclo de marcha. .   | 70 |
| 4.18. Comparación de esfuerzos en el escenario de apoyo bipodal . . . . .   | 72 |
| 4.19. Comparación de esfuerzos en el escenario de apoyo monopodal . . . . .   | 74 |
| 4.20. Interpolación de esfuerzos sobre la cabeza femoral durante la fase de apoyo<br>de un ciclo de marcha - pre-quirúrgico . . . . . | 75 |
| 4.21. Interpolación de esfuerzos en la cabeza femoral durante la fase de apoyo de<br>un ciclo de marcha - post-quirúrgica . . . . .   | 77 |
| 4.22. Comparación de esfuerzos generados simulando la fase de apoyo . . . . .   | 78 |
| 4.23. Comparación de la presión de contacto sobre el cartílago femoral . . . . .  | 80 |
| 4.24. Comparación del área de contacto pre y post-quirúrgica durante la fase de<br>apoyo . . . . .                                    | 80 |
| 4.25. Variación del ángulo de anteversión femoral . . . . .   | 82 |
| 4.26. Esfuerzos máximos, presión y area de contacto pre y post-quirúrgicos . . . . .  | 86 |

# Lista de Tablas

|      |  |    |
|------|--|----|
| 3.1. | Parámetros radiográficos de referencia y del paciente de estudio. . . . .  | 19 |
| 3.2. | Cobertura angular anterior y posterior desde corte transversal en imagen TAC   | 21 |
| 3.3. | Generación de la malla sobre los elementos de la articulación. . . . .   | 30 |
| 3.4. | Propiedades de los modelos constitutivos utilizados. . . . .   | 34 |
| 3.5. | Parámetros radiográficos pre y post-quirúrgicos. . . . .   | 44 |
| 3.6. | Generación de la malla en el modelo POST-Q. . . . .  | 45 |
| 4.1. | Resultados de la simulación de apoyo bipodal. . . . .  | 56 |
| 4.2. | Coordenadas de los músculos consideradas en el equilibrio articular . . . . .  | 59 |
| 4.3. | Resultados de la simulación de apoyo monopodal. . . . .  | 64 |
| 4.4. | Cargas aplicadas y rotaciones sobre la articulación simulando la etapa de apoyo en un ciclo de marcha. . . . .                           | 68 |
| 4.5. | Resultados de la simulación de apoyo bipodal. . . . .  | 73 |
| 4.6. | Resultados de la simulación de apoyo monopodal. . . . .  | 74 |
| 4.7. | Resultados de esfuerzo máximo, presión y área de contacto en el modelo PRE-Q simulando la etapa de apoyo en un ciclo de marcha. . . . .  | 76 |
| 4.8. | Resultados de esfuerzo máximo, presión y área de contacto en el modelo POST-Q simulando la etapa de apoyo en un ciclo de marcha. . . . . | 77 |



# Lista de símbolos

| Símbolo         | Definición   | Ecuación |
|-----------------|--|----------|
| $W$             | Tensor de energía de deformación   | (3,1)    |
| $\lambda, \mu$  | Parámetros de Lamé   | (3,2)    |
| $\mathbf{E}$    | Tensor de esfuerzos de Euler-Lagrange                                      |          |
| $E$             | Módulo de Young  |          |
| $\nu$           | Radio de Poisson   |          |
| $\mathbf{I}$    | Tensor identidad   |          |
| $\mathbf{S}$    | Segundo tensor de Piola - Kirchhoff  | (3,3)    |
| $\mathbf{C}$    | Tensor Cauchy-Green por la derecha   |          |
| $\mathbf{b}$    | Tensor Cauchy-Green por la izquierda                                       |          |
| $I_1$           | Primer invariante del tensor de deformación de Cauchy-Green por la derecha |          |
| $J$             | Determinante del tensor de gradiente de deformación                        |          |
| $\sigma$        | Esfuerzo de Cauchy   | (3,6)    |
| $p$             | Multiplicador lagrangiano  |          |
| $\varepsilon_c$ | Factor de penalidad en el contacto   | (3,7)    |
| $G^c$           | Integral de contacto   | (3,8)    |
| $\Gamma$        | Frontera del cuerpo  |          |
| $t_N$           | Multiplicadores de Lagrange  |          |
| $\delta_g$      | Función de variación de brecha entre elementos de contacto                 |          |
| $w^i$           | Función de peso en el contacto   |          |
| $\mathbf{v}$    | Superficie normal a la superficie de evaluación                            |          |
| $\delta W$      | Trabajo virtual  | (3,14)   |
| $\mathbf{T}$    | Fuerza de reacción de contacto, mantiene $g(\mathbf{x})=0$                 |          |
| $\mathbf{r}$    | Fuerza residual  |          |

| <b>Símbolo</b>      | <b>Definición</b>  | <b>Ecuación</b> |
|---------------------|--|-----------------|
| $\delta \mathbf{v}$ | Velocidad virtual  |                 |
| $\delta \mathbf{d}$ | Tensor de deformación virtual  |                 |
| $\mathbf{f}$        | Fuerzas por unidad de volumen  |                 |
| $\mathbf{t}$        | Fuerzas de tracción por unidad de área   |                 |
| $\mathbf{u}$        | Vector de desplazamientos nodales  |                 |
| $\mathbf{K}$        | Matriz de rigidez  |                 |
| $\Phi_k$            | Desplazamiento adicional en $\mathbf{u}$                                       |                 |
| $\delta \mathbf{v}$ | Vector completo de velocidad virtual   |                 |
| $\mathbf{F}_i$      | Fuerza muscular  | (4,3)           |
| $\mathbf{R}$        | Fuerza resultante sobre la cadera  | (4,5)           |
| $\mathbf{W}_B$      | Peso del cuerpo  |                 |
| $\mathbf{W}_L$      | Peso de la extremidad de apoyo   |                 |
| $\mathbf{a}$        | Brazo de palanca del momento sobre la cadera                                   | (4,4)           |
| $\tau_i$            | Tensión muscular promedio  |                 |
| $A_i$               | Sección transversal muscular   |                 |
| $\mathbf{e}_i$      | Vector unitario en la dirección muscular                                       |                 |
| $l$                 | Distancia interfemorale  |                 |
| $b, c$              | Distancia desde el centro coordinado hasta la rodilla y el pie respectivamente |                 |
| $\alpha$            | Tensión promedio de la región anterior   |                 |
| $\beta$             | Tensión promedio de la región media  |                 |
| $\gamma$            | Tensión promedio de la región posterior  |                 |

## Abreviaturas

| Abreviatura | Término                        |
|-------------|--------------------------------|
| DRC         | Displasia residual de cadera   |
| TAC         | Tomografía axial computarizada |
| 3D          | Tridimensional                 |
| FEM         | Método de elementos finitos    |
| RMN         | Resonancia magnética nuclear   |
| PRE-Q       | Pre-quirúrgico                 |
| POST-Q      | Post-quirúrgico                |



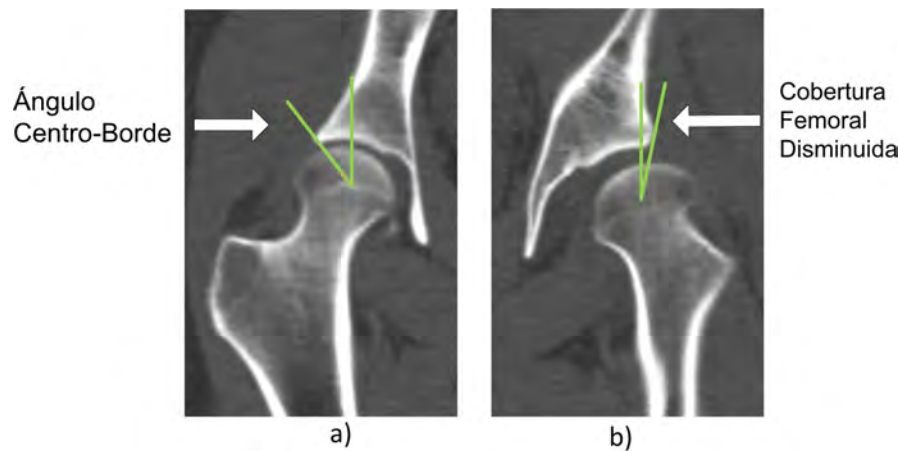
# 1. Introducción

La displasia de cadera es una de las principales causas de dolor sobre la articulación coxofemoral en personas jóvenes y adultas y es la mayor causa de osteoartrosis en adultos que muchas veces demanda el reemplazo total de cadera [68, 28, 65]. Esta afección ósea conduce a una incorrecta formación articular que puede provocar cojera a corto plazo y más tarde invalidez [85]. El número de caderas dislocables en nacimiento es de 15 a 20 por cada 1000 niños [85]. La incidencia de la displasia de cadera asintomática en la población joven y adulta no es determinada. La presencia de displasia residual de cadera (DRC) o secuelas de displasia, puede presentarse como consecuencia de la displasia en periodo infantil, al no haber sido detectada o tratada a edad temprana, cuando un tratamiento ortopédico ha quedado inconcluso, secundaria a trastornos neuromusculares como la parálisis cerebral, neuropatía hereditaria sensitivo-motora, traumas y a otros síndromes [55] y hay casos donde no existen antecedentes conocidos de displasia de cadera infantil. Cuando la displasia es congénita, la incidencia es más común en mujeres y en ciertos grupos étnicos. El tratamiento de esta patología en adolescentes y jóvenes adultos en la mayoría de casos requiere de una intervención quirúrgica.

Se ha reportado que hasta el 76% de casos de osteoartrosis se asocian directamente a la displasia y en adultos, este proceso degenerativo requiere frecuentemente un reemplazo total de cadera [67]. La complejidad del tratamiento correctivo está en función de la edad del paciente, de la severidad de la displasia y además de las actividades que el paciente realiza diariamente. En los Estados Unidos se ha estimado que más de 46 millones de adultos padecen osteoartrosis, lo que representa un alto costo humano, social y económico en el área de salud para su tratamiento. Estadísticas realizadas por *The American Journal of Managed Care* estiman que anualmente se invierte en el tratamiento de osteoartrosis alrededor de 89 billones de dólares [71] y se estima que el número de cirugías de reemplazo de cadera total para el año 2030 llegará a 572000 anuales.

La articulación de cadera es una de las articulaciones más grandes y estables del cuerpo humano, la estabilidad es provista por su configuración de esfera y cavidad. Su desarrollo está en función de la correlación entre las fuerzas que solicitan la articulación de la cadera y la respuesta biológica de renovación celular de las estructuras osteoarticulares [78]. Las alteraciones de la cadera pueden dar como resultado una distribución anormal de esfuerzos sobre el cartílago articular y la cabeza femoral, conduciendo hacia una lesión sobre la articu-

lación [70], misma que se incrementará de acuerdo al nivel de cargas soportadas. La displasia de cadera se caracteriza por un cubrimiento acetabular disminuido asociado frecuentemente a la lateralización del centro de giro de la articulación (ver Figura 1.1), lo que provoca el aumento y distribución inadecuada de las presiones de contacto sobre la cadera. Un alto esfuerzo de contacto sobre la articulación durante un largo periodo y sobre una reducida área de soporte puede acelerar el desarrollo de osteoartrosis [28, 39, 61].



**Figura 1.1.:** a) Ángulo de cobertura lateral en una cadera normal, b) ángulo de cobertura lateral en una cadera con displasia residual.

La evaluación de la DRC en un adulto joven es realizada con una imagen radiográfica anteroposterior de pie y una imagen lateral. Sobre estas imágenes se evalúa el ángulo de cobertura lateral y anterior, el ángulo acetabular de Sharp, la relación entre la profundidad y la abertura del acetábulo, el índice de extrusión, la subluxación lateral, la oblicuidad del techo, la distancia pico al borde y la línea de Shenton [69, 87, 85, 32].

Para comprender el comportamiento biomecánico de la articulación de cadera normal y patológica conjuntamente con las implicaciones asociadas, es necesario conocer como las cargas biomecánicas actúan sobre la articulación durante las actividades normales que el paciente lleva a cabo día a día. La Biomecánica como parte de la Ingeniería Biomédica, es un campo interdisciplinario que ha desempeñado un papel fundamental en la comprensión del funcionamiento de los distintos sistemas biológicos del cuerpo humano ante distintas condiciones de carga y con distintas patologías. Una de las mayores áreas de desarrollo de la Biomecánica ha sido la Ortopedia, orientándose principalmente a problemas articulares. Conceptualizando y representándolos numéricamente, se han logrado simular complejos fenómenos biológicos, permitiendo predecir un comportamiento articular futuro de una manera no invasiva; es así que se han desarrollado modelos analíticos y computacionales de la articulación de cadera para estimar su comportamiento biomecánico. Entre los métodos de análisis más aceptados

se encuentra el método de elementos finitos (FEM) ampliamente utilizado por la flexibilidad del método para simular distintos escenarios biomecánicos.

La aplicación de herramientas computacionales en el análisis del comportamiento biomecánico de la articulación de cadera, se visualiza como una excelente alternativa para adquirir conocimiento del comportamiento normal y patológico de la articulación. Con el modelamiento predictivo de la distribución de esfuerzos sobre la articulación de cadera, se pretende presentar una herramienta que permita a los cirujanos ortopédicos tener conocimiento del comportamiento biomecánico futuro de la articulación simulando un procedimiento quirúrgico determinado, sirviendo como apoyo para determinar las características de la osteotomía a realizar sobre el paciente para obtener una mejor distribución de cargas.

## **1.1. Definición del problema y objetivos**

La alteración anatómica producida por la DRC en un adolescente y adulto joven puede ser corregida mediante cirugía, y la complejidad del procedimiento quirúrgico se establece en función de la severidad de la displasia. Una vez que el cirujano ha evaluado al paciente y ha planificado el procedimiento quirúrgico a realizar, es necesario estimar cuál será el resultado de la distribución de esfuerzos sobre la articulación de cadera considerando los procedimientos planificados.

### **1.1.1. Pregunta de investigación**

¿Cuál será la distribución de esfuerzos sobre la articulación después de una cirugía reconstructiva de cadera con secuelas de displasia?

### **1.1.2. Objetivo general**

Este trabajo propuso realizar un análisis biomecánico pre y post quirúrgico de la distribución de esfuerzos sobre la articulación de cadera de un paciente con secuelas de displasia, para evaluar la cirugía reconstructiva planificada, utilizando el método numérico de elementos finitos.

### **1.1.3. Objetivos específicos**

- Construir un modelo geométrico tridimensional de la articulación de cadera pre y post quirúrgico a partir de imágenes médicas.
- Realizar el análisis Biomecánico pre y post quirúrgico, basado en la determinación de esfuerzos generados en la articulación de cadera.

- Comparar la distribución de esfuerzos considerando la geometría inicial y final de la articulación de cadera.

Este documento presenta la metodología llevada a cabo en el análisis pre y post quirúrgico de un estudio de caso para evaluar el procedimiento quirúrgico planificado y realizado en un paciente con secuelas de displasia de cadera. El documento está organizado de la siguiente manera:

En el capítulo 2 revisamos el estado del arte en cuanto a la estimación de esfuerzos sobre la cadera. Revisamos la biomecánica de la articulación de cadera en general, partiendo de la constitución de la articulación y la actividad muscular relacionada al movimiento articular. Analizamos los principales métodos utilizados en la estimación de esfuerzos en la articulación, en la determinación de la fuerza resultante que actúa sobre la cadera y en la estimación del área de soporte de peso. Repasamos también algunos de los métodos numéricos manejados en la estimación de esfuerzos generados sobre la articulación, métodos de validación y experimentación realizados en torno a los modelos numéricos.

El capítulo 3 describe la metodología propuesta en nuestro estudio partiendo del diagnóstico del paciente, luego se describe el proceso de reconstrucción 3D del modelo de la articulación, se detalla la construcción del modelo de elementos finitos, la caracterización de los elementos, las ecuaciones constitutivas de los materiales utilizados en el análisis, el mallado del modelo y el planteamiento del sistema a resolver utilizando el método de elementos finitos. En este capítulo describimos el desarrollo del modelo pre-quirúrgico (PRE-Q), el procedimiento quirúrgico llevado a cabo sobre el paciente y el diseño del modelo de elementos finitos post-quirúrgico (POST-Q).

En el capítulo 4 se describen las simulaciones de los tres distintos escenarios realizados sobre los modelos PRE-Q y POST-Q. En este capítulo se detallan el origen de las cargas aplicadas sobre el modelo y la respuesta del sistema a las condiciones y escenarios planteados. En este capítulo se revisan los resultados proporcionados por las simulaciones y se realiza la interpretación de los mismos.

En el capítulo 5 se presentan las conclusiones del estudio y se plantean algunos trabajos futuros que se concibieron durante el desarrollo de este proyecto.

## 2. Generalidades y estado del conocimiento

Este capítulo revisará el estado del arte en torno a la articulación de cadera, su comportamiento biomecánico y los métodos numéricos aplicados para estimar la distribución de esfuerzos sobre una cadera normal y displásica. Los temas tratados incluyen: El comportamiento biomecánico de la cadera, rangos de movimiento, actividad muscular, fuerzas que actúan sobre la articulación, área de soporte de peso, modelos numéricos del comportamiento de la articulación y caracterización de los materiales en los modelos biomecánicos.

El comportamiento biomecánico de las articulaciones del esqueleto humano bajo distintas cargas fisiológicas se ha venido estudiando desde distintas perspectivas; por un lado se han desarrollado técnicas experimentales y por otro, modelos numéricos. La primera opción presenta varios inconvenientes, como la dificultad de la generalización de resultados y el cambio de parámetros o variables durante las pruebas. Orientado a la estimación de efectos post-quirúrgicos, rendimiento de prótesis, comportamiento de implantes y la respuesta bajo condiciones extremas, W. Brekelmans et al. [20] demostraron que FEM puede ser un método ideal para el análisis mecánico de la compleja estructura femoral, siempre y cuando se consideren parámetros esenciales como la geometría de la articulación, los datos de carga y las propiedades de los materiales que describirán el comportamiento del modelo. Con la aplicación de este método, los parámetros del sistema mecánico pueden ser modificados sin dificultad, los resultados son más extensos, cuantitativos y pueden ser generalizados. Durante los años posteriores se constató una amplia aceptación de FEM en el campo de la ortopedia, [47] estableciéndose como una herramienta robusta y confiable en el área biomédica. Este método se ha venido aplicando a problemas en Biomecánica desde la década de los 70 [9, 12].

### 2.1. Conceptos generales

#### 2.1.1. Biomecánica de la articulación coxofemoral

La articulación de cadera está conformada por la unión articular de la cavidad cotiloidea del hueso coxal y la cabeza femoral, estas superficies están cubiertas por cartílago articular, tejido que facilita el contacto articular, absorbe impacto y permite el deslizamiento articular. Desde el borde del acetábulo hasta el cuello del fémur forman la cápsula articular, constitui-

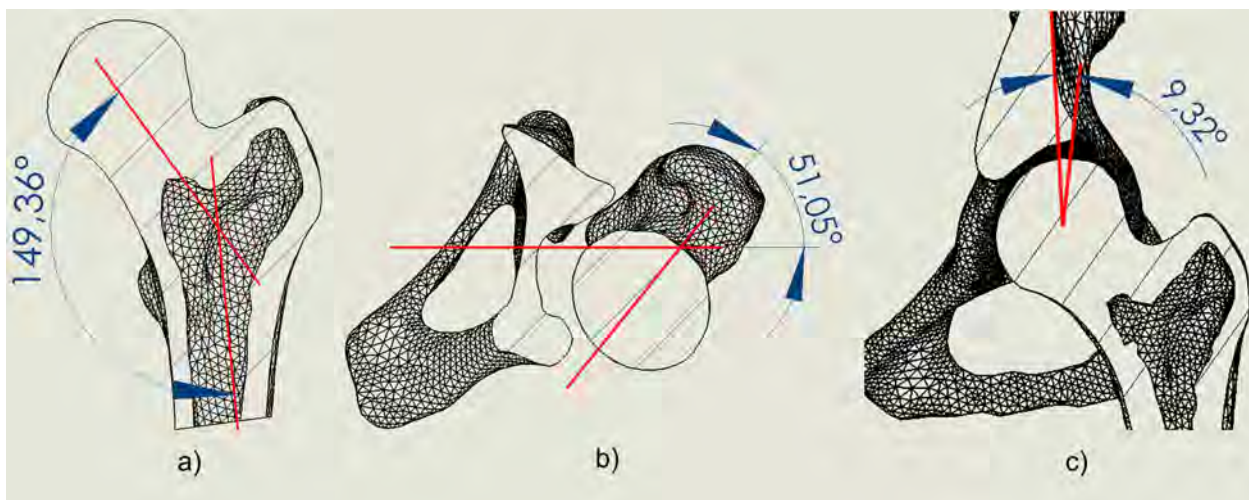
da por fibras circulares y longitudinales; a su vez la cápsula está rodeada por los músculos que hacen posible el movimiento. La constitución de esta estable articulación sinovial, permite un amplio rango de movimientos demandados en las actividades normales diarias. El movimiento de la cadera tiene lugar en los tres planos: sagital (flexión - extensión), frontal (abducción - aducción) y en el plano transversal (rotación interna - externa).

El crecimiento normal del acetábulo indispensable para la cobertura femoral adecuada, depende del crecimiento normal del cartílago epifisario, cartílago trirradiado y los tres centros de osificación de la porción acetabular, pubis, hueso ilíaco y el isquion; además del normal crecimiento intersticial aposicional en el acetábulo, la presencia de la cabeza femoral esférica en el acetábulo parece ser decisiva para estimular el desarrollo normal de la articulación [66]. La cabeza del fémur ingresa en la cavidad acetabular y el rodete acetabular aumenta su cobertura. Aunque se observa una superficie de enlace y apoyo muy amplia, el único contacto de la cabeza femoral con el acetábulo se sitúa en la superficie más lateral denominada techo acetabular, formada por cartílago articular. Las regiones del techo acetabular que se encuentran mayor tiempo en contacto adquieren un mayor grosor que se va reduciendo desde el cenit hasta la periferia [78]. Al presentarse una incongruencia en la cabeza femoral, el deslizamiento no uniforme provocará que el cartílago articular sea comprimido o tensionado.

La constitución del fémur tiene dos relaciones angulares importantes para su función normal: el ángulo de inclinación cervicodiafisario y el ángulo de anteversión femoral. El ángulo de inclinación formado por el eje del cuello y el eje de la diáfisis femoral en el plano frontal, se considera como normal alrededor de  $130^\circ$  en adultos. Un ángulo superior es conocido como coxa valga y un ángulo menor es conocido como coxa vara (ver Figura 2.1-a) [21]. El ángulo de anteversión está formado por la proyección del eje de la cabeza femoral en el plano transversal y el eje de los cóndilos del fémur, en adultos este ángulo rodea los  $12^\circ$  (ver Figura 2.1-b) [70]. El ángulo centro borde de Wiberg mide la lateralización de la cabeza femoral en un plano frontal. Wiberg G. [88] determinó que un ángulo de cobertura superior a  $25^\circ$  puede considerarse como normal, mientras que la cobertura menor a  $20^\circ$  es asociada con displasia acetabular (ver Figura 2.1-c) [36, 88].

La alteración anatómica producida por la DRC en jóvenes y adultos, puede ser evaluada considerando los parámetros radiográficos del paciente. Para realizar este procedimiento, es necesario una radiografía anteroposterior de pie y una oblicua de la articulación del paciente [85], además, imágenes por tomografía axial computarizada (TAC) de la articulación, permiten determinar en el plano transversal la cobertura acetabular de la cadera. Los parámetros de evaluación varían según la edad del paciente; en un adulto joven se usan las siguientes medidas radiográficas:

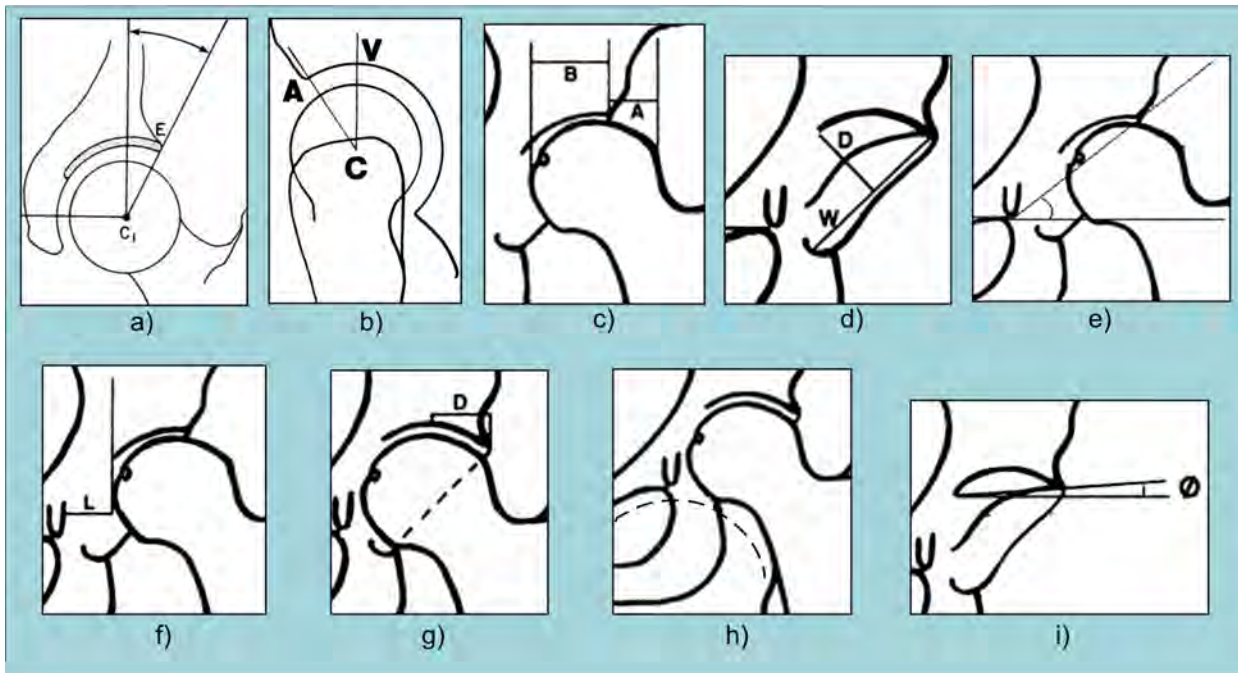
- Ángulo de cobertura lateral y anterior: El ángulo de cobertura anterior (ver Figura 2.2-b) se puede medir sobre una radiografía tomada en falso perfil. Este ángulo está formado



**Figura 2.1.:** Parámetros radiográficos del paciente de estudio, ángulos medidos en el modelo de la articulación: a) ángulo de inclinación cervicodiafisario, b) ángulo de anteversión femoral y c) ángulo de cobertura lateral.

por una línea vertical que pasa por el centro de la cabeza femoral y una línea oblicua que pasa por el centro articular y el borde anterior del acetábulo. En pacientes con displasia este ángulo se ve disminuido, se considera como normal un ángulo superior a  $20^\circ$  [55].

- Índice de extrusión: este índice se obtiene dividiendo la distancia horizontal del segmento de la cabeza femoral lateral al borde del acetábulo (A), por la distancia horizontal total de la cabeza femoral (A+B) un valor superior a 0.25 es un indicio de displasia, Figura 2.2-c [63, 69].
- Proporción entre la abertura y la profundidad del acetábulo: este valor evalúa la profundidad del acetábulo. El ancho es medido por una línea que une el punto más lateral del extremo del acetábulo con el punto más bajo de la imagen en lágrima (W) y la profundidad es evaluada midiendo la distancia perpendicular que parte desde W hasta el punto de mayor profundidad (D). La proporción  $(D/W) \times 100$  se considera normal sobre un valor de 38 en adultos, Figura 2.2-d [32, 43, 69].
- Ángulo acetabular de Sharp: este ángulo está formado por una línea que une el extremo lateral superior osificado del acetábulo con la imagen en lágrima de la pelvis y otra línea horizontal une los dos puntos en lágrima de las caderas. Una cadera con un ángulo superior a  $42^\circ$  se considera displásica, Figura 2.2-e [85, 83].
- Subluxación lateral: esta medida es determinada por la distancia horizontal entre la imagen de lágrima y el borde extremo medial de la cabeza femoral. En un adulto se



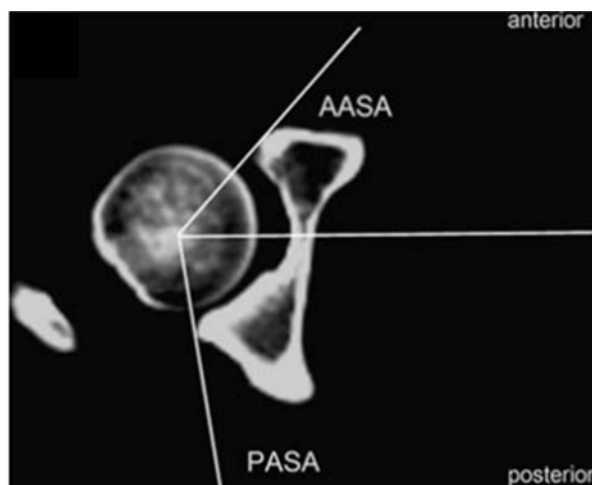
**Figura 2.2.:** Parámetros para evaluación radiológica de la displasia de cadera en jóvenes y adultos: a) ángulo de cobertura lateral, b) ángulo de cobertura anterior, c) índice de extrusión, d) proporción entre abertura y profundidad acetabular, e) ángulo acetabular de Sharp, f) subluxación lateral, g) distancia pico borde, h) línea de Shenton y i) oblicuidad del techo acetabular. Imágenes del literal *a* y *b* tomadas de [32] y del literal *c* al *i* tomadas de [69].

considera una distancia de hasta  $6 \pm 2$  mm como normal y una distancia superior a 12 mm se asocia con displasia, Figura 2.2-f [69].

- Distancia pico borde: es la distancia horizontal entre el borde lateral del acetábulo y punto más vertical de la ceja. Una distancia de  $16 \pm 4$  mm se considera como normal en un adulto y una distancia menor a 12 mm se asocia con displasia, Figura 2.2-g [69].
- Línea de Shenton: se describe como la proyección de un arco que parte desde el borde inferior del cuello femoral y continúa hacia el borde superior del agujero obturador. Cuando esta línea no presenta continuidad, se asocia una subluxación o dislocación de la cabeza femoral del acetábulo y es un alto indicio de que el paciente tiene displasia de cadera, Figura 2.2-h [79].
- Oblicuidad del techo: esta medida es utilizada para evaluar la orientación del techo acetabular sobre el plano frontal y la cobertura superior lateral de la cabeza femoral. Este ángulo se mide entre una línea oblicua que une el punto extremo lateral del techo acetabular y el borde medial del techo y una línea horizontal. Una medida mayor a  $20^\circ$

es un indicio de displasia, Figura 2.2-i [87, 32].

Para la evaluación con una imagen por TAC, es necesario tener una vista frontal y transversal de la pelvis a través de los centros de las cabezas femorales. En la Figura 2.3 se puede observar el nivel de cobertura acetabular sobre la cabeza femoral. Sobre cada fémur se marcan dos regiones: la primera (*AASA*) es el sector de cobertura anterior y la segunda región (*PASA*) determina la cobertura posterior del fémur. Se dibuja una línea entre los centros de las cabezas femorales y luego se dibujan dos líneas oblicuas, una parte del centro de la cabeza femoral y se conecta al punto más anterior del acetábulo, el mismo proceso se repite para la región posterior (ver Figura 2.3). Anda et al. [6] reportaron un valor normal alrededor de  $63^\circ$  para la cobertura anterior y un valor de  $105^\circ$  para la cobertura posterior, ángulos menores a estos se asocian a la displasia de cadera.



**Figura 2.3.:** Evaluación de cobertura acetabular anterior y posterior utilizando imágenes por TAC. Imagen tomada de [52].

### 2.1.2. Actividad muscular en el equilibrio articular

La estabilidad de la articulación de cadera está relacionada con la cápsula articular y los ligamentos asociados, el cubrimiento normal femoral y los músculos alrededor de la articulación. El movimiento es mayor en el plano sagital, la flexión puede ir de  $0$  a  $140^\circ$  y la extensión de  $0$  a  $15^\circ$ . El rango de abducción puede ir de  $0$  a  $60^\circ$  y la aducción de  $0$  a  $25^\circ$ . La rotación externa puede ir de  $0$  a  $90^\circ$  y la rotación interna de  $0$  a  $70^\circ$  [70]. El ligamento iliofemoral soporta y limita el movimiento de extensión, este es uno de los ligamentos más fuertes en el cuerpo humano. La flexión de la articulación es limitada por el contacto entre la pared abdominal y el muslo. La abducción es limitada por el ligamento pubofemoral y la aducción es limitada por el contacto con la extremidad opuesta y por la tensión en el ligamento de la cabeza femoral [86]. La rotación interna es limitada por el ligamento isquiofemoral y la

rotación externa, por la tensión en el ligamento iliofemoral y pubofemoral. El ligamento teres conecta la cabeza femoral y el acetábulo.

La acción de los músculos conectados entre la pelvis y el fémur, intervienen en los distintos movimientos de la articulación. El Psoas mayor se une al ilíaco y conforman el iliopsoas que se inserta en el trocánter menor, el músculo sartorio, el recto femoral; en conjunto intervienen en la flexión de la cadera. El glúteo mayor se extiende desde la parte posterior de la pelvis hasta la parte posterior de la diáfisis del fémur, este músculo extiende la cadera. El glúteo mediano y menor se generan en la parte lateral de la pelvis y se insertan en el trocánter mayor, intervienen en la abducción de la cadera. Los músculos aductores incluyen el aductor largo, el aductor mayor, el aductor corto, el músculo pectíneo y el músculo grácil. La rotación externa incluye el músculo piramidal, cuadrado femoral y el obturador externo. La rotación interna incluye el tensor fascia lata además de la acción secundaria de varios músculos. Dostal y Andrews [34] determinaron de manera generalizada los puntos de acción muscular relacionada a la cadera. Los datos fueron obtenidos marcando las posiciones aproximadas de conexión muscular en el hueso de la pelvis y en el fémur; se presentaron las coordenadas de cada músculo en el espacio, permitiendo representar la fuerza producida por cada músculo como un vector.

## 2.2. Estado del arte

### 2.2.1. Fuerza resultante y área de soporte de peso

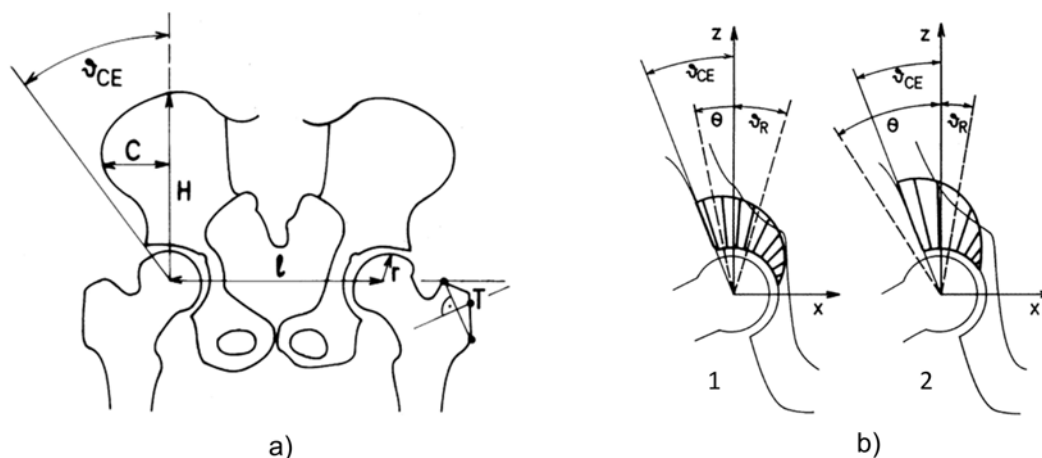
El análisis realizado por R. Denham [33] abordó la mecánica de la cadera como un sistema de palanca de primer grado con la cabeza femoral como fulcro y se demostró como la articulación soporta y transmite fuerzas mucho más grandes que el peso total del cuerpo en determinadas etapas de la marcha. Señaló también la relación que existe entre la articulación de cadera y la línea de acción del peso total del cuerpo, demostrando que cualquier ligero movimiento varía esta relación, provocando una alteración en las fuerzas musculares que deben mantener el equilibrio de la articulación y por lo tanto alterando la presión total que la articulación tiene que soportar. Utilizando las características geométricas de la articulación como la distancia entre el eje del peso del cuerpo y el centro de la cabeza femoral y el trocánter mayor, se plantearon conceptos de mucha utilidad para la comprensión de algunos procedimientos quirúrgicos. Pauwels (1935), Blount (1956) y Denham [33] realizaron cálculos para obtener la fuerza resultante que se transmite desde la cabeza femoral hacia el acetábulo, mientras que por otro lado experimentos sobre elementos anatómicos fueron desarrollados por Backman (1957) o Carl Hirsch et al. [45] entre otros autores.

El análisis de las fuerzas que actúan sobre la articulación de cadera es muy variable de acuerdo a la postura o movimiento de la persona. La fuerza resultante sobre la articulación puede

ser estimada en condición estática o dinámica. Un modelo biomecánico estático, estima la fuerza resultante en una posición específica del cuerpo, analizando el equilibrio de fuerzas y torques [64]. Para estimar el comportamiento de la articulación y los valores máximos de carga durante la marcha, se analiza la articulación en una postura monopodal, debido a que es la posición en la que soporta más carga durante el proceso normal de marcha y además se considera como una posición frecuente en las actividades diarias [33, 64]. La estimación de la fuerza resultante sobre la articulación de cadera durante actividades dinámicas o en diferentes posiciones del cuerpo, requiere el uso de modelos biomecánicos dinámicos principalmente basados en mediciones realizadas en un laboratorio de marcha durante las distintas etapas del proceso [64]. Los datos obtenidos en la marcha, son utilizados para calcular la fuerza resultante en el tobillo, la rodilla y la cadera, así como también para determinar la actividad muscular en cada ciclo de la marcha [64, 84, 48, 56].

En varios modelos se ha utilizado el radio de la cabeza femoral y la cobertura lateral o anterior como parámetros principales para la determinación de la superficie de soporte de peso. La Figura 2.4-a muestra un esquema de la articulación de cadera en donde se determinaron algunos parámetros radiográficos del paciente: ángulo de cobertura centro-borde  $\nu_{CE}$ , altura de la pelvis  $\mathbf{H}$ , ancho de la pelvis  $\mathbf{C}$  desde el centro de la cabeza femoral, distancia entre las caderas  $\mathbf{l}$  y radio de la cabeza femoral  $\mathbf{r}$ . La Figura 2.4-b muestra un esquema de la distribución de esfuerzos en dos diferentes caderas con un mismo ángulo de cobertura lateral pero con diferentes ángulos de inclinación de la fuerza resultante aplicada  $\vartheta_R$ , demostrando que el área de distribución de esfuerzos se ve afectada por el ángulo de aplicación de carga. El uso de imágenes médicas permite generar un modelo 3D de la articulación en función de la geometría específica del paciente, permite también obtener una mejor estimación del área de contacto de la cadera y al realizar un análisis biomecánico se puede estimar el comportamiento de los diferentes componentes de la articulación bajo carga.

El método básico utilizado para la determinación del área de soporte de peso ha partido de una radiografía anterior-posterior y una de falso perfil de la cadera. Con este método se puede evaluar la cobertura de la cabeza femoral e indirectamente estimar el área de soporte de peso [64, 16]. Muchos enfoques matemáticos han sido propuestos para estimar el área de soporte de peso y consecutivamente la distribución de esfuerzos de contacto. En el trabajo presentado por Daniel et al. en [31] estimaron el esfuerzo máximo sobre el área de soporte de peso utilizando los parámetros mostrados en la Figura 2.4-a. Los monogramas presentados en este estudio, utilizaron previamente modelos matemáticos para calcular el vector de fuerza resultante aplicado sobre la cadera en posición monopodal de acuerdo a los datos geométricos del paciente. La tendencia en Biomecánica es combinar los datos obtenidos durante la marcha con una imagen 3D del área de soporte de peso para mejorar la estimación de la distribución de esfuerzos para una actividad o posición del cuerpo específica.



**Figura 2.4.:** Esquema de los parámetros radiográficos y distribución de esfuerzos sobre la cadera: a) parámetros radiológicos de la cadera, b) esquema de la distribución de esfuerzos sobre dos distintas caderas en función del ángulo de aplicación de la carga. Imágenes tomadas de [64].

### 2.2.2. Modelos numéricos del comportamiento articular

El esfuerzo producido sobre la cadera depende de la magnitud y dirección de la fuerza resultante sobre la articulación, del tamaño del área de soporte del peso y de la distribución de esfuerzos a través de esta área [64]. La caracterización de las fuerzas de contacto que actúan sobre la articulación de cadera han sido determinadas por dos principales técnicas: el primer método consiste en el uso de prótesis instrumentadas que permiten medir directamente los valores de esfuerzos sobre la articulación y el segundo método consiste en el modelamiento del sistema músculo esquelético, el cual nos permite calcular fuerzas dentro de las estructuras del cuerpo [77]. Hodge et al. [46], utilizaron una prótesis instrumentada formada por un grupo de sensores de presión dentro de la cabeza femoral y se obtuvieron datos durante la cirugía, recuperación, rehabilitación y actividad normal del paciente hasta por un año después de la cirugía. Los datos adquiridos revelaron altas y no uniformes presiones sobre la articulación que demuestran correlación entre las magnitudes y distribuciones de los datos obtenidos *in-vitro* y mediante simulaciones por computadora del comportamiento mecánico de la articulación. Uno de los primeros modelos biomecánicos de la articulación de cadera fue el planteado por Fischer (1895-1904), quien calculó las fuerzas musculares en la fase de impulso en la marcha. Similares análisis han sido realizados para obtener las fuerzas y momentos transmitidos desde el tronco hacia las piernas como en el caso de Bernstein (1935) o Hirsch & Rydell (1965). De igual manera otras aproximaciones fueron desarrolladas por Pauwels (1935) y Denham [33] para determinar la magnitud de la fuerza transmitida entre la cabeza femoral y el acetábulo. En modelos 3D como el presentado por Dalstra y Huiskes [29], se plantea un análisis utilizando FEM, en el cual se representa tanto el hueso subcondral,

trabecular y cortical. La interacción de la cabeza femoral y el acetábulo fue representado utilizando un material que garantizó la transmisión de fuerzas en la articulación; además se asumió que no existía fricción y no se incluyó el cartílago articular en el modelo. El módulo de Young y el radio de Poisson fueron tomados de trabajos previos realizados por el mismo autor [30]. Examinando las propiedades del hueso pélvico trabecular, demostraron que éste no es altamente anisotrópico, por lo que se puede asumir como isotrópico en los análisis computacionales. En este estudio se desarrollaron dos principales escenarios: el primero, considerando las tensiones musculares en el análisis y el segundo sin considerarlas. El resultado mostró que el valor pico de esfuerzo Von Mises se incrementó de 7 MPa a 9.3 MPa sobre el hueso subcondral al eliminar las fuerzas musculares. Este análisis demostró que las fuerzas musculares influyen en gran medida en la carga general aplicada sobre la articulación y la deformación del hueso pélvico, sin embargo, su precisión en magnitud es menos importante para el estudio del esfuerzo dentro y alrededor del acetábulo.

En el estudio presentado por Ipavec et al. [51], calcularon la distribución de esfuerzos de contacto sobre la cadera, conociendo la fuerza resultante y los parámetros geométricos de la articulación, utilizando una ecuación algebraica no lineal. Los resultados se consideraron como una estimación aproximada debido a las simplificaciones que fueron introducidas, sin embargo, el modelo presentó muy pequeñas variaciones con relación a uno de los modelos biomecánicos de mayor referencia, realizado por Legal y Ruder (1977). Johnston et al. en [53] desarrollaron un modelo matemático de la cadera para evaluar los efectos de las alteraciones quirúrgicas alcanzables durante un reemplazo de cadera. Se consideraron la reubicación del acetábulo, el ángulo entre el cuello de la prótesis y el eje femoral y el largo del cuello protésico. La carga soportada por la cadera es altamente afectada por la geometría de la articulación y las simulaciones realizadas demostraron que la ubicación del centro del acetábulo es muy importante para reducirla. Se encontró que las cargas son menores cuando el centro del acetábulo se ubica en la región medial, inferior y anterior.

### 2.2.3. Caracterización de los materiales

La utilización de FEM permite dividir un dominio completo en subdominios o elementos que se encuentran interconectados por nodos; así, el método es ideal para el análisis sobre geometrías de alta complejidad como las articulaciones del sistema esquelético. Partiendo de unas condiciones iniciales conocidas, se busca hallar una solución a un fenómeno que transcurre en el dominio continuo. La relación que existe entre las sollicitaciones y las deformaciones de un material, es primordial al describir la naturaleza mecánica de los tejidos o estructuras a analizar. A un nivel macroscópico el hueso está compuesto por hueso cortical o compacto y hueso trabecular o esponjoso. El hueso trabecular tiene un comportamiento mecánico que puede describirse como viscoelástico [70, 38]. El comportamiento en la región elástica revela que el hueso es aún capaz de retornar a su estado inicial después de haber sido expuesto

y removido a un nivel de cargas inferior al límite elástico. Se ha encontrado en algunas investigaciones que el hueso trabecular y el cortical tienen las mismas propiedades elásticas [80], partiendo del hecho de que a nivel microestructural están conformados por los mismos componentes. En la región proximal del fémur el hueso trabecular varía su módulo elástico de 0.1 a 2000 MPa [80] dependiendo de varios factores como la edad, el grupo étnico, el metabolismo de cada individuo o la dirección de aplicación de carga; en general esta estructura ósea se considera como un material anisotrópico. Por otro lado, algunos modelos biomecánicos han demostrado que el hueso trabecular puede ser representado como un material isotrópico, por ejemplo, Kabel et al. [54] realizaron pruebas experimentales y simulaciones utilizando micro elementos finitos, encontrando que el hueso trabecular se puede modelar con un único valor de elasticidad isotrópica efectiva. La suposición de un comportamiento lineal, elástico e isotrópico responde de una manera adecuada en escenarios donde las velocidades de deformación no son elevadas, como las que ocurren cuando se realizan actividades normales [23].

El campo de experimentación en cuanto a pruebas mecánicas sobre el tejido óseo es muy amplio, por ejemplo, Choi et al. [26] determinaron en su trabajo que el módulo de elasticidad del hueso cortical es 19 % más alto que el del hueso trabecular. Por otro lado, Bayraktar et al. en [11], demostraron que el módulo de elasticidad del hueso trabecular es alrededor de 10 % menor al módulo del hueso cortical, sin embargo, este último es un 25 % más fuerte. Pruebas realizadas a nivel microestructural tanto por microscopía acústica como por nanoindentación, presentaron un módulo de elasticidad en el hueso cortical de 14 GPa en el eje longitudinal, alineado generalmente con las cargas y determinaron que este módulo es alrededor de 40 % más grande en comparación con la dirección transversal [80]. Bosisio et al. en [18], determinaron un módulo de elasticidad radial aparente para el hueso cortical de  $16 \pm 1.8$  GPa utilizando un método numérico inverso sobre un modelo 3D de elementos finitos. Por otra parte, para el coeficiente de Poisson ha sido ampliamente aceptado un valor de 0.365 para el hueso trabecular y cortical [54, 38]. En cuanto al hueso subcondral, se ha demostrado que este tejido tiene un módulo de elasticidad entre 0.62 a 1.88 GPa realizando pruebas mecánicas a nivel microestructural [26].

El cartílago articular desde el punto de vista de la ingeniería es un material poroso viscoelástico, con importantes propiedades como la función de absorber impacto, permitir el deslizamiento articular gracias a su baja fricción, soportar altas cargas y presentar una alta resistencia al desgaste [58]. La función del cartílago articular es vital en la movilidad de las articulaciones y un daño sobre este tejido puede llevar a afecciones degenerativas como la osteoartritis [67, 85, 37]. El comportamiento del cartílago articular presenta tres principales fases: una fase sólida, una como fluido y una fase de iones. La combinación de estas fases le brinda la capacidad de soportar altas cargas. Buscando una manera más generalizada y sencilla de representar el comportamiento del cartílago articular, Lu et al. [57] presentaron una correspondencia entre un medio trifásico y un medio elástico; demostraron que en equilibrio,

la deformación de un material cargado con líquido y sometido a carga es idéntico al de un medio elástico sin carga. Otra visión del comportamiento viscoelástico del cartílago articular fue planteada por el mismo autor en [58], donde se propone un modelo bifásico conformado por una fase sólida y una líquida. La aproximación lineal bifásica del comportamiento del cartílago requiere del módulo de elasticidad, el radio de Poisson y un factor de permeabilidad.

Se han desarrollado diversas pruebas mecánicas sobre el cartílago articular con la intención de mejorar los modelos que representan el comportamiento biomecánico del tejido. Algunas pruebas han determinado un módulo de elasticidad de 0.3 a 1.5 MPa en equilibrio y durante pruebas cíclicas se ha demostrado que este módulo puede alcanzar niveles más elevados, desde 14.6 hasta 65.7 MPa [73]. En pruebas realizadas sobre cartílago articular bovino, se demostró que dentro del rango de presiones fisiológicas normales, el cartílago no presenta una deformación considerable, lo que permite considerarlo como un material incompresible [10]. Hodge et al. en [46] reportaron niveles de esfuerzo compresivo de alrededor 20 MPa en la articulación de cadera medidos *in-vivo* utilizando una prótesis instrumentada. Harris et al. en [40] reportaron un esfuerzo máximo de  $7.52 \pm 2.11$  MPa durante la fase de contacto del talón en la marcha normal, modelando el cartílago como un material homogéneo, isotrópico e incompresible.

Algunos estudios *in-vitro* se han realizado en torno a la determinación del esfuerzo generado sobre el cartílago articular, experimentando sobre articulaciones humanas; entre ellos se encuentran los valores máximos de presión reportados por von Eisenhart et al. [35], estos resultados fueron obtenidos mediante el uso de películas sensoras de presión en cadáveres y los valores obtenidos rodeaban los 7 MPa cuando se aplicó el 50 % del peso del cuerpo y alcanzó los 9 MPa cuando se aplicó el 300 % del peso del cuerpo. En el trabajo presentado por Afoke et al. [4], estimaron una presión de alrededor 10 MPa al aplicar 350 % del peso del cuerpo, utilizando sensores de presión sobre cinco articulaciones de cadera de cadáveres y se representaron tres instantes de la fase de apoyo de un ciclo de marcha. Anderson et al. [7] desarrollaron pruebas experimentales sobre una articulación de cadera de un cadáver utilizando sensores de presión para validar los resultados de esfuerzo de contacto obtenidos por un modelo 3D de elementos finitos. Mientras los sensores brindaron un valor de esfuerzo promedio alrededor de 10 MPa, el modelo presentó valores máximos de esfuerzo de contacto en el rango de 10 a 12 MPa durante la simulación de marcha. Aplicando una herramienta matemática distinta, Abraham et al. en [2], realizaron un análisis por elementos discretos para estimar el esfuerzo de contacto sobre el cartílago y contrastarlo con un análisis por elementos finitos. El primero método presentó un área de contacto 7.50 % menor y se determinó un rango de esfuerzos máximos entre 9.8 a 13.6 MPa durante la marcha normal. Russell et al. en [82] aplicaron FEM sobre un modelo específico del paciente y se simuló un ciclo de marcha normal obteniendo valores de presión de contacto sobre la cabeza femoral en un rango entre 3.56 a 9.88 MPa en un paciente con displasia de cadera, mientras que la

presión de contacto en una articulación normal se estimó entre 1.9 y 7.38 MPa.

La caracterización del cartílago articular representa una complicación adicional. Algunos autores han obtenido la geometría a partir de imágenes de resonancia magnética nuclear (RMN) y para obtener mayores detalles, inyectando agentes de contraste para delimitar mejor la capa cartilaginosa [24]. Algunos modelos como en nuestro caso, han diseñado el cartílago articular partiendo de la superficie femoral y acetabular, generando un volumen de espesor constante mediante una extrusión de las superficies. Anderson et al. [8] desarrollaron varias pruebas con el fin de determinar el grado de variación en los resultados producto de manejar distintos tipos de geometrías del cartílago articular. Los resultados mostraron que al trabajar con un volumen de espesor constante, se incrementa ligeramente el esfuerzo máximo generado sobre el cartílago a la vez que se observa una reducción ligera en el área de contacto. Sin embargo, el trabajar con un volumen generado a partir de las características morfológicas superficiales de la cabeza femoral y el acetábulo, presenta mejores resultados que al eliminar irregularidades e idealizar la superficie como una esfera perfecta. El cartílago en una persona adulta tiene un espesor de 1 a 2.5 mm [84]. Según Brand et al. en [19], dentro de los distintos experimentos y aproximaciones numéricas desarrollados para determinar el esfuerzo generado sobre la articulación de cadera, dejando por un momento a un lado el método utilizado, se han obtenido resultados variantes que sugieren que el máximo esfuerzo de contacto sobre una articulación normal está en el rango de 2 a 10 MPa y en articulaciones patológicas desde 5 a 20 MPa.

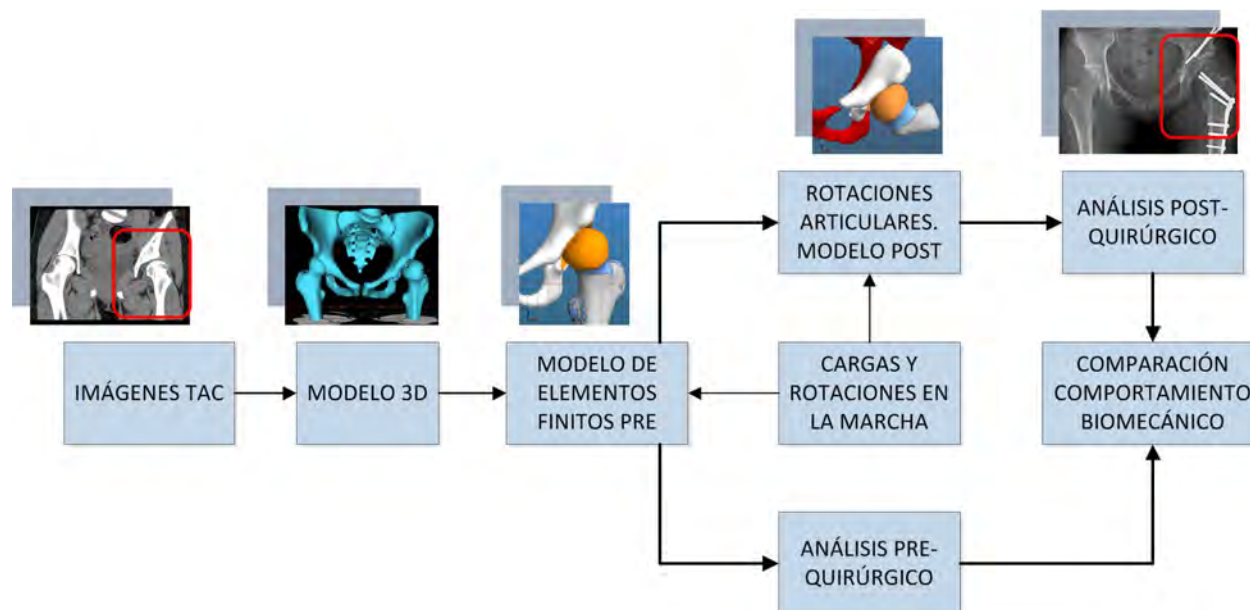
### **3. Metodología para el análisis biomecánico de la articulación de cadera**

El análisis biomecánico de la articulación de cadera nos permite adquirir un mayor conocimiento de la realidad del paciente con displasia. El desarrollo de un modelo 3D de la articulación específica del paciente puede brindarnos una importante ayuda para el tratamiento de la patología articular; este trabajo presenta un estudio de caso donde se busca estimar cuál es la distribución de esfuerzos sobre una articulación de cadera con secuelas de displasia y cuál podría ser la distribución de esfuerzos sobre la articulación después de haber sido el paciente sometido a un procedimiento quirúrgico para el tratamiento de la patología.

El objetivo de este trabajo es poder predecir un comportamiento biomecánico futuro de la articulación y cuantificar la mejora biomecánica que se podría esperar como consecuencia de la intervención quirúrgica. Este capítulo detalla el desarrollo de la metodología planteada, partiendo del diagnóstico del paciente y concluyendo con el desarrollo del modelo de elementos finitos PRE-Q Y POST-Q de la articulación de cadera. Contamos con las imágenes obtenidas por TAC del paciente y a partir de estas, se construyó el modelo 3D de elementos finitos de la articulación. Realizamos una exhaustiva revisión del estado del arte con el fin de desarrollar un modelo que nos brinde resultados confiables del comportamiento articular. Tomamos en consideración estudios experimentales donde se involucraron pruebas mecánicas sobre tejido óseo y cartilaginoso, simulaciones sobre modelos computacionales y estudios de validación de modelos de elementos finitos, para conseguir un modelo confiable y eficiente.

La investigación y desarrollo de escenarios quirúrgicos virtuales, se encuentran en evolución permanente; nuestro estudio forma parte de un proyecto de apoyo quirúrgico virtual en donde se podrá brindar una ayuda importante a la planificación y evaluación quirúrgica. La metodología que se desarrolló en este trabajo se presenta en la Figura 3.1.

El modelo 3D fue generado a partir de imágenes por TAC del paciente, luego se eliminaron y corrigieron imperfecciones superficiales originadas al momento de crearlo. Una vez determinado el modelo, procedimos a construir el volumen que se caracterizó como cartílago articular, subsecuentemente, se procedió a realizar el mallado de los componentes articulares



**Figura 3.1.:** Esquema de la metodología del estudio.

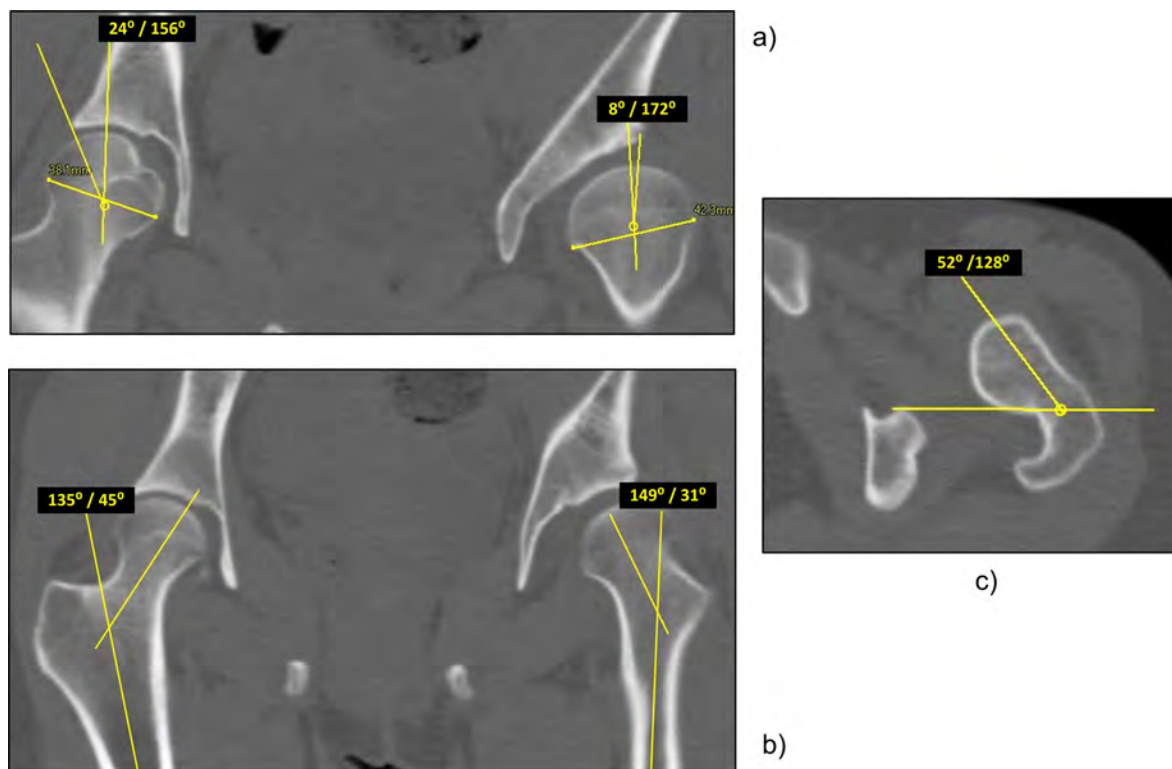
e ingresamos el modelo al software para el pre proceso Preview V1.7 [59], donde se asignaron las propiedades mecánicas de cada uno de los componentes, se configuraron las restricciones del sistema y se aplicaron las cargas. Para realizar el análisis por elementos finitos no lineales se utilizó el software Febio V1.5 [59], y el post proceso para la visualización de resultados, se realizó en el software Postview V1.4 [59].

### 3.1. Secuelas de displasia - Caso de estudio

Para el desarrollo de nuestro trabajo, utilizamos las imágenes obtenidas por TAC de un paciente del sexo femenino de 14 años de edad con secuelas de displasia en la cadera izquierda (Apéndice A: consentimiento informado). La cobertura disminuida de la cabeza femoral izquierda es evidente en la imagen frontal antero-posterior (ver Figura 3.2-a). El análisis de las imágenes del paciente demostró la existencia de alteraciones morfológicas en la cadera izquierda, obteniendo los siguientes parámetros radiográficos:

- Ángulo centro borde de Wiberg de  $8 \pm 1^\circ$  sobre la cadera izquierda (ver Figura 3.2-a) y un ángulo de Wiberg en la cadera derecha de  $25 \pm 1^\circ$ . Un ángulo normal se considera superior a  $25^\circ$  [88].
- Ángulo de inclinación cervicodiafisario de  $150 \pm 3^\circ$  (Coxa valga) (ver Figura 3.2-b). Se considera como normal un ángulo de  $130^\circ$  en adultos.
- Ángulo de anteversión femoral de  $52 \pm 2^\circ$  (ver Figura 3.2-c). Se considera como normal un ángulo entre  $10$  y  $16^\circ$ .

Para evitar el continuo desgaste y daño sobre el cartílago articular, es necesario realizar una intervención quirúrgica para eliminar o disminuir la patología lo antes posible. La Tabla 3.1 reúne las características radiográficas del paciente en contraste con las aceptadas en la literatura como normales.

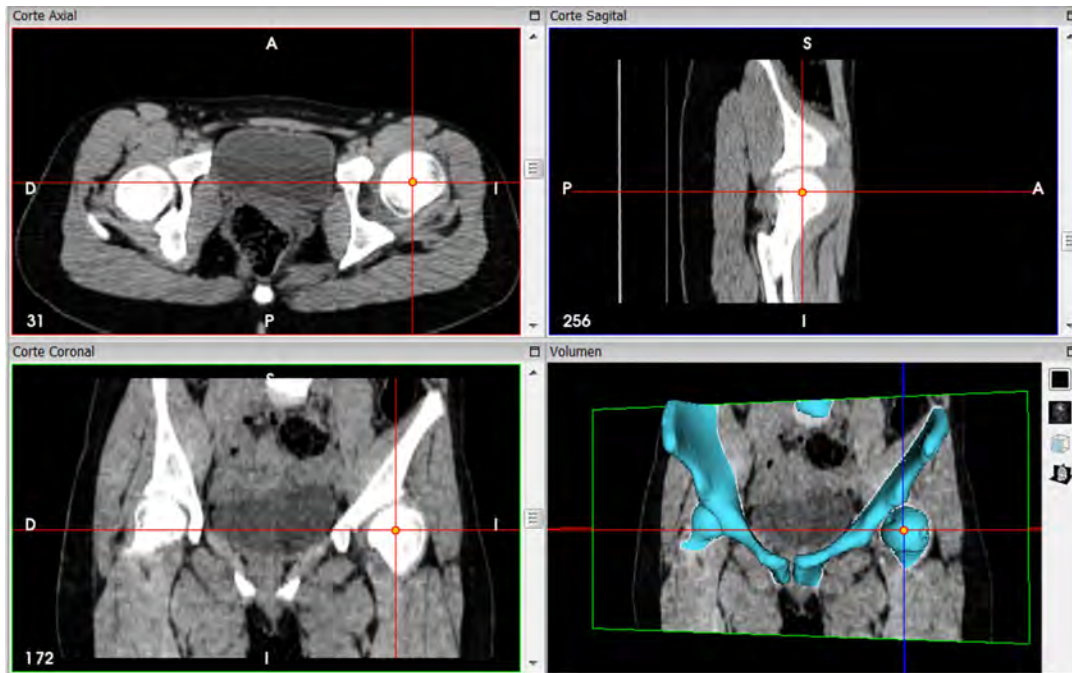


**Figura 3.2.:** Parámetros radiográficos del paciente: a) ángulo de cobertura lateral, b) ángulo de inclinación cervicodiafisario y c) ángulo de anteversión femoral.

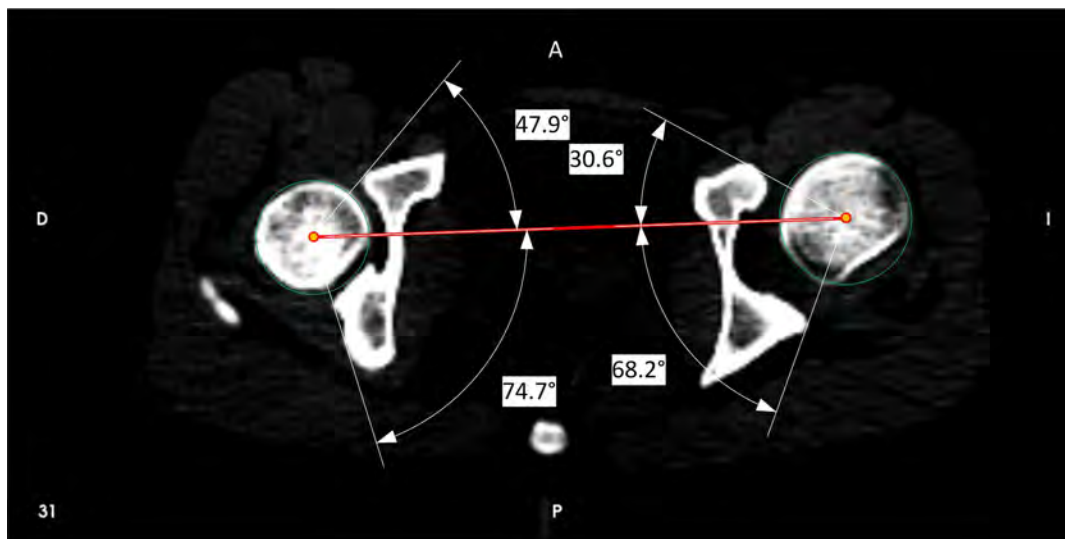
**Tabla 3.1.:** Parámetros radiográficos de referencia y del paciente de estudio.

|   | Paciente          | Normales en adultos     |
|---|-------------------|-------------------------|
| Ángulo de cobertura lateral             | $8 \pm 1^\circ$   | $25^\circ$              |
| Ángulo de inclinación cervicodiafisario | $150 \pm 3^\circ$ | $130^\circ$             |
| Ángulo de anteversión femoral           | $52 \pm 2^\circ$  | entre $15$ y $20^\circ$ |

Se puede observar en las imágenes, aunque será más evidente al reconstruir el modelo 3D, que la cabeza femoral ha perdido su forma redondeada y presenta una forma ovoidal; además se observa un desplazamiento de la cabeza femoral hacia el lateral, indicando subluxación. En la Figura 3.4 podemos ver la cobertura anterior y posterior sobre un corte transvesrsal en el centro de la cadera. La cadera displásica muestra una deficiencia en la cobertura anterior



**Figura 3.3.:** Centro de la cabeza femoral patológica para determinar la cobertura anterior y posterior femoral.



**Figura 3.4.:** Cobertura anterior y posterior de la cadera patológica y normal realizando un corte transversal sobre el centro de la cabeza femoral patológica.

común en la patología [32]. La cobertura se encuentra en un rango menor al establecido como normal en [6], donde se establece que un rango de cobertura anterior menor a  $63^\circ$  y un ángulo de cobertura posterior menor a  $105^\circ$  corresponden a un paciente con displasia de cadera. Sobre las imágenes por TAC del paciente, realizamos 5 cortes transversales sobre el centro de la cabeza femoral (ver Figura 3.3), un corte en la parte inferior al corte central transversal y cuatro cortes adicionales sobre el centro femoral. La cobertura femoral anterior en la cadera displásica muestra un ángulo de  $31.56 \pm 1.5^\circ$ , y una cobertura posterior de  $69.1 \pm 3.77^\circ$  (ver Figura 3.4). Por otro lado, la cadera normal mostró un ángulo de cobertura anterior de  $54.04 \pm 6.69^\circ$  y un ángulo de cobertura posterior de  $81.96 \pm 7.91^\circ$  (ver Tabla 3.2).

**Tabla 3.2.:** Cobertura angular anterior y posterior desde corte transversal en imagen TAC

| Nivel de Corte [ $mm$ ] | Cadera Displásica |           | Cadera Normal |           |
|-------------------------|-------------------|-----------|---------------|-----------|
|                         | Anterior          | Posterior | Anterior      | Posterior |
| +9.00                   | 34.20             | 75.60     | 62.20         | 91.60     |
| +6.00                   | 31.20             | 68.00     | 60.00         | 86.50     |
| +3.00                   | 31.20             | 68.00     | 52.00         | 84.00     |
| 0.00                    | 30.60             | 68.20     | 48.00         | 74.70     |
| -3.00                   | 30.60             | 65.70     | 48.00         | 73.00     |

## 3.2. Modelo pre-quirúrgico de la articulación de cadera

Varios estudios se han venido realizando sobre el análisis de la distribución de esfuerzos sobre la articulación de cadera, modelos matemáticos, experimentos *in-vitro*, uso de prótesis instrumentadas entre otros métodos. El uso de FEM permite realizar un análisis sobre la compleja geometría de la articulación, que se puede generar partiendo de las imágenes radiográficas, además, nos permite simular distintos ambientes de comportamiento articular o simular situaciones extremas de carga, con la finalidad de estimar la distribución de esfuerzos que se generan sobre la articulación, encargada de transmitir el peso del cuerpo a las extremidades inferiores y permitir el movimiento del cuerpo humano. Algunos investigadores han analizado el comportamiento biomecánico de la articulación coxofemoral simplificando su morfología, ya sea para tener una visión general del comportamiento articular, enfocarse en un componente en particular de la cadera o para conocer el comportamiento biomecánico de un elemento protésico entre otros motivos, sin embargo, el trabajar sobre un modelo específico del paciente nos permite tener un escenario más cercano a la realidad. Se han realizado también pruebas mecánicas en articulaciones humanas *in-vitro* utilizando sensores de presión dentro de la articulación, que permiten tener información mucho más cercana acerca de la distribución de cargas. Estos resultados nos permiten tener un punto firme de apoyo y de validación al momento de estimar un comportamiento biomecánico utilizando un modelo de elementos finitos.

### 3.2.1. Modelo tridimensional de la articulación de cadera patológica

Para la reconstrucción 3D de la articulación de cadera displásica, utilizamos el software Invesalius V3.0 [5] que permite visualizar estructuras tridimensionales a partir de la escala de grises que se obtiene de una secuencia 2D Dicom [62]. Los parámetros de calibración utilizados en el equipo radiográfico para la obtención de las imágenes, dependen de los requerimientos del cirujano y definen la resolución de los cortes. Las imágenes fueron obtenidas utilizando un Scanner Toshiba/Aquilion 120 Kv y 39.5 mAs, se realizaron 71 cortes con un tamaño de pixel de 0.782 mm, el ancho de división es de 3mm y tienen una resolución de 512 x 512 (ver Figura 3.5).

La visualización de traumas o enfermedades basada en la estructura anatómica o el funcionamiento fisiológico, es necesaria en la práctica médica; las imágenes obtenidas por TAC o RMN permiten visualizar distintos tejidos del cuerpo y producir una secuencia de imágenes en dos dimensiones que muchas veces requiere de una alta pericia por parte del observador para la reconstrucción mental de la estructura que se observa. La reconstrucción 3D a partir de las imágenes 2D Dicom, es una herramienta invaluable, tanto para el área clínica como para el área de investigación en diversos campos; en el área de cirugía, esta herramienta participa en el diagnóstico y en la planificación de un procedimiento quirúrgico. El software



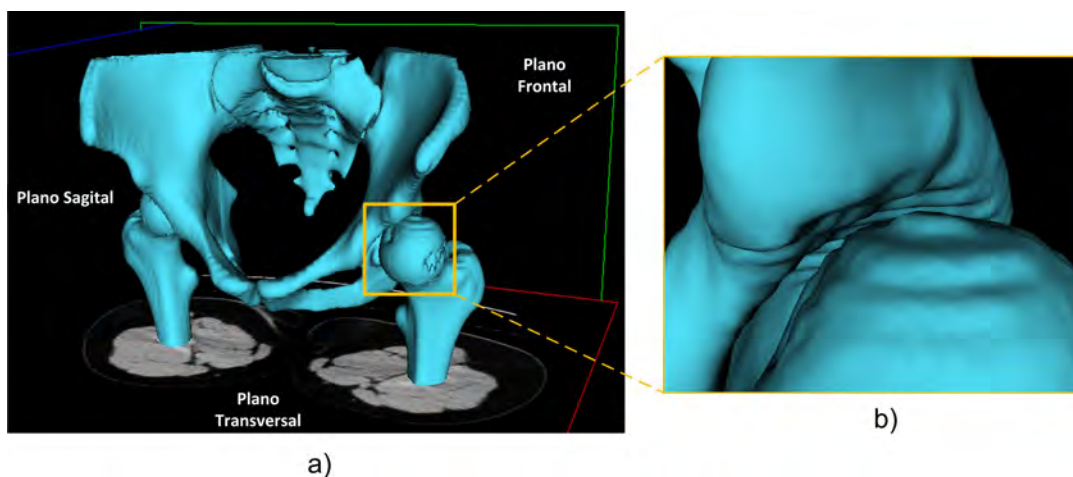
**Figura 3.5.:** Imágenes obtenidas por TAC del paciente: a) corte transversal, b) corte sagital y c) corte frontal de la articulación.

utilizado para la reconstrucción, Invesalius, genera diferentes tipos de archivos de salida entre ellos el formato STL (Estereolitografía) que es un tipo de archivo utilizado frecuentemente en técnicas de prototipado rápido, en nuestro caso, lo utilizamos para la construcción del modelo de elementos finitos.

Invesalius permite reconstruir diferentes tejidos como el óseo o de la piel, utilizando distintos filtros para la segmentación. Las imágenes radiográficas presentan la información basada en una escala de grises de 4096 niveles; los filtros funcionan definiendo un límite inferior y superior, dentro de los cuáles se encontrará el tejido que buscamos identificar o reconstruir. La escala de grises de las imágenes obtenidas por TAC se convierten en unidades Hounsfield (HU) donde un valor  $HU = 0$  se determina para valores cercanos al agua y un valor de  $H = -1000$  para valores cercanos al aire. Utilizando la escala HU se puede determinar la densidad del hueso en cada pixel de la imagen, también pueden seleccionarse diferentes tejidos para su visualización, como por ejemplo: tejido muscular, en un rango alrededor de 40 o tejido óseo utilizando un filtro entre 100 y 2000. El hueso trabecular puede ser visualizado seleccionando un rango entre 100 y 300 y el hueso cortical dentro de un rango entre 300 y 2000.

La reconstrucción 3D de las imágenes puede ser realizada con distintos métodos de interpolación. Sobre este modelo se pueden realizar mediciones y cortes con el fin de seleccionar el segmento de la articulación de interés (ver Figura 3.6-a). Una vez generado el volumen

articular, se utilizan las herramientas de edición para eliminar irregularidades superficiales. El número de cortes y la distancia entre ellos, ambos parámetros de configuración al momento de obtener las imágenes TAC del paciente, producen un efecto de escalonamiento en la reconstrucción de los elementos del modelo. En la Figura 3.6-b, se puede observar la superficie de la cabeza femoral donde este efecto es muy claro. El suavizado de las estructuras 3D se realiza interpolando los distintos cortes, obteniendo un valor medio entre dos imágenes a fin de obtener una transición entre cortes más constante, también se puede realizar un suavizado superficial de manera manual, trabajando sobre cada uno de los cortes ampliando la región que fue seleccionada por el filtro y manteniendo una transición continua entre dos imágenes; por otro lado, contamos con radiografías de la articulación obtenidas durante la cirugía reconstructiva realizada, las cuáles nos dan una referencia de la forma y posición de la articulación patológica.

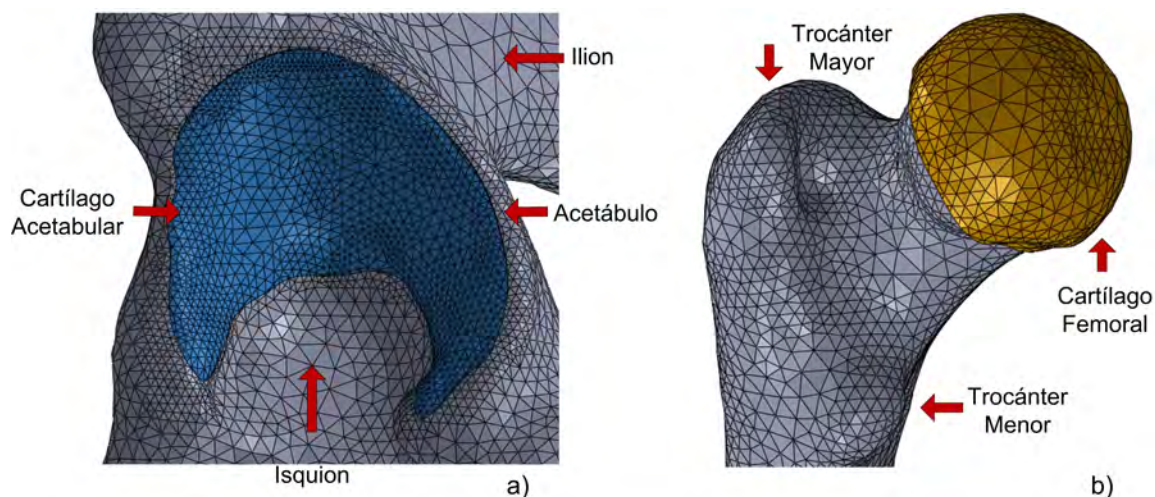


**Figura 3.6.:** a) Modelo 3D de la articulación de cadera patológica, b) irregularidades en la superficie de la cabeza femoral.

Los dos componentes articulares que se exportaron fueron el femoral izquierdo completo y el acetábulo, además del segmento izquierdo de la pelvis, ilion e isquion.

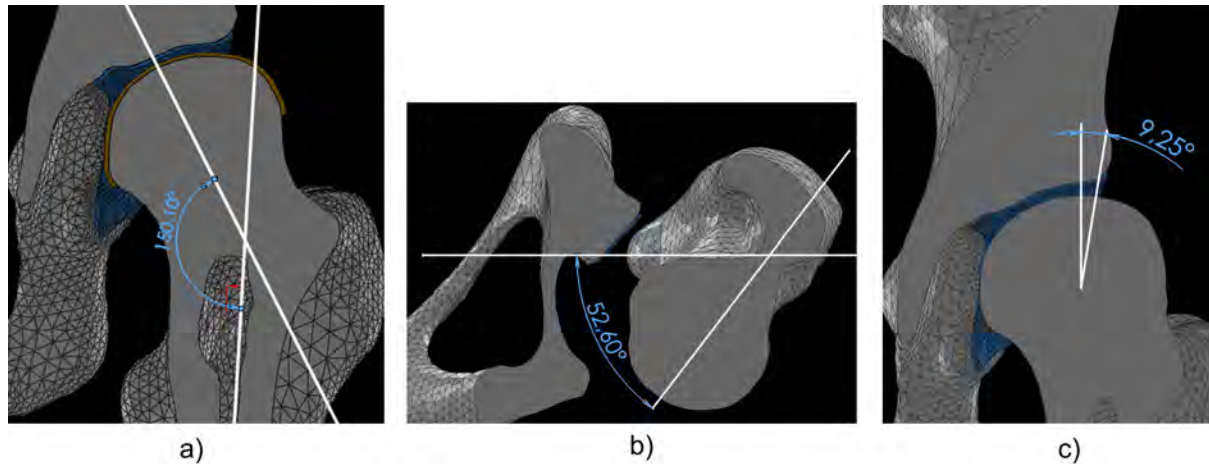
Los archivos STL generados tanto del fémur como del acetábulo, fueron exportados a un software CAD para incorporar al modelo el volumen cartilaginoso entre los componentes óseos. Se generaron dos volúmenes, uno femoral y otro acetabular. El espesor aproximado del cartílago articular sano en un adulto es de 1 a 2.5 mm [84]. En nuestro caso construimos el cartílago articular con un espesor de  $1 \pm 0.3$  mm a partir de las superficies femoral y acetabular. Asignamos al cartílago un espesor casi constante modelando un cartílago sano. Anderson et al. en [8], estimaron la diferencia que existe en la distribución de esfuerzos al considerar distintas técnicas de reconstrucción del cartílago articular; demostrando que al asignar un espesor constante a partir de las superficies articulares femoral y acetabular, como en nuestro caso, la diferencia es mínima comparando los resultados de distribución con los

obtenidos al utilizar un modelo del cartílago desarrollado a partir de RMN. Considerando un cartílago sano, seleccionamos el área de la cabeza femoral en donde el cartílago tiene cobertura y realizamos una extrusión de la superficie seleccionada. Con las dos superficies paralelas construimos un sólido y recortamos el perímetro para eliminar irregularidades geométricas que podrían generar errores en el análisis numérico. Realizamos el mismo procedimiento para la construcción de cartílago articular acetabular. Varios estudios han modelado el cartílago articular como una superficie idealizada completamente esféricas, sin embargo, consideramos una mejor alternativa para nuestro trabajo el generar el volumen tomando en cuenta las superficies óseas de la cadera, además buscamos construir un modelo específico de la articulación del paciente respetando la morfología presentada en las imágenes TAC que nos permite tener un modelo más cercano a la realidad (ver Figura 3.7).



**Figura 3.7.:** Volumen cartilaginoso de espesor casi constante incorporado al modelo: a) cartílago articular acetabular, b) cartílago articular femoral.

Una vez construidos los dos volúmenes cartilagosos, tenemos los cuatro componentes que forman nuestro modelo, el fémur proximal, el cartílago femoral, el componente acetabular de la pelvis y el cartílago acetabular. Para asegurar la posición de los elementos articulares al momento de realizar el mallado y asegurar un óptimo contacto, asignamos algunas restricciones de posición en los componentes cartilagosos. El cartílago femoral fue restringido en varios puntos al fémur de manera que comparten una superficie en común, es decir, existe un contacto perfecto entre estos dos elementos. El cartílago acetabular fue restringido de igual manera al acetábulo, compartiendo una superficie para su contacto óptimo. La Figura 3.8 nos permite visualizar de una manera más clara las características radiográficas de la articulación patológica, constatando que el modelo hasta ahora desarrollado, se mantiene fiel a las imágenes por TAC del paciente.

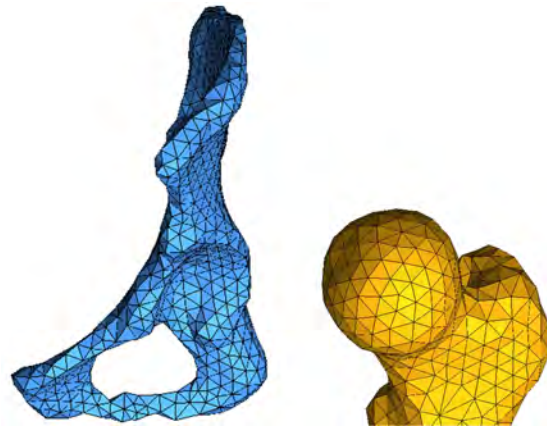


**Figura 3.8.:** Parámetros radiográficos del paciente en el modelo 3D: a) ángulo de inclinación cervicodifisiario, b) ángulo de anteversión femoral y c) ángulo de cobertura lateral.

### 3.2.2. Modelo de elementos finitos de la articulación de cadera patológica

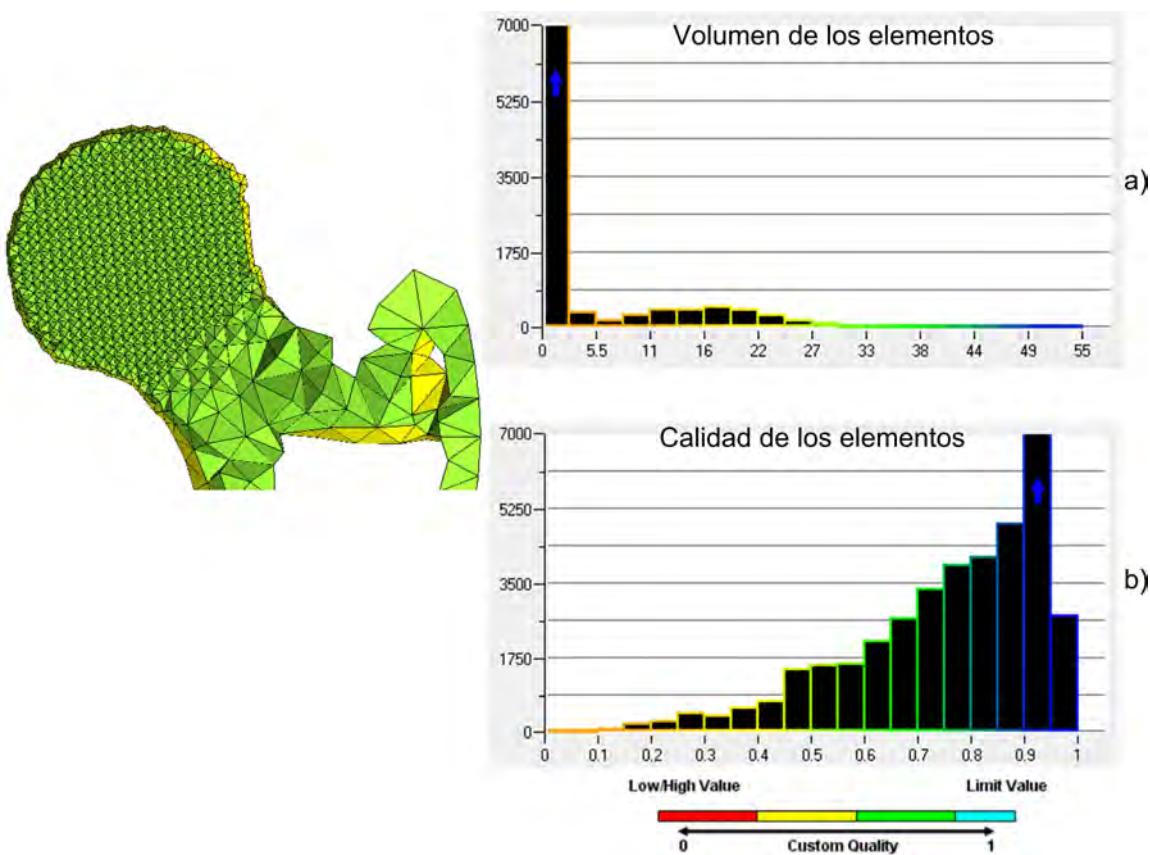
La aplicación de FEM busca hallar una solución aproximada a un problema de valor de frontera, dividiendo un dominio complejo en subdominios o elementos. Las funciones de los fenómenos a analizar se definen individualmente para cada elemento, estos se encuentran unidos por los nodos situados en los bordes o internamente en los elementos y en conjunto se obtiene la solución del problema. El desplazamiento de los nodos es la variable desconocida base del problema en un análisis estructural simple. El desplazamiento nodal define el estado de deformación de un elemento y al conocer la deformación inicial y final, en conjunto con las propiedades constitutivas de cada material se puede definir el nivel de esfuerzo en el elemento y en los nodos que lo conforman. El proceso para dividir el dominio físico en elementos finitos se denomina mallado; la elección adecuada de la forma de los elementos y de una apropiada función de desplazamiento, influyen de manera directa en el grado de aproximación de la solución. Los elementos pueden ser construidos de innumerables formas, en nuestro modelo utilizamos elementos tetraédricos formados por 4 nodos (Tet4), análogamente en 2D se utilizan elementos triangulares, ambos tipos son los más usados en el modelado de geometrías irregulares. Los elementos sólidos tetraédricos pueden tener entre 4 y 10 nodos y tienen tres grados de libertad para desplazamiento por cada nodo. Un elemento de 10 nodos tiene más flexibilidad que un elemento de 4, pero este último es habitualmente más utilizado por la rapidez y eficiencia de los algoritmos de mallado. El mallado 3D parte habitualmente de una malla superficial, por lo que es necesario tomar en cuenta la densidad de esta en las regiones donde existe contacto entre componentes para obtener resultados más precisos. Para nuestro modelo utilizamos el mallador ICM CFD del paquete ANSYS para elementos finitos.

Partimos por un mallado general sobre todo el fémur. Configuramos las características globales, como las del algoritmo de mallado superficial y volumétrico, el valor de escala del mallado y los tamaños mínimo y máximo de los elementos. En el siguiente paso, configuramos los parámetros del algoritmo utilizado en la creación de la malla superficial. Seleccionamos elementos triangulares que permiten crear una malla rápida y óptima. Generamos un mallado sin mayor detalle en la diáfisis del fémur, segmento que no requiere una subdivisión densa debido a que nuestro análisis no se centra en conocer las deformaciones ni el comportamiento biomecánico en este segmento. Esta disminución de elementos reducirá el tiempo de análisis computacional. En nuestro modelo se utilizaron elementos Tet4 y el método de mallado seleccionado fue Robust (Octree). Establecemos el nivel de suavizado de los elementos de malla, configuramos el número de iteraciones y la calidad mínima que buscamos conseguir. En los parámetros volumétricos se pueden también seleccionar algunas opciones que configuran el algoritmo para realizar iteraciones extra con el fin de mejorar la malla, detectar y corregir elementos duplicados y cerrar agujeros.



**Figura 3.9.:** Mallado general de los elementos acetabular y femoral utilizando elementos Tet4.

En la Figura 3.9 se observan las estructuras más grandes de nuestro modelo, el fémur y el acetábulo, mallados con las características y parámetros especificados anteriormente. Con una malla regular sobre el modelo, se puede ajustar la densidad sobre las áreas que estarán en contacto o las que requieren una mayor definición de acuerdo a la geometría. Utilizamos la herramienta para ajustar la densidad de la malla que permite seleccionar una localización específica para su ajuste. En la Figura 3.10 podemos observar el mallado del fémur después de ajustar su densidad en la cabeza femoral. Como resultado final, el fémur fue mallado por 148535 elementos Tet4 y está conformado por 26886 nodos. En esta imagen también podemos observar la distribución del volumen de los elementos y la calidad de cada uno de ellos, donde el eje X representa el rango de calidad desde 0 (baja calidad) hasta 1

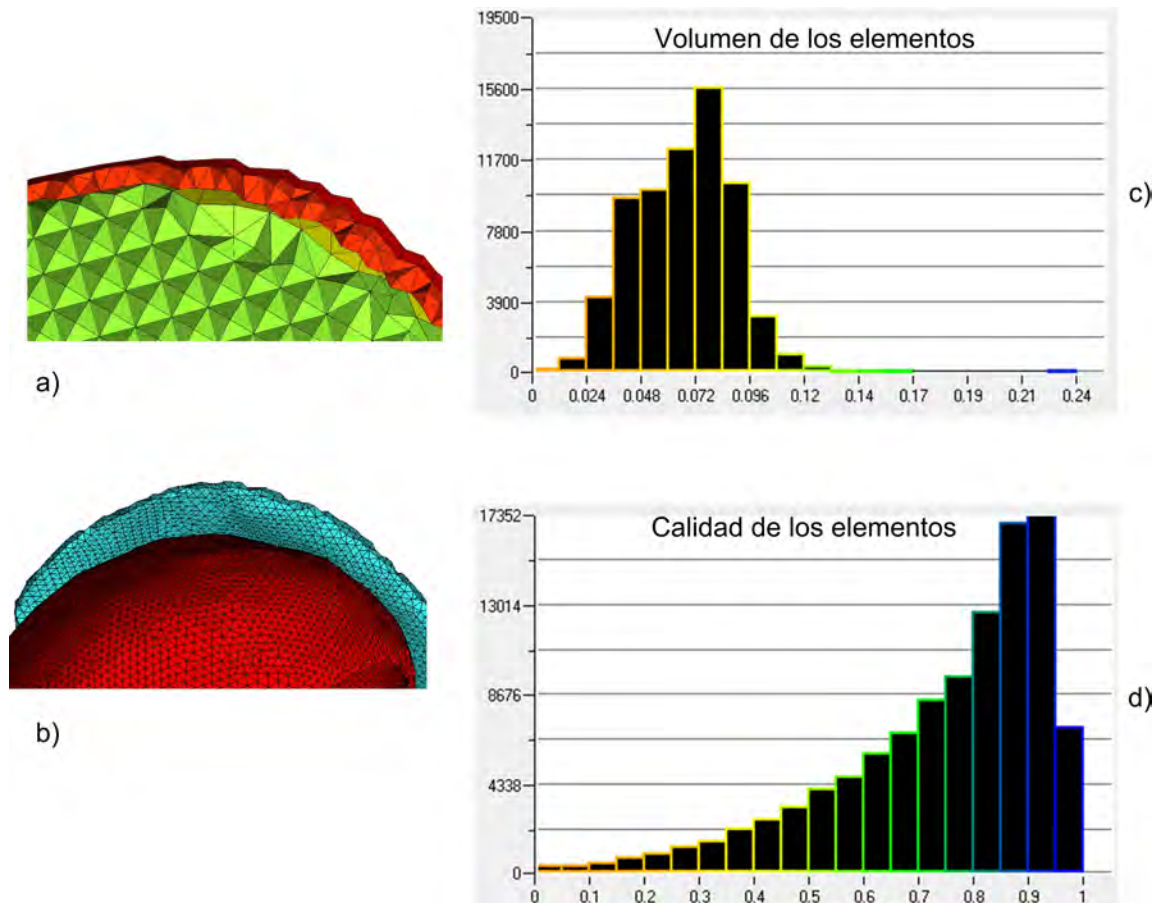


**Figura 3.10.:** Variación de densidad de malla en la cabeza femoral. a) variación del volumen de los elementos de malla, b) calidad de los elementos utilizados en el componente femoral

(óptima calidad) y el eje Y representa el número de elementos dentro de cada rango. En la Figura 3.10-a observamos que la mayor cantidad de elementos tienen un volumen inferior a  $3 \text{ mm}^3$  y que más del 80 % de los mismos tienen una calidad entre 0.75 y 1 (ver Figura 3.10-b).

El cartílago articular demanda una subdivisión de mayor densidad por el contacto que mantiene con el fémur en un lado y con el cartílago acetabular por otro. Para crear esta malla, mantenemos intacto el elemento femoral ya mallado y se mantienen las configuraciones globales ya establecidas (ver Figura 3.11-a). Al discretizar las superficies, el contacto entre ellas se ve afectado, pero al configurar una densidad mayor conseguimos una mejora notable. El cartílago femoral y acetabular fueron mallados con el mismo procedimiento y con los mismos parámetros de configuración del algoritmo. El cartílago femoral quedó formado por 47968 elementos y 14791 nodos mientras que el cartílago acetabular por 19586 elementos y 6463 nodos. En la Figura 3.11-b podemos observar los dos volúmenes cartilaginosos con sus gráficas de volumen y calidad por elemento (ver Figuras 3.11 c y d).

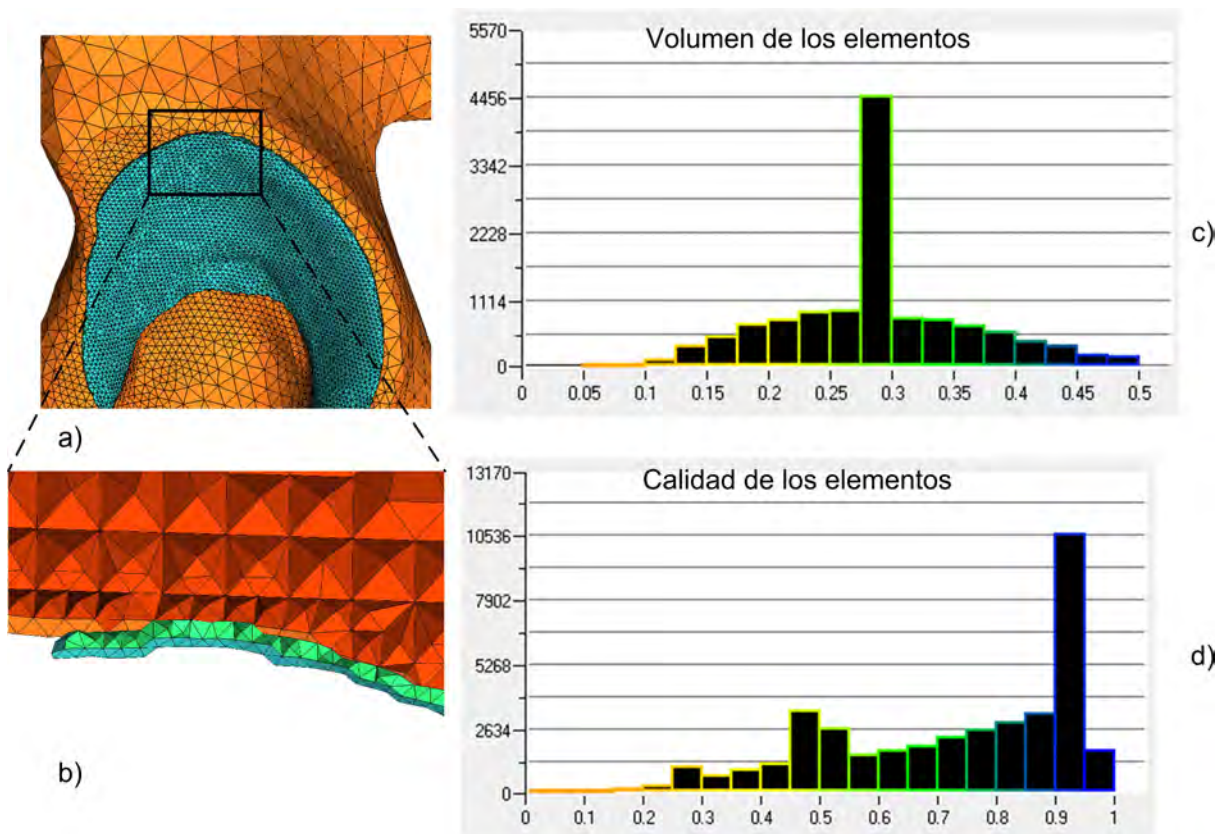
El mallado del acetábulo y el segmento de la pelvis que forman parte de nuestro modelo



**Figura 3.11.:** Volúmenes cartilagosos mallados utilizando elementos Tet4. a) Contacto entre el cartílago femoral y la cabeza femoral, b) cartílago femoral y acetabular, c) variación de volumen de los elementos de la malla del cartílago femoral y acetabular y d) calidad de los elementos de la malla.

siguió el mismo proceso que el componente femoral. Inicialmente realizamos un mallado general para todo la pelvis, de manera que partes como el ilion, que no serán componentes sensibles en el análisis por elementos finitos, no tengan demasiados elementos que generen un costo computacional adicional al momento de resolver el sistema. El algoritmo de mallado es similar al utilizado sobre el fémur, posteriormente procedemos a asignar un mallado más denso sobre el segmento acetabular que tendrá contacto con el cartílago articular acetabular. Para garantizar un óptimo contacto entre estas superficies, se procuró mantener una densidad alta similar a la del cartílago acetabular. En la Figura 3.12-a se muestran el componente acetabular y el cartílago acetabular mallados. El modelo completo de la articulación de cadera finalmente quedó formado por 302346 elementos Tet4 y por 55297 elementos triangulares, existe penetración en 20214 elementos en los diferentes contactos. La penetración es mínima pero en gran número debido a las dimensiones de los elementos de contacto. En la Tabla 3.3

se resume el número de elementos generados sobre los componentes de la articulación:



**Figura 3.12.:** Acetábulo mallado utilizando elementos Tet4. a) Acetábulo mallado en contacto con el cartílago acetabular, b) contacto entre el acetábulo y el cartílago acetabular, c) variación de volumen de los elementos de la malla del acetábulo y d) calidad de los elementos de la malla.

**Tabla 3.3.:** Generación de la malla sobre los elementos de la articulación.

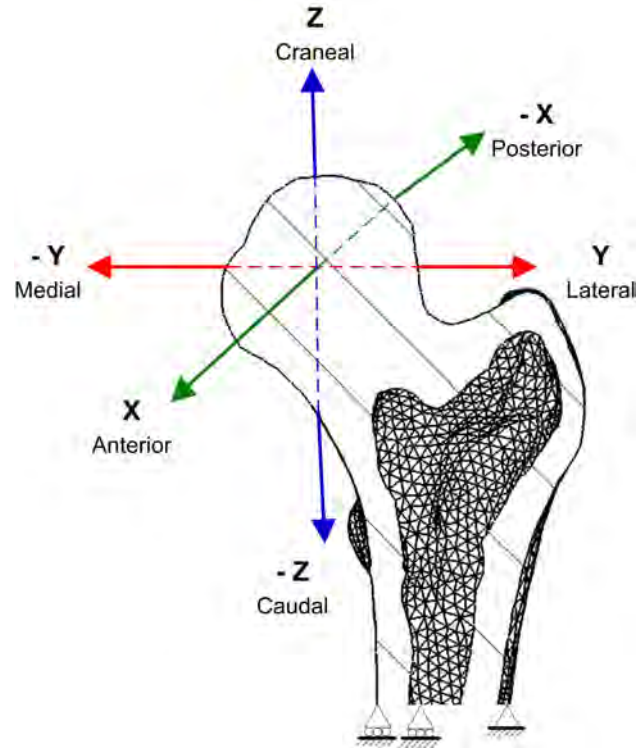
|                      | Número de Elementos | Número de Nodos |
|----------------------|---------------------|-----------------|
| Fémur                | 148535              | 26886           |
| Acetábulo            | 32037               | 7157            |
| Cartílago Femoral    | 47968               | 14791           |
| Cartílago Acetabular | 19586               | 6463            |
| <b>Total</b>         | <b>302346</b>       | <b>55297</b>    |

Una vez que los cuatro elementos de la articulación han sido mallados, exportamos un solo archivo en formato STL hacia el software Preview V1.7 [59]. Este software fue diseñado

para realizar el pre-proceso necesario antes de realizar el análisis por elementos finitos. El pre-proceso incluye la caracterización de los elementos, la asignación de restricciones, la aplicación de cargas y los tiempos de simulación. Preview recibe distintos formatos de archivos CAD y genera un archivo de salida *.feb* para trabajar con el software para elementos finitos no lineales, Febio [59]. Al importar el archivo en Preview, lo primero que realizamos es una segmentación de los cuatro componentes que conforman la articulación de cadera y se asigna un nombre a cada elemento. Una vez separados los elementos, utilizamos una herramienta del software que nos permite inspeccionar las características del mallado de cada componente, el volumen y el Jacobiano de cada elemento; con esto podemos verificar que la numeración de los nodos haya sido asignada correctamente. El contacto que existe entre las distintas superficies del modelo requiere que se las seleccione y se las etiquete para su fácil identificación al establecer las restricciones.

Posteriormente se colocaron las condiciones de frontera sobre el modelo. Las restricciones establecidas son de igual importancia que las cargas que se aplican, estos dos factores influyen en la obtención de resultados más cercanos a la realidad. Las restricciones sobre el fémur fueron realizadas en dos partes de la base. En un segmento de la diáfisis lateral, el movimiento fue restringido en su totalidad y a nivel de la diáfisis medial, se restringió el desplazamiento vertical (ver Figura 3.13). La cabeza femoral tiene libertad para desplazarse y rotar en tres direcciones. El acetábulo, el cartílago femoral y acetabular tienen restringidos todos los grados de libertad excepto el desplazamiento en dirección vertical, dirección en la que se aplica la carga sobre la articulación. El modelo 3D de la articulación del paciente nos permite obtener un área de contacto particular en función de la geometría de la articulación, este es uno de los motivos por el cual se tomó en cuenta únicamente las cargas sobre el eje vertical, considerando que al entrar en contacto el acetábulo y el fémur, el área de contacto se generará de acuerdo a la geometría y posición de los elementos articulares, además, el aporte de los componentes X y Y del vector fuerza en el plano transversal, es menor en comparación con el componente vertical caudal.

Febio es un solucionador por elementos finitos no lineales diseñado específicamente para aplicaciones en Biomecánica. El software cuenta con varios modelos constitutivos no lineales que permiten simular el comportamiento complejo del tejido biológico. Para nuestro modelo utilizamos el modelo Neo-Hookean, isotrópico elástico y cuerpo rígido. Cuando el comportamiento constitutivo de un material está en función del estado actual de deformación, el material es elástico y cuando el trabajo realizado por el esfuerzo durante la deformación está en función del estado inicial y final, el material tiene un comportamiento hiperelástico o no lineal [17]. La mayoría de los modelos utilizados en el software son derivados a partir de una función de esfuerzo-deformación hiperelástica, si bien se pueden utilizar distintas descripciones de materiales, un modelo hiperelástico es particularmente conveniente por su simplicidad y constituye la base para modelos de materiales más complejos como materiales



**Figura 3.13.:** Restricción de desplazamiento a nivel de la diáfisis del fémur. Sistema coordenado de la articulación.

con propiedades viscoelásticas, viscoplásticas o elastoplásticas. Un material se considera hiperelástico cuando puede ser sometido a grandes deformaciones sin presentar deformaciones permanentes.

El modelo constitutivo asignado al fémur en general es elástico isotrópico, este modelo es una adaptación de un modelo hiperelástico y presenta un rango de deformaciones no lineal dado por el modelo de St. Venant Kirchhoff [17] ideal para simulaciones con pequeñas deformaciones. La función de energía de deformación está dada por la ecuación 3.1:

$$W = \frac{1}{2}\lambda (tr\mathbf{E})^2 + \mu\mathbf{E} : \mathbf{E} \quad (3.1)$$

Donde  $\mathbf{E}$  es el tensor de esfuerzos de Euler-Lagrange,  $\lambda$  y  $\mu$  son los parámetros de Lamé que caracterizan el material y que son obtenidas experimentalmente, la relación de estos parámetros con el módulo de Young ( $E$ ) y el radio de Poisson ( $\nu$ ) se encuentran en la ecuación 3.2:

$$\lambda = \frac{\nu E}{(1 + \nu)(1 - 2\nu)}; \quad \mu = \frac{E}{2(1 + \nu)} \quad (3.2)$$

Para determinar los esfuerzos que se presentan en función de la configuración inicial de un

cuerpo utilizamos el Segundo tensor de tensión de Piola-Kirchhoff, ecuación 3.3:

$$\mathbf{S} = \frac{\partial W}{\partial \mathbf{E}} = \lambda(\text{tr} \mathbf{E})\mathbf{I} + 2\mu\mathbf{E} \quad (3.3)$$

El modelo constitutivo utilizado para representar el cartílago articular parte de un material compresible Neo-Hookean [17], este modelo tiene un comportamiento de esfuerzo-deformación no lineal, la función de energía se presenta en la ecuación 3.4:

$$W = \frac{\mu}{2}(I_1 - 3) - \mu \ln J + \frac{\lambda}{2}(\ln J)^2 \quad (3.4)$$

Donde  $I_1$  es el primer invariante del tensor de deformación de Cauchy-Green por la derecha  $\mathbf{C} = F^T \cdot F$ , donde  $F$  es el gradiente de deformación y  $J$  es el determinante del gradiente de deformación. El Segundo tensor de Piola-Kirchhoff puede ser determinado desde la ecuación 3.5:

$$\mathbf{S} = \mu(\mathbf{I} - \mathbf{C}^{-1}) + \lambda(\ln J)\mathbf{C}^{-1} \quad (3.5)$$

de manera alternativa se puede determinar el esfuerzo de Cauchy en función del tensor de Cauchy-Green por la izquierda  $\mathbf{b}$  (ecuación 3.6):

$$\sigma = \frac{\mu}{J}(\mathbf{b} - \mathbf{I}) + \frac{\lambda}{J}(\ln J)\mathbf{I} \quad (3.6)$$

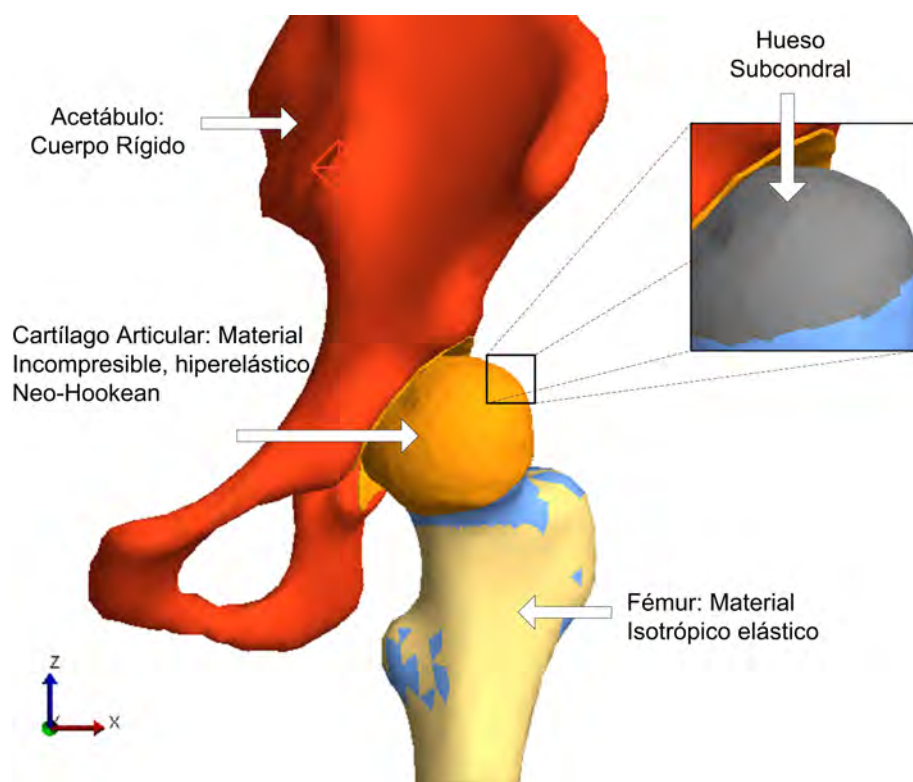
El modelo del cartílago articular en nuestro modelo se representó como un material incompresible para lo que el software Febio utiliza el método de Lagrangiano aumentado (*Augmented Lagrangian Method*) (ecuación 3.7) donde  $p$  es el multiplicador Lagrangiano y  $\varepsilon_c$  es un factor de penalidad seleccionado por el usuario. Además este método interviene en la configuración del contacto entre superficies.

$$T = p + \varepsilon_c \mathbf{c} \quad (3.7)$$

Para la caracterización del acetábulo y el complemento de la pelvis utilizamos un material rígido debido a que la deformación en este elemento es pequeña y el estudio no se centró en esta estructura. Para la configuración espacial de este elemento se ingresa el centro de masa del cuerpo o módulo de elasticidad, densidad del cuerpo y radio de Poisson. En la Figura 3.14 se detallan los distintos materiales utilizados en la caracterización de los elementos de la articulación y en la Tabla 3.4 se muestran los valores módulo de Elasticidad y coeficiente de Poisson para los distintos modelos constitutivos utilizados.

**Tabla 3.4.:** Propiedades de los modelos constitutivos utilizados.

|                  | Modelo  | Módulo de Young<br>E (MPa) | Coefficiente de Poisson<br>( $\nu$ ) |
|------------------|---|----------------------------|--------------------------------------|
| Hueso Cortical   | Isotrópico elástico                             | 14000                      | 0.29                                 |
| Hueso Trabecular | Isotrópico elástico                             | 700                        | 0.20                                 |
| Hueso Subcondral | Isotrópico elástico                             | 1150                       | 0.24                                 |
| Cartílago        | Incompresible,<br>Hiperelástico,<br>Neo-Hookean | 13                         | 0.38                                 |
| Acetábulo        | Cuerpo Rígido                                   |                            |                                      |



**Figura 3.14.:** Materiales asignados a los distintos elementos que conforman la articulación: hueso cortical, trabecular, subcondral (superficie de la cabeza femoral más próxima al cartílago femoral), cartílago articular y el acetábulo.

En nuestro modelo se configuraron dos diferentes contactos: contacto entre dos partes deformables y contacto entre un cuerpo rígido y un elemento deformable. Para la configuración

entre el acetábulo (cuerpo rígido) y el cartílago articular acetabular (cuerpo deformable), se configuró una interfase rígida (*Rigid Interface*), donde los nodos que comprimen la malla del cuerpo deformable no se unen directamente a los nodos que constituyen el cuerpo rígido, en otras palabras, no hay nodos compartidos entre los dos objetos, este acople requiere una modificación en la matriz de rigidez y se establece la superficie del acetábulo como cuerpo rígido de contacto y la superficie contigua del cartílago como segundo elemento de contacto, ambos elementos tienen los mismos grados de libertad. En cuanto al contacto entre elementos deformables, se pueden configurar dos tipos, contacto deslizante (*sliding contact*) y contacto ligado (*tied contact*). El contacto entre las superficies cartilaginosas acetabular y femoral fue considerado como deslizante donde se define una restricción de no penetración entre las dos superficies aunque pueden separarse y deslizarse una contra otra.

La integral de contacto sobre uno de los dos cuerpos se presenta en la ecuación 3.8:

$$G^c = \int_{\Gamma_c^{(1)}} t_N \delta g d\Gamma \quad (3.8)$$

donde  $t_N$  es determinado por el método de solución, Febio utiliza el método de multiplicadores de Lagrange, la integral se realiza sobre la frontera del cuerpo denotada por  $\Gamma$  y  $\delta g$  es la función de la variación de brecha (ecuación 3.9):

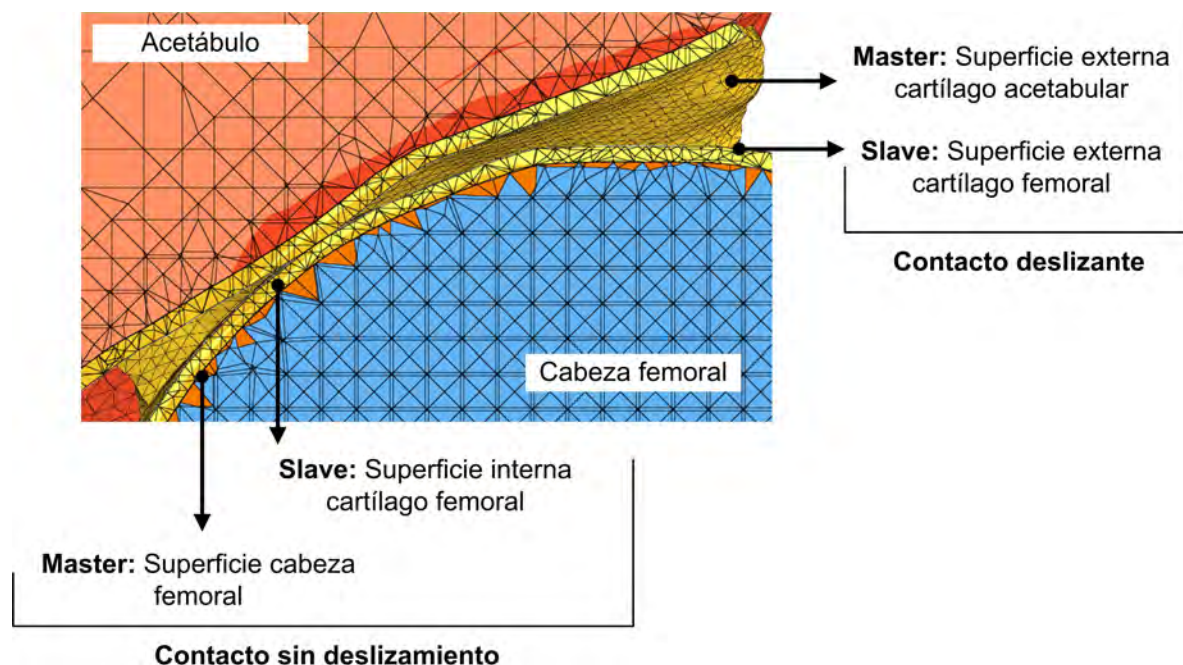
$$\delta g = -\mathbf{v} \cdot [w^{(1)}(\mathbf{x}) - w^{(2)}(\bar{\mathbf{y}}(\mathbf{x}))] \quad (3.9)$$

en esta última expresión,  $\mathbf{v}$  es la superficie normal a la superficie evaluada y  $w^{(i)}$  es una función de peso. Una de las dos superficies que se encuentran en contacto se configura como esclavo (*slave*) y otra como maestro (*master*), entonces para un punto  $\mathbf{x}$  dado sobre la superficie esclavo, hay un punto  $\mathbf{y}(\mathbf{x})$  sobre la superficie de contacto maestro que se encuentra más cercano a  $\mathbf{x}$ . Cuando el valor de  $g > 0$  entonces el punto  $\mathbf{x}$  ha penetrado el cuerpo 2, por lo tanto la condición a satisfacer para un contacto óptimo es  $g \leq 0$ . Se utiliza el método de Lagrangiano aumentado para forzar una restricción de contacto, el usuario establece un valor de tolerancia.

Un proceso de iteración se realiza para calcular el valor del multiplicador lagrangiano que satisface la tolerancia especificada por el usuario. El factor de penalidad controla además la tasa de convergencia. Con un valor alto, el sistema buscará alcanzar el valor de tolerancia rápidamente, pero si se elige un valor demasiado alto se podría introducir inestabilidad dentro del sistema. Por otro lado, un valor demasiado bajo podría llevar a que la tolerancia no logre ser alcanzada.

Para el acople de dos cuerpos con geometrías distintas como en el contacto entre las superficies cartilaginosas de nuestro caso, es necesario utilizar el método de Lagrangiano aumentado para conseguir un comportamiento incompresible de los elementos. Habilitamos el uso de este método y utilizamos un valor de aumento de tolerancia (*Augmented tolerance*) de 0.2. Este factor determina que la convergencia será alcanzada cuando el radio de la norma del

multiplicador lagrangiano de una iteración a la siguiente no sobrepase este valor de tolerancia. En la configuración de contacto deslizante la selección de la superficie esclavo y maestro puede influenciar en el resultado ya que la superficie esclavo es en donde las ecuaciones de contacto son integradas y se calcula la tracción de contacto, en cambio sobre la superficie maestro se calcula la función de brecha y se definen las superficies normales y tangentes cinemáticas. En el caso del contacto entre cartílago acetabular y femoral se puede configurar un algoritmo de doble fase (*two-pass*) para forzar la restricción de contacto, en este caso la definición de superficie maestro o esclavo es arbitraria. La configuración del tipo de contacto entre los elementos cartilagosos se estableció como *facet to facet* donde la característica principal radica en la implementación de la regla de integración y en general brinda una mayor estabilidad. El contacto entre las superficies se consideró sin fricción y se seleccionó la superficie del cartílago acetabular como maestra y la superficie exterior del cartílago femoral como esclavo (ver Figura 3.15).



**Figura 3.15.:** Contacto deslizante configurado entre las superficies cartilagosas y contacto ligado entre la cabeza femoral y la superficie interna del cartílago femoral.

El modelamiento del cartílago femoral requiere que este se encuentre atado o sujeto a la cabeza femoral, para esto se asigna una restricción de contacto entre ambas superficies. Durante algunas pruebas asignamos un contacto deslizante entre estas superficies, realizamos una simulación dinámica y se pudo observar que el cartílago se desprendía de la cabeza femoral o se generaban esfuerzos irreales sobre la superficie interna cartilaginosa y sobre la cabeza femoral. Para asegurar la posición y comportamiento del cartílago asignamos un

contacto ligado entre los elementos. El modelamiento matemático de esta restricción es muy similar a la de contacto deslizante, necesitamos asignar una superficie maestro y otra esclavo donde los nodos permanecerán sujetos a las caras de los elementos de la superficie maestro. Definiendo una función de brecha de igual manera como la establecida para el contacto deslizante, se puede definir una ecuación a partir de las fuerzas de reacción del contacto ligado (ecuación 3.10):

$$W_t = \int_{\Gamma_c} \mathbf{T} \cdot \delta g d\Gamma \quad (3.10)$$

donde  $\mathbf{T}$  es la fuerza de reacción que mantiene la restricción de  $g(x) = 0$ . Utilizamos el método de Lagrangiano aumentado (ver ecuación 3.9) para limitar la penetración entre elementos, el factor de aumento de tolerancia se mantiene en 0.2, se configuró un factor de penalidad de 5 y se configuró la superficie de la cabeza femoral como maestra y la superficie interna del cartílago articular femoral como esclavo (ver Figura 3.15).

Una vez definidas las características de nuestro modelo de elementos finitos, configuramos los pasos (*steps*) del análisis a realizar. En cada paso podemos definir distintas condiciones de frontera y aplicar distintas cargas. La magnitud y dirección de las cargas que se aplicaron sobre el modelo en las distintas simulaciones serán definidas y analizadas en el capítulo 4. Al crear un proyecto en Febio automáticamente se genera un paso inicial dentro del cual se alojarán todas las condiciones de frontera, cargas, restricciones, etc., y se mantendrán durante todos los pasos subsecuentes que se creen. Este paso inicial por si solo aún no permite que se realice un análisis del modelo, es necesario adicionar el primer paso real de la simulación. En la configuración de este paso, se asigna el tipo de análisis que se va a realizar: estructural, transferencia de calor, un modelo bifásico o multifásico/Solutos. Luego se especifican los parámetros de tiempo (*Time stepping*) utilizados durante la solución del análisis. En nuestro modelo configuramos un número de 10 pasos en un análisis estructural.

Las ecuaciones que rigen el comportamiento no lineal de sólidos generalmente utilizan una forma débil integral de las ecuaciones diferenciales, Febio utiliza el principio de trabajo virtual. Las aproximaciones por elementos finitos se introducen dentro de estas ecuaciones integrales y se resuelven utilizando el método de *Newton-Raphson* o el método de *Broyden-Fletcher-Goldfarb-Shanno* (BFGS). Para el planteamiento de la ecuación de trabajo virtual se denota  $dv$  como la velocidad virtual del sólido desde su posición inicial. El trabajo virtual  $dw$  por unidad de volumen y tiempo realizado por la fuerza residual  $\mathbf{r}$  durante el movimiento virtual se representa en la ecuación 3.11 [17]:

$$\delta w = \mathbf{r} \cdot \delta \mathbf{v} = 0 \quad (3.11)$$

La ecuación espacial de trabajo virtual queda expresada en la ecuación 3.12:

$$\delta W = \int_v \sigma : \delta \mathbf{d} dv - \int_v \mathbf{f} \cdot \delta \mathbf{v} dv - \int_{\partial v} \mathbf{t} \cdot \delta \mathbf{v} da = 0 \quad (3.12)$$

donde  $\delta d$  es el tensor de deformación virtual,  $\mathbf{f}$  son las fuerzas por unidad de volumen y  $\mathbf{t}$  las fuerzas de tracción por unidad de área actuado sobre el borde del cuerpo [17]. Al linealizar la ecuación de trabajo virtual planteando una solución de prueba  $\Phi_k$  en la dirección de un incremento  $\mathbf{u}$  tenemos la ecuación 3.13:

$$\delta W(\Phi_k, \delta \mathbf{v}) + D\delta W(\Phi_k, \delta \mathbf{v})[\mathbf{u}] = 0 \quad (3.13)$$

La derivada direccional  $D\delta W(\Phi_k, \delta \mathbf{v})[\mathbf{u}]$  simplemente representa el cambio en  $\delta W$  debido al desplazamiento de  $\Phi_k$  a  $\Phi_k + \mathbf{u}$ . La velocidad virtual se mantiene constante durante este cambio entonces la derivada direccional representa el cambio en las fuerzas internas debido a  $\mathbf{u}$  asumiendo que las fuerzas externas son constantes. Este equilibrio entre fuerzas internas y externas es necesario en el método de Newton-Raphson para ajustar la configuración de  $\Phi$ .

La ecuación de trabajo virtual en términos de la fuerza residual nodal  $\mathbf{R}_a = \mathbf{T}_a - \mathbf{F}_a = 0$  puede representarse de la siguiente manera (ecuación 3.14):

$$\delta W(\Phi, \delta v) = \delta \mathbf{v}^T \mathbf{R} = \delta \mathbf{v}^T (\mathbf{T} - \mathbf{F}) = 0 \quad (3.14)$$

donde  $\delta \mathbf{v}^T$  es un vector completo de velocidad virtual.

El segundo elemento de la ecuación 3.14 puede ser expresado utilizando el vector de velocidad virtual junto con el vector de desplazamientos nodales  $\mathbf{u}$  y la matriz tangencial de rigidez  $\mathbf{K}$  (ecuación 3.15):

$$D\delta W(\Phi_k, \delta \mathbf{v})[\mathbf{u}] = \delta \mathbf{v}^T \mathbf{K} \mathbf{u} \quad (3.15)$$

La base para la resolución utilizando el método Newton-Raphson se muestra en la ecuación 3.16, donde por cada iteración  $k$ , juntas la matriz de rigidez y el vector residual son evaluadas y un incremento en el desplazamiento  $\mathbf{u}$  es calculado, este proceso se repite hasta satisfacer el criterio de convergencia. El cálculo de  $k - 1$  representa un alto costo computacional, es por eso que se implementó en el software el método BFGS donde el cálculo de la dirección puede obtenerse utilizando la ecuación 3.17:

$$\mathbf{K}(\mathbf{x}_k) \cdot \mathbf{u} = -\mathbf{R}(\mathbf{x}_k); \quad \mathbf{x}_{k+1} = \mathbf{x}_k + \mathbf{u} \quad (3.16)$$

$$\mathbf{u} = (1 + \mathbf{w}_{k-1} \mathbf{v}_{k-1}^T) \dots (1 + \mathbf{w}_1 \mathbf{v}_1^T) \mathbf{K}_0^{-1} (1 + \mathbf{v}_1 \mathbf{w}_1^T) \dots (1 + \mathbf{v}_{k-1} \mathbf{w}_{k-1}^T) \mathbf{R}_{k-1} \quad (3.17)$$

Utilizando este método se pueden actualizar las matrices sin el costo adicional requerido en el método Newton-Raphson. Para la simulación de nuestro modelo configuramos el método BFGS en el solucionador, configuramos los valores de tolerancia de la norma del desplazamiento, tolerancia en la norma de energía y tolerancia de la norma residual; además de un valor mínimo residual donde, si el valor cae por debajo de este umbral, el paso de tiempo convergerá automáticamente. Configuramos un análisis dinámico para la simulación de nuestro modelo, así se incluyen los efectos de inercia en las ecuaciones. En este tipo de análisis se requiere una velocidad nodal inicial, en nuestro caso, iniciamos el análisis con un ligero contacto y penetración entre los elementos de los volúmenes cartilagosos.

### 3.2.3. Consideraciones

El modelo específico del paciente fue construido a partir de imágenes obtenidas por TAC, durante este proceso se eliminaron ligeras incongruencias superficiales, eliminamos el escalamiento generado por el número de cortes y corregimos algunos agujeros y brechas. El modelo 3D del fémur presentaba discontinuidades en el segmento anterior lateral de la cabeza femoral, algunas pruebas de suavizado superficial resultaron en una estructura demasiado uniforme perdiendo características importantes del componente óseo. El modelo que finalmente se utilizó, mantiene las características geométricas y anatómicas más cercanas a las del fémur del paciente. El acetábulo no requirió de un proceso de refinamiento en su anatomía. La pelvis se dividió tomando en consideración únicamente el componente de la cadera izquierda conformado por el ilion, isquion y acetábulo. Los archivos STL proporcionan una malla arbitraria del elemento constituida muchas veces por una gran cantidad de elementos que dificulta su manejo en un software CAD. Si bien la malla es graduable, no es necesario en este punto configurar una malla óptima ya que luego de realizar el ensamble de elementos, se realizó un mallado más adecuado para el posterior análisis por elementos finitos. Varios autores han desarrollado modelos de elementos finitos asignando características mecánicas elemento por elemento, trabajando sobre la densidad de los píxeles de las imágenes radiográficas. Rho et al. [81] presentaron un estudio donde relacionan las propiedades mecánicas del hueso cortical y trabecular con los valores en HU obtenidas en imágenes TAC, si bien se podrían asignar propiedades mecánicas a cada elemento que conforma la malla del elemento, nosotros decidimos asignar las propiedades mecánicas clasificando las distintas densidades del fémur en dos grupos donde todos los elementos del primer grupo tienen las propiedades del hueso cortical y todos los elementos del grupo dos tienen las propiedades del hueso trabecular, una vez determinada el área de contacto entre el fémur y el cartílago femoral, se seleccionó el área femoral más próxima de contacto y se le asignaron las propiedades del hueso subcondral. El modelamiento del tejido óseo como un material isotrópico puede generar un resultado más alejado de la realidad. Si bien se han desarrollado modelos del comportamiento anisotrópico del hueso trabecular y cortical, también se han realizado estudios con modelos isotrópicos del hueso para pruebas de cargas quasi estáticas donde el comportamiento se puede aproximar como lineal elástico. En [54, 23] se demostró que se puede representar el hueso trabecular con un único valor de elasticidad isotrópica efectiva cuando se simulan o representan actividades normales.

El mallado de los elementos de la articulación fue elaborado sobre el conjunto articular ensamblado para obtener un mallado óptimo en las superficies de contacto. Realizamos varias pruebas alterando la densidad del mallado del volumen cartilaginoso, en el modelo se utilizó la malla que demostró una penetración entre volúmenes mínima, buscando un balance entre este factor y el número de elementos utilizado. Varias investigaciones han realizado simulaciones aplicando cargas directamente sobre el fémur y han analizado la distribución de esfuerzos

sobre la cabeza femoral. En nuestro modelo incluimos el cartílago femoral y acetabular en la articulación por la función imprescindible que cumple este tejido en la distribución de cargas y en la adecuada movilidad de la articulación coxofemoral. El cartílago fue representado como un material isotrópico, hiperelástico incompresible Neo-Hookean [22, 40, 7]. Si bien la constitución del cartílago femoral y acetabular partió de las superficies óseas adyacentes con un espesor relativamente constante, este modelo nos permite simular de una manera adecuada el comportamiento del tejido cartilaginoso. Anderson et al. [8] realizaron pruebas sobre distintas geometrías volumétricas del cartílago evidenciando cuál era su repercusión en los resultados, demostrando que un volumen generado a partir de las superficies adyacentes como se realizó en nuestro modelo, entrega los resultados más cercanos a los obtenidos utilizando un modelo del cartílago construido desde RMN. Se utilizó el solucionador por elementos finitos no lineales Febio como plataforma para la resolución del modelo, debido a su enfoque a la resolución de problemas biomecánicos y biológicos en general, además, los modelos constitutivos manejados también difieren de los empleados en distintos paquetes de software de análisis estructural comúnmente utilizados [60].

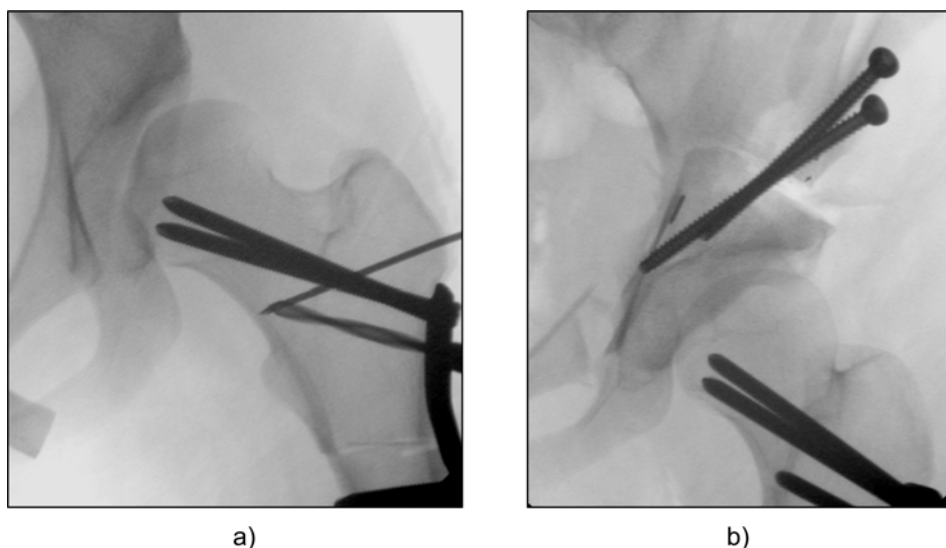
### 3.3. Diagnóstico médico y osteotomías realizadas

La displasia en jóvenes y adultos requiere una intervención quirúrgica para su tratamiento. La temprana intervención de esta patología evita que el cartílago articular se deteriore en mayor medida y evita un reemplazo total de cadera a temprana edad. Una osteotomía realizada sobre la articulación de cadera dará como resultado una reducción en la carga que soporta, en función del procedimiento que se lleve a cabo [28, 53, 76, 44]. La osteotomía cambiará la distribución de carga y los gradientes de esfuerzo. Estos cambios en cuanto al área de contacto y al esfuerzo generado sobre la articulación indudablemente afectan la adaptación y desarrollo de la articulación. Varios tipos de osteotomías se han introducido con el fin de mejorar la distribución de carga sobre el área de soporte de peso, el criterio de selección se basa en el estado general del paciente, en el grado de severidad de la displasia, la expectativa de vida, el peso del cuerpo, la profesión, la voluntad para cooperar en la fase de recuperación post-operatoria y las deformidades ortopédicas combinadas [16]. En el trabajo presentado por Iglíc et al. [49] se estimó mediante el uso de un modelo matemático, los esfuerzos generados en la cadera después de desarrollar una osteotomía periacetabular, dando como resultado una disminución desde 3 MPa a menos de 2 MPa debido al incremento del área de soporte de peso. En el trabajo presentado por Pfeifer et al. [76], calcularon la fuerza media aplicada sobre la cadera después de una osteotomía pélvica de Salter. En este estudio realizaron pruebas mecánicas sobre un modelo de la pelvis y el fémur proximal de un paciente con displasia severa, donde un robot aplicó cargas y torques sobre el modelo simulando una postura monopodal. Los resultados señalaron una reducción de 270 % a 120 % del peso corporal del paciente sobre la articulación en el modelo post-quirúrgico. El procedimiento quirúrgico a realizar presenta una importante dificultad debido a que el cirujano no puede cuantificar la deformidad displásica, ni predecir que osteotomía o combinación de estas proporcionará la más adecuada distribución de esfuerzos sobre la articulación [68]. Debido a estos factores es necesario encontrar una manera de hacer más predecible el resultado quirúrgico y por ende el remodelamiento de la articulación en beneficio del paciente.

Los procedimientos quirúrgicos diseñados para mejorar la biomecánica de la cadera displásica se pueden dividir en dos grupos: osteotomías pélvicas y femorales. La osteotomía pélvica es un procedimiento que actúa sobre la cavidad acetabular de la articulación para mejorar el recubrimiento de la cabeza femoral. Y la osteotomía femoral se realiza para corregir las alteraciones en el ángulo de anteversión e inclinación femoral.

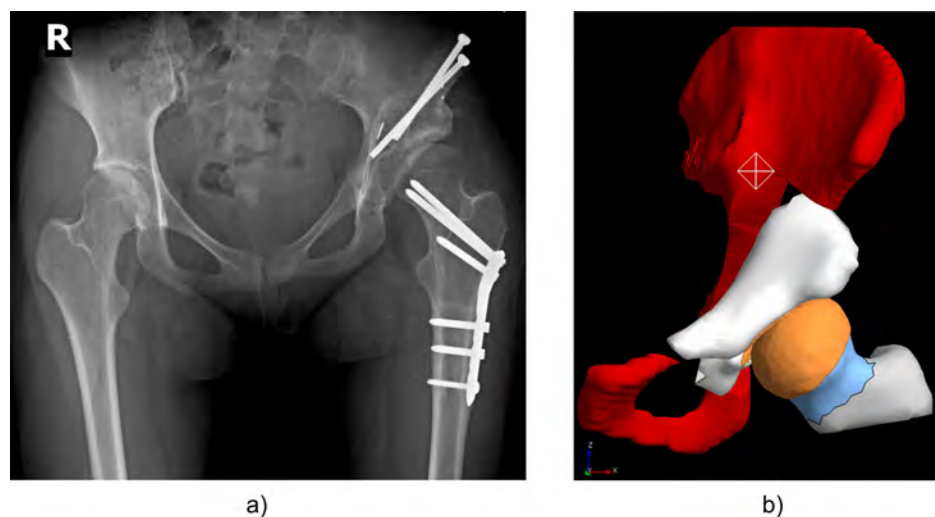
Al analizar las imágenes por TAC del paciente, el cirujano determinó el procedimiento quirúrgico más adecuado para la corrección de la DRC, de manera general, se plantearon dos osteotomías, una femoral para corrección de la coxa valga y del ángulo de anteversión femoral, y una osteotomía periacetabular para mejorar la cobertura de la cabeza femoral. Para la osteotomía femoral se planificó realizar un corte quirúrgico a nivel de la diáfisis del fémur a una altura superior al trocánter menor (ver Figura 3.16-a). Ya con la cabeza femoral

libre para la rotación, se rotó un ángulo de  $25 \pm 2^\circ$  sobre el plano transversal, reduciendo el ángulo de anteversión femoral de  $52 \pm 2^\circ$  a  $27 \pm 2^\circ$  y se fijó la osteotomía con una placa de osteotomía trocantérica y sus respectivos tornillos. El siguiente procedimiento planificado por el cirujano, consistió en reducir el ángulo cervicodiafisario de  $150^\circ$  a  $135^\circ$ . Este segundo procedimiento no se llevó a cabo debido a que el cirujano determinó que la rotación en el plano transversal del componente proximal femoral era suficiente para conseguir una mejor cobertura articular.



**Figura 3.16.:** Radiografías obtenidas durante el procedimiento quirúrgico realizado sobre el paciente: a) osteotomía femoral y b) osteotomía periacetabular.

Para realizar la reubicación del componente acetabular, el cirujano planificó una osteotomía periacetabular, que consistió en tres cortes que dejaron el acetábulo libre para su rotación. Una vez libre el acetábulo del hueso coxal, se realizaron dos rotaciones, una de  $15 \pm 2^\circ$  en el plano frontal y otra de  $2 \pm 0.3^\circ$  en el plano transversal. El ángulo de cobertura lateral aumento a  $27 \pm 2^\circ$  presentando una mejora considerable en el recubrimiento femoral. En la Figura 3.16-b observamos la fijación del acetábulo al hueso coxal, en este caso se utilizaron tornillos quirúrgicos desde el ilion hasta alcanzar el acetábulo. La Figura 3.17 muestra una radiografía de la articulación de la paciente un año después de la cirugía y se puede observar la posición final de la articulación. El modelo POST-Q de elementos finitos con el que trabajamos se generó a partir del modelo patológico, realizando las rotaciones articulares llevadas a cabo en la planificación del procedimiento quirúrgico.



**Figura 3.17.:** a) Radiografía post-quirúrgica y b) modelo de elementos finitos POST-Q de la articulación

## 3.4. Modelo post-quirúrgico de la articulación de cadera

El modelo POST-Q desarrollado para el análisis contempla la reubicación articular de los componentes de la cadera, tomando en consideración las osteotomías que el cirujano ortopeda llevo a cabo para la corrección de la displasia residual. El desarrollo del modelo POST-Q partió del modelo de la articulación patológica. Si bien existieron diversos procesos biológicos de crecimiento y remodelación ósea durante y después de la rehabilitación del paciente, nuestro trabajo analiza el comportamiento biomecánico futuro en función de la reubicación articular solamente. Con el fin de realizar una comparación entre el comportamiento biomecánico PRE-Q y POST-Q, este último modelo será desarrollado con las mismas características y propiedades que se expusieron en el subcapítulo anterior. En nuestro modelo POST-Q no consideraremos los elementos de fijación que se incorporaron en el procedimiento quirúrgico.

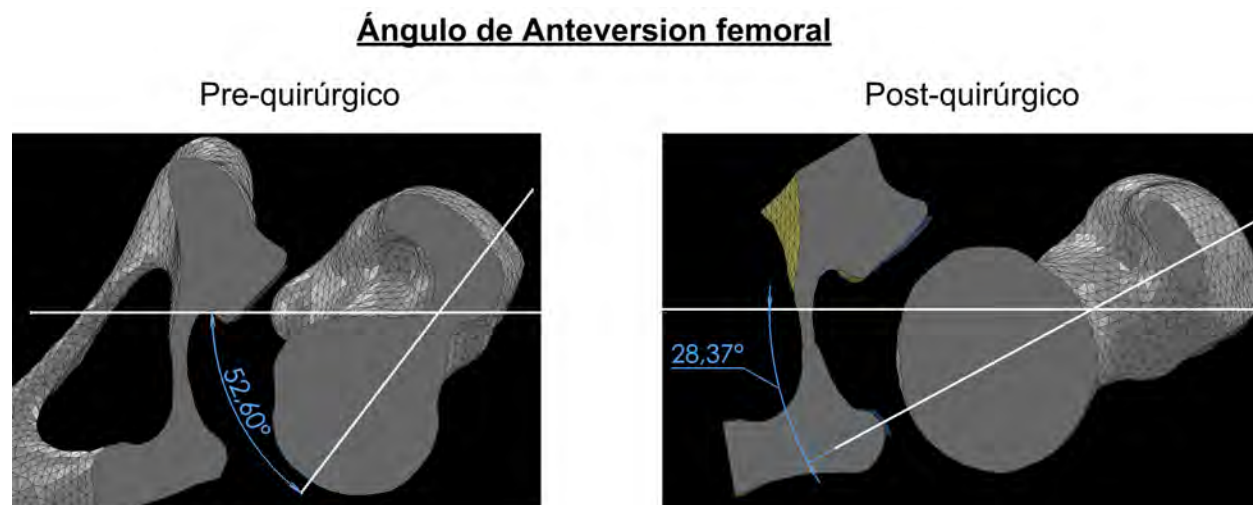
### 3.4.1. Reubicación articular

Las osteotomías femoral y periacetabular realizadas sobre el paciente producen un cambio geométrico de la articulación. Analizando los parámetros radiográficos, podemos observar que hay una mejora en la cobertura femoral de la articulación pero ¿cómo podemos cuantificar esta mejora? Para el desarrollo del modelo POST-Q partimos de la base del modelo patológico en la etapa de la generación del volumen cartilaginosa entre los componentes óseos. El modelo POST-Q representó las dos osteotomías realizadas. En la Tabla 3.5 podemos ver los parámetros radiográficos del paciente antes y después del procedimiento quirúrgico planificado.

**Tabla 3.5.:** Parámetros radiográficos pre y post-quirúrgicos.

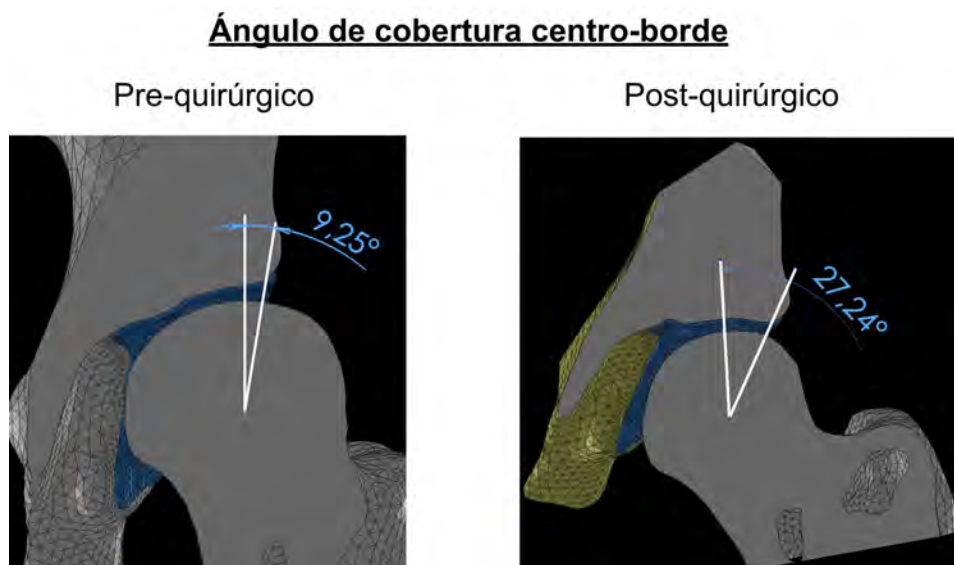
|                                  | Pre-quirúrgico   | Post-quirúrgico  |
|----------------------------------|------------------|------------------|
| Ángulo de cobertura centro borde | $8 \pm 1^\circ$  | $27 \pm 2^\circ$ |
| Ángulo de anteversión femoral    | $52 \pm 2^\circ$ | $27 \pm 2^\circ$ |

Iniciamos el modelo en el software CAD una vez los componentes óseos han sido acoplados y mallados. El componente cartilaginoso se mantiene como en el modelo PRE-Q con un espesor casi constante de  $1 \pm 0.3$  mm creado a partir de las superficies femoral y acetabular. Iniciamos el proceso con el componente femoral. Tomando en cuenta los datos proporcionados y bajo la supervisión del cirujano ortopedista, realizamos un corte a nivel de la diáfisis del fémur a una altura superior al trocánter menor. Sobre el plano transversal, rotamos  $25 \pm 2^\circ$  y obtuvimos un ángulo de anteversión femoral reducido de  $27 \pm 2^\circ$  (ver Figura 3.18). La reducción del ángulo cervicodiafisario no requirió de un cambio por recomendación del cirujano ortopedista.

**Figura 3.18.:** Reducción de ángulo de anteversión femoral.

La simulación de la osteotomía acetabular en este caso consta de tres cortes sobre el hueso coxal que permite liberar al acetábulo para su rotación. En este caso realizamos los cortes y procedimos a rotar  $15 \pm 2^\circ$  en el plano frontal y  $2 \pm 0.3^\circ$  en el plano transversal. En la Figura 3.19 podemos observar que el ángulo de cobertura centro borde incrementó a  $27 \pm 2^\circ$ .

En la Figura 3.17-b podemos observar la nueva posición del acetábulo con relación al ilion y el pubis. El proceso de mallado en el modelo POST-Q no fue necesario ya que trabajamos en el



**Figura 3.19.:** Incremento del ángulo de cobertura lateral.

software CAD con la articulación apropiadamente mallada. Después de los cortes realizados sobre el modelo, el número de elementos y nodos de los componentes se presentan en la Tabla 3.6. Una vez tenemos el modelo ensamblado exportamos un solo archivo STL conformado por cuatro componentes: fémur, acetábulo, cartílago femoral y cartílago acetabular.

**Tabla 3.6.:** Generación de la malla en el modelo POST-Q.

|                      | Número de Elementos | Número de Nodos |
|----------------------|---------------------|-----------------|
| Fémur                | 145461              | 26196           |
| Acetábulo            | 29077               | 6157            |
| Cartílago Femoral    | 47469               | 14722           |
| Cartílago Acetabular | 19606               | 6362            |
| <b>Total</b>         | <b>241613</b>       | <b>53437</b>    |

### 3.4.2. Modelo de elementos finitos post-quirúrgico

El pre proceso del modelo de elementos finitos de la articulación POST-Q inició con la importación del archivo STL al software Preview. Colocamos restricciones al modelo, el fémur se restringió en dos sectores, la primera se colocó en la parte lateral de la diáfisis donde se restringen todos los grados de libertad y la segunda se colocó a nivel medial de la diáfisis donde se restringe únicamente el desplazamiento vertical. El acetábulo mantiene el mismo centro de masa a pesar de no contar con el componente de la pelvis que si se encontraba pre-

sente en el modelo PRE-Q. El acetábulo, cartílago femoral y acetabular pueden desplazarse únicamente en dirección vertical. El cartílago femoral tiene una restricción de contacto ligado con la superficie de la cabeza femoral, el cartílago acetabular tiene una restricción rígida con el acetábulo y entre cartílagos se configuró un contacto deslizante. Se seleccionó la superficie de la cabeza femoral más próxima al contacto con el cartílago femoral y se la caracterizó como hueso subcondral. Los huesos trabecular, subcondral y cortical fueron representados de igual manera que en el modelo PRE-Q, como un material elástico isotrópico, los componentes cartilaginosos como un material isotrópico, hiperelástico incompresible Neo-Hookean y el acetábulo como un cuerpo rígido. Las propiedades de los componentes son las mismas del modelo PRE-Q (ver Tabla 3.4). Los parámetros de tiempo de simulación se mantuvieron iguales a los presentados en el anterior subcapítulo, el tiempo de simulación fue dividido en 10 etapas, sin embargo, en algunas pruebas realizadas fue necesario dividir el tiempo en 20 divisiones para disminuir la longitud de los desplazamientos nodales que provocaban la divergencia del sistema. Se planteó de igual manera un análisis estructural de la articulación, considerando parámetros iguales en ambos modelos. El solucionador para el sistema también se mantuvo constante. Una vez los modelos PRE-Q y POST-Q se encontraron configurados se prosiguió a la etapa de pruebas.

### 3.4.3. Consideraciones

El modelo POST-Q de la articulación de cadera fue desarrollado siguiendo los parámetros quirúrgicos presentados por el cirujano ortopedista que trató al paciente. En el modelo no consideramos los elementos de fijación utilizados en la cirugía, además, en el modelo POST-Q no consideramos factores biológicos inmersos en el remodelamiento óseo de la articulación ya que nuestro trabajo está enfocado a la respuesta que produce la reubicación articular en la distribución de esfuerzos sobre la cadera. Los ángulos de rotación aplicados en este estudio fueron los establecidos por el cirujano en la planificación quirúrgica y de igual manera fueron aplicados en la cirugía reconstructiva. Si bien los ángulos propuestos por el cirujano durante la planificación son los utilizados en este estudio, es importante tener en cuenta que el procedimiento quirúrgico en sí mismo implica dificultades distintas a las observadas en la planeación quirúrgica y durante su desarrollo, pueden requerirse variaciones no consideradas en la planificación. En un proyecto desarrollado por el Grupo de Investigación en Biomecánica GIBM-UN con anterioridad, se construyó por prototipado rápido un modelo físico de la articulación, con el objetivo de acercar al cirujano la patología específica del paciente y permitir una mejor concepción del procedimiento más idóneo para su tratamiento. El modelo físico brinda una importante ayuda al cirujano, pero es necesario estimar cuál será la distribución de esfuerzos sobre la articulación considerando los procedimientos quirúrgicos planificados.

El desarrollo del modelo POST-Q partió con un gran avance del modelo PRE-Q, es así que contamos con el mismo volumen cartilaginoso casi constante y contamos con el mismo ma-

llado de los componentes. La caracterización y la simplificación de los materiales utilizados pueden provocar una alteración en los resultados, sin embargo, se han establecido puntos de apoyo en la literatura que respaldan la caracterización de los materiales para la simulación de actividades normales. Si bien se han realizado algunas simplificaciones en el modelo, se ha buscado mantener las características adecuadas que nos permitan simular el comportamiento biomecánico de la articulación y de una manera objetiva, comparar la distribución de esfuerzos en la articulación antes y después de un procedimiento quirúrgico y cuantificar la mejora biomecánica que se genera al reubicar los componentes articulares.



## 4. Resultados del análisis pre-quirúrgico y post-quirúrgico

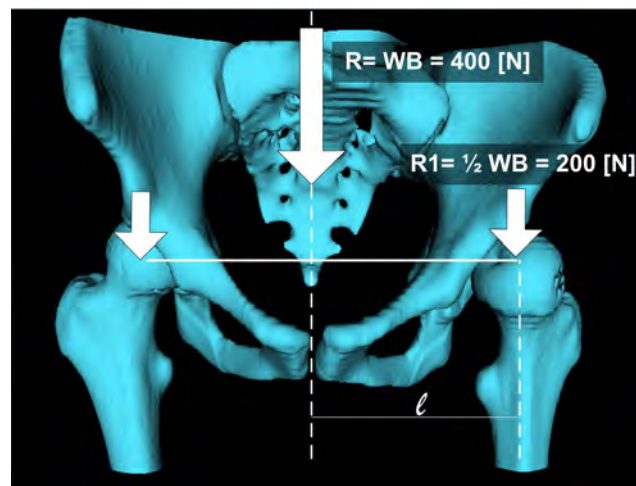
El análisis biomecánico desarrollado sobre los modelos de elementos finitos de la articulación de cadera PRE-Q Y POST-Q, se basó en la simulación de tres escenarios distintos: en el primer escenario simulamos la postura bipodal del paciente, en el segundo escenario la postura monopodal y en el tercer escenario la fase de apoyo de un ciclo de marcha. El objetivo del presente estudio es estimar y contrastar el comportamiento biomecánico de los modelos PRE-Q y POST-Q en los tres escenarios planteados.

El análisis de las fuerzas que actúan sobre la articulación de cadera es muy variable de acuerdo a la postura o movimiento de la persona. La distribución de esfuerzos que se genera en la articulación de cadera depende de la magnitud y dirección de la fuerza resultante aplicada sobre la misma, además del tamaño del área de soporte de peso y su localización. Estudios cinéticos han determinado que esfuerzos de gran magnitud actúan sobre la articulación durante la realización de actividades simples, entender el origen de estos esfuerzos es fundamental para desarrollar procesos que busquen mejorar la distribución de cargas en pacientes con alteraciones patológicas en la cadera. La fuerza resultante sobre la articulación puede ser estimada en condición estática o dinámica. Un modelo biomecánico estático estima la fuerza resultante en una posición dada del cuerpo analizando el equilibrio de fuerzas y momentos [64]. Para estimar el comportamiento de la articulación y para determinar valores máximos de esfuerzos durante la marcha, se analiza la articulación en una postura monopodal, debido a que es la posición en la que soporta más carga durante el proceso normal de marcha y además se considera como una posición frecuente en las actividades diarias [64, 33]. La estimación de la fuerza resultante sobre la articulación durante actividades dinámicas o en diferentes posiciones del cuerpo, requiere del uso de modelos biomecánicos dinámicos. Estos modelos están basados en mediciones realizadas en un laboratorio, analizando las distintas etapas del proceso de marcha [64]. Los datos obtenidos son utilizados para calcular la fuerza resultante en el tobillo, la cadera y la rodilla mediante dinámica inversa; así entonces se puede estimar la fuerza que actúa sobre la articulación en función del peso de la persona, la geometría articular y la actividad muscular en cada ciclo de la marcha [64, 41, 48, 56]. Los datos en un laboratorio de marcha brindan importante información acerca del patrón de marcha del paciente; sin embargo, se pueden obtener datos confusos de las fuerzas generadas sobre la cadera. La posición y estructura de la cadera alteran la distribución de cargas y

las cargas modifican la estructura de la cadera. Si se realiza un análisis de marcha sobre un paciente con alguna patología, esta modificará el patrón de marcha ya sea por dolor en la articulación o porque la cadera se desplazó para evitarlo; de cualquier manera, el patrón de marcha revelará una anomalía al caminar y no permitirá analizar objetivamente cuál es la fuerza que actúa en realidad sobre la cadera o cuál es la consecuencia directa de la displasia en la marcha. En el análisis realizado en este estudio, aplicamos valores de carga de acuerdo a los presentados en la literatura. Varios experimentos *in-vivo* se han desarrollado utilizando prótesis instrumentadas o experimentos *in-vitro* utilizando películas sensoras en donde se obtuvieron las magnitudes y direcciones de las fuerzas que actúan sobre la articulación en función del peso del cuerpo de la persona.

## 4.1. Simulación de apoyo sobre las dos piernas

Para calcular la fuerza que actúa sobre la articulación de cadera cuando una persona se encuentra apoyada sobre sus dos piernas, se asume que la masa del cuerpo está concentrada en un solo punto denominado centro de gravedad y la línea que une este punto con el centro de la tierra se llama línea de peso de cuerpo [33]. Durante el apoyo bipodal, el centro de gravedad del cuerpo formado por la cabeza, tronco y las dos extremidades superiores, se encuentra ubicado en el plano sagital medio, sobre un plano horizontal que pasa a través de las vértebras torácicas D10 y D11. La línea del peso de cuerpo pasa por el lado posterior de la sínfisis púbica y debido a que la articulación de cadera está estable, la postura erecta se consigue sin contracción muscular [70]. Al suponer una actividad muscular mínima, asumimos que no se producen momentos alrededor de la articulación de cadera, entonces se puede decir que la magnitud de la fuerza sobre cada cabeza femoral durante el apoyo bipodal, es de la mitad del peso del cuerpo ( $0.5 W_B$ ). Esta aproximación parte del hecho de que la articulación del tobillo tiene que transmitir un poco más de la mitad del peso del cuerpo hacia el pie; sin embargo, tomando en cuenta que cada extremidad inferior tiene un peso aproximado de  $1/6$  de  $W_B$  [27, 70], la fuerza sobre cada cabeza femoral debería ser  $1/3$  de  $W_B$ ; no obstante, los músculos de la cadera actúan para evitar el balanceo y mantener la posición erguida del cuerpo lo que provoca que se incremente la fuerza sobre la cadera en proporción a la actividad muscular. En nuestro estudio el paciente con el que trabajamos tenía un peso  $W_B = 40 \text{ Kg} = 392.40 \text{ Newtons (N)}$ .

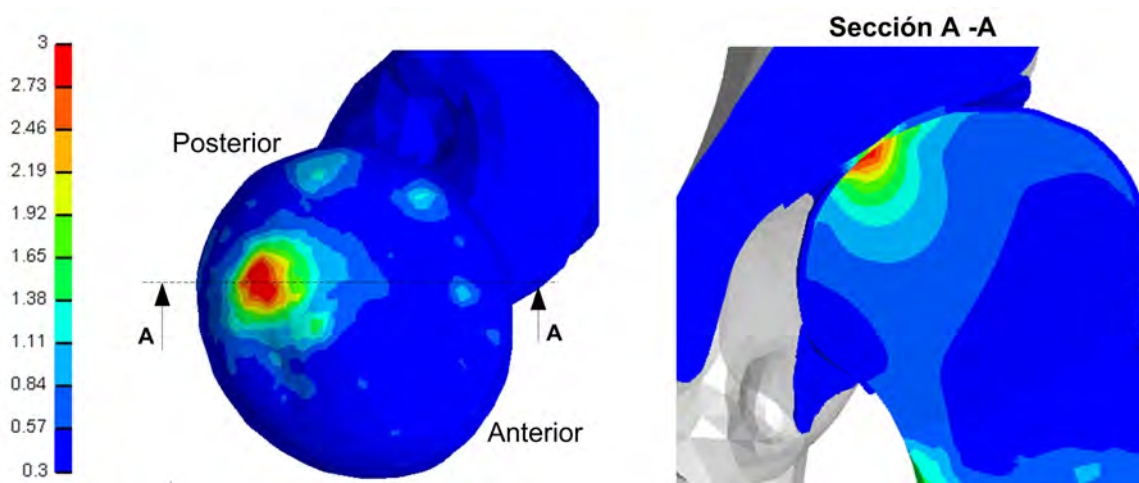


**Figura 4.1.:** Simulación de apoyo sobre las dos piernas. Carga aplicada igual a la mitad del peso del cuerpo  $0.5 W_B$ .

Aplicamos sobre la pelvis una carga de 200 N en dirección cráneo-caudal en el eje Z utilizando la función de establecer fuerza o torque sobre el cuerpo rígido dentro de la sección llamada

restricciones rígidas (*Rigid constraint*). Los componentes de fuerza X y Y se mantienen en cero, al igual que los componentes de rotación  $R_x$ ,  $R_y$  y  $R_z$ . Al considerar el acetábulo y el segmento de la pelvis como un cuerpo rígido, la carga se aplicó sobre el centro de masa del elemento. La carga aplicada al modelo se incrementa con una función rampa desde 0 N hasta llegar al valor máximo de 200 N y el tiempo de simulación fue de 1 segundo. Configuramos el análisis como dinámico en donde la carga varía en forma lineal a través del tiempo. Seleccionamos los parámetros de salida del sistema, el desplazamiento de los elementos del modelo, la presión de contacto sobre el cartílago articular y el esfuerzo generado en la articulación.

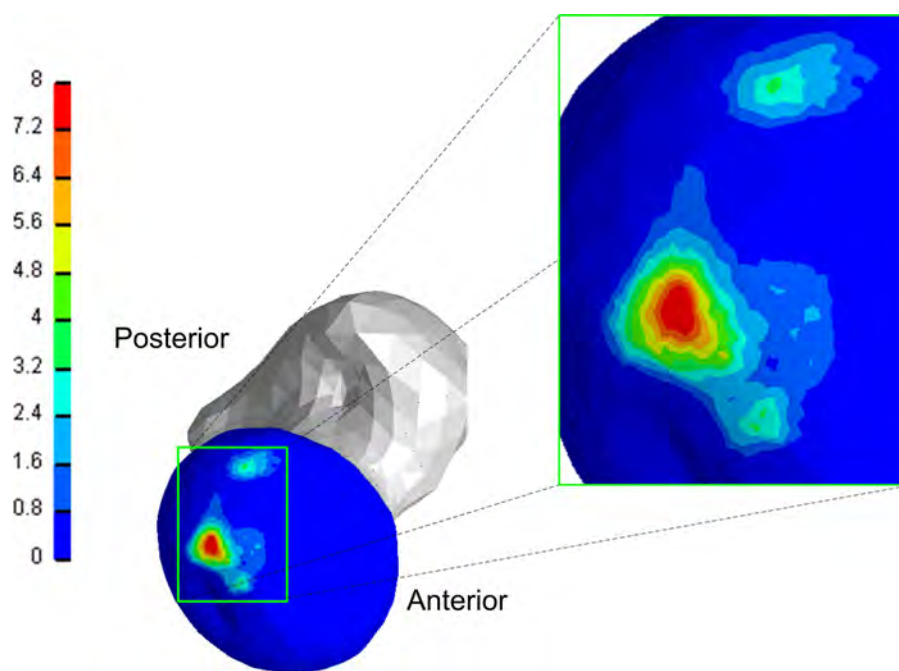
Realizamos el análisis utilizando FEM sobre nuestro modelo de la articulación de cadera. Generamos un archivo *.feb* que contiene los datos de geometría, materiales, condiciones de frontera y más detalles del modelo. De manera continua, durante el proceso de resolución del sistema, se genera un log file *.txt* que imprime los resultados de cada una de las iteraciones del sistema y es una herramienta eficaz para determinar problemas de convergencia y para conocer en qué etapa de la simulación se presentaron. Al mismo tiempo y de manera continua se genera un plot file *.xplt* que contiene los resultados del análisis. La Figura 4.2 permite visualizar cual es la distribución de esfuerzos sobre la cabeza femoral en el modelo PRE-Q al aplicar una carga de 200 N simulando una postura bipodal. El esfuerzo máximo generado es de alrededor 3 MPa.



**Figura 4.2.:** Esfuerzo pre-quirúrgico sobre la cabeza femoral durante apoyo bipodal (vista superior y corte).

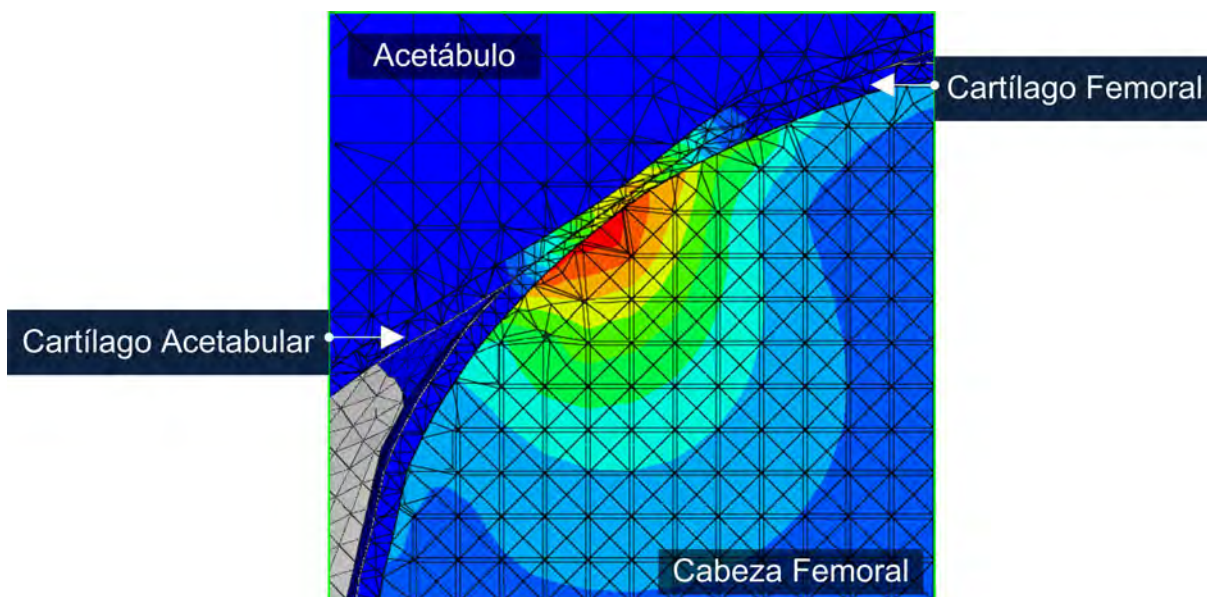
Realizamos algunas pruebas en las cuales eliminamos las restricciones de algunos elementos articulares. Al eliminar las restricciones de desplazamiento en X, Y y Z de los dos volúmenes cartilagosos el sistema no converge, además, se estableció un sistema con 135510 ecuaciones en comparación a las 101956 generadas cuando el cartílago estaba restringido. Este

ligero cambio también generó un gasto computacional mayor; el tiempo de análisis fue de 0:28:28 (horas: minutos: segundos) mientras que manteniendo las restricciones, el tiempo transcurrido en el análisis y en la reorganización de la matriz de rigidez fue de 0:12:59. El sistema planteado como prueba no converge debido a la detección de un Jacobiano negativo cerca del 37% del análisis del modelo. En general, podemos observar que al considerar las restricciones de desplazamiento en el cartílago, obtenemos resultados más estables dentro de un tiempo menor de simulación. Podemos observar que en el modelo PRE-Q la carga sobre la cabeza femoral se encuentra concentrada y lateralizada (ver Figura 4.2). En la Figura 4.3 podemos observar la presión de contacto que se genera sobre el cartílago articular al aplicar una carga de 200 N simulando una postura bipodal del paciente.



**Figura 4.3.:** Presión de contacto pre-quirúrgica sobre el cartílago femoral durante apoyo bipodal (vista superior).

En la Figura 4.4 se puede observar el contacto entre el cartílago femoral y acetabular y la transferencia de esfuerzos que existe entre estos dos componentes; el acetábulo al ser considerado como un cuerpo rígido no presenta deformación ni esfuerzos. Por otra parte, al conocer la presión de contacto generado en el cartílago, podemos estimar cuál es el área de contacto de la articulación o en otras palabras, cual es el área de soporte de peso del cartílago asociada a la superficie de contacto de la cabeza femoral. La presión de contacto generada sobre el cartílago articular alcanzó un valor de 8.18 MPa y el área de contacto medida sobre el cartílago fue de 103.74 mm<sup>2</sup> (ver Figura 4.3).



**Figura 4.4.:** Transmisión de cargas a través del contacto entre la superficie del cartílago acetabular y el cartílago femoral, y entre este último y la cabeza femoral (corte frontal).

Una vez realizada la primera prueba sobre el modelo PRE-Q, simulamos el primer escenario sobre el modelo POST-Q. Aplicamos una carga de 200 N sobre el elemento acetabular de la articulación en dirección vertical craneo-caudal. Las configuraciones de tiempo, restricciones de desplazamiento, tipo de análisis y demás, se mantuvieron iguales a las establecidas en la simulación del modelo patológico. En la Figura 4.5 podemos observar la distribución de esfuerzos superficial generada sobre la cabeza femoral y la distribución interna de esfuerzos al realizar un corte sobre el fémur. El esfuerzo máximo generado alcanza un valor de 1.7 MPa y se puede observar en la misma figura, un incremento en el área de contacto; en este caso el esfuerzo no alcanza un valor tan elevado como en el modelo patológico y el área de contacto se ha incrementado a 167.3 mm<sup>2</sup> (ver Figura 4.6).

En la Figura 4.6 podemos ver la presión de contacto generada sobre el cartílago femoral en el modelo POST-Q y el incremento en el área de contacto. En la tabla 4.1 observamos los valores de esfuerzo efectivo, presión de contacto y área de soporte de peso sintetizados. Observamos que al simular el comportamiento biomecánico de la articulación, luego de realizar los cortes quirúrgicos y su reubicación articular, se obtuvo una mejora muy importante en cuanto a la distribución de esfuerzos en función del incremento en el recubrimiento femoral.

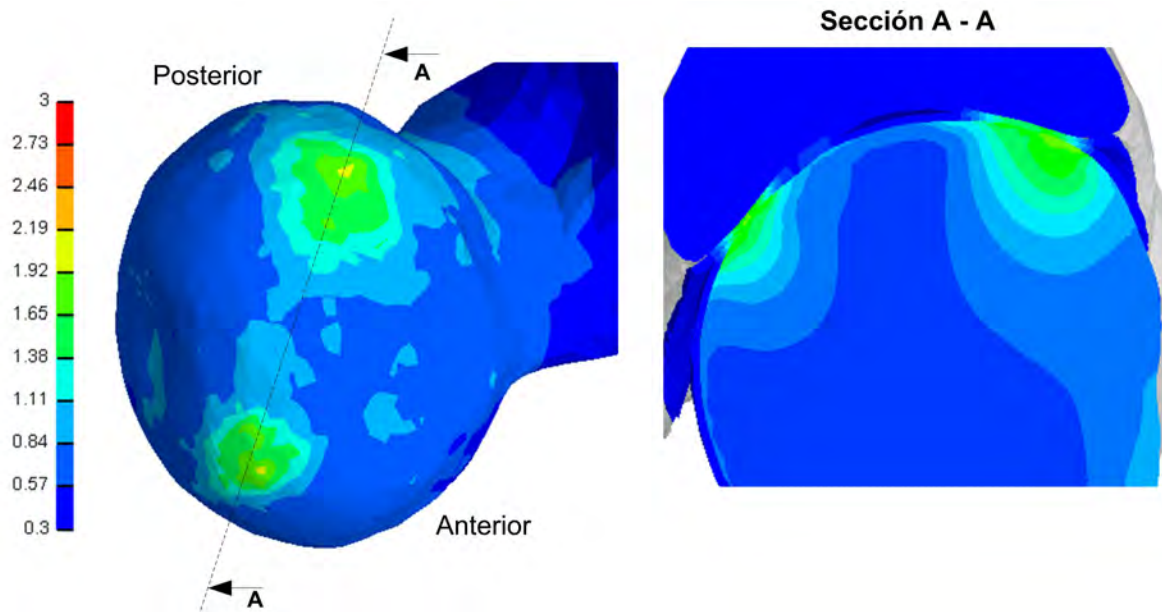


Figura 4.5.: Esfuerzo generado sobre el modelo POST-Q simulando apoyo sobre las dos piernas. Vista superior y corte.

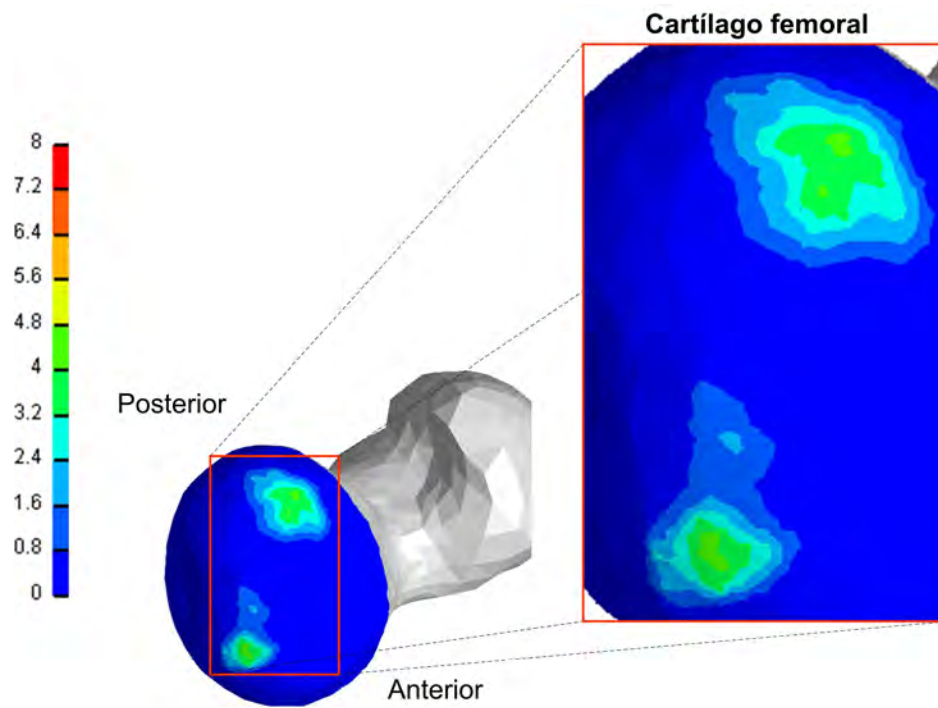


Figura 4.6.: Presión de contacto post-quirúrgica sobre el cartílago femoral durante apoyo bipodal. Vista superior y ampliación de la región de contacto.

**Tabla 4.1.:** Resultados de la simulación de apoyo bipodal.

| <b>Simulación de Apoyo Bipodal</b>  |                |                 |
|-------------------------------------|----------------|-----------------|
|                                     | Pre-quirúrgico | Post-quirúrgico |
| Esfuerzo máximo (MPa)               | <b>3.00</b>    | <b>1.70</b>     |
| Área de contacto (mm <sup>2</sup> ) | <b>103.70</b>  | <b>167.30</b>   |
| Presión de contacto (MPa)           | <b>8.18</b>    | <b>4.30</b>     |

## 4.2. Simulación de apoyo sobre una pierna

El apoyo monopodal estacionario presenta una situación biomecánica completamente diferente, esta postura puede considerarse equivalente a la etapa de mayor carga durante el proceso normal de marcha y además se considera como una posición frecuente en las actividades diarias [64, 33]. En esta postura el centro de gravedad de cuerpo conformado por la cabeza, el tronco, las extremidades superiores y la extremidad inferior oscilante, cambia, desplazándose hacia abajo con relación al centro de gravedad bipodal hasta el nivel de los discos intervertebrales lumbares L3 y L4, y en el plano frontal se desplaza alrededor de 2.5 cm del centro alejándose del miembro de soporte [16]. El cambio de postura de una persona provoca un cambio repentino de la línea de gravedad en los tres planos corporales, generando momentos alrededor de la articulación que son contrarrestados por las fuerzas musculares que incrementan la fuerza resultante aplicada sobre la cadera. La variación de la línea de gravedad provoca una alteración en el brazo de palanca de la fuerza que actúa sobre la cabeza femoral.

Para determinar cuál es la fuerza resultante que actúa sobre la articulación durante el apoyo monopodal estacionario, definimos una sumatoria de fuerzas y momentos sobre la cadera patológica y utilizamos información radiográfica del paciente para la resolución del sistema. Planteamos un sistema coordenado cuyo origen se localizó en el centro de la cabeza femoral patológica. El plano transversal alberga a los ejes X y Y, el incremento positivo del eje X es en dirección posterior-anterior y el incremento positivo del eje Y es en dirección medial-lateral (ver Figura 3.11). Para definir las ecuaciones sobre la articulación, aplicamos la metodología propuesta en el trabajo de Iglie et al. [50]. Las ecuaciones de fuerza y momento planteadas sobre la cabeza femoral de la articulación patológica apoyada en el piso se presentan a continuación (Ecuaciones 4.1 y 4.2):

$$\sum_{i=1} \mathbf{F}_i - \mathbf{R} + (\mathbf{W}_B - \mathbf{W}_L) = 0 \quad (4.1)$$

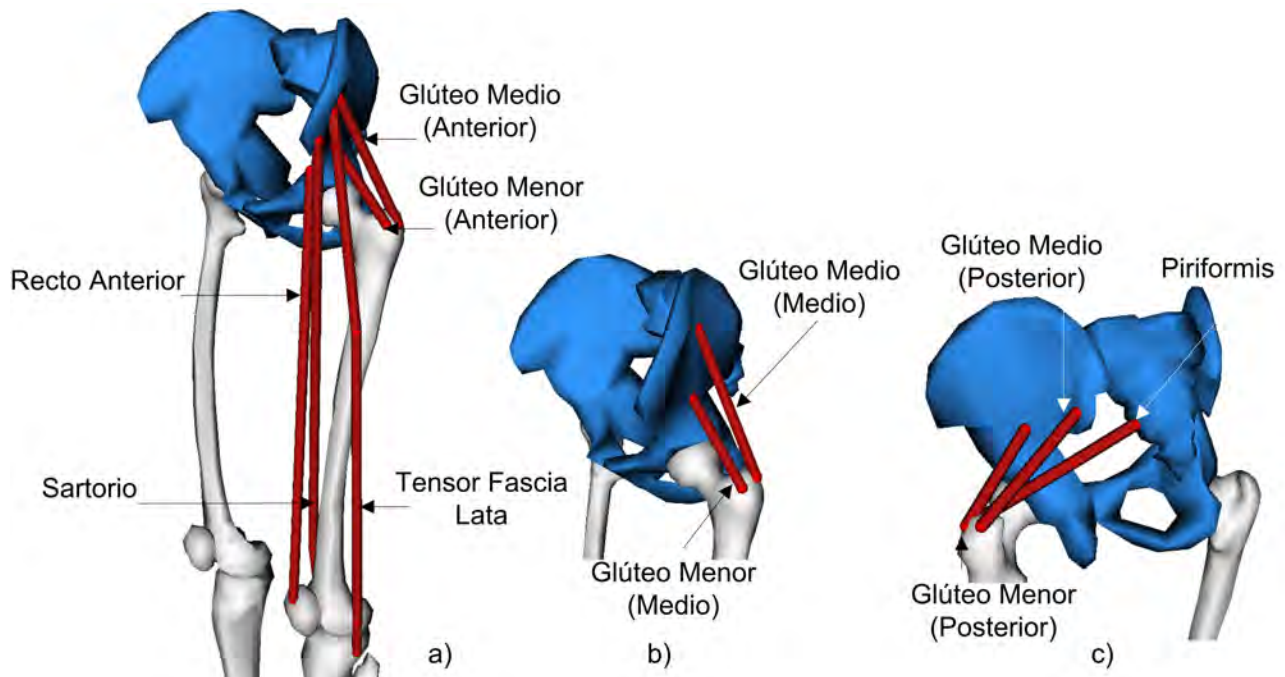
$$\sum_{i=1} (\mathbf{r}_i \times \mathbf{F}_i) + \mathbf{a} \times (\mathbf{W}_B - \mathbf{W}_L) = 0 \quad (4.2)$$

donde  $\mathbf{F}_i$  es la fuerza que ejerce cada uno de los músculos que interviene en el equilibrio de la articulación,  $\mathbf{R}$  es la fuerza resultante que se aplica sobre la cadera,  $W_B$  es el peso del cuerpo y  $W_L$  es el peso de la extremidad que se encuentra apoyada. Cada músculo se considera como una línea recta formada por dos puntos, uno se encuentra sobre la pelvis y está determinado por el radio vector  $r_i$  y el otro punto se encuentra conectado al fémur y su radio vector es  $r'_i$ . Las coordenadas de los vectores musculares se obtienen del trabajo presentado por Dostal and Andrews [34] donde describen un modelo lineal, simple y preciso de las coordenadas con las que se puede representar los puntos de acción o de conexión de los distintos músculos de la cadera. Se consideró un brazo de palanca  $a$  de la fuerza que ejerce  $(\mathbf{W}_B - \mathbf{W}_L)$  y se considera que el centro de gravedad del cuerpo está localizado en el mismo

plano que el centro de la cabeza femoral o sistema de coordenadas  $a = (0, a, 0)$ . La fuerza de cada uno de los músculos se describe en la ecuación 4.3:

$$\mathbf{F}_i = \tau_i A_i \mathbf{e}_i \quad (4.3)$$

en esta expresión se definen  $\tau_i$  como la tensión promedio en cada uno de los músculos,  $A_i$  es el área de la sección transversal de cada músculo y  $\mathbf{e}_i$  es el vector unitario en la dirección de la fuerza que ejerce cada músculo. Para nuestro análisis utilizamos seis músculos: glúteo mediano, glúteo menor, tensor fascia lata, sartorio, recto anterior y el músculo piramidal. En la Tabla 4.2 se detallan las coordenadas de cada uno de los músculos considerados en nuestro modelo [34], además se muestran los valores relativos del área de la sección transversal de cada músculo, tomados de [50]. En la Figura 4.7 se puede observar los músculos considerados en la sumatoria de momentos y fuerzas, cinco músculos en la región anterior, dos en la región media y tres en la región posterior.



**Figura 4.7.:** Músculos considerados en el equilibrio articular: a) músculos abductores en la región anterior, b) músculos flexores en la región media y c) músculos en la región posterior.

**Tabla 4.2.:** Coordenadas de los músculos sobre la pelvis y el fémur, consideradas en el equilibrio articular. Tomados de [34].

|          |                          | Coord. Pelvis<br>(cm) |      |      | Coord. Fémur<br>(cm) |      |       | Área Sección<br>Transversal (cm <sup>2</sup> ) |
|----------|--------------------------|-----------------------|------|------|----------------------|------|-------|--|
|          |                          | X                     | Y    | Z    | X'                   | Y'   | Z'    |  |
|          | Recto Anterior           | 4.2                   | 2.6  | 3.7  | 4.3                  | 0.2  | -41.5 | 0.400  |
|          | Tensor Fascia lata       | 4.5                   | 5.6  | 7.8  | 2.2                  | 3.3  | -43.6 | 0.120  |
| $\alpha$ | Glúteo Medio (anterior)  | 2.7                   | 6.2  | 10.2 | -1.8                 | 7.3  | -2.6  | 0.266  |
|          | Glúteo Menor (anterior)  | 2.9                   | 4.1  | 7.3  | 0.4                  | 6.9  | -2.7  | 0.113  |
|          | Sartorio                 | 5.1                   | 5.0  | 6.8  | -0.8                 | -4.2 | -43.5 | 0.350  |
| $\beta$  | Glúteo Medio (medio)     | -0.2                  | 1.8  | 13.2 | -1.8                 | 7.3  | -2.6  | 0.266  |
|          | Glúteo Menor (medio)     | -0.4                  | 2.0  | 8.8  | 0.4                  | 6.9  | -2.7  | 0.113  |
| $\gamma$ | Glúteo Medio (posterior) | -4.8                  | -1.5 | 9.7  | -1.8                 | 7.3  | -2.6  | 0.266  |
|          | Glúteo Menor (posterior) | -2.6                  | 0.0  | 7.1  | 0.4                  | 6.9  | -2.7  | 0.113  |
|          | Piriformis               | -7.8                  | -4.7 | 5.5  | -0.1                 | 5.5  | -0.1  | 0.100  |

Planteamos una sumatoria de momentos alrededor de la cabeza femoral patológica y sobre al resto del cuerpo para determinar el brazo de palanca de  $(\mathbf{W}_B - \mathbf{W}_L)$ .

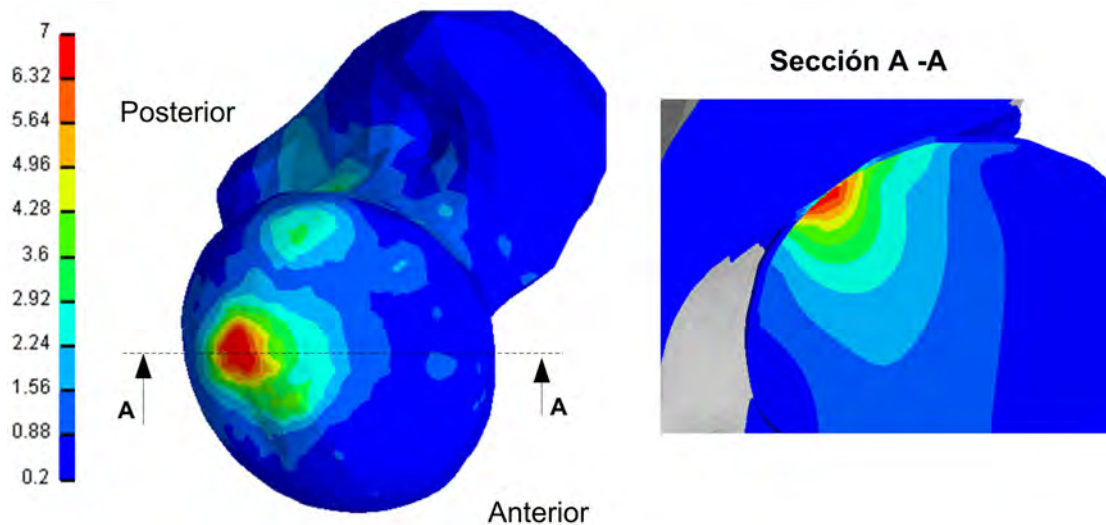
$$a = \frac{W_B c - W_L b}{W_B - W_L} \quad (4.4)$$

La ecuación 4.4 determina el valor del brazo de palanca  $a$  en función de los parámetros radiográficos del paciente. Es así que  $b$  y  $c$  son determinados en función de la distancia que existe entre las dos caderas, tomando como referencia el centro de la cabeza femoral. La distancia interfemorale  $l$  de nuestro paciente es de 173.17 mm y los parámetros  $b$  y  $c$  se obtienen de la siguiente relación:  $b = 0,24l$  y  $c = 0,50l$ , donde  $b$  y  $c$  son las distancias desde el centro del sistema coordenado hasta la rodilla y hasta el pie, respectivamente (Macleish and Charnley, 1970) citado en [50]. Consideramos además que el peso aproximado de la pierna apoyada se puede obtener con la expresión  $W_L = 0,16W_B$  [27]. Si bien en nuestro modelo hemos considerado la acción de seis músculos en el equilibrio, al plantear estas dos sumatorias de fuerzas y momentos generamos un sistema en donde desconocemos los componentes  $R_x$ ,

$R_y$  y  $R_z$  de la fuerza resultante sobre la articulación, además de las tensiones promedio de cada uno de los músculos considerados en el análisis, en total tenemos 13 incógnitas en el sistema. Para la resolución del sistema, utilizamos el método de reducción planteado en [50] en donde se asocian las tensiones promedio de los músculos en tres grupos  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$ . Cada grupo representa la acción muscular desde un punto distinto, como si tres fuerzas globales mantuvieran el equilibrio general de la articulación, la tensión media  $\alpha$  representa la tensión generada por un músculo promedio ubicado en la región anterior (ver Figura 4.7-a),  $\beta$  representa la acción muscular media ubicada a nivel lateral de la articulación (ver Figura 4.7-b) y  $\gamma$  representa la tensión media posterior (ver Figura 4.7-c) [42]. Las acciones del glúteo medio y menor se dividieron en tres componentes, un componente anterior, medio y posterior. La fuerza resultante obtenida al resolver el sistema de ecuaciones se muestra en la ecuación 4.5:

$$\begin{aligned} \mathbf{R} &= -30,99\vec{x} + 157,58\vec{y} - 888,22\vec{z} [N] \\ \mathbf{R} &= 902,631 [N] \\ \mathbf{R} &= 2,30 [W_B] \end{aligned} \quad (4.5)$$

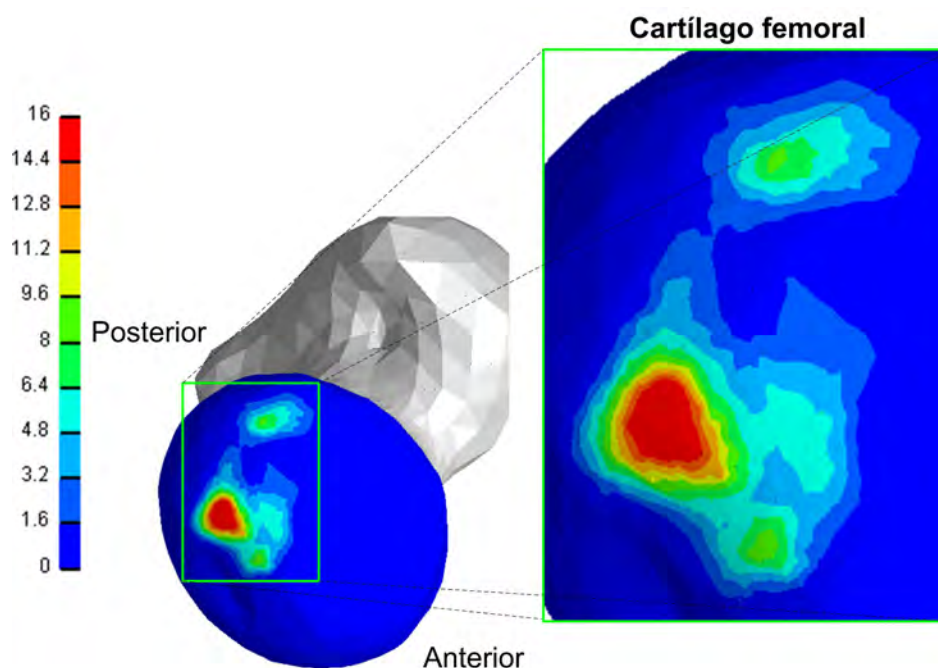
Podemos observar en la ecuación anterior los componentes  $X$ ,  $Y$  y  $Z$  de la fuerza resultante, al igual que su magnitud total y su relación con el peso corporal del paciente. Consideramos 6 músculos en el equilibrio de la articulación y al descomponer dos de ellos en tres distintos segmentos en definitiva hemos considerado 10 músculos en el análisis de apoyo monopodal.



**Figura 4.8.:** Esfuerzo generado sobre el modelo PRE-Q simulando apoyo sobre una pierna. Vista superior y corte.

Mantenemos las restricciones de desplazamiento de los componentes de la articulación, configuraciones del sistema y los parámetros del análisis, conforme a lo establecido en el subcapítulo anterior. En primera instancia simulamos el modelo patológico, aplicamos sobre el

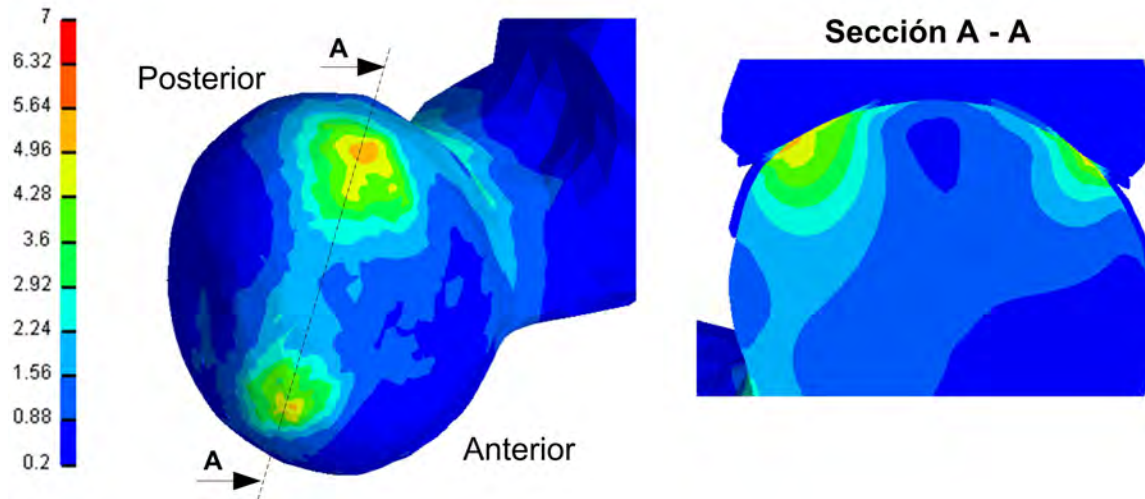
acetábulo el componente vertical de la fuerza resultante calculada. Se consideró que la carga transmitida desde el acetábulo es normal a la cabeza femoral, y se consideraron nulas las cargas cortantes en la junta [38]. El esfuerzo generado sobre la cabeza femoral es de 7.21 MPa (ver Figura 4.8). La presión de contacto en el cartílago femoral alcanza los 16.83 MPa (ver Figura 4.9) y el área de contacto se estima en 207.29 mm<sup>2</sup>.



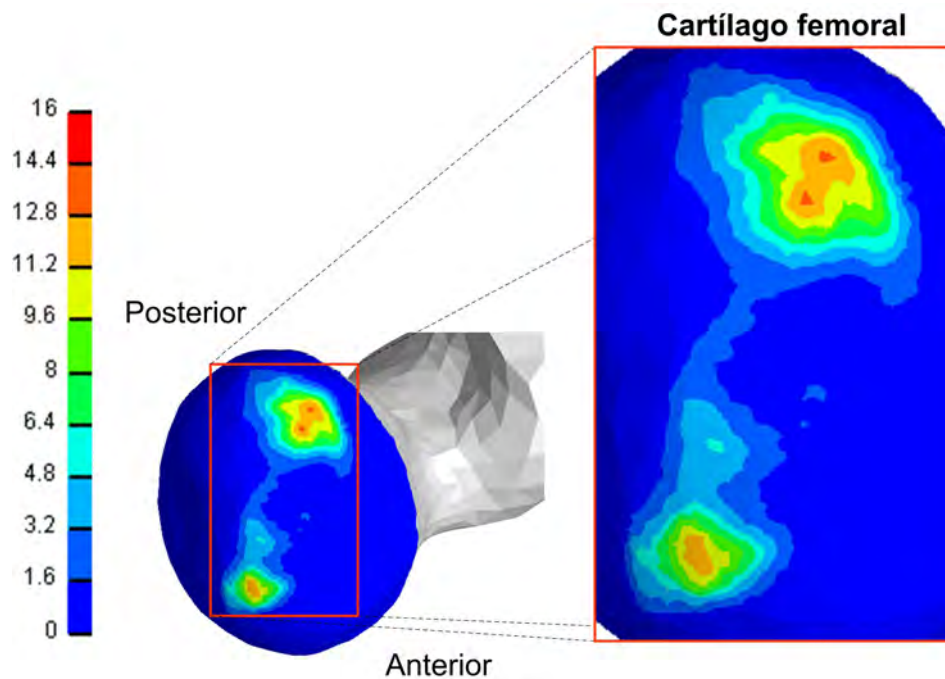
**Figura 4.9.:** Presión de contacto pre-quirúrgica sobre el cartílago femoral durante apoyo monopodal (vista superior).

La simulación de apoyo estático sobre una pierna en el modelo POST-Q mantiene las mismas configuraciones de tiempo, análisis, condiciones de frontera y de carga, establecidas para la simulación PRE-Q. Se plantearon 99908 ecuaciones y el sistema fue resuelto en 0:22:26 Horas. El esfuerzo generado sobre la cabeza femoral POST-Q se estimó alrededor de 5.25 MPa (ver Figura 4.10), la presión de contacto sobre el cartílago articular femoral se estimó alrededor de 10.9 MPa y el área de contacto obtenida rodea los 302.14 mm<sup>2</sup> (ver Figura 4.11).

Para estimar el comportamiento de la articulación al aplicar la fuerza resultante con sus tres componentes X, Y y Z y estimar la influencia de los componentes cortantes, se realizó una prueba sobre el modelo PRE-Q. Entre los componentes del vector de fuerza resultante, el componente vertical en la dirección craneo-caudal representa el mayor aporte de la carga. La Figura 4.12 muestra la comparación entre la distribución de esfuerzos sobre el modelo PRE-Q durante apoyo monopodal considerando únicamente el componente vertical del vector de fuerza y aplicando el vector completo. El esfuerzo generado sobre la cabeza femoral se

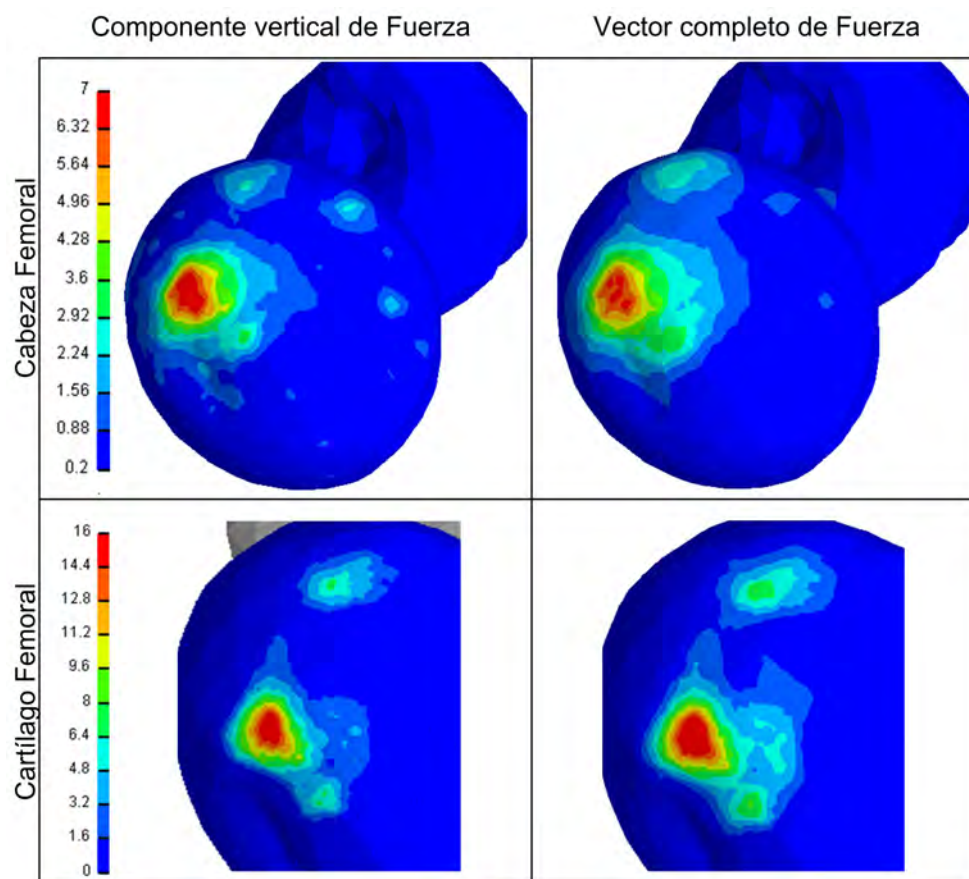


**Figura 4.10.:** Esfuerzo generado sobre el modelo POST-Q simulando apoyo sobre una pierna. Vista superior y corte.



**Figura 4.11.:** Presión de contacto post-quirúrgica sobre el cartílago femoral durante apoyo bipodal. Vista superior y ampliación de la región de contacto.

mantiene en un rango de 6.8 MPa, la presión de contacto sobre el cartílago articular femoral se mantiene alrededor de 17 MPa y el área de contacto cartilaginosa se mantiene alrededor de 210 mm<sup>2</sup>. El número de ecuaciones establecidas se mantuvo en 101958 y el tiempo de resolución del sistema se incrementó de 0:12:59 a 0:48:35 Horas. Tomando en cuenta los parámetros de tiempo de simulación del sistema y comparando los resultados obtenidos, optamos por considerar únicamente el componente vertical del vector de fuerza resultante calculado.



**Figura 4.12.:** Aplicación del componente vertical de carga y aplicación del vector de fuerza completo sobre el modelo PRE-Q.

La posición monopodal se considera como una postura frecuente durante la mayoría de actividades diarias; aunque no se considera un escenario de carga extrema, la fuerza resultante sobre la cadera obtenida revela que la cadera soporta 2.30 veces el peso corporal del paciente. Aplicamos la misma carga en el modelo PRE-Q y en el modelo POST-Q y podemos observar una considerable mejora en la distribución de esfuerzos sobre el último. En la Tabla 4.3 se pueden observar los resultados de esfuerzo, presión y área de contacto obtenidos en la simulación de apoyo monopodal. En esta simulación podemos notar una mejora considerable

en el área de contacto producto de la reubicación articular lograda con las osteotomías realizadas; este incremento y desplazamiento del área de soporte de peso conlleva a una mejora substancial en la distribución de esfuerzos post-quirúrgicos, que los reduce hasta un rango considerado como normal.

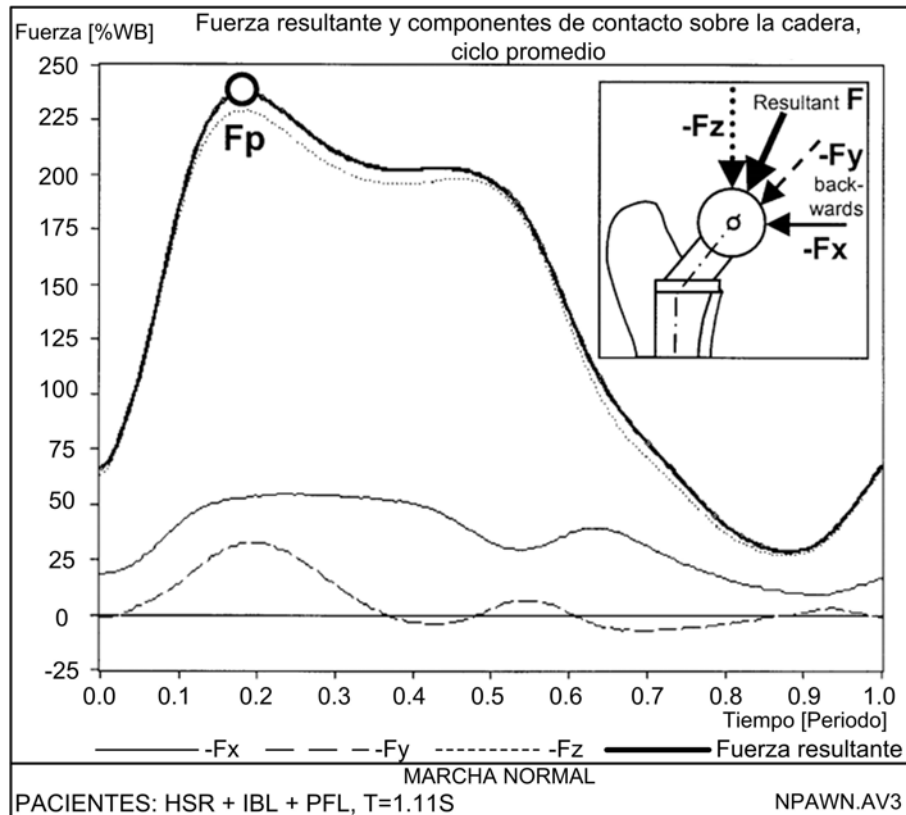
**Tabla 4.3.:** Resultados de la simulación de apoyo monopodal.

| <b>Simulación Apoyo Monopodal</b>   |                |                 |
|-------------------------------------|----------------|-----------------|
|                                     | Pre-quirúrgico | Post-quirúrgico |
| Esfuerzo máximo (MPa)               | <b>7.21</b>    | <b>5.25</b>     |
| Área de contacto (mm <sup>2</sup> ) | <b>207.29</b>  | <b>302.14</b>   |
| Presión de contacto (MPa)           | <b>16.83</b>   | <b>10.90</b>    |

### 4.3. Simulación de la fase de apoyo en un ciclo de marcha

El tercer escenario de simulación en nuestro estudio, consiste en la estimación del comportamiento biomecánico de la articulación de cadera durante un ciclo de marcha normal, que se reduce al análisis de la fase de apoyo del pie en cada ciclo. Varios estudios se han realizado en torno a la dinámica de la articulación de cadera, uno de los primeros e importantes fue el desarrollado por J. P. Paul [75] quién utilizó una plataforma de fuerzas y datos cinemáticos para estimar la fuerza de reacción sobre la cadera durante la marcha, y los asoció a la actividad muscular registrada por electromiografía. Otros estudios han utilizado prótesis instrumentadas que registran valores de fuerzas sobre la cadera y permiten validar los datos obtenidos por medio de una plataforma de fuerzas. Bergmann et al. [14] por ejemplo, reportaron el nivel de cargas que soporta la articulación durante el proceso de caminata y carrera en dos pacientes, utilizando prótesis instrumentadas. Los resultados mostraron una carga sobre la articulación de  $280\% W_B$  cuando un paciente caminaba a una velocidad de  $1 \text{ Km/h}$  incrementada hasta  $550\%$  al trotar. Otras investigaciones han reportado las magnitudes de las fuerzas actuantes sobre la cadera simulando un proceso de marcha; desde  $2.2 W_B$  reportado en [15] utilizando acelerómetros, hasta una fuerza de  $8 W_B$  reportado por Rohrlé et al. (1984). El uso de una plataforma de marcha para estimar las fuerzas actuantes sobre la cadera, no siempre revela una situación o característica asociada a una patología en particular; es importante recordar que un patrón de marcha anormal, es consecuencia de un problema biomecánico sobre la articulación coxofemoral y que esta se adapta para responder de mejor manera a la estructura de la articulación; es decir, el patrón de marcha de un paciente se acoplará a las características de la cadera para realizar un trabajo articular eficiente. El paciente puede presentar además otras patologías que influirán en la marcha, o como consecuencia de la displasia, la cadera asintomática puede haberse visto forzada a alterar su posición buscando contribuir a un desempeño biomecánico más eficiente y menos doloroso. En nuestro caso, el médico que trató a la paciente detectó un problema de escoliosis, por lo tanto un análisis de marcha en un laboratorio no estimaría una fuerza resultante sobre la cadera considerando únicamente la DRC.

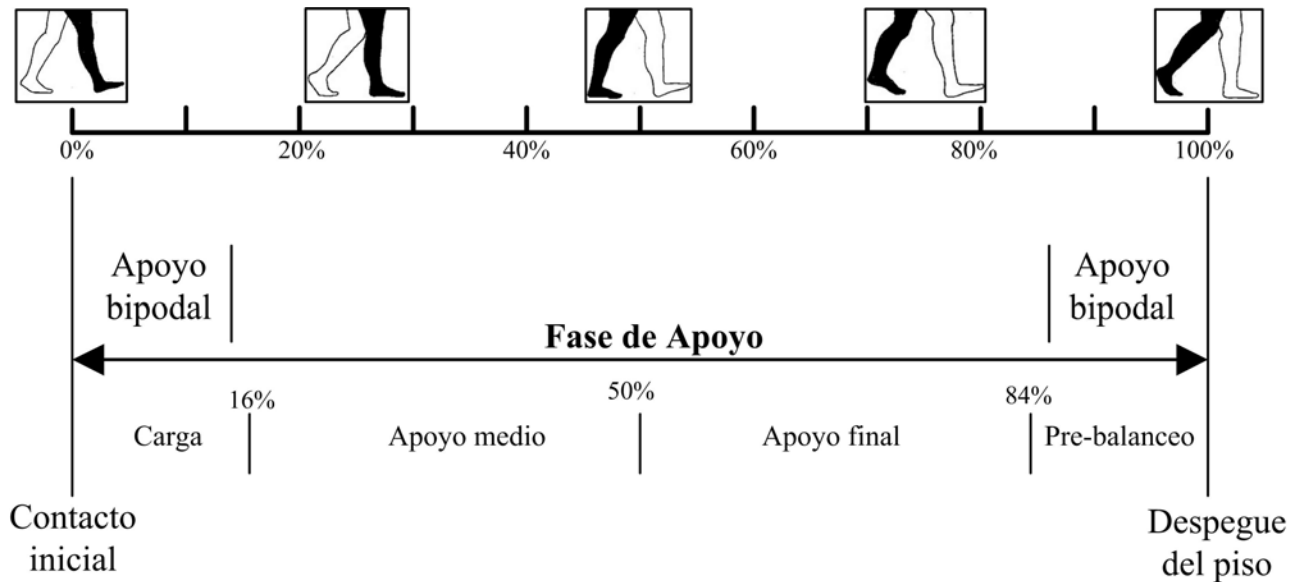
Para la simulación de este escenario, consideramos como punto de partida el trabajo realizado por Bergmann et al. [13], donde se realizaron mediciones de las fuerzas de contacto generadas sobre la cadera, utilizando implantes instrumentados, en sincronía con un análisis del patrón de marcha en cuatro pacientes, durante actividades de rutina. La medición de la carga máxima aplicada sobre la articulación durante un proceso de caminata o marcha normal fue de  $238\% W_B$ , muy cercano al obtenido en nuestro estudio al resolver las ecuaciones de equilibrio sobre la cadera en el apoyo monopodal. En la Figura 4.13 se observa la magnitud de la fuerza resultante y sus componentes vectoriales promedio, obtenidos sobre los cuatro pacientes con los que se realizó el estudio. Durante la simulación de este escenario, aplicamos únicamente el componente vertical del vector de fuerza presentado en el estudio.



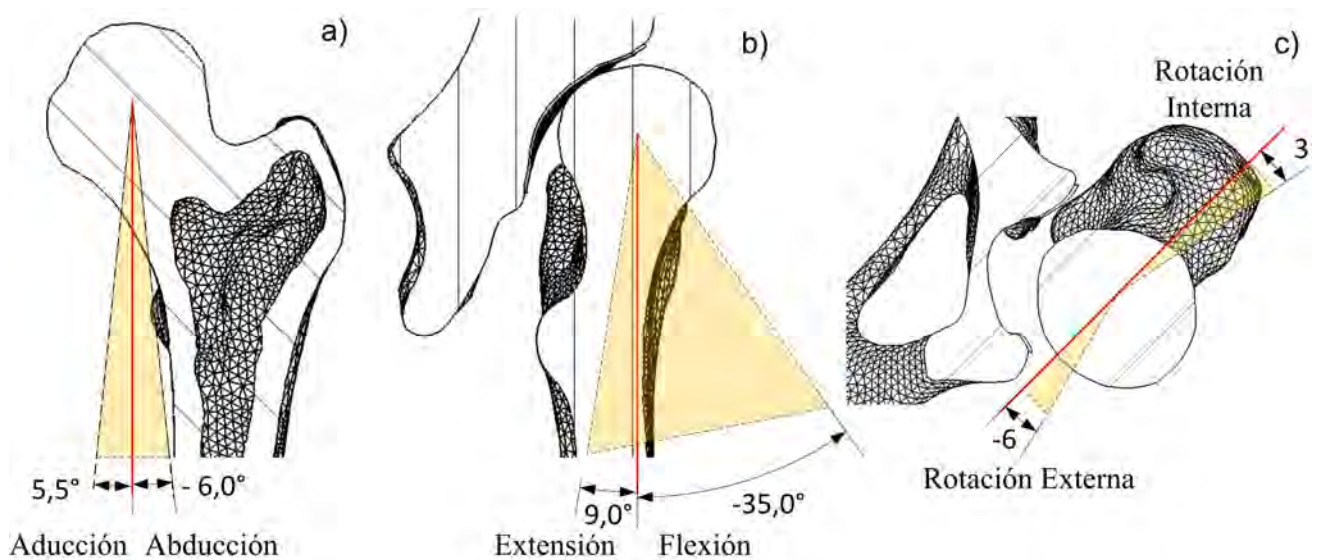
**Figura 4.13.:** Fuerza aplicada sobre la cadera durante la fase de apoyo de un ciclo de marcha normal obtenida utilizando prótesis instrumentadas sobre cuatro pacientes. Imagen tomada y editada de [13].

El ciclo de marcha normal de una persona se puede dividir en dos fases, la fase de apoyo y la fase de balanceo. La fase de apoyo inicia con el contacto del talón con el piso y termina cuando los dedos del pie se despegan del mismo. Nuestra simulación se realizó sobre la fase de apoyo del ciclo de marcha, la dividimos en 10 etapas para simularla una a una y luego realizar una interpolación de los resultados obtenidos (ver Figura 4.14).

La rotación de la articulación de cadera durante la marcha, involucra al componente femoral y al componente acetabular. En este escenario consideramos las rotaciones sobre el fémur en el eje frontal, sagital y transversal y no se consideraron las ligeras rotaciones de la pelvis. En la Figura 4.15 se esquematizan los patrones de rotación del fémur durante la simulación de la fase de apoyo, considerando los datos presentados por Ounpuu S. en [72]. La fuerza resultante aplicada sobre la articulación, varía desde el 66%  $W_B$  hasta un 238%  $W_B$  en el punto de mayor carga. El rango de abducción-aducción se encuentra entre  $-6$  y  $5.5^\circ$  (ver Figura 4.15-a), el rango de flexión-extensión del fémur se encuentra entre  $-35$  y  $9^\circ$  (ver Figura 4.15-b) y el ángulo de rotación exterior-interior se encuentra entre  $-6$  y  $3^\circ$  (ver Figura 4.15-c). Podemos observar que durante la marcha la mayor cantidad de movimiento ocurre en el plano sagital.



**Figura 4.14.:** Fase de apoyo de un ciclo de marcha normal. Se divide el ciclo en 10 pasos simulando cada uno de ellos. La etapa de apoyo inicia con el contacto del talón y termina con el despegue del pie del piso.



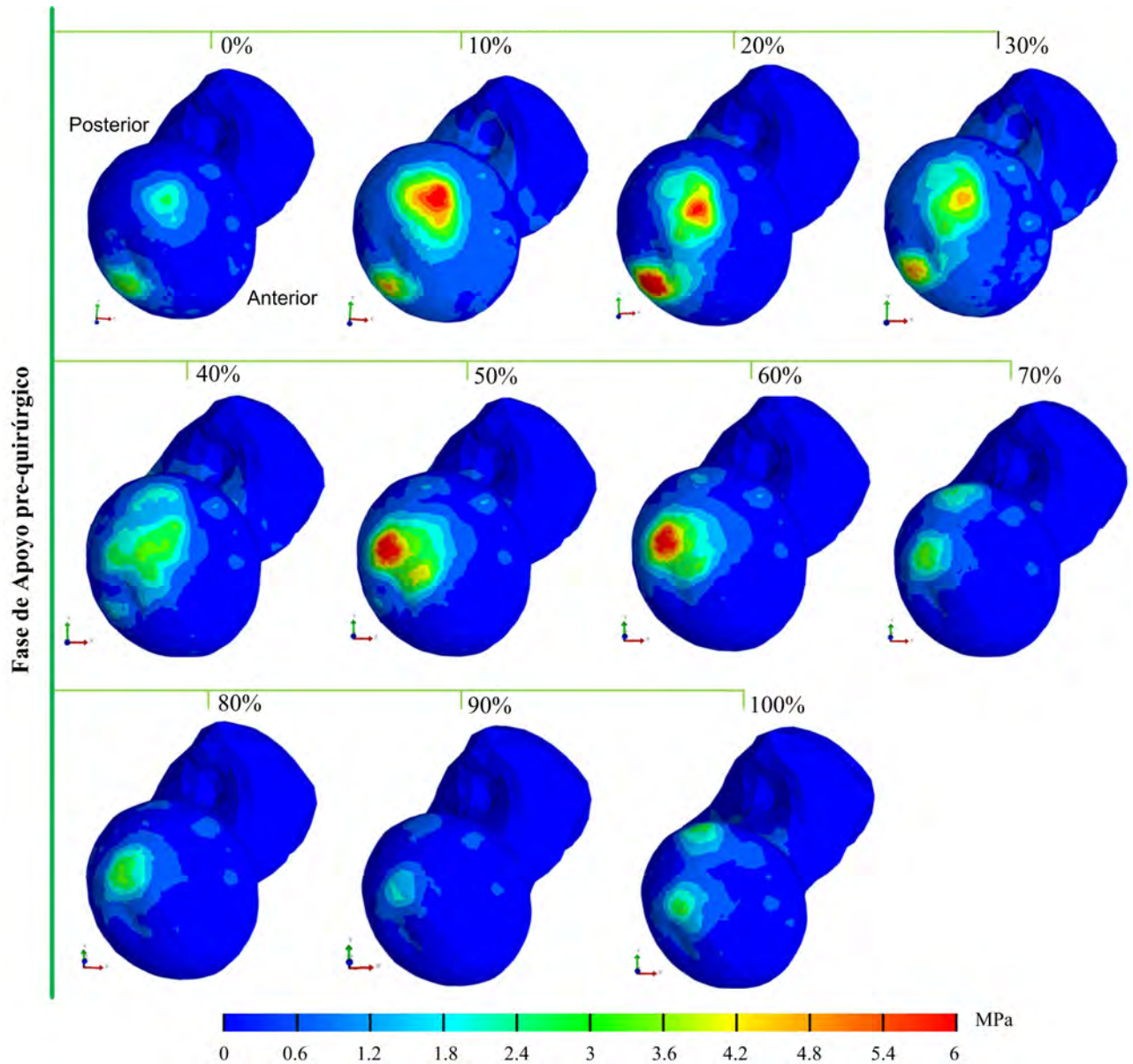
**Figura 4.15.:** Rotación femoral durante la fase de apoyo de un ciclo de marcha: a) rotación en el plano frontal aducción - abducción, b) rotación en el plano sagital extensión - flexión, c) rotación en el plano transversal rotación externa - interna.

El rango de movimiento y de actividad muscular se incrementa con la velocidad, partiendo de la caminata normal hasta la velocidad en carrera. Las rotaciones del componente femoral se realizaron manualmente, rotamos los ángulos determinados para cada fase de la simulación de la etapa de marcha de acuerdo a la Tabla 4.4, además se muestran los valores de fuerza aplicados en cada etapa en función del peso de cuerpo del paciente.

**Tabla 4.4.:** Cargas aplicadas y rotaciones sobre la articulación simulando la etapa de apoyo en un ciclo de marcha.

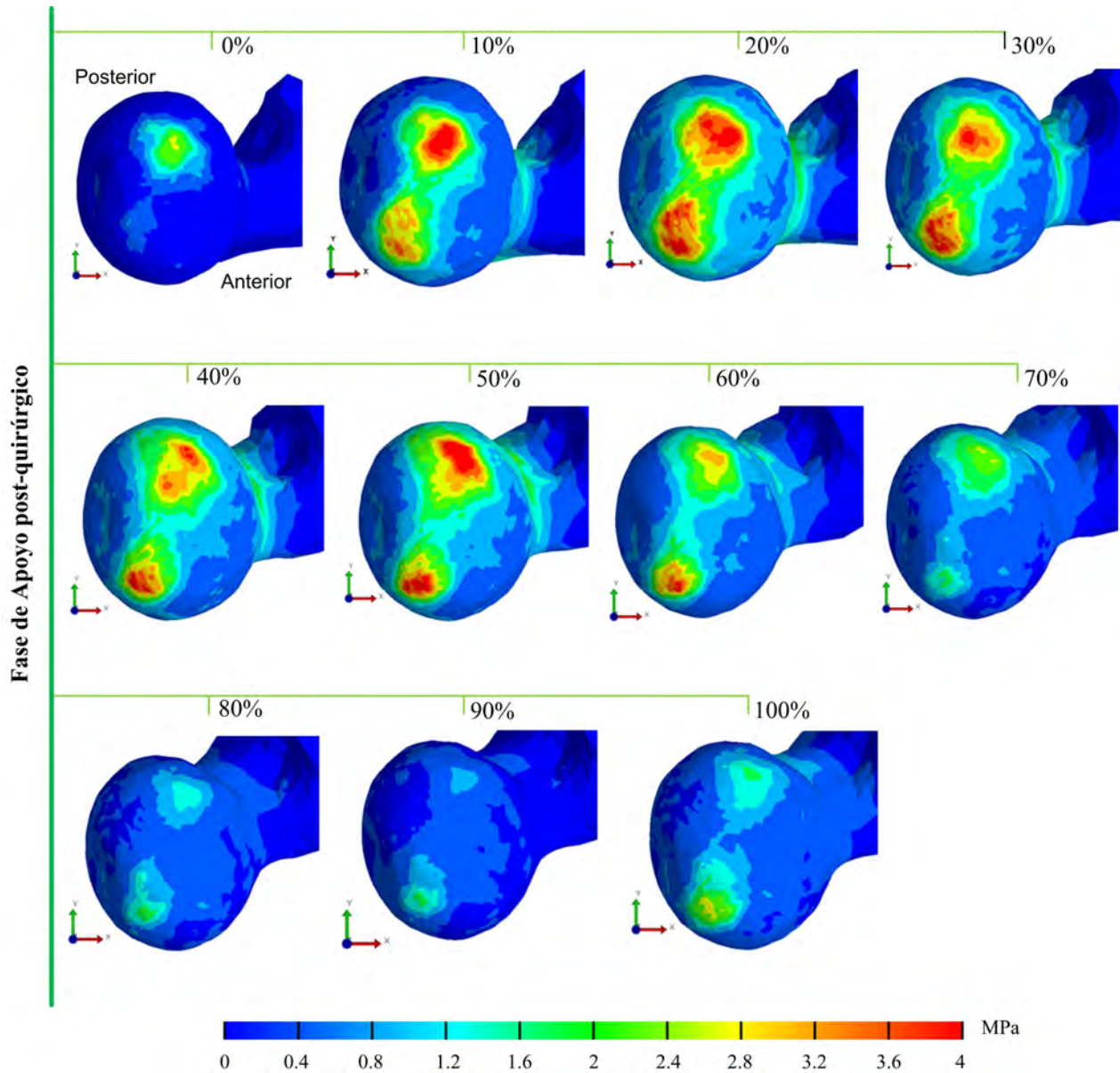
| <b>Simulación de Fase de apoyo</b> |     |     |     |     |     |     |      |    |    |      |    |
|------------------------------------|-----|-----|-----|-----|-----|-----|------|----|----|------|----|
| <b>Fuerza [%W<sub>B</sub>]</b>     | 66  | 195 | 237 | 209 | 200 | 200 | 141  | 83 | 46 | 29   | 71 |
| Flexión - Extensión (X)            | -35 | -33 | -27 | -21 | -13 | -6  | 0    | 6  | 9  | 6    | 4  |
| Aducción - Abducción (Y)           | 1   | 2.5 | 5.5 | 6   | 5   | 4   | 3    | 2  | -1 | -3.5 | -6 |
| R. Interna - R. Externa (Z)        | 2   | -4  | -6  | -5  | -3  | -3  | -2.5 | -2 | 2  | 3    | 2  |

Las rotaciones fueron tomadas desde los datos presentados en [72], datos obtenidos en niños normales durante las actividades de caminar y correr, utilizando marcadores reflectivos sobre la pelvis, muslo, pierna y pie. La Figura 4.16 muestra la distribución de esfuerzos obtenida sobre la cabeza femoral al dividir la etapa de apoyo en 10 pasos. Podemos observar que el esfuerzo generado se mantiene concentrado y en ciertos sectores se observa un incremento del área de contacto. La escala de las 10 imágenes se mantiene en 6 MPa para poder realizar una comparación visual de fácil reconocimiento. El paso 0% representa el punto de partida de la etapa de apoyo en el momento de contacto del talón con el piso. En el siguiente paso el esfuerzo sobre la cabeza femoral se incrementa debido a que la persona inclina su cuerpo aumentando la carga sobre la articulación; en este punto podemos observar que se generan esfuerzos sobre el cenit de la cabeza femoral. Durante el 20% de la fase de apoyo, se produce la mayor generación de esfuerzo sobre la cabeza femoral, en este punto el cuerpo se encuentra inclinado de mayor manera para iniciar la siguiente parte de la etapa de marcha, el esfuerzo rodea un valor de 7 MPa y presenta dos secciones donde se generan esfuerzos excesivos. En el 30%, el esfuerzo empieza a disminuir acercándose a la etapa de apoyo medio de la marcha; el patrón de distribuciones se mantuvo desde el 20%, aunque con una notable reducción. Durante el 40% se alcanza la etapa de apoyo medio, donde la planta del pie se encuentra en mayor contacto con el piso y se puede observar una disminución importante de esfuerzos sobre la cadera. En el 50% de la etapa, los esfuerzos generados se incrementan nuevamente, llegando hasta 6.5 MPa; este es el segundo punto de mayor esfuerzo sobre la cadera debido al impulso que se realiza en esta etapa para terminar la fase de apoyo medio. Durante el 60%, el esfuerzo generado empieza a disminuir concluyendo la fase de apoyo e iniciando en el 80% la etapa de pre-balanceo, para concluir la fase de apoyo en el 100%.



**Figura 4.16.:** Esfuerzo pre-quirúrgico en la cabeza femoral durante la simulación de la fase de apoyo de un ciclo de marcha dividido en 10 etapas.

La simulación de la fase de apoyo sobre el modelo POST-Q se realizó de manera similar al realizado en el modelo PRE-Q. La carga aplicada sobre la articulación fue la misma, consideramos el componente vertical del vector de fuerza resultante presentado en [13] y las rotaciones femorales en los planos frontal, transversal y sagital producto de la actividad muscular, se mantuvieron de acuerdo a los datos presentados en [72].



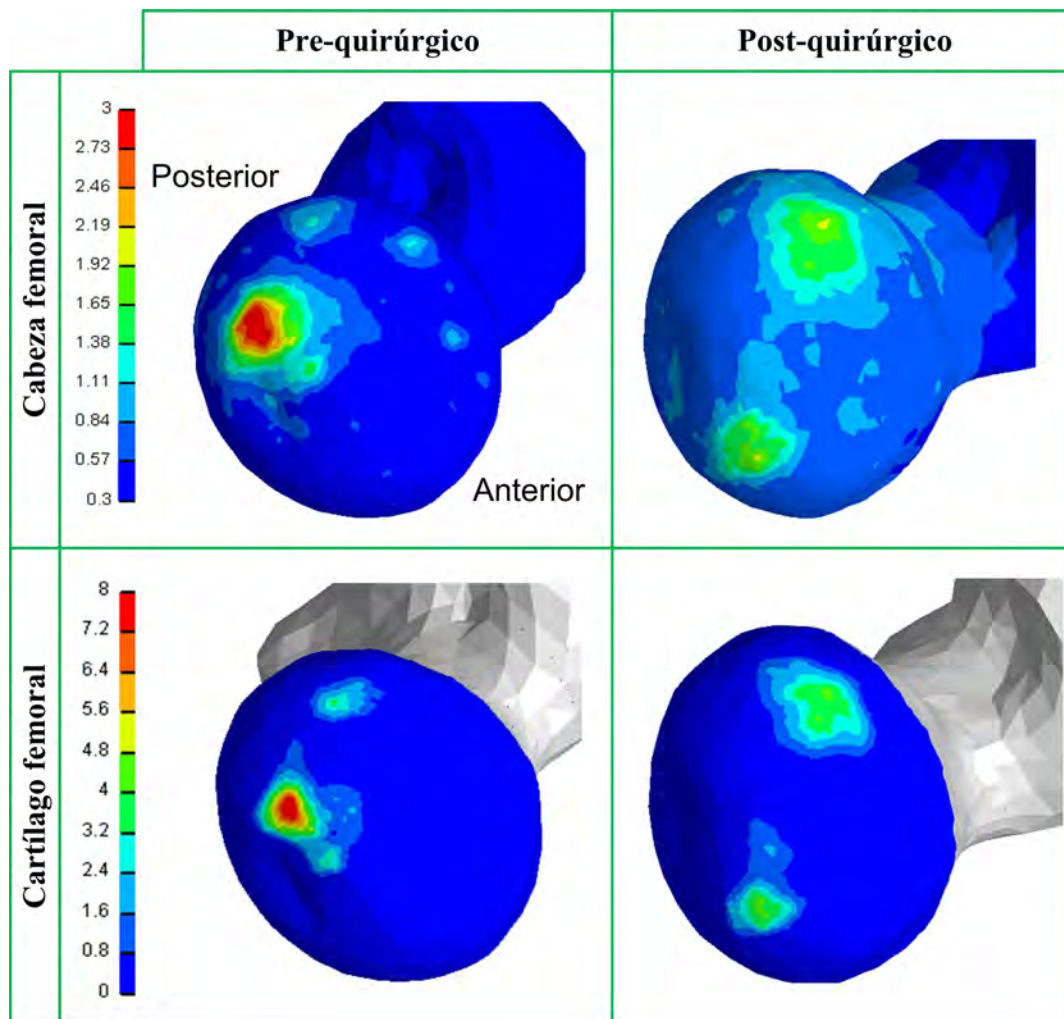
**Figura 4.17.:** Esfuerzo post-quirúrgico en la cabeza femoral durante la simulación de la fase de apoyo de un ciclo de marcha dividido en 10 etapas.

Las imágenes mostradas en la Figura 4.17 mantienen una escala constante de 4 MPa para facilitar la comparación de la distribución de esfuerzos entre las distintas etapas. En esta simulación, el punto de mayor esfuerzo generado sobre la cabeza femoral se produce sobre el 20% de la fase de apoyo, alcanzando los 5.5 MPa. Durante la etapa de apoyo medio, el esfuerzo generado también se reduce en comparación con la simulación sobre el modelo patológico, acercándose a los 4 MPa. Al llegar al 50% de la etapa de apoyo, se genera un segundo pico de esfuerzos que rodea los 4.5 MPa, para disminuir hasta el fin de la simulación del ciclo de marcha. Desde el 0% de la simulación, se puede observar un incremento importante en el área de distribución de esfuerzos. Del 10% al 20%, intervalo donde se genera una mayor cantidad de esfuerzos sobre la cabeza femoral, se puede observar en el modelo POST-Q, un incremento grande en el área de soporte. Desde el 30% al 50% se observa que el área de contacto tiene un patrón similar, y se reduce levemente a medida que avanza el ciclo de marcha. Desde el 60% en adelante se observa una reducción en los esfuerzos generados; además, al mantener la escala en 4 MPa los esfuerzos son leves entre el 80% y 90%, para incrementarse en el 100% al despegar el pie del piso.

## 4.4. Discusión

### ■ APOYO BIPODAL

El análisis biomecánico utilizando elementos finitos de la articulación de cadera con secuelas de displasia nos ha permitido cuantificar la distribución de esfuerzos sobre el modelo patológico y realizar una predicción de la futura distribución de esfuerzos sobre un modelo POST-Q construido a partir de los procesos planificados y realizados por el cirujano ortopedista que trata al paciente. Las simulaciones en los tres escenarios propuestos han revelado que las osteotomías femoral y periacetabular planificadas y realizadas, proporcionan una mejora biomecánica importante de la distribución de esfuerzos sobre la articulación coxofemoral.



**Figura 4.18.:** Comparación de esfuerzos generados sobre la cabeza femoral y el cartílago articular en el escenario de apoyo bipodal, PRE-Q y POST-Q

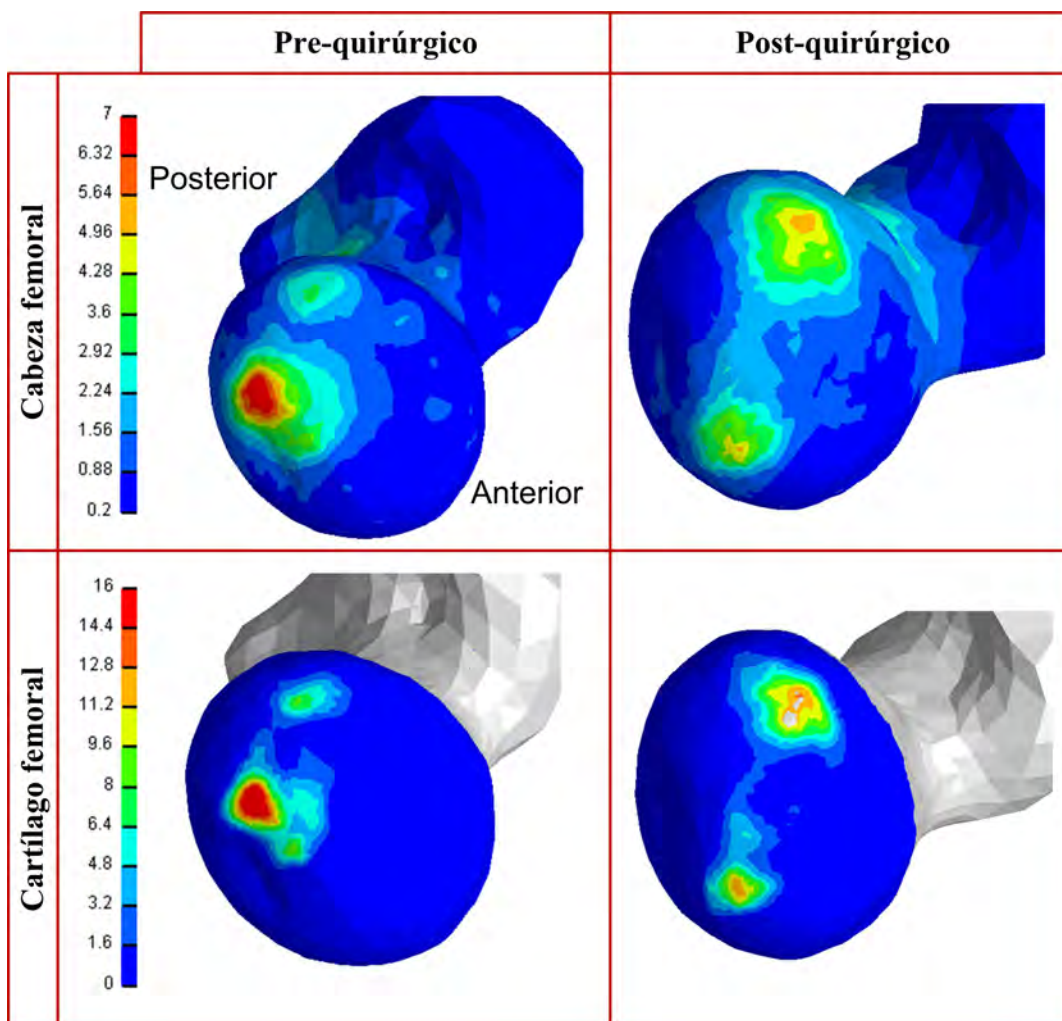
**Tabla 4.5.:** Resultados de la simulación de apoyo bipodal.

|                                     | Pre-quirúrgico | Post-quirúrgico |
|-------------------------------------|----------------|-----------------|
| Esfuerzo máximo (MPa)               | <b>3.00</b>    | <b>1.70</b>     |
| Área de contacto (mm <sup>2</sup> ) | <b>103.70</b>  | <b>167.30</b>   |
| Presión de contacto (MPa)           | <b>8.18</b>    | <b>4.30</b>     |

La simulación del escenario de posición bipodal demostró una mejora muy importante en el comportamiento biomecánico del modelo POST-Q, el máximo esfuerzo generado sobre la cabeza femoral es reducido en un **43 %**, el área de soporte de peso presenta un incremento del **61.2 %** y la presión de contacto sobre el cartílago articular femoral es reducido en un **47.4 %**. El área de soporte presenta un importante incremento además de un desplazamiento en dirección posterior-anterior que evita que la carga se aplique sobre una sección disminuida, concentrada y lateralizada como en el modelo patológico de la articulación. En la Tabla 4.5 se observan los resultados obtenidos en la simulación de este primer escenario además en la Figura 4.18 se muestra el esfuerzo generado sobre la cabeza femoral en el modelo patológico y en el modelo de la reubicación articular, de igual manera se observa la presión de contacto generada sobre el cartílago femoral.

#### ■ APOYO MONOPODAL

En la simulación del apoyo estático monopodal considerado como una postura importante en el desarrollo de actividades diarias normales, se puede observar una mejora muy importante sobre el modelo de la reubicación articular: el máximo esfuerzo generado sobre la cabeza femoral presenta una reducción del **27.1 %**, además de un incremento de **45.7 %** en el área de contacto y una reducción de **35.2 %** en la presión de contacto. La diferencia en los resultados al considerar únicamente el componente vertical del vector de fuerza es mínima y se han realizado pruebas al aplicar los tres componentes del vector obteniendo como resultado únicamente un incremento en el costo computacional. En la Figura 4.19 y en la Tabla 4.6 se presentan los resultados obtenidos en el segundo escenario de simulación.



**Figura 4.19.:** Comparación de esfuerzos generados sobre la cabeza femoral y el cartilago articular en el escenario de apoyo monopodal, PRE-Q y POST-Q.

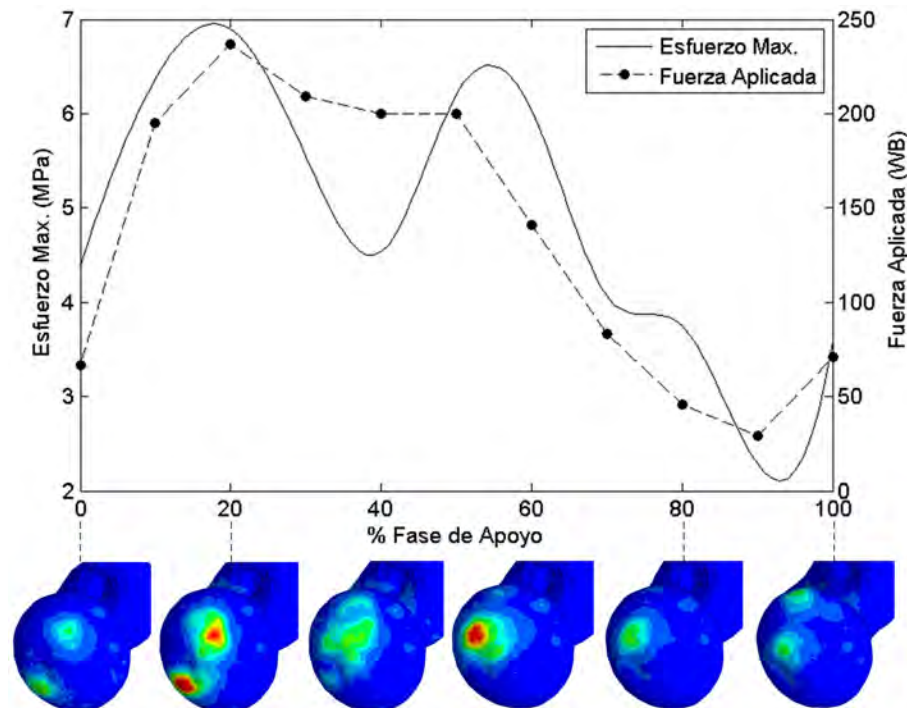
**Tabla 4.6.:** Resultados de la simulación de apoyo monopodal.

|                                     | Pre-quirúrgico | Post-quirúrgico |
|-------------------------------------|----------------|-----------------|
| Esfuerzo máximo (MPa)               | <b>7.21</b>    | <b>5.25</b>     |
| Área de contacto (mm <sup>2</sup> ) | <b>207.29</b>  | <b>302.14</b>   |
| Presión de contacto (MPa)           | <b>16.83</b>   | <b>10.90</b>    |

### ■ FASE DE APOYO DURANTE LA MARCHA

Para la simulación de la fase de apoyo de la marcha normal, se dividió esta fase en 10 partes y se aplicaron los datos de carga obtenidos del trabajo de Bergmann et al. [13]. Los resultados indican que la cadera patológica soporta una carga bastante elevada en comparación con el modelo POST-Q. La articulación patológica presenta un área de contacto reducida y aplicada sobre un segmento concentrado y lateralizado.

El esfuerzo sobre la cabeza femoral en el modelo patológico alcanza niveles superiores a los 6 MPa lo que se relaciona directamente con un área de soporte de peso disminuida. Los resultados de las simulaciones sobre el modelo POST-Q presentan una mejora notable del área de soporte de peso, presentando un incremento importante del mismo y reduciendo el esfuerzo generado sobre la cabeza femoral. La Figura 4.20 muestra la interpolación de los valores de esfuerzo generados en el modelo PRE-Q en el eje vertical izquierdo y la fuerza aplicada sobre la cadera en cada etapa de la simulación, en el eje vertical derecho [13].



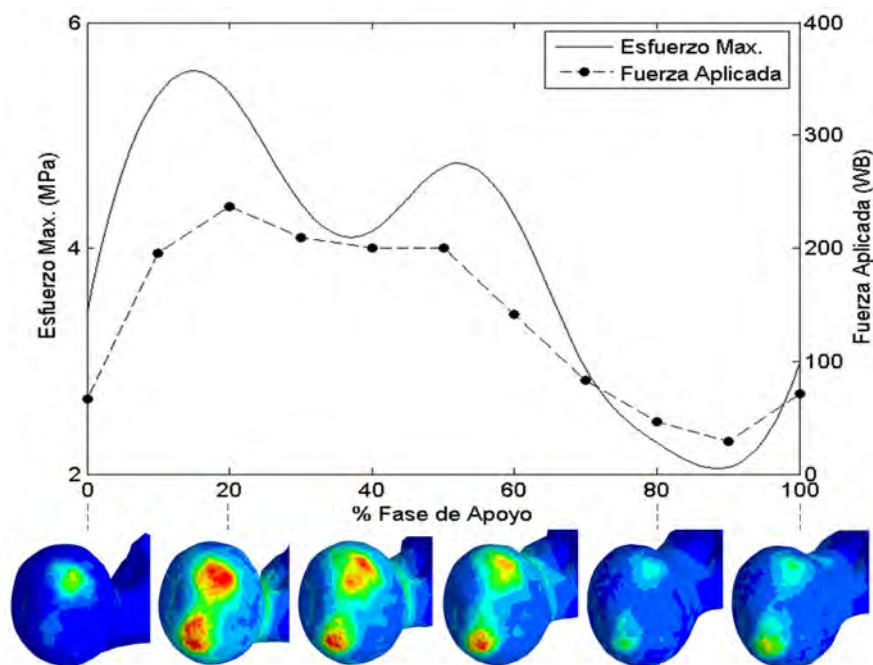
**Figura 4.20.:** Interpolación de esfuerzos generados sobre la cabeza femoral en el modelo PRE-Q durante la fase de apoyo de la marcha. Carga aplicada en función del peso del cuerpo sobre la cadera, valores tomados de [13].

**Tabla 4.7.:** Resultados de esfuerzo máximo, presión y área de contacto en el modelo PRE-Q simulando la etapa de apoyo en un ciclo de marcha.

| Fase de Apoyo (%) | Fuerza Aplicada [ $\%W_B$ ] | Esfuerzo Máximo (MPa) | Presión de Contacto (MPa) | Área de Contacto ( $\text{mm}^2$ ) |
|-------------------|-----------------------------|-----------------------|---------------------------|------------------------------------|
| 0                 | 66                          | 4.38                  | 10.42                     | 94.90                              |
| 10                | 195                         | 6.37                  | 14.72                     | 148.1                              |
| 20                | 237                         | 6.89                  | 19.30                     | 192.6                              |
| 30                | 209                         | 5.54                  | 15.61                     | 252.8                              |
| 40                | 200                         | 4.53                  | 11.59                     | 234.7                              |
| 50                | 200                         | 6.20                  | 14.79                     | 202.6                              |
| 60                | 141                         | 6.04                  | 15.67                     | 151.3                              |
| 70                | 83                          | 4.06                  | 9.10                      | 166.6                              |
| 80                | 46                          | 3.75                  | 8.51                      | 88.4                               |
| 90                | 29                          | 2.29                  | 4.73                      | 111.7                              |
| 100               | 71                          | 3.59                  | 8.91                      | 167.8                              |

La Tabla 4.7 resume los valores de esfuerzo máximo generado sobre la cabeza femoral y la presión y área de contacto en el cartílago articular femoral en cada etapa de la fase de apoyo, además se muestran los valores de carga aplicados en la cadera en función del peso corporal.

La Figura 4.21 muestra la interpolación de los resultados de esfuerzo máximo generados sobre la cabeza femoral en el modelo POST-Q sobre el eje vertical izquierdo, y las cargas aplicadas sobre la articulación, en el eje vertical derecho tomados de [13]. El esfuerzo máximo generado en el 20% de la fase de apoyo rodea los 5.34 MPa al aplicarse 237  $\%W_B$  sobre la articulación. La Tabla 4.8 muestra los valores de esfuerzo máximo, la presión y el área de contacto sobre el cartílago articular femoral en cada etapa de la simulación.

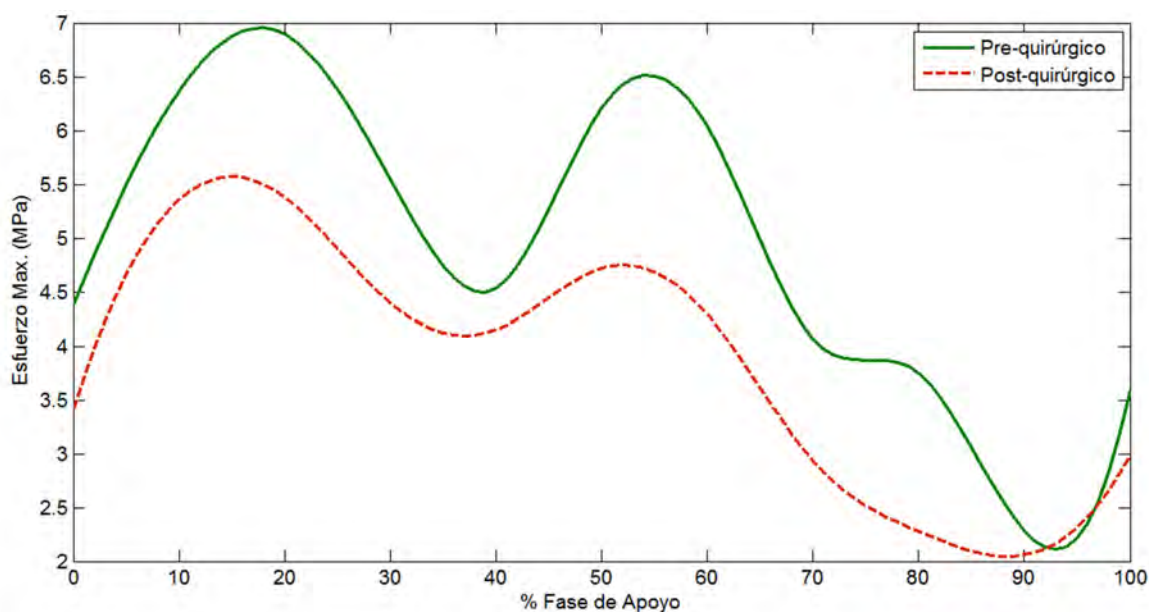


**Figura 4.21.:** Interpolación de esfuerzos generados sobre la cabeza femoral en el modelo POST-Q durante la fase de apoyo de la marcha. Carga aplicada sobre la cadera en función del peso del cuerpo, valores tomados de [13].

**Tabla 4.8.:** Resultados de esfuerzo máximo, presión y área de contacto en el modelo POST-Q simulando la etapa de apoyo en un ciclo de marcha.

| Fase de Apoyo (%) | Fuerza Aplicada (% $W_B$ ) | Esfuerzo Máximo (MPa) | Presión de Contacto (MPa) | Área de Contacto (mm <sup>2</sup> ) |
|-------------------|----------------------------|-----------------------|---------------------------|-------------------------------------|
| 0                 | 66                         | 3.41                  | 6.98                      | 136.0                               |
| 10                | 195                        | 5.36                  | 11.80                     | 188.0                               |
| 20                | 237                        | 5.37                  | 11.67                     | 315.9                               |
| 30                | 209                        | 4.39                  | 10.60                     | 317.4                               |
| 40                | 200                        | 4.15                  | 7.66                      | 342.6                               |
| 50                | 200                        | 4.72                  | 8.81                      | 292.4                               |
| 60                | 141                        | 4.29                  | 8.99                      | 269.7                               |
| 70                | 83                         | 2.93                  | 5.22                      | 268.7                               |
| 80                | 46                         | 2.27                  | 4.71                      | 193.3                               |
| 90                | 29                         | 2.05                  | 4.34                      | 124.6                               |
| 100               | 71                         | 2.98                  | 7.16                      | 198.3                               |

La Figura 4.22 muestra una interpolación de los resultados obtenidos en cuanto a los esfuerzos que se han generado en el modelo PRE-Q Y POST-Q simulando la fase de apoyo en un ciclo de marcha. Como podemos observar en la gráfica el modelo POST-Q presenta una mejora notable del comportamiento biomecánico. En el punto de mayor carga (20 % de la fase de apoyo), en el modelo post quirúrgico, el esfuerzo máximo generado rodea los 5 MPa, valor considerado en la literatura como normal, y representa una reducción de esfuerzo sobre la cabeza femoral del **20.2 %** .



**Figura 4.22.:** Comparación de esfuerzos generados sobre la articulación de cadera durante la fase de apoyo de un ciclo de marcha, en el modelo PRE-Q y POST-Q.

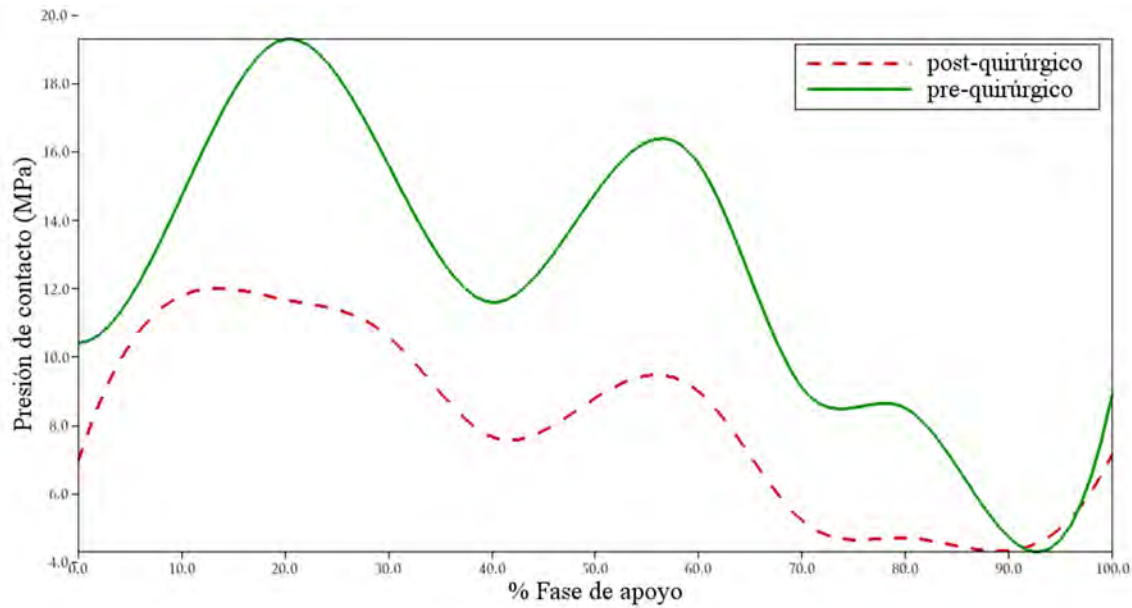
En los puntos de mayor carga, entre el 20 y el 70 % de la fase de apoyo, el área de soporte de peso se ve incrementada en el modelo POST-Q logrando distribuir de mejor manera las cargas que se transfieren desde el tronco del cuerpo hacia las extremidades inferiores (ver Figura 4.24). La disminuida cobertura femoral producida por la DRC, puede provocar en un futuro la aparición de osteoartritis en la cadera debido al desgaste del tejido cartilaginoso al soportar grandes cargas en un área disminuida. El paciente con el que hemos trabajado en este estudio es una persona joven que no presentaba lesiones irreversibles sobre el cartílago articular, no obstante, la intervención quirúrgica busca eliminar la displasia, mejorar la distribución de esfuerzos sobre la cadera y así, extender el tiempo de vida de la articulación evitando un desgaste temprano del cartílago articular. Al mejorar el comportamiento biomecánico de la articulación, buscamos evitar un reemplazo de cadera a un paciente en edad temprana. Esta necesidad quirúrgica además requeriría procedimientos periódicos en el futuro debido al tiempo de vida de la prótesis, traduciéndose en una afección al estilo y calidad

de vida del paciente. Mientras más joven es el paciente que requiere un reemplazo de cadera más intervenciones en el futuro requerirá como parte del proceso de control y reemplazo.

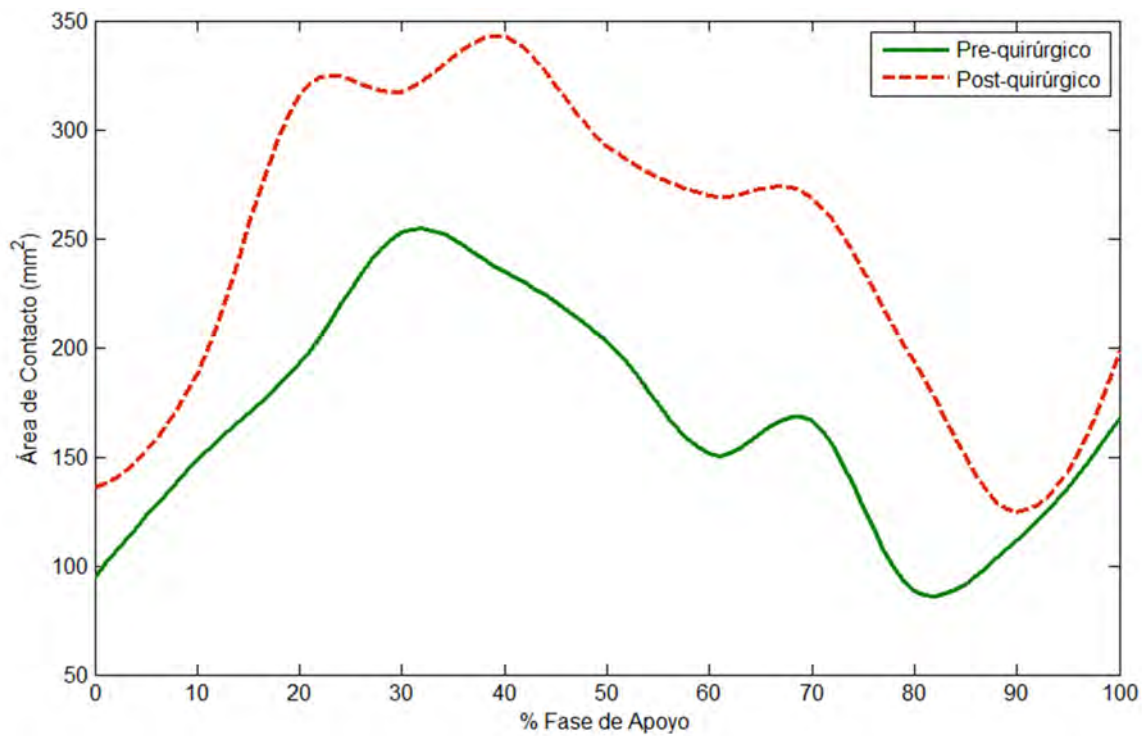
Los resultados obtenidos en este estudio contribuyen a la evaluación del procedimiento quirúrgico realizado para corregir las secuelas de la displasia. Los valores de esfuerzo obtenidos se encuentran dentro de los rangos presentados en la literatura; si bien varios autores han desarrollado estudios de diversas patologías, la magnitud de los esfuerzos presentados en una cadera normal rodean los 5 MPa. [74, 19, 46]. Aunque las simulaciones desarrolladas sobre el modelo POST-Q no tienen en cuenta factores adicionales a la reubicación articular realizada en el procedimiento quirúrgico, esta estimación sí permite visualizar el cambio en el comportamiento biomecánico que se produce tras el cambio anatómico realizado. Aunque se han desarrollado diversos modelos del comportamiento mecánico del cartílago articular, en este estudio se consideró al cartílago como un cuerpo sólido isotrópico incompresible, que responde de una manera estable dentro de un rango de esfuerzos fisiológicos normales, al comparar su respuesta con los resultados obtenidos en pruebas mecánicas *in-vitro*. Los valores de presión de contacto generados en el modelo PRE-Q demuestran una excesiva carga sobre el cartílago articular; aunque los valores son elevados, se puede observar una importante reducción en el modelo POST-Q, acercándose a estimaciones como la presentada por Anderson et al. [7], en la que reportaron niveles de presión de hasta 10 MPa durante la marcha, o al trabajo presentado por Chegini et al. [25] en la que se reportó una presión de contacto sobre el cartílago articular de hasta 9.92 MPa durante la marcha. Los valores elevados de presión sobre el cartílago comprueban la alta relación que tiene la DRC con la osteoartrosis [67, 85] (ver Figura 4.23). Tras mejorar el balance entre las cargas que actúan en la cadera, además de la relación entre el hueso y el cartílago, las presiones de contacto en el cartílago en el punto de mayor carga (20 % de la fase de apoyo) se redujeron en un **42 %**, de 19.36 MPa a 11.11 MPa (ver Figura 4.23).

El área de soporte de peso se incrementó considerablemente en el modelo POST-Q, acercándose a los valores presentados en la literatura alrededor de 300 mm<sup>2</sup> y que se consideran como un área de contacto normal [7]. Este incremento del área de contacto conlleva a una disminución de la presión de contacto en el cartílago y a una reducción en el esfuerzo generado sobre la cabeza femoral, demostrando que al tener un área de contacto mayor producida por la reubicación articular, se mejora el comportamiento de la articulación desde el punto de vista biomecánico (ver Figura 4.24). Se puede traducir lo que se observa en esta figura como una característica biológica de la articulación de cadera; el área de contacto se agranda en el periodo donde los niveles de carga son más elevados buscando proporcionar una mejor distribución de cargas.

El fémur fue modelado como un material isotrópico lineal elástico [54]. Los valores de fuerza aplicados se obtuvieron del estudio realizado por Bergmann et al. en [13] y no se conside-



**Figura 4.23.:** Contraste entre la presión de contacto en el modelo patológico y sobre el modelo de la reubicación articular, ambos durante la fase de apoyo de un ciclo de marcha.



**Figura 4.24.:** Comparación del área de contacto pre y post-quirúrgica durante la fase de apoyo en la marcha.

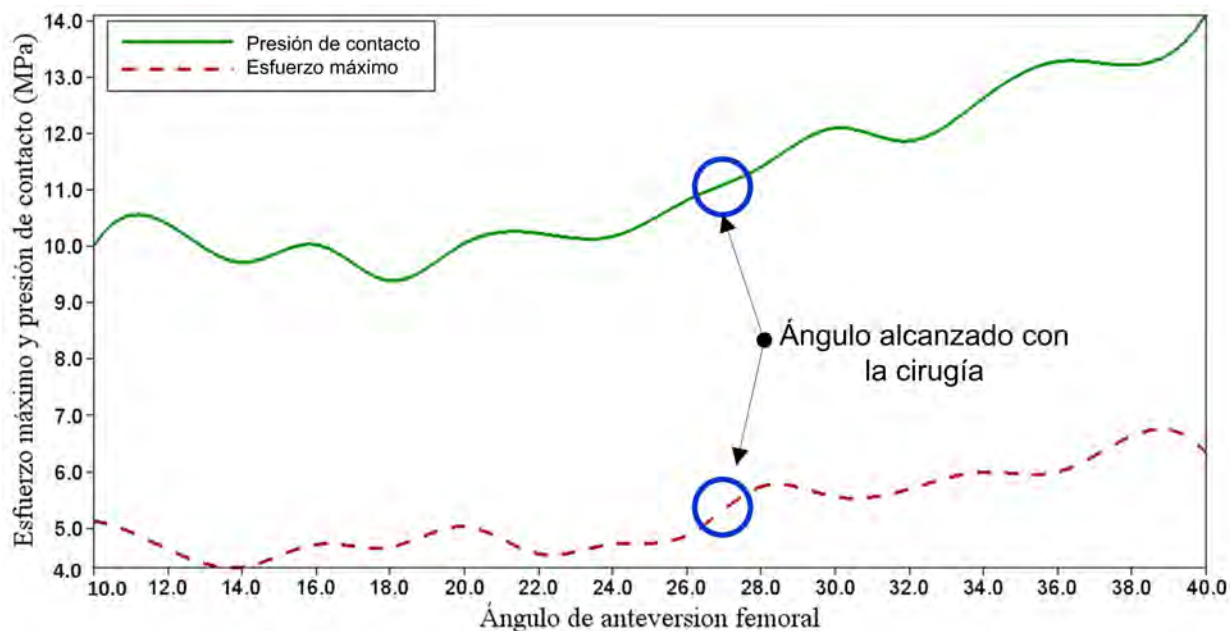
raron los componentes cortantes de la fuerza resultante aplicada sobre la articulación. Los resultados de esfuerzos obtenidos demuestran un incremento considerable dentro del 20 % al 70 % de la fase de apoyo. En la simulación del ciclo de marcha, se tomaron en cuenta las rotaciones articulares de una persona asintomática y no se consideraron las ligeras rotaciones del acetábulo. El modelamiento del cartílago articular, como un volumen de espesor constante, no presenta mayor variabilidad en los resultados como ya se ha demostrado en [8]; también se buscó mantener un óptimo contacto entre los componentes óseos y cartilagosos y aunque existen algunas ligeras irregularidades en el contacto del cartílago acetabular y femoral, los resultados no se ven alterados por esta causa.

El ángulo de anteversión femoral para una articulación de cadera normal tiene un rango entre 7 y 18°; por un lado Bronzino et al. [21], establecen un ángulo de 7.5° promedio para una persona adulta y Nordin et al. [70] establecen un ángulo de 12° como normal. Para pacientes jóvenes como en nuestro caso de estudio, el cirujano ortopedista ha determinado que un ángulo ideal estaría alrededor de 16°. Realizamos algunas pruebas adicionales sobre el modelo POST-Q con el fin de determinar si la osteotomía femoral realizada fue la mejor opción desarrollable sobre el paciente. El ángulo de anteversión femoral antes de la cirugía era de 52°, y el modelo POST-Q se basó en una rotación de 25° planteada por el cirujano que trata al paciente, reduciendo el ángulo a 27°. Si bien la cobertura femoral mejoró en gran medida gracias a la osteotomía periacetabular, simulamos el comportamiento biomecánico de la articulación dentro de un rango de rotación comprendido entre 40 a 10° de anteversión femoral.

Esta prueba la realizamos únicamente sobre el punto de mayor carga de la fase de apoyo del ciclo de marcha (20 %). Es importante notar que la rotación femoral realizada en el modelo no tiene ninguna limitante, mientras que durante la cirugía real, el cirujano puede encontrarse con distintos factores restrictivos no visibles en la simulación. En la Figura 4.25 podemos observar el esfuerzo máximo generado sobre la cabeza femoral y la presión de contacto sobre el cartílago articular femoral. La gráfica demuestra que al rotar el fémur hasta los 27° se obtiene una mejora considerable en la distribución de esfuerzos pero se puede ver que el mejor resultado se conseguiría al girar el fémur hasta conseguir un ángulo de anteversión alrededor de 16°.

Los resultados obtenidos en este estudio han mostrado cuál es la distribución de los esfuerzos sobre una articulación de cadera con secuelas de displasia y cuál sería la distribución de carga después de realizar un proceso quirúrgico específico.

El análisis del comportamiento articular de la cadera se ha realizado desde muchas perspectivas. Algunos autores han realizados modelos computacionales y matemáticos simplificando la geometría articular [51, 64, 67]. En el trabajo presentado por Mavcic et al. [51], utilizaron un modelo matemático estático de una postura monopodal, basado en radiografías ante-



**Figura 4.25.:** Rotación del fémur proximal simulando distintas variaciones angulares en la planificación quirúrgica en el punto de mayor carga en la marcha (20 % de la fase de apoyo).

roposteriores. Se reportó un esfuerzo máximo normalizado en función del peso corporal de 7.1 KPa en una articulación displásica y 3.5 KPa en una normal. En el trabajo presentado por Daniel et al. en [31], estimaron el esfuerzo máximo sobre el área de soporte de peso a partir de monogramas que permiten tener una estimación rápida utilizando los parámetros radiográficos del paciente. Genda et al. [39] analizaron 112 caderas normales y 66 con displasia, utilizando un modelo tridimensional rígido de resorte basado en FEM. La superficie acetabular se consideró esférica y al aplicar una carga de 4.3 veces el peso del cuerpo, el valor de esfuerzo máximo promedio en las articulaciones normales se acercó a 4 MPa, mientras en las caderas displásicas el esfuerzo máximo rodeó los 16 MPa.

Estudios realizados *in-vivo* han revelado esfuerzos sobre la cadera durante la realización de distintas actividades. Hodge et al. [46], utilizaron una prótesis instrumentada formada por un grupo de sensores de presión dentro de la cabeza femoral y se obtuvieron datos durante la cirugía, recuperación, rehabilitación y actividad normal del paciente hasta por un año después de la cirugía. Se reportaron niveles de esfuerzo compresivo de alrededor 20 MPa en la articulación de cadera. El esfuerzo de contacto reportado en la fase de apoyo en la marcha normal alcanzó un valor de 6.72 MPa al aplicar una carga de 103 % del peso corporal, mientras que el pico de esfuerzo generado durante la acción de levantarse de una silla rodeó los 8 MPa seis meses después de la cirugía y rodeó los 18 MPa un año después. Bergmann et al. [13] realizaron mediciones de las cargas que actúan sobre la cadera *in-vivo* y las sincronizaron

con datos obtenidos por análisis de marcha y plataforma de fuerzas sobre cuatro pacientes durante el desarrollo de actividades normales diarias. Los resultados mostraron una carga promedio sobre la articulación de 238 % del peso corporal cuando se caminaba a una velocidad alrededor de 4  $Km/h$  y una carga máxima de 260 % cuando se desciende gradas. Hay que considerar que las prótesis tienen una superficie esférica y que el contacto articular mejora en comparación con las particularidades geométricas presentes en la anatomía de una articulación natural.

Estudios *in-vitro* como el presentado por von Eisenhart et al. [35], reportaron los valores máximos de presión sobre el cartílago articular obtenidos mediante el uso de películas sensoras de presión sobre doce especímenes sin lesiones en el cartílago. Los valores obtenidos rodearon los 7.00 MPa cuando se aplicó el 50 % del peso del cuerpo y alcanzó los 9.00 MPa cuando se aplicó el 300 % del peso corporal. En el trabajo presentado por Afoke et al. [4], se obtuvo una presión de alrededor 10.00 MPa al aplicar 350 % del peso corporal, utilizando de igual manera sensores de presión sobre cinco articulaciones de cadera de cadáveres y se representaron tres instantes de la fase de apoyo de un ciclo de marcha. Anderson et al. [7] desarrollaron pruebas experimentales sobre una articulación de cadera de un cadáver utilizando sensores de presión para validar los resultados de esfuerzo de contacto obtenidos por un modelo 3D de elementos finitos. Los sensores brindaron un valor de esfuerzo de contacto promedio máximo alrededor de 10 MPa y se estimó un área de contacto entre 321.9 y 425.1  $mm^2$ , mientras el modelo presentó un esfuerzo de contacto máximos en el rango de 10 a 12 MPa y un área de soporte entre 304.20 y 366.10  $mm^2$  durante la simulación de marcha normal. En este modelo se representó el cartílago articular como un material hiperelástico incompresible Neo-Hookean y el hueso trabecular y cortical como un material isotrópico hipolástico. Adams and Swanson [3] insertaron once transductores piezoeléctricos de presión, distribuidos sobre la superficie acetabular en nueve articulaciones de cadáveres sin historial de alguna afección en el cartílago o en el hueso. Simulando seis instantes de un ciclo normal de marcha, se observó una presión máxima generada de 4.93 a 9.57 MPa durante el punto de aplicación de mayor carga. Las cargas aplicadas sobre la articulación fueron tomadas del trabajo de Paul J. P. [75] y se consideraron las rotaciones del fémur y de la pelvis en la marcha.

La simulación de escenarios quirúrgicos con la ayuda de métodos numéricos y computacionales, ha brindado importantes resultados acerca del comportamiento biomecánico de la cadera. En el trabajo presentado por Iglie et al. [49], estimaron los esfuerzos generados en la cadera después de desarrollar una osteotomía periacetabular, utilizando un modelo matemático 3D considerando una forma esférica de la articulación. Los resultados mostraron una disminución desde 3 MPa a menos de 2 MPa, relacionada al incremento del área de soporte de peso. Simularon distintos ángulos de cobertura femoral, determinando que además de una rotación acetabular para mejorar el recubrimiento, la rotación de toda la articulación en dirección medial ayuda a disminuir en mayor medida el esfuerzo articular. En el trabajo presentado

por Pfeifer et al. [76], calcularon la fuerza media aplicada sobre la cadera después de una osteotomía pélvica de Salter. En este estudio realizaron pruebas mecánicas sobre un modelo de la pelvis y el fémur proximal de un paciente con displasia severa. El modelo pre-quirúrgico fue construido a partir de imágenes obtenidas por tomografía computarizada de un niño de 8 años y el modelo post-quirúrgico simuló la osteotomía. Utilizaron sensores de presión sobre la superficie acetabular y un robot aplicó las cargas y torques sobre el modelo simulando una postura monopodal. Aplicaron la cuarta parte del peso total del niño (180 N) y realizaron un aproximación lineal para determinar la fuerza resultante sobre la cadera. Los resultados señalaron una reducción de 270 % a 120 % del peso corporal del paciente sobre la articulación en el modelo post-quirúrgico. Los valores de fuerza en el modelo pre-quirúrgico se encuentran dentro de los rangos obtenidos por Bergmann et al. [13] durante la marcha y en nuestro estudio, durante el apoyo monopodal, obtuvimos un valor de carga sobre la cadera alrededor de 230 % del peso corporal, acercándose bastante a los valores reportados en la literatura.

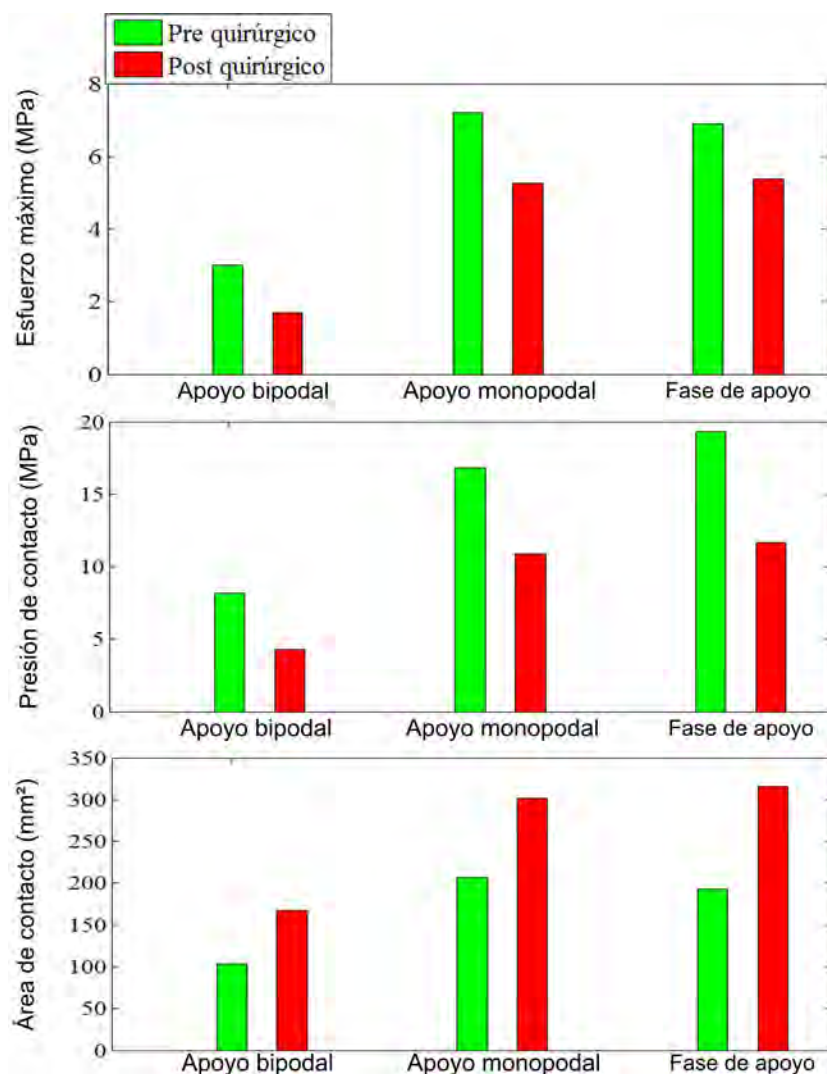
Aplicando un método de análisis por elementos discretos, Abraham et al. en [2] estimaron el esfuerzo de contacto sobre el cartílago y lo contrastaron con un análisis por elementos finitos. El primero método presentó un área de contacto 7.5 % menor y se determinó un rango de esfuerzos máximos entre 9.8 a 13.6 MPa durante la marcha normal. Los patrones de carga utilizados en la simulación de los escenarios fueron tomados del trabajo de Bergmann et al. [13], en general una carga de 800 N fue aplicada en dirección vertical sobre el centro de la cabeza femoral de un modelo construido desde imágenes por tomografía computarizada considerando hueso cortical y cartílago articular. Por otro lado, Abraham et al. [1] simularon un procedimiento de retroversión acetabular con osteotomía periacetabular, cuyos resultados mostraron que el aumento en cobertura femoral, puede incrementar los esfuerzos sobre el cartílago en razón de las irregularidades geométricas que entran en contacto en la articulación. Los resultados sobre un modelo específico del paciente, mostraron una reducción de alrededor 15 % en el área de contacto y un incremento del 25 % del esfuerzo de contacto simulando el golpe de talón durante la marcha. Al simular el mismo escenario sobre un modelo idealizado en cambio, el área de contacto se incrementa un 7 % y el esfuerzo de contacto se redujo en un 5 %. La influencia de la geometría utilizada en la representación del cartílago articular influye en los resultados obtenidos, en nuestro estudio generamos el volumen cartilaginoso en función de la geometría ósea del paciente, lo que eventualmente nos permite tener resultados más cercanos a la realidad [8].

Russell et al. en [82], utilizaron FEM sobre un modelo específico del paciente. Se modelaron 6 caderas displásicas y 5 asintomáticas a partir de tomografías computarizadas, y se simuló un ciclo de marcha normal, obteniendo valores de presión de contacto sobre el cartílago femoral en un rango entre 3.56 y 9.88 MPa en un paciente con displasia de cadera, mientras que la presión de contacto en una articulación normal se estimó entre 1.90 MPa y 7.38 MPa. Se encontró una significativa diferencia en la magnitud de la máxima presión sobre la articulación

patológica y normal, además se observa que los esfuerzos máximos no siempre coinciden con los puntos de mayor carga en el ciclo de marcha como consecuencia de las irregularidades óseas que entran en contacto. Como una referencia del comportamiento biomecánico de una cadera normal, Harris et al. en [40] determinaron los esfuerzos de contacto generados en el cartílago durante caminata, ascenso y descenso de escaleras, sobre un grupo de pacientes sin historial de alguna afección en la cadera. Los resultados revelaron un esfuerzo máximo de  $7.52 \pm 2.11$  MPa durante la fase de contacto del talón en la marcha normal, aplicando una carga de 233 % del peso corporal en base al estudio de Bergmann et al. [13], hasta un valor de  $8.66 \pm 3.01$  MPa durante el ascenso de escaleras. El cartílago fue modelado como un material homogéneo, isotrópico e incompresible y el hueso cortical como elástico isotrópico homogéneo. Anderson et al. [8] investigaron la variación en los resultados producto de manejar distintos tipos de geometrías del cartílago articular. Los resultados mostraron, simulando un ciclo de marcha, que al trabajar con un volumen generado a partir de las superficies adyacentes como se realizó en nuestro modelo, se reduce ligeramente el esfuerzo máximo generado sobre el cartílago a la vez que se observa una reducción en el área de contacto, comparando los resultados a los obtenidos utilizando un modelo del cartílago construido desde RMN. Simulando un ciclo de marcha, la presión máxima en el cartílago sobre el modelo específico del paciente se acercó a 13 MPa y el área de contacto rodeó los  $1700 \text{ mm}^2$ , y en el modelo con espesor constante la presión máxima rodeó los 12 MPa y el área de contacto rodeó los  $1300 \text{ mm}^2$ . Sin embargo, el trabajar con un volumen generado a partir de las características morfológicas superficiales de la cabeza femoral y el acetábulo, proporciona mejores resultados que al eliminar irregularidades e idealizar la superficie como una esfera perfecta.

Los valores de esfuerzo máximo, presiones de contacto y áreas de soporte de peso, obtenidos en nuestro estudio se encuentran dentro de los rangos sugeridos en la literatura (ver Figura 4.26). El modelo específico de la cadera del paciente fue construido a partir de imágenes TAC, y se adicionó un volumen de espesor casi constante representando el cartílago articular, considerando los estudios que han demostrado que este método entrega resultados confiables [8]. El modelo POST-Q partió del modelo patológico y se simuló la reubicación articular propuesta por el cirujano ortopedista. Los ángulos de rotación aplicados en este estudio fueron considerados en la planificación quirúrgica y de igual manera fueron aplicados en la cirugía reconstructiva. Es importante tener en cuenta que el procedimiento quirúrgico presenta limitantes durante su desarrollo en donde pueden requerirse variaciones no consideradas en la planificación.

El tejido óseo en general fue modelado como un material elástico isotrópico, considerando la magnitud, frecuencia y aceleración de cargas como normales y de bajo rango, este modelo constitutivo responde de una manera adecuada al sistema planteado. El cartílago articular fue caracterizado como un material hiperelástico incompresible Neo-Hookean, considerando las pruebas realizadas por Park et al. en [73], este material presentó una curva esfuerzo-



**Figura 4.26.:** Resultados de esfuerzo máximo sobre la cabeza femoral, presión y área de contacto sobre el cartílago articular pre y post-quirúrgicos.

deformación similar a la obtenida por pruebas mecánicas cíclicas, considerando la frecuencia y magnitud de carga utilizada en nuestro trabajo. El patrón de cargas aplicado en los tres escenarios de simulación planteados, se encuentra reportado en la literatura como normal durante la marcha. Para la simulación de apoyo bipodal, aplicamos la mitad del peso del cuerpo sobre la articulación. Para simular de apoyo monopodal calculamos la fuerza resultante que se genera sobre la articulación por la acción muscular que actúa en el equilibrio articular. En este caso obtuvimos un vector de carga con una magnitud en el eje vertical de 230% del peso corporal, valor de carga aceptado en la literatura. Para el cálculo de la fuerza resultante, consideramos la acción de 6 músculos como vectores de fuerza aplicados sobre la articulación de acuerdo a los datos presentados por Dostal and Andrews [34]. En la simulación de la fase de apoyo de un ciclo de marcha normal, utilizamos los datos de carga

presentados por Bergmann et al. [13], resultados ampliamente aceptados en la literatura, y las rotaciones articulares presentadas por Ounpuu S. en [72].

Entre las limitantes de nuestro modelo podemos nombrar la caracterización de los componentes articulares, si bien estos modelos proporcionan resultados confiables dentro del rango de cargas aplicadas, se podría utilizar una distinta caracterización buscando un comportamiento más cercano a la realidad. Las cargas aplicadas y las rotaciones articulares en la simulación de la fase de apoyo en la marcha se obtuvieron de la literatura. Para aplicar cargas y ángulos reales del paciente al modelo, requeríamos de información cinética y cinemática del patrón de marcha antes de realizar la cirugía. Tomando en cuenta que este trabajo es un estudio predictivo del comportamiento biomecánico, es posible simular la fase de apoyo de la marcha considerando un patrón de cargas de marcha normal siempre y cuando se aplique el mismo patrón sobre el modelo PRE-Q y POST-Q, para poder comparar los resultados obtenidos de manera objetiva. Las irregularidades morfológicas de la superficie femoral y acetabular y por ende, las del cartílago articular en nuestro modelo, pueden provocar que se generen picos de esfuerzo en algunas regiones de contacto como se puede observar en la Figura 4.10. La distribución de esfuerzos al utilizar esta geometría, permite acercarse más a un comportamiento real de la articulación, mientras que al idealizar la superficie de contacto del cartílago, se reducen los esfuerzos generados en función de que existe un mejor contacto y área de soporte de peso, como ya se mostró en [8].

Previos estudios han revelado un rango de esfuerzos sobre la cadera bastante variable como se ha mencionado antes. Utilizando distintos métodos, experimentales y numéricos, se han obtenido resultados variables que sugieren que el máximo esfuerzo de contacto sobre una articulación normal está en el rango de 2 a 10 MPa y en articulaciones con distintas patologías desde 5 a 20 MPa, según Brand et al. en [19]. En la Figura 4.26 podemos observar los resultados obtenidos en nuestro estudio que indican la mejora biomecánica producida por la reubicación articular durante la osteotomía acetabular y femoral planificada y realizada por el cirujano. Si bien los valores se mantienen en un rango aceptado en la literatura, se puede observar que existe una mejor distribución de esfuerzos en el modelo POST-Q en función de un incremento del área de soporte de peso.



## 5. Conclusiones y perspectivas

En este trabajo se ha desarrollado un estudio de caso donde se compara la distribución de esfuerzos pre quirúrgicos sobre un modelo específico de la articulación de cadera de un paciente con secuelas de displasia y post-quirúrgicos sobre un modelo de la reubicación articular considerando el procedimiento quirúrgico que el cirujano ortopedista que trata al paciente, planteó para la corrección de la patología. El análisis numérico fue desarrollado utilizando el método de elementos finitos sobre un modelo 3D específico del paciente construido a partir de las imágenes obtenidas por TAC. Nuestro trabajo forma parte del proyecto de escenarios quirúrgicos virtuales y el desarrollo de esta metodología busca convertirse en una herramienta en el diagnóstico de una patología, la planificación y la evaluación quirúrgica.

El estimar el comportamiento biomecánico de la articulación patológica del paciente nos brinda información muy importante acerca de su realidad y brinda un punto de apoyo adicional al cirujano para determinar cuál puede ser el procedimiento quirúrgico más indicado para tratar la patología. Si bien el proceso de rehabilitación y recuperación del paciente después de haber sido sometido a una intervención quirúrgica es un factor primordial en la estabilización de la articulación coxofemoral [46], el comportamiento biomecánico de la articulación puede ser estimado y cuantificado utilizando esta metodología, permitiéndonos tener un acercamiento a la biomecánica futura de la cadera considerando la reubicación articular planificada.

Los resultados obtenidos en este trabajo se encuentran dentro de los rangos establecidos en la literatura. Las simulaciones de los tres escenarios propuestos, reflejan una mejora substancial en la distribución de esfuerzos que podrían generarse sobre la articulación POST-Q y a la vez revelan un elevado esfuerzo sobre el fémur y el cartílago articular en la articulación de cadera displásica. Desde el punto de vista biomecánico, este exceso de esfuerzos es el responsable de que la DRC frecuentemente se asocie con la osteoartrosis. La cobertura disminuida de la cabeza femoral conlleva a que en el modelo PRE-Q exista un exceso de carga sobre la región posterior superior de la cabeza femoral. La predicción del comportamiento biomecánico futuro es consistente con el estado del arte, donde se demuestra que los esfuerzos generados sobre la cadera pueden reducirse con una reubicación articular. La distribución de esfuerzos en general pasó de estar concentrada en la región posterior medial de la cabeza femoral a un área de contacto mayor ubicada en la parte superior de la cabeza femoral en dirección lateral-medial. Es difícil comparar nuestros resultados con los presentados en distintas investiga-

ciones debido al modelo específico de la articulación del paciente con el que trabajamos, la caracterización de los materiales, las características particulares de la patología y algunas simplificaciones consideradas en el análisis.

Varios trabajos investigativos se han realizado en torno a la displasia de cadera en jóvenes y adultos pero es imprescindible buscar un mayor conocimiento de la biomecánica de las articulaciones y del sistema musculoesquelético en general. Es importante realizar un análisis individualizado con cada paciente, en razón a las particularidades que cada patología presenta, además, la estructura articular displásica tiene un rango de variación muy grande y la valoración radiográfica no es suficiente para predecir la mejora en cuanto a distribución de cargas; es ahí donde la adición de un análisis biomecánico se presenta como una herramienta valiosa para mejorar los resultados quirúrgicos. Este trabajo y el enfoque del grupo de investigación GIBM-UN se dirige hacia el análisis y el diseño de herramientas, prótesis e implantes personalizados con el fin de presentar una solución idónea y precisa a las necesidades específicas de los pacientes con diferentes patologías.

El problema de investigación que surge en torno a la manera de estimar la mejora biomecánica, producto de una intervención quirúrgica para el tratamiento de una cadera con secuelas de displasia, ha sido atacado en nuestro trabajo, realizando un análisis biomecánico pre y post-quirúrgico de la distribución de esfuerzos sobre la cadera utilizando el método numérico de elementos finitos. Hemos analizado el comportamiento articular de una manera objetiva, sobre el modelo articular patológico y post quirúrgico, considerando la geometría específica del paciente y la reubicación articular planificada por el cirujano ortopeda, respectivamente. El problema ortopédico dio origen a la pregunta de investigación de la cual partió nuestro trabajo: ¿Cuál será la distribución de esfuerzos sobre la articulación después de una cirugía reconstructiva de cadera con secuelas de displasia?.

Para dar respuesta a esta pregunta, realizamos la metodología planteada en este estudio (ver Figura 3.1) y nos planteamos un objetivo general: realizar un análisis biomecánico pre y post quirúrgico de la distribución de esfuerzos sobre la articulación de cadera de un paciente con secuelas de displasia, para evaluar la cirugía reconstructiva planificada, utilizando el método numérico de elementos finitos.

Como primer objetivo específico, planteamos la construcción del modelo geométrico 3D de la articulación pre y post quirúrgico. Para la realización de este objetivo utilizamos imágenes radiográficas, analizamos el estado inicial de la articulación coxofemoral displásica, obteniendo las principales características geométricas y anatómicas de la misma. El modelo de la articulación fue generado a partir de las imágenes obtenidas por TAC del paciente, utilizando un software para generación tridimensional.

El segundo objetivo consistió en realizar el análisis Biomecánico pre y post quirúrgico, basado en la determinación de esfuerzos generados en la articulación de cadera. Este objetivo fue conseguido utilizando el método de elementos finitos sobre el modelo 3D específico del

---

paciente. Realizamos el análisis sobre el modelo, simulando tres actividades normales del paciente y estimamos la distribución de esfuerzos sobre la cabeza femoral y la presión y área de contacto sobre el cartílago articular. Simulamos el procedimiento quirúrgico determinado por el cirujano ortopedista como el más adecuado para el tratamiento de la patología y analizamos el comportamiento biomecánico en la etapa post-quirúrgica.

El tercer objetivo específico consistió en comparar la distribución de esfuerzos considerando la geometría inicial y final de la articulación de cadera, para lo que realizamos el análisis de resultados de distribución de esfuerzos obtenidos por elementos finitos. Comparamos la distribución de esfuerzos sobre la cabeza femoral, el área de soporte de peso y la presión sobre el cartílago articular simulando tres escenarios: en el primer escenario simulamos la postura bipodal del paciente, en el segundo escenario la postura monopodal y en el tercer escenario la fase de apoyo de un ciclo de marcha.

En conclusión, este estudio presenta una comparación entre la distribución de esfuerzos pre y post-quirúrgicos en tres escenarios: durante apoyo bipodal, apoyo monopodal y durante la fase de apoyo de un ciclo de marcha; sobre una articulación de cadera con secuelas de displasia y sobre un modelo en donde se han reubicado los componentes articulares, simulando el proceso quirúrgico planificado para el tratamiento. Con el modelamiento predictivo del comportamiento de los esfuerzos sobre la articulación de cadera, se pretende presentar una herramienta que permita a los cirujanos ortopedistas tener un mayor conocimiento del comportamiento biomecánico futuro de la articulación, además, simulando un procedimiento quirúrgico podemos definir las características de la osteotomía a realizar, para obtener un comportamiento biomecánico más eficiente en el futuro. Al comparar los resultados obtenidos simulando la articulación antes y después de la cirugía, se puede presentar al cirujano un punto de vista cuantificable del proceso quirúrgico planeado y aportar información valiosa para la toma definitiva de una decisión.

Durante el desarrollo de este proyecto, al analizar el modelo y los resultados obtenidos, surgieron algunas ideas más allá del problema planteado en un inicio, que pueden ser sugeridas para un trabajo futuro que permita tener un mayor conocimiento de la biomecánica de la cadera. Entre estos puntos podemos plantear:

- Este trabajo presentó un estudio de caso de un paciente con secuelas de displasia de cadera. Para tener un mayor conocimiento de esta patología que además tiene una mayor incidencia en países andinos, se podría realizar un análisis futuro a un número mayor de pacientes con displasia para obtener datos estadísticos del comportamiento biomecánico en nuestra región.
- Modelo Post-quirúrgico a partir de imágenes TAC: Una vez concluido el tiempo de recuperación y rehabilitación del paciente, se podrían adquirir imágenes TAC Post-

quirúrgicas para constatar la posición final de la articulación coxofemoral luego de la cirugía. La placa de osteosíntesis y los tornillos quirúrgicos utilizados en las osteotomías pueden presentar un alto inconveniente al momento de la reconstrucción del modelo, pero se podría contar con un soporte del estado final de la cadera y realizar un análisis de esfuerzos sobre este modelo.

- Consecuencias de la displasia sobre la cadera normal: el cubrimiento femoral disminuido debido a la displasia genera un desgaste en el cartílago articular que puede causar dolor en la articulación que conlleva a un ajuste natural del patrón de marcha para eliminar o disminuir este dolor. El tiempo durante el cual el paciente tuvo displasia, además de las actividades rutinarias que el paciente solía realizar, pueden haber ocasionado una alteración en la cadera normal del paciente, la cadera derecha en nuestro caso. Contamos con las imágenes pre-quirúrgicas del paciente y se podría analizar alguna secuela o comportamiento anormal sobre la articulación realizando un análisis biomecánico sobre la misma.
- Aporte de implantes quirúrgicos en el comportamiento biomecánico: en nuestro estudio hemos considerado la reubicación articular del modelo post-quirúrgico únicamente. Sería importante conocer cuál es el aporte de los tornillos quirúrgicos y de la placa de osteosíntesis en el comportamiento biomecánico post-quirúrgico, tomando en cuenta que constituyen una parte más de la articulación y que soportan y transmiten carga. Es importante tomar en cuenta la biomecánica a nivel micro y macro del contacto de estos elementos quirúrgicos con la cadera. Tanto en la distribución de cargas general como en la interacción que se ha formado entre estos elementos y el tejido óseo.
- Análisis sobre articulación normal: el comportamiento biomecánico de una articulación normal sin historial de afecciones articulares puede brindarnos un punto de referencia para el análisis de distintas patologías. Se cuenta con bases de datos de imágenes radiográficas de articulaciones sanas, se podría realizar el análisis sobre estas, o en conjunto con departamentos de la Facultad de Medicina, adquirir imágenes de pacientes asintomáticos para generar una base de datos de la región.
- Generalización de la metodología: El grupo de investigación en biomecánica lleva desarrollando el proyecto de apoyo quirúrgico por varios años, como un paso posterior a este proyecto, continuando con los resultados presentados en este informe y en trabajos previos, se podría intentar generalizar la metodología planteada en este estudio, de manera que pueda ser utilizada de forma ágil en la planificación quirúrgica.
- Como se mencionó anteriormente, la intervención quirúrgica presenta limitantes durante su desarrollo en donde pueden requerirse variaciones no consideradas en la planificación. Tomando en cuenta este hecho, es importante buscar la manera de llevar a la realidad con mayor fidelidad la planificación quirúrgica.

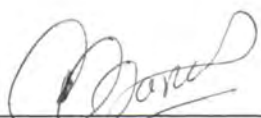
# A. Consentimiento informado

CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA USO DE IMÁGENES DIAGNÓSTICAS PARA REPORTE DE CASO

Bogotá D.C. a 14 de mayo de 2013

Por medio de la presente declaro que el Doctor Carlos Daniel García Sarmiento me ha informado sobre su intención de divulgar el caso clínico de mi hija Natali Dávila León con ID: 96083011634 con fines puramente académicos, haciendo uso de los datos que verídicamente le he referido, imágenes diagnósticas (radiografías RX e imágenes por tomografía axial computarizada TAC) y demás estudios de gabinete que él ha considerado pertinentes. Me ha informado también que la identidad de mi hija no será revelada y velará por que su pudor se mantenga intacto.

Por lo anterior autorizo al Doctor Carlos Daniel García Sarmiento la reproducción de la información antes mencionada y el uso de las imágenes radiológicas (TAC y RX).



Médico que solicita la autorización  
Doctor Carlos Daniel García Sarmiento  
C.C.: 19386985



Paciente o representante legal  
María Dóris León e.p. 51578.400 Bogotá

## B. Productos

### ■ Ponencias en Conferencias Internacionales

Freddy L. Bueno-Palomeque, Carlos J. Cortés-Rodríguez, Carlos D. García-Sarmiento y Mauricio Cuervo-Campos. *A comparative case study of the pre and post operative stress distribution in a dysplastic hip joint*. 11th International Symposium – Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, CMBBE 2013. University of Utah. Salt Lake, Utah, Estados Unidos. 2013. Presentación en modalidad póster.

Freddy L. Bueno-Palomeque, Carlos J. Cortés-Rodríguez y Carlos D. García-Sarmiento. *Estimation of the stress distribution in a dysplastic hip joint, a case study pre and post-operative*. XXIV Congress of the International Society of Biomechanics, ISB 2013. Natal, Río Grande del Norte, Brasil. 2013. Ponencia Aceptada.

### ■ Artículos en revisión y en desarrollo

Freddy L. Bueno-Palomeque, Carlos J. Cortés-Rodríguez y Carlos D. García-Sarmiento, : *Comparación de esfuerzos pre y post quirúrgicos sobre articulación de cadera con secuelas de displasia*. Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas. Artículo en revisión, marzo 2013.

Freddy L. Bueno-Palomeque, Carlos J. Cortés-Rodríguez y Carlos D. García-Sarmiento, : *Finite element analysis of the biomechanical behavior of a young dysplastic hip joint: surgery simulation*. Ingeniare, Revista chilena de ingeniería. Artículo en desarrollo.

# Bibliografía

- [1] ABRAHAM, C. L. ; WEISS, J. A. ; PETERS, C. L. ; ANDERSON, A.E.: Cartilage contact mechanics following treatment of acetabular retroversion with peri-acetabular osteotomy: a case study. En: *The 11th International Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2013
- [2] ABRAHAM, C.L. ; MAAS, S.A. ; WEISS, J.A. ; ELLIS, B.J. ; PETERS, C.L. ; ANDERSON, A.E.: A new discrete element analysis method for predicting hip joint contact stresses. En: *Journal of Biomechanics* (2013)
- [3] ADAMS, D ; SWANSON, SA: Direct measurement of local pressures in the cadaveric human hip joint during simulated level walking. En: *Annals of the rheumatic diseases* 44 (1985), Nr. 10, p. 658–666
- [4] AFOKE, NY ; BYERS, PD ; HUTTON, WCrt: Contact pressures in the human hip joint. En: *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume* 69 (1987), Nr. 4, p. 536–541
- [5] AL-CHUEYR, T. ; JUNQUEIRA, P.H. ; FRANCO DE MORAES, T. *Invesalious: Software de reconstrucción tridimensional*. 2010
- [6] ANDA, Svein ; TERJE TERJESEN, MD ; KVISTAD, Kjell A.: Computed tomography measurements of the acetabulum in adult dysplastic hips: which level is appropriate? En: *Skeletal radiology* 20 (1991), Nr. 4, p. 267–271
- [7] ANDERSON, Andrew E. ; ELLIS, Benjamin J. ; MAAS, Steve A. ; PETERS, Christopher L. ; WEISS, Jeffrey A.: Validation of finite element predictions of cartilage contact pressure in the human hip joint. En: *Journal of biomechanical engineering* 130 (2008), Nr. 5, p. 051008
- [8] ANDERSON, Andrew E. ; ELLIS, Benjamin J. ; MAAS, Steve A. ; WEISS, Jeffrey A.: Effects of idealized joint geometry on finite element predictions of cartilage contact stresses in the hip. En: *Journal of biomechanics* 43 (2010), Nr. 7, p. 1351–1357
- [9] ANDRIACCHI, TP ; GALANTE, JO ; BELYTSCHKO, TB ; HAMPTON, S: A stress analysis of the femoral stem in total hip prostheses. En: *J Bone Joint Surg [Am]* (1976), p. 618–24

- 
- [10] BACHRACH, Nathaniel M. ; MOW, Van C. ; GUILAK, Farshid: Incompressibility of the solid matrix of articular cartilage under high hydrostatic pressures. En: *Journal of Biomechanics* 31 (1998), Nr. 5, p. 445–451
- [11] BAYRAKTAR, Harun H. ; MORGAN, Elise F. ; NIEBUR, Glen L. ; MORRIS, Grayson E. ; WONG, Eric K. ; KEAVENY, Tony M.: Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue. En: *Journal of biomechanics* 37 (2004), Nr. 1, p. 27–35
- [12] BELYTSCHKO, T ; KULAK, RF ; SCHULTZ, AB ; GALANTE, JO: Finite element stress analysis of an intervertebral disc. En: *Journal of Biomechanics* 7 (1974), Nr. 3, p. 277–285
- [13] BERGMANN, G ; DEURETZBACHER, G ; HELLER, M ; GRAICHEN, F ; ROHLMANN, A ; STRAUSS, J ; DUDA, GN: Hip contact forces and gait patterns from routine activities. En: *Journal of biomechanics* 34 (2001), Nr. 7, p. 859–871
- [14] BERGMANN, G ; GRAICHEN, F ; ROHLMANN, A: Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. En: *Journal of biomechanics* 26 (1993), Nr. 8, p. 969–990
- [15] VAN DEN BOGERT, Anton J. ; READ, Lynda ; NIGG, Benno M. [u. a.]: An analysis of hip joint loading during walking, running, and skiing. En: *Medicine and science in sports and exercise* 31 (1999), Nr. 1, p. 131
- [16] BOMBELLI, Renato: Artrosis de la cadera clasificación y patogenia. Función de la osteotomía como terapéutica consiguiente. (1985)
- [17] BONET, Javier ; WOOD, Richard D.: *Nonlinear continuum mechanics for finite element analysis*. Cambridge university press, 1997
- [18] BOSISIO, MR ; TALMANT, M ; SKALLI, W ; LAUGIER, P ; MITTON, D: Apparent Young's modulus of human radius using inverse finite-element method. En: *Journal of biomechanics* 40 (2007), Nr. 9, p. 2022–2028
- [19] BRAND, Richard A. ; IGLIC, A ; KRALJ-IGLIC, V: Contact stresses in the human hip: implications for disease and treatment. En: *Hip international* 11 (2001), Nr. 3, p. 117–126
- [20] BREKELMANS, WAM ; POORT, HW ; SLOOFF, T.: A new method to analyse the mechanical behaviour of skeletal parts. En: *Acta Orthopaedica* 43 (1972), Nr. 5, p. 301–317
- [21] BRONZINO, J.D. [u. a.]: *The biomedical engineering handbook*. Vol. 1. CRC press Boca Raton, FL, 1995

- [22] BÜCHLER, P ; RAMANIRAKA, NA ; RAKOTOMANANA, LR ; IANNOTTI, JP ; FARRON, A: A finite element model of the shoulder: application to the comparison of normal and osteoarthritic joints. En: *Clinical Biomechanics* 17 (2002), Nr. 9, p. 630–639
- [23] BURONI, Federico C. ; COMMISSO, Pablo E. ; CISILINO, Adrián P ; SAMMARTINO, Mario: Determinación de las constantes elásticas anisótropas del tejido óseo utilizando tomografías computadas. Aplicación a la construcción de modelos de elementos finitos. En: *Mecánica Computacional* 23 (2004), p. 3009–3032
- [24] BUTZ, Kent D. ; CHAN, Deva D. ; NAUMAN, Eric A. ; NEU, Corey P.: Stress distributions and material properties determined in articular cartilage from MRI-based finite strains. En: *Journal of biomechanics* 44 (2011), Nr. 15, p. 2667–2672
- [25] CHEGINI, Salman ; BECK, Martin ; FERGUSON, Stephen J.: The effects of impingement and dysplasia on stress distributions in the hip joint during sitting and walking: a finite element analysis. En: *Journal of Orthopaedic Research* 27 (2009), Nr. 2, p. 195–201
- [26] CHOI, K ; KUHN, Janet L. ; CIARELLI, Michael J. ; GOLDSTEIN, Steven A.: The elastic moduli of human subchondral, trabecular, and cortical bone tissue and the size-dependency of cortical bone modulus. En: *Journal of biomechanics* 23 (1990), Nr. 11, p. 1103–1113
- [27] CLAUSER, Charles E. ; MCCONVILLE, John T. ; YOUNG, John W.: Weight, volume, and center of mass of segments of the human body / Aerospace Medical Research Laboratory, Aerospace Medical Division, WPAF Base,. 1969. – Informe de Investigación
- [28] CROWNINSHIELD, R. D. ; JOHNSTON, R. C. ; ANDREWS, J. G. ; BRAND, R. A.: A Biomechanical Investigation of the Human Hip. En: *J. Biomechanics* 11 (1978), p. 75–85
- [29] DALSTRA, M. ; HUISKES, R.: Load transfer across the pelvic bone. En: *J. Biomech* 28 (1995), p. 715–24
- [30] DALSTRA, M. ; HUISKES, R. ; VAN ERNING L.: Development and validation of a threedimensional finite element model of the pelvic bone. En: *J. Biomech.* 117,3 (1995), p. 272–279
- [31] DANIEL, Matej ; ANTOLIČ, Vane ; IGLIČ, Aleš ; KRALJ-IGLIČ, Veronika: Determination of contact hip stress from nomograms based on mathematical model. En: *Medical engineering & physics* 23 (2001), Nr. 5, p. 347–357
- [32] DELAUNAY, S ; DUSSAULT, RG ; KAPLAN, PA ; ALFORD, BA: Radiographic measurements of dysplastic adult hips. En: *Skeletal radiology* 26 (1997), Nr. 2, p. 75–81

- [33] DENHAM, R. A.: Hip mechanics. En: *Journal of Bone and Joint Surgery* (1959), p. 550–557
- [34] DOSTAL, William F. ; ANDREWS, James G.: A three-dimensional biomechanical model of hip musculature. En: *Journal of biomechanics* 14 (1981), Nr. 11, p. 803–812
- [35] VON EISENHART-ROTHER, Rüdiger ; ECKSTEIN, Felix ; MÜLLER-GERBL, Magdalena ; LANDGRAF, Johannes ; ROCK, Clemens ; PUTZ, Reinhard: Direct comparison of contact areas, contact stress and subchondral mineralization in human hip joint specimens. En: *Anatomy and embryology* 195 (1997), Nr. 3, p. 279–288
- [36] FREDENSBORG, Nis: The CE angle of normal hips. En: *Acta Orthopaedica* 47 (1976), Nr. 4, p. 403–405
- [37] GANZ, Reinhold ; LEUNIG, Michael ; LEUNIG-GANZ, Katharina ; HARRIS, William H.: The etiology of osteoarthritis of the hip. En: *Clinical orthopaedics and related research* 466 (2008), Nr. 2, p. 264–272
- [38] GARZÓN, D ; ROA, M ; CORTÉS, C: *Análisis por elementos finitos del proceso de regeneración ósea*. Universidad Nacional de Colombia, 2004. – 252 p.
- [39] GENDA, Eiichi ; IWASAKI, Norimasa ; LI, Guoan ; MACWILLIAMS, Bruce A. ; BARRANCE, Peter J. ; CHAO, Edmund: Normal hip joint contact pressure distribution in single-leg standing—effect of gender and anatomic parameters. En: *Journal of Biomechanics* 34 (2001), Nr. 7, p. 895–905
- [40] HARRIS, Michael D. ; ANDERSON, Andrew E. ; HENAK, Corinne R. ; ELLIS, Benjamin J. ; PETERS, Christopher L. ; WEISS, Jeffrey A.: Finite element prediction of cartilage contact stresses in normal human hips. En: *Journal of Orthopaedic Research* (2012)
- [41] HELLER, MO ; BERGMANN, G ; DEURETZBACHER, G ; DÜRSELEN, L ; POHL, M ; CLAES, L ; HAAS, NP ; DUDA, GN: Musculo-skeletal loading conditions at the hip during walking and stair climbing. En: *Journal of biomechanics* 34 (2001), Nr. 7, p. 883–893
- [42] HELLER, MO ; BERGMANN, Georg ; KASSI, J-P ; CLAES, Lutz ; HAAS, NP ; DUDA, GN: Determination of muscle loading at the hip joint for use in pre-clinical testing. En: *Journal of biomechanics* 38 (2005), Nr. 5, p. 1155–1163
- [43] HEYMAN, Clarence H. ; HERNDON, Charles H.: Legg-Perthes Disease A method for the measurement of the roentgenographic result. En: *The Journal of Bone & Joint Surgery* 32 (1950), Nr. 4, p. 767–778

- [44] HIPP, John A. ; SUGANO, Nobuhiko ; MILLIS, Michael B. ; MURPHY, Stephen B.: Planning acetabular redirection osteotomies based on joint contact pressures. En: *Clinical orthopaedics and related research* 364 (1999), p. 134–143
- [45] HIRSCH, Carl ; FRANKEL, Victor: Analysis of forces producing fractures of the proximal end of the femur. (1960)
- [46] HODGE, WA ; CARLSON, KL ; FIJAN, RS ; BURGESS, RG ; RILEY, PO ; HARRIS, WH ; MANN, RW [u. a.]: Contact pressures from an instrumented hip endoprosthesis. En: *J Bone Joint Surg Am* 71 (1989), Nr. 9, p. 1378–86
- [47] HUISKES, R. ; CHAO, E.Y.S.: A survey of finite element analysis in orthopedic biomechanics: The first decade. En: *Journal of Biomechanics*. 16,6 (1983), p. 385–409
- [48] HURWITZ, D.E. ; FOUCHER, K.C. ; ANDRIACCHI, T.P.: A new parametric approach for modeling hip forces during gait. En: *Journal of Biomechanics* 36 (2003), Nr. 1, p. 113–119
- [49] IGLIČ, Aleš ; IGLIČ, Veronika K. ; ANTOLIČ, Vane ; SRAKAR, France ; STANIČ, Uroš: Effect of the periacetabular osteotomy on the stress on the human hip joint articular surface. En: *Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on* 1 (1993), Nr. 4, p. 207–212
- [50] IGLIČ, Aleš ; KRALJ-IGLIČ, Veronika ; DANIEL, M ; MAČEK-LEBAR, A: Computer determination of contact stress distribution and size of weight bearing area in the human hip joint. En: *Computer Methods in Biomechanics & Biomedical Engineering* 5 (2002), Nr. 2, p. 185–192
- [51] IPAVEC, M. ; BRAND, R.A. ; PEDERSEN, D.R. ; MAVČIČ, B. ; KRALJ-IGLIČ, V. ; IGLIČ, A.: Mathematical modelling of stress in the hip during gait. En: *Journal of biomechanics* 32 (1999), Nr. 11, p. 1229–1235
- [52] ITO, Hiroshi ; MATSUNO, Takeo ; HIRAYAMA, Teruhisa ; TANINO, Hiromasa ; YAMANAKA, Yasuhiro ; MINAMI, Akio: Three-dimensional computed tomography analysis of non-osteoarthritic adult acetabular dysplasia. En: *Skeletal radiology* 38 (2009), Nr. 2, p. 131–139
- [53] JOHNSTON, R.C. ; BRAND, R.Aa ; CROWNINSHIELD, R.D.: Reconstruction of the Hip. A Mathematical Approach to Determine Optimum Geometric Relationships. En: *J. Bone and Joint Surg.* 61-A (1979), p. 639–652
- [54] KABEL, Jesper ; VAN RIETBERGEN, Bert ; DALSTRA, Michel ; ODGAARD, Anders ; HUISKES, Rik: The role of an effective isotropic tissue modulus in the elastic properties of cancellous bone. En: *Journal of biomechanics* 32 (1999), Nr. 7, p. 673–680

- [55] LANKESTER, BJA ; GARGAN, MF: (iii) Adolescent hip dysplasia. En: *Current Orthopaedics* 18 (2004), Nr. 4, p. 262–272
- [56] LENAERTS, G. ; DE GROOTE, F. ; DEMEULENAERE, B. ; MULIER, M. ; VAN DER PERRE, G. ; SPAEPEN, A. ; JONKERS, I.: Subject-specific hip geometry affects predicted hip joint contact forces during gait. En: *Journal of Biomechanics* 41 (2008), Nr. 6, p. 1243–1252
- [57] LU, Xin ; MILLER, Chester ; CHEN, Faye H. ; EDWARD GUO, X ; MOW, Van C.: The generalized triphasic correspondence principle for simultaneous determination of the mechanical properties and proteoglycan content of articular cartilage by indentation. En: *Journal of biomechanics* 40 (2007), Nr. 11, p. 2434–2441
- [58] LU, Xin ; MOW, Van [u. a.]: Biomechanics of articular cartilage and determination of material properties. En: *Medicine+ Science in Sports+ Exercise* 40 (2008), Nr. 2, p. 193
- [59] MAAS, S. ; WEISS, J.A. *FEBio: Finite Elements for Biomechanics*. 2008.
- [60] MAAS, Steve A. ; ELLIS, Benjamin J. ; RAWLINS, David S. ; WEISS, Jeffrey A.: *A comparison of FEBio, ABAQUS, and NIKE3D results for a suite of verification problems*, Citeseer, Tesis de Grado, 2009
- [61] MAQUET, P.: Biomechanics of hip dysplasia. En: *Acta Orthop Belg* 65 (1999), Nr. 3, p. 302–314
- [62] MARTINS, TACP ; SANTA BÁRBARA, A ; SILVA, GB ; FARIA, TV ; CASSARO, B ; SILVA, JVL: InVesalius: three-dimensional medical reconstruction software. En: *Virtual and rapid manufacturing* (2007), p. 135–141
- [63] MAST, Nicholas ; IMPELLIZZERI, Franco ; KELLER, Stephan ; LEUNIG, Michael: Reliability and Agreement of Measures Used in Radiographic Evaluation of the Adult Hip. En: *Clinical Orthopaedics and Related Research* 469 (2011), Nr. 1, p. 188–199
- [64] MAVČIČ, Blaž ; DANIEL, Matej ; ANTOLIČ, Vane ; IGLIČ, Aleš ; KRALJ-IGLIČ, Veronika: Contact hip stress measurements in orthopaedic clinical practice.
- [65] MAXIAN, Tina A. ; BROWN, Thomas D. ; WEINSTEIN, Stuart L.: Chronic stress tolerance levels for human articular cartilage: two nonuniform contact models applied to long-term follow-up of CDH. En: *Journal of biomechanics* 28 (1995), Nr. 2, p. 159–166
- [66] MCCARTHY, James J. ; SCOLES, Peter V. ; MACEWEN, G D.: Developmental dysplasia of the hip (DDH). En: *Current Orthopaedics* 19 (2005), Nr. 3, p. 223–230

- [67] MICHAELI, Daniel A. ; MURPHY, Stephen B. ; HIPPEL, John A.: Comparison of predicted and measured contact pressures in normal and dysplastic hips. En: *Medical engineering & physics* 19 (1997), Nr. 2, p. 180–186
- [68] MURPHY, S.B. ; KIJEWski, P. K. ; HARLESS, A.: Acetabular dysplasia in the adolescent and young adult. En: *Clin. Orthop. Relat. Res* 261 (1990), p. 214–223
- [69] MURPHY, Stephen B. ; GANZ, Reinhold ; MÜLLER, ME [u. a.]: The prognosis in untreated dysplasia of the hip. A study of radiographic factors that predict the outcome. En: *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 77 (1995), Nr. 7, p. 985
- [70] NORDIN, M. ; FRANKEL, V.H. ; FORSSÉN, K.: *Biomecánica básica del sistema musculoesquelético*. McGraw-Hill. Interamericana, 2004
- [71] OECD, (2011): Hip and knee replacement. En: *Health at a Glance 2011: OECD Indicators* (2011)
- [72] OUNPUU, Sylvia: The biomechanics of walking and running. En: *Clin Sports Med* 13 (1994), Nr. 4, p. 843–863
- [73] PARK, S ; HUNG, CT ; ATESHIAN, GA: Mechanical response of bovine articular cartilage under dynamic unconfined compression loading at physiological stress levels. En: *Osteoarthritis and Cartilage* 12 (2004), Nr. 1, p. 65–73
- [74] PARK, Won M. ; KIM, Yoon H. ; KIM, Kyungsoo ; OH, Taek Y.: Non-destructive biomechanical analysis to evaluate surgical planning for hip joint diseases. En: *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing* 10 (2009), Nr. 3, p. 127–131
- [75] PAUL, J. P.: The Biomechanics of the Hip-joint and Its Clinical Relevance. En: *Proc. Roy. Soc. Med.* 59 (1966), p. 943–948
- [76] PFEIFER, R ; HURSCHLER, C ; OSTERMEIER, S ; WINDHAGEN, H ; PRESSEL, T: In vitro investigation of biomechanical changes of the hip after Salter pelvic osteotomy. En: *Clinical Biomechanics* 23 (2008), Nr. 3, p. 299–304
- [77] PRENDERGAST, PJ: Finite element models in tissue mechanics and orthopaedic implant design. En: *Clinical Biomechanics* 12 (1997), Nr. 6, p. 343–366
- [78] RAYMOND SOHIER, Margarita Company B.: *Fisioterapia Analítica de la Articulación de la Cadera - bases, técnicas y tratamientos diferenciales*. 2009
- [79] RHEE, Peter C. ; WOODCOCK, Jessica A. ; CLOHISY, John C. ; MILLIS, Michael ; SUCATO, Daniel J. ; BEAULÉ, Paul E. ; TROUSDALE, Robert T. ; SIERRA, Rafael J.: The Shenton line in the diagnosis of acetabular dysplasia in the skeletally mature patient. En: *The Journal of Bone & Joint Surgery* 93 (2011), Nr. Supplement\_2, p. 35–39

- [80] RHO, Jae-Young ; TSUI, Ting Y. ; PHARR, George M.: Elastic properties of human cortical and trabecular lamellar bone measured by nanoindentation. En: *Biomaterials* 18 (1997), Nr. 20, p. 1325–1330
- [81] RHO, JY ; HOBATHO, MC ; ASHMAN, RB: Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone. En: *Medical engineering & physics* 17 (1995), Nr. 5, p. 347–355
- [82] RUSSELL, Mary E. ; SHIVANNA, Kiran H. ; GROSLAND, Nicole M. ; PEDERSEN, Douglas R.: Cartilage contact pressure elevations in dysplastic hips: a chronic overload model. En: *Journal of Orthopaedic Surgery and Research* 1 (2006), Nr. 1, p. 6
- [83] SHARP, I.K.: Acetabular dysplasia the acetabular angle. En: *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume* 43 (1961), Nr. 2, p. 268–272
- [84] SHEPHERD, DET ; SEEDHOM, BB: Thickness of human articular cartilage in joints of the lower limb. En: *Annals of the rheumatic diseases* 58 (1999), Nr. 1, p. 27–34
- [85] SILVA-CAICEDO, O. ; GARZÓN-ALVARADO, D.A.: Antecedentes, historia y pronóstico de la displasia del desarrollo de la cadera. En: *Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas* 30 (2011), Nr. 1, p. 141–162
- [86] TORTORA, Gerard J. ; DERRICKSON, Bryan H.: *Principles of anatomy and physiology*. Wiley, 2008
- [87] UMER, M. ; THAMBYAH, A. ; TAN, WTJ ; DE, S.D.: Acetabular morphometry for determining hip dysplasia in the Singaporean population. En: *Journal of Orthopaedic Surgery-Hong Kong*- 14 (2006), Nr. 1, p. 27
- [88] WIBERG, Gunnar ; FREY, Helen D.: *Studies on dysplastic acetabula and congenital subluxation of the hip joint: with special reference to the complication of osteo-arthritis*. PA Norstedt & söner, 1939