

Universidade Federal de Juiz de Fora
Instituto de Ciências Exatas / Faculdade de Engenharia
Programa de Pós-Graduação em Modelagem Computacional

Marcus Vinicius de Souza Ferraz

**Ferramenta computacional para planejamento cirúrgico tridimensional
otimizado da osteotomia periacetabular de Ganz via Algoritmos Genéticos e
Método dos Elementos Finitos**

Juiz de Fora

2023

Marcus Vinicius de Souza Ferraz

**Ferramenta computacional para planejamento cirúrgico tridimensional
otimizado da osteotomia periacetabular de Ganz via Algoritmos Genéticos e
Método dos Elementos Finitos**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Modelagem Computacional da Universidade Federal de Juiz de Fora, como requisito parcial para obtenção do título de Doutor em Modelagem Computacional. Área de concentração: Modelagem Computacional.

Orientadora: Prof^ª. Dr^ª. Flávia de Souza Bastos

Coorientadora: Prof^ª. Dr^ª. Sara Del Vecchio

Juiz de Fora

2023

Ficha catalográfica elaborada através do programa de geração automática da Biblioteca Universitária da UFJF, com os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

Ferraz, Marcus Vinicius de Souza.

Ferramenta computacional para planejamento cirúrgico tridimensional otimizado da osteotomia periacetabular de Ganz via Algoritmos Genéticos e Método dos Elementos Finitos / Marcus Vinicius de Souza Ferraz. -- 2023.

146 p. : il.

Orientadora: Flávia de Souza Bastos

Coorientadora: Sara Del Vecchio

Tese (doutorado) - Universidade Federal de Juiz de Fora, ICE/Engenharia. Programa de Pós-Graduação em Modelagem Computacional, 2023.

1. Displasia do desenvolvimento do quadril. 2. Modelagem geométrica pré-operatória. 3. Simulação cirúrgica. 4. Método dos elementos finitos. 5. Algoritmos de otimização. I. Bastos, Flávia de Souza, orient. II. Vecchio, Sara Del, coorient. III. Título.

Marcus Vinicius de Souza Ferraz

Ferramenta computacional para planejamento cirúrgico tridimensional otimizado da osteotomia periacetabular de Ganz via Algoritmos Genéticos e Métodos dos Elementos Finitos

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Modelagem Computacional da Universidade Federal de Juiz de Fora como requisito parcial à obtenção do título de Doutor em Modelagem Computacional. Área de concentração: Modelagem Computacional.

Aprovada em 23 de agosto de 2023.

BANCA EXAMINADORA

Prof.^a Dr.^a Flávia de Souza Bastos - Orientadora
Universidade Federal de Juiz de Fora

Prof.^a Dr.^a Sara Del Vecchio - Coorientadora
Instituto Federal do Sudeste de Minas Gerais

Prof. Dr. Elson Magalhães Toledo
Universidade Federal de Juiz de Fora

Prof. Dr. Bernardo Martins Rocha
Universidade Federal de Juiz de Fora

Prof. Dr. João Nisan Correia Guerreiro
Laboratório Nacional de Computação Científica

Prof. Dr. Claysson Bruno Santos Vimieiro
Universidade Federal de Minas Gerais

Prof. Dr. Caio Zamboni
Faculdade de Ciências Médicas da Santa Casa de São Paulo

Juiz de Fora, 22/08/2023.



Documento assinado eletronicamente por **Sara Del Vecchio, Usuário Externo**, em 23/08/2023, às 17:54, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Claysson Bruno Santos Vimieiro, Usuário Externo**, em 25/08/2023, às 08:05, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Marcus Vinicius de Souza Ferraz, Usuário Externo**, em 25/08/2023, às 08:56, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **JOAO NISAN CORREIA GUERREIRO, Usuário Externo**, em 25/08/2023, às 16:22, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Bernardo Martins Rocha, Coordenador(a)**, em 25/08/2023, às 16:30, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Caio Zamboni, Usuário Externo**, em 07/09/2023, às 11:19, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no Portal do SEI-Ufjf (www2.ufjf.br/SEI) através do ícone Conferência de Documentos, informando o código verificador **1422606** e o código CRC **2DAF8E5C**.

Dedico este trabalho aos meus pais.

AGRADECIMENTOS

Dedico meus agradecimentos primeiramente a Deus, e também aos meus pais (Milton e Vera) pelo carinho, incentivo constante, paciência incansável, amor incondicional e apoio inabalável, essenciais em todos os momentos. Sem vocês, nada disso seria possível. Sou imensamente grato por ter vocês como meus pais e sou abençoado por todo o suporte que vocês me proporcionaram. Não posso deixar de mencionar meus amigos e familiares que estiveram ao meu lado (especialmente ao Carlos Roberto e a Maria Luíza) me apoiando e encorajando durante toda essa jornada. Sua presença constante, palavras de incentivo e momentos compartilhados foram um apoio inestimável. Agradeço as minhas orientadoras, Flávia e Sara, por total dedicação e colaboração, em todos estes anos, pelos ensinamentos e confiança. Suas orientações sábias, paciência e dedicação foram essenciais para o meu crescimento acadêmico e profissional. Agradeço por compartilharem seu tempo, experiência e expertise, tornando possível a concretização deste trabalho. Ao professor Bruno Schröder por nos presentear com este tema de estudo e pela atenção e disponibilidade em discutir conosco e nos orientar durante esta trajetória. Gostaria de expressar minha sincera gratidão a Gustavo e Daniel, por todo o suporte e ajuda que forneceram ao longo do desenvolvimento desta pesquisa, por fazerem parte desta jornada e por valiosa contribuição. Aos amigos do PPGMC, pela motivação e companhia. Aos demais funcionários do PPGMC, por serem sempre tão prestativos e carinhosos. Agradeço também aos membros da banca examinadora, por aceitarem o convite para avaliar este trabalho. Suas observações e sugestões com certeza, enriqueceram o conteúdo desta tese. Agradeço também à UFJF, pelo ensino público, gratuito e de qualidade e à CAPES pelo suporte financeiro concedido.

"Toda ação humana, quer se torne positiva ou negativa, precisa depender de motivação."
(Dalai Lama)

RESUMO

A displasia do desenvolvimento do quadril (DDQ) é uma patologia que se caracteriza pela relação anormal entre cabeça femoral e acetábulo. A osteotomia periacetabular (OPA) é uma cirurgia preservadora do quadril, que visa aumentar a cobertura acetabular da cabeça femoral, minimizando as pressões de contato, por meio do reposicionamento da articulação coxofemoral. Nesse contexto, a presente tese busca desenvolver uma ferramenta computacional que foi testada para aplicação em pacientes com deformidades articulares nos quadris. Esses casos foram essenciais para testar e avaliar a ferramenta desenvolvida, visando implementar uma aplicação clínica-cirúrgica de método de planejamento cirúrgico tridimensional otimizado por parâmetros biomecânicos, como pressão de contato, área de contato e força de contato. O objetivo é avaliar a segurança, acurácia e reprodutibilidade da metodologia proposta. O planejamento é obtido a partir do processamento digital de imagens de tomografias computadorizadas de pacientes diagnosticados com deformidade nos quadris e indicação de osteotomias acetabulares e/ou femorais, por um cirurgião habilitado e com ampla experiência na técnica digital. A otimização do posicionamento das correções (utilizando-se duas estratégias distintas) é derivada da análise computadorizada das interações simuladas entre as superfícies articulares do quadril utilizando análise com elementos finitos via Abaqus® e seleção dos ângulos otimizados de reposicionamento do fragmento acetabular, com base em um algoritmo genético. A acurácia da correção obtida pelo planejamento otimizado é comparada com os modelos pré-operatórios e planejados virtualmente pelo cirurgião, e identificou-se que estes apresentaram melhor desempenho em relação ao modelo patológico em todos os estudos de caso. Os ajustes na correção, propostos pela técnica evolucionista (AG), foram validados através da análise dos parâmetros clínico-radiográficos em todos os estudos de casos testados, levando em consideração os limites de normalidade dos mesmos.

Palavras-chave: Displasia do desenvolvimento do quadril. Modelagem geométrica pré-operatória. Simulação cirúrgica. Método dos elementos finitos. Algoritmos de otimização.

ABSTRACT

Developmental dysplasia of the hip (DDH) is a condition characterized by an abnormal relationship between the femoral head and the acetabulum. Periacetabular osteotomy (PAO) is a hip-preserving surgery that aims to increase acetabular coverage of the femoral head, reducing contact pressures by repositioning the hip joint. In this context, the present thesis aims to develop a computational tool applied to three patients with hip joint deformities. These cases were essential for testing and evaluating the developed tool, with the objective of implementing a clinical-surgical application of a three-dimensional surgical planning method optimized by biomechanical parameters, such as contact pressure, contact area, and contact force. The goal is to assess the safety, accuracy, and reproducibility of the proposed methodology. The planning is obtained through the digital processing of computerized tomography images of patients diagnosed with hip deformities and indications for acetabular and/or femoral osteotomies, performed by a qualified surgeon with extensive experience in digital techniques. The optimization of correction positioning (using two distinct strategies) is derived from computerized analysis of simulated interactions between hip joint surfaces using finite element analysis via Abaqus®, and selection of optimized angles for repositioning the acetabular fragment based on a genetic algorithm. The accuracy of the correction achieved through optimized planning is compared with the pre-operative models and those virtually planned by the surgeon, and it was identified that the latter showed better performance in relation to the pathological model in all case studies. The adjustments in correction proposed by the evolutionary technique (AG) were validated through the analysis of clinical-radiographic parameters in all tested case studies, taking into consideration their normal limits.

Keywords: Developmental dysplasia of the hip. Preoperative geometric modeling. Surgical simulation. Finite element method. Genetic algorithm.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – (a) Representação anatômica da articulação coxofemoral (a), com detalhamento interno em (b).	26
Figura 2 – Planos articulares e movimentos osteocinemáticos do quadril.	27
Figura 3 – Representação do ângulo centro-borda (CE) [1].	28
Figura 4 – Representação do ângulo alfa (α) [2].	29
Figura 5 – Representação do ângulo de Tönnis e o ângulo VCA.	30
Figura 6 – Representação do arco de Shenton para um quadril normal. Adaptado de Instituto Trata [3].	31
Figura 7 – Sistema de quadrantes do acetábulo. Adaptado de Musculoskeletal Key [4].	32
Figura 8 – Deformidades ósseas do impacto femoroacetabular. Adaptado de Vassalo [5].	34
Figura 9 – Radiografias: (a) Quadril normal e (b) Displásico [6].	35
Figura 10 – Representação esquemática da Artroplastia Total de Quadril [7].	37
Figura 11 – Osteotomia Periacetabular.	38
Figura 12 – Sólido contínuo na configuração indeformada [8].	47
Figura 13 – Problema de contato de Signorini [8].	51
Figura 14 – Exemplo de penetração da superfície mestra na superfície escrava [9].	56
Figura 15 – Minimizar $f_i(\mathbf{x})$ é o mesmo que maximizar $-f_i(\mathbf{x})$. Adaptado de Rao [10].	58
Figura 16 – Fluxograma mostrando as principais etapas de um algoritmo genético básico [11].	62
Figura 17 – Seleção por Roleta [12].	64
Figura 18 – Recombinação de um ponto.	65
Figura 19 – Recombinação uniforme.	66
Figura 20 – Exemplo de Mutação aleatória.	66
Figura 21 – Paciente 1: Radiografias da pelve (AP em (a) e incidência de Lequesne (cobertura acetabular ântero-superior da cabeça femoral anormal) em (b)) mostrando sinais de displasia coxofemoral.	74
Figura 22 – Paciente 2: Radiografias da pelve mostrando subluxação do quadril direito e sinais de displasia coxofemoral.	74
Figura 23 – Imagem do fragmento acetabular reposicionado, fêmur e pelve, com a técnica <i>ray casting</i> , para simular a transparência das estruturas como nas radiografias [13].	76
Figura 24 – Visualização das condições pré-operatória e planejada.	77
Figura 25 – Etapas para modelagem e simulação do problema.	78
Figura 26 – Cartilagem e fêmur no modelo pré-operatório.	80
Figura 27 – Penetrações entre cabeça femoral e acetábulo.	81
Figura 28 – Condições de contorno submetidas.	82

Figura 29 – Diagrama de corpo livre, incluindo a pelve, a parte superior do corpo e a perna suspensa na posição SLS (<i>Single Leg Standing</i>). Adaptado de Genda <i>et al.</i> [14].	84
Figura 30 – Nó de interesse.	86
Figura 31 – Gráfico representando a convergência de malha para o modelo M1 do estudo de caso 1.	87
Figura 32 – Comparação entre configurações de malhas aplicadas no modelo M2.	88
Figura 33 – Classe <i>Individual</i> representando cada indivíduo da população, bem como seus atributos.	93
Figura 34 – Resultados das variáveis de interesse em função da variável CNORMF.	99
Figura 35 – Distribuição da Pressão de Contato (MPa) em cada um dos modelos simulados.	101
Figura 36 – Área de Contato (mm ²) em cada um dos modelos simulados.	101
Figura 37 – Resultados das variáveis de interesse em função da variável CNORMF.	105
Figura 38 – Distribuição da Pressão de Contato (MPa) em cada um dos modelos simulados.	107
Figura 39 – Área de Contato (mm ²) em cada um dos modelos simulados.	107
Figura 40 – Resultados das variáveis de interesse em função da variável CNORMF.	110
Figura 41 – Distribuição da Pressão de Contato (MPa) em cada um dos modelos simulados.	112
Figura 42 – Área de Contato (mm ²) em cada um dos modelos simulados.	112
Figura 43 – Convergência do AG para cada estudo de caso.	116
Figura 44 – Modelos gerados para o estudo de caso 2.	139
Figura 45 – Modelos gerados para Estudo de Caso 3.	141
Figura 46 – Medição do Ângulo Centro-Borda (CE) em cada modelo do Estudo de Caso 1.	142
Figura 47 – Medição do Ângulo de Tönnis em cada modelo do Estudo de Caso 1.	142
Figura 48 – Medição do Ângulo Centro-Borda (CE) em cada modelo do Estudo de Caso 2.	143
Figura 49 – Medição do Ângulo de Tönnis em cada modelo do Estudo de Caso 2.	143
Figura 50 – Medição do Ângulo Centro-Borda (CE) em cada modelo do Estudo de Caso 3.	144
Figura 51 – Medição do Ângulo de Tönnis em cada modelo do Estudo de Caso 3.	144

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Classificação dos problemas de otimização, extraída e adaptada de Gandomi <i>et al.</i> [15].	60
Tabela 2 – Pseudocódigo de Algoritmo Genético em Regime Permanente (<i>Steady-State</i>). Adaptado de Lozano <i>et al.</i> [16].	69
Tabela 3 – Espessura da cartilagem.	79
Tabela 4 – Coordenadas x,y,z do centróide da cabeça femoral em <i>mm</i>	80
Tabela 5 – Propriedades de Materiais.	80
Tabela 6 – Deslocamento prescrito em x e z (BC) e pressão de contato máxima resultante em M1.	83
Tabela 7 – Cálculo dos parâmetros do método de Ninomiya para cada estudo de caso.	86
Tabela 8 – Número de elementos em cada parte do modelo.	88
Tabela 9 – Pressões de contato máximas obtidas nos modelos pré-operatórios e valores limites adotados para análise dos resultados, em cada estudo de caso.	92
Tabela 10 – Intervalos a serem adotados para os ângulos de rotação de cada indivíduo gerado nos modelos M3 e M4 de cada estudo de caso.	94
Tabela 11 – Ângulos obtidos do planejamento digital (em graus).	94
Tabela 12 – Parâmetros utilizados no Algoritmo Genético	96
Tabela 13 – Tempo de Simulação dos planejamentos otimizados (M3 e M4).	98
Tabela 14 – Comparação dos valores obtidos na equação (5.9) com os resultados pelo AG para o estudo de caso 1	98
Tabela 15 – Comparação entre os ângulos do planejamento e dos resultados pelo AG (em graus)	103
Tabela 16 – Comparação dos valores obtidos na equação (5.9) com os resultados pelo AG para o estudo de caso 2	103
Tabela 17 – Dados comparativos entre os modelos do EC2, considerando valores máximos para cada variável.	106
Tabela 18 – Comparação entre os ângulos do planejamento e dos resultados pelo AG (em graus)	108
Tabela 19 – Comparação dos valores obtidos na equação (5.9) com os resultados pelo AG para o estudo de caso 3	108
Tabela 20 – Dados comparativos entre os modelos do EC3, considerando valores máximos para cada variável.	111
Tabela 21 – Comparação entre os ângulos do planejamento e dos resultados pelo AG (em graus)	113
Tabela 22 – Parâmetros radiográficos medidos.	114

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AG	Algoritmo Genético
AP	Ântero-Posterior
API	<i>Application Programming Interface</i> (Interface de Programação de Aplicativos)
ATQ	Artroplastia Total do Quadril
AVC	Acidentes Vasculares Cerebrais
BFM	Bone Mass Fraction (fração de massa óssea)
CAD	Computer-assisted design (desenho assistido por computador)
CE	Center-Edge (Centro-Borda)
CPRESS	Contact Pressure (pressão de contato)
DDQ	Displasia do Desenvolvimento do Quadril
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i> (Imagem e Comunicações Digitais em Medicina)
EF	Elementos Finitos
ETAS	Espinha Ilíaca Ântero-Superior
FINEP	Financiadora de Estudos e Projetos
FNDCT	Fundo Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico
IA	Índice Acetabular
IFA	Impacto Femoroacetabular
INPI	Instituto Nacional da Propriedade Industrial
LI	Limite Inferior
LS	Limite Superior
MCTI	Ministério da Ciência, Tecnologia e Inovação
MEF	Método dos Elementos Finitos
MED	Método dos Elementos Discretos

M1	Modelo em EF na condição pré-operatória (ou patológica)
M2	Modelo em EF planejado pelo cirurgião ortopedista (em função dos parâmetros clínico-radiográficos)
M3	Modelo em EF otimizado, tendo como referência o modelo M1 ajustado (alteração do posicionamento do centróide da cabeça femoral)
M4	Modelo em EF otimizado tendo como referência o modelo M2
OA	Osteoartrite
OAR	Osteotomia acetabular rotacional
OPA	Osteotomia Periacetabular
PCTO	Planejamento Cirúrgico Tridimensional Otimizado
PSO	<i>Particle Swarm Optimization</i> (otimização por enxame de partículas)
RM	Ressonância Magnética
RNA	Redes Neurais Artificiais
RP	<i>Reference point</i> (ponto de referência)
SUS	Sistema Único de Saúde
SLS	<i>Single Leg Standing</i> (posição de pé com uma perna)
STL	<i>Surface Tessellation Language</i> (linguagem de mosaico padrão ou linguagem triangular padrão)
UFJF	Universidade Federal de Juiz de Fora
VCA	Vertical Central Anterior

LISTA DE SÍMBOLOS

A	Ponto mais anterior do acetábulo
$C1$	Centro da cabeça femoral
DV	O valor real da cadeia binária
E	Módulo de Elasticidade
CA	Cateto adjacente do triângulo retângulo
CO	Cateto oposto do triângulo retângulo
\bar{f}	Força de corpo
F	Força abduutora
W	5/6 do peso corporal
HT	relação cabeça-trocâter
e	Distância do centro da cabeça femoral ao ponto "7"
d	Distância do ponto "1" ao ponto "7"
R_x	Componente horizontal da força resultante na articulação do quadril
R_y	Componente vertical da força resultante na articulação do quadril
Ang-Intersec	Ângulo em que M2 intersecta M1
u_n	Componente normal do campo de deslocamento
g_0	Lacuna inicial
S_i	Indivíduo
$f(S_i)$	Aptidão
l_i	Comprimento da cadeia de bits
T_i	Valor final ou a característica resultante para uma determinada posição ou gene específico no genótipo
$T_i min$	Valor mínimo assumido por T_i
$T_i max$	Valor máximo assumido por T_i
t	Tempo

\mathbf{x}^*	Ponto que equivale ao valor mínimo ou máximo da função objetivo
\mathbf{x}	Vetor de incógnitas ou vetor das n variáveis de projeto
$f_i(\mathbf{x})$	Funções objetivo
$g_j(\mathbf{x})$	Funções de restrições de desigualdade
p_m	Taxa de mutação
$h_k(\mathbf{x})$	Funções de restrições de igualdade
x_i^I	Limite inferior da variável
x_i^S	Limite superior da variável
n	Número de variáveis
\mathcal{B}	Corpo sólido
n_f	Número de funções objetivo
n_g	Número de restrições de desigualdades
n_h	Número de restrições de igualdades
ϵ	Tolerância
θ	Ângulo da força abdução
∇	operador gradiente
Δ_{final}	Diferença percentual da CPRESS de M1 para M2, no último incremento
Amp-max	Amplitude máxima de movimento alcançada em cada cenário avaliado
ν	Coefficiente de Poisson
α	Ângulo Alfa
β	Ângulo entre a linha que conecta o centro da articulação do quadril e o ponto "1" e a linha horizontal

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	19
1.1	CONTEXTUALIZAÇÃO	19
1.2	JUSTIFICATIVA E MOTIVAÇÃO	21
1.3	OBJETIVOS	23
1.3.1	Objetivo Geral	23
1.3.2	Objetivos Específicos	23
1.4	ESTRUTURA DO TEXTO	24
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	25
2.1	ANATOMIA E FISIOLOGIA DA ARTICULAÇÃO DO QUADRIL	25
2.2	MORFOLOGIA DO QUADRIL	28
2.2.1	Parâmetros Radiográficos	28
2.2.1.1	<i>Ângulo Centro-borda (CE) ou ângulo de Wiberg</i>	<i>28</i>
2.2.1.2	<i>Ângulo alfa (α)</i>	<i>29</i>
2.2.1.3	<i>Ângulo de Tönnis</i>	<i>30</i>
2.2.1.4	<i>Ângulo Vertical Central Anterior (VCA) de Lequesne ou Ângulo Centro Borda Anterior</i>	<i>30</i>
2.2.1.5	<i>Arco de Shenton</i>	<i>31</i>
2.2.2	Referências Anatômicas: quadrantes acetabulares	31
2.3	PATOLOGIAS DO QUADRIL: A ARTROSE	32
2.3.1	Impacto Femoroacetabular (IFA)	33
2.3.2	Displasia de Desenvolvimento do Quadril (DDQ)	35
2.4	PROCEDIMENTOS CIRÚRGICOS	36
2.4.1	Artroplastia Total do Quadril (ATQ)	37
2.4.2	Osteotomia Periacetabular (OPA)	38
2.5	TRABALHOS RELACIONADOS	40
2.5.1	Métodos aplicados na simulação numérica da biomecânica do quadril	40
2.5.1.1	Método dos Elementos Discretos	40
2.5.1.2	Método dos Elementos Finitos	41
2.5.2	Algoritmos Genéticos aplicados à área médica	44
3	FORMULAÇÃO MATEMÁTICA E NUMÉRICA DA MECÂNICA DO CONTATO	47
3.1	O PROBLEMA DE EQUILÍBRIO	47
3.2	O PROBLEMA DE CONTATO SEM ATRITO	50

3.2.1	O problema de Signorini	50
3.3	FORMULAÇÃO DO CONTATO NO ABAQUS®	54
4	OTIMIZAÇÃO	58
4.1	CONCEITOS FUNDAMENTAIS	58
4.2	FORMULAÇÃO DO PROBLEMA DE OTIMIZAÇÃO	59
4.3	MÉTODOS PARA RESOLUÇÃO	59
4.4	ALGORITMOS GENÉTICOS	60
4.4.1	Seleção	63
4.4.2	Cruzamento (<i>crossover</i>)	65
4.4.3	Mutação	66
4.4.4	Atualização e finalização	66
4.4.5	Arquiteturas alternativas	67
4.4.5.1	Elitismo	67
4.4.5.2	Algoritmo Genético em Regime Permanente (<i>Steady-State</i>)	68
5	METODOLOGIA	70
5.1	ESTUDOS PRELIMINARES	72
5.2	ESTUDOS DE CASO	73
5.2.1	Estudo de Caso 1 (paciente 1)	73
5.2.2	Estudo de Caso 2 (paciente 2)	73
5.2.3	Estudo de Caso 3 (paciente 3)	75
5.3	MODELAGEM COMPUTACIONAL	75
5.3.1	Planejamento Cirúrgico Digital 3D	75
5.3.2	Modelagem Computacional	76
5.3.2.1	<i>Geometria e geração da malha</i>	78
5.3.2.2	<i>Propriedades de Material</i>	80
5.3.2.3	<i>Montagem (Assembly)</i>	81
5.3.2.4	<i>Etapas para simulação</i>	81
5.3.2.5	<i>Definição do contato e interações superficiais</i>	82
5.3.2.6	<i>Condições de contorno e restrições</i>	82
5.3.2.7	<i>Cálculo da força resultante da articulação do quadril</i>	83
5.3.2.8	<i>Estudo de Convergência de Malha</i>	85
5.4	IMPLEMENTAÇÃO DO ALGORITMO GENÉTICO	89
5.4.1	Representação do indivíduo	90
5.4.2	Definição da Função Objetivo	91
5.4.3	Estratégias e parâmetros do AG	92
6	RESULTADOS E DISCUSSÕES	97
6.1	CUSTO COMPUTACIONAL DE SIMULAÇÃO	97

6.2	ANÁLISE DOS RESULTADOS	98
6.2.1	Estudo de Caso 1	98
6.2.2	Estudo de Caso 2	103
6.2.3	Estudo de Caso 3	108
6.2.4	Avaliação dos Parâmetros Radiográficos	113
6.3	ANÁLISE DE CONVERGÊNCIA DO ALGORITMO GENÉTICO . . .	115
7	CONCLUSÕES E PERSPECTIVAS FUTURAS	117
7.1	PRODUÇÕES CIENTÍFICAS	120
	REFERÊNCIAS	122
	APÊNDICE A – Etapas para desenvolvimento do modelo de elementos finitos via <i>software</i> Abaqus®. . .	135
	APÊNDICE B – Imagens dos modelos pré-operatórios (M1) e planejados (M2) dos estudos de casos 2 e 3. . .	139
	APÊNDICE C – Obtenção dos parâmetros radiográficos para validação dos modelos.	142

1 INTRODUÇÃO

1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO

Deformidades patológicas do quadril que levam a alterações biomecânicas e consequentes falhas nas articulações constituem um grande desafio em estudo na Ortopedia, especificamente no campo das cirurgias do quadril [17, 18, 19]. Muitas vezes, essas afecções morfológicas, congênicas ou adquiridas, causam dor intensa, incapacidade e desconforto [20], desgaste e rigidez articular prematura [21]. Se tratados de forma precoce, os efeitos nocivos e/ou destrutivos dessas deformidades podem ser revertidos, promovendo melhoria da função e da qualidade de vida dos pacientes acometidos, além de aumentar a vida das articulações adjacentes, reduzindo o risco de desenvolver osteoartrite [22, 23].

A displasia do quadril (considerada a causa mais comum de artrose do quadril antes dos 50 anos de vida [24]) é definida como uma deformidade congênita e de desenvolvimento caracterizada pela má orientação e pela redução da área de contato entre o fêmur e o acetábulo, de tal forma que o raio da curvatura acetabular excede o da cabeça femoral resultando em incongruência articular¹[26]. A perda da cobertura lateral e anterior da cabeça pelo acetábulo aumenta a pressão de contato na articulação durante atividades usuais [27], embora possa ser corrigida por meio de técnicas operatórias de preservação de quadril.

Apesar das tentativas de diagnóstico precoce por rastreamento no nascimento e durante a infância para displasia do quadril, um número relativamente significativo de casos não são detectados até a idade adulta, com uma prevalência estimada de 0,1% [1], de tal forma que, nestes casos, o tratamento se torna mais complexo, aumentando a morbidade e diminuindo as chances de normalidade do desenvolvimento do quadril [28].

O tratamento médico é capaz de modificar a história natural da displasia do quadril [24] e esbarra em uma série de procedimentos operatórios que tem por finalidade trabalhar na correção de diversas alterações anatômicas ou biomecânicas, que comprovadamente, induzem a sintomas e/ou alterações degenerativas progressivas desta articulação [29]. Souza *et al.* [13] afirmam que as cirurgias preservadoras foram negligenciadas por um longo período, embora já fizessem parte das opções ortopédicas. Isso ocorreu porque a artroplastia total do quadril, um procedimento no qual a articulação gravemente danificada é substituída por componentes cerâmicos, metálicos e/ou plásticos, era a técnica mais recomendada e conhecida para o tratamento dessas condições [13].

Contudo, estudos revelam que as artroplastias de quadril realizadas antes dos 50 anos estão sujeitas ao maior índice de afrouxamento ou soltura (quando ocorre movimento

¹ Refere-se a uma condição na qual as superfícies articulares do fêmur e do acetábulo não estão alinhadas de forma ideal, resultando em um contato anormal entre essas estruturas durante o movimento articular[25].

anormal entre a prótese e o osso) e revisão precoces [30, 31]. A vida limitada dos componentes protéticos implantáveis, que restringem o seu uso em pacientes extremamente jovens, tem sido um fator relevante e decisivo para o aumento no interesse nas cirurgias não-artroplásticas [31].

A cirurgia de osteotomia periacetabular (OPA) conforme descrito por Ganz *et al.* [32] é o tratamento de escolha na displasia do desenvolvimento do quadril (DDQ) de pacientes esqueleticamente maduros (maiores de 14 anos) sintomáticos e tem a finalidade de melhorar os déficits na cobertura da cabeça femoral, aumentar e medializar a área de contato e reduzir as pressões de contato na articulação [22]. O procedimento cirúrgico depende da condição clínica do paciente e da gravidade da doença e seu sucesso está correlacionado à experiência do cirurgião [33].

A OPA é amplamente reconhecida por sua complexidade técnica, visto que a região de interesse é de difícil acesso, contendo grande quantidade de cartilagem, músculos e nervos, o que pode causar potenciais complicações [29, 18, 17]. O ortopedista, por questões anatômicas, tem visualização limitada dos ossos e, assim sendo, para guiar a cirurgia, recorre aos exames de fluoroscopia que fornecem apenas imagens radioscópicas e informações bidimensionais das estruturas tridimensionais [29, 13]. Mesmo quando se consegue efetuar a correção planejada, o cirurgião se baseia apenas em parâmetros clínico-radiográficos sem um *feedback* sobre o grau de melhora biomecânico que aquela cirurgia específica irá proporcionar [13].

No Brasil, é importante considerar que o acesso dos pacientes ao tratamento de preservação do quadril pode ser extremamente difícil devido ao reduzido número de cirurgiões ortopedistas que realizam regularmente a OPA [13]. Embora existam cursos de treinamento e programas de mentoria disponíveis para capacitar novos cirurgiões nessa técnica cirúrgica [34], muitos profissionais enfrentam várias complicações que os levam a desistir de realizar o procedimento [34, 13]. Os poucos profissionais no mercado que dominam essas técnicas vem se esforçando para criar instrumentos específicos e metodologias e protocolos sistemáticos que auxiliem e facilitem o treinamento e a proficiência de novos especialistas [35, 36].

O planejamento cirúrgico em computador tem se mostrado uma ferramenta eficaz na execução da osteotomia periacetabular, garantindo maior acurácia e precisão cirúrgica [37]. Este planejamento digital consiste em realizar o procedimento virtualmente, onde o cirurgião, utilizando ferramentas de modelagem geométrica, define os sentidos das osteotomias a serem realizadas na pelve, e a seguir redireciona o acetábulo garantindo maior cobertura da cabeça femoral, de acordo com os parâmetros da técnica original ou até mesmo intuitivamente.

O Método dos Elementos Finitos (MEF) [38, 39, 40, 41] é uma técnica numérica poderosa, que tem sido utilizada na resolução dos mais diversos problemas modelados por

equações diferenciais e que, acoplado a estratégias de otimização pode ser uma ferramenta útil na simulação e planejamento de procedimentos médicos, apresentando grande potencial na avaliação da mecânica do contato na articulação do quadril [42, 43, 44]. Inúmeros pesquisadores na área tem aplicado ferramentas de análise de elementos finitos para validação biomecânica do planejamento cirúrgico, a fim de verificar a melhor posição do fragmento acetabular conforme variação de parâmetros clínicos e anatômicos [27, 33, 45, 46, 22, 23, 47]. Embora usem em seus trabalhos o termo "otimização biomecânica", observa-se que os autores têm realizado uma experimentação extremamente manual, trazendo possibilidades a serem exploradas, avaliadas e colocadas em prática neste campo de estudo.

Diante do exposto, o presente estudo busca, além do planejamento pré-cirúrgico, uma validação biomecânica, realizando análises e simulações por meio de elementos finitos e técnicas de otimização [48]. Sendo assim, o objetivo é encontrar a orientação ideal para o acetábulo, que resulte em uma conformação óssea pós-operatória com o máximo potencial de função possível (melhoria na movimentação do quadril após a intervenção cirúrgica). Dessa forma, o estudo utiliza abordagens computacionais para otimizar o planejamento cirúrgico e garantir resultados biomecanicamente validados.

1.2 JUSTIFICATIVA E MOTIVAÇÃO

No âmbito da inovação, a presente pesquisa tem aplicação relevante na medicina, especificamente na área da ortopedia, no campo das cirurgias preservadoras do quadril, e busca auxiliar cirurgiões ortopedistas na tomada de decisões em relação ao tratamento médico, cujo planejamento passa a ser customizado de acordo com a necessidade do paciente e considerando também a técnica cirúrgica de escolha para o tratamento, aumentando-se assim, a segurança dos médicos profissionais na condução de cirurgias.

Levando em consideração os desafios impostos pela cirurgia OPA, sua longa curva de aprendizado e suas graves complicações [18, 29, 17], que justificam o gargalo na oferta desta cirurgia no país ², espera-se que os resultados obtidos deste estudo possam agregar confiança e motivação para a execução deste procedimento por mais especialistas, promovendo o acesso a um maior número de pacientes ao tratamento adequado com reprodutibilidade e segurança.

O uso de simulações computacionais por elementos finitos modifica o paradigma do planejamento cirúrgico de pacientes ortopédicos por objetivar não apenas a correção cirúrgica com base em parâmetros radiográficos, a ser realizado em um primeiro momento, mas por centrar a tomada de decisão em variáveis biomecânicas (pressão de contato, área de contato, força de contato), correlacionadas com a maior probabilidade de bons resultados clínicos (que podem incluir, por exemplo, o alívio da dor, a restauração ou

² Em média, 117 casos de DDQ são tratados, anualmente no Brasil, na faixa etária entre 15 e 40 anos (em que a OPA estaria indicada) [19].

melhoria da função do quadril, uma maior longevidade e durabilidade das articulações operadas, bem como uma recuperação mais rápida e sem complicações após a cirurgia), uma vez que o *feedback* constante a partir dos resultados, promoverá melhorias contínuas no processo de elaboração dos planejamentos. Essa mudança é especialmente desejável nos casos de cirurgias extremamente complexas ou cujo resultado nem sempre é o ideal, como na osteotomia periacetabular. O processo de otimização baseado em algoritmos genéticos (AGs) foi utilizado com sucesso em outras áreas do conhecimento, mas com poucas aplicações até então identificadas na área de cirurgia ortopédica [49, 50, 51, 52], dentre as quais não se verificou quaisquer estudos relacionados à osteotomia periacetabular.

O planejamento cirúrgico tridimensional otimizado é plenamente compatível à linha Saúde 4.0, que consiste no desenvolvimento de produtos novos ou significativamente aprimorados, incluindo sua demonstração em ambiente operacional, para ampliação do acesso à saúde de qualidade no Brasil [53]. Este é um passo decisivo para a futura automação e parametrização de procedimentos cirúrgicos no cenário de Saúde 4.0.

Do ponto de vista do cirurgião, os benefícios e vantagens advindos das ferramentas aqui apresentadas envolvem a melhoria da segurança e reprodutibilidade dos procedimentos além da inserção de parâmetros biomecânicos na avaliação dos potenciais resultados do tratamento. Do ponto de vista do paciente, espera-se uma maior acessibilidade a este tratamento, dada a possibilidade de aumento da oferta e disponibilidade de profissionais qualificados para a realização de tal procedimento.

A displasia do quadril é a causa de 26% dos casos de ATQ primárias³, entre pacientes jovens. Sem tratamento, em média, pacientes com displasia do quadril são submetidos à ATQ aos 32 anos de idade (14 a 40 anos) [55]. Caso a cirurgia de OPA seja realizada em pacientes com idade inferior a 25 anos, a probabilidade de necessitar de uma cirurgia de artroplastia de quadril em 18 anos diminui drasticamente (5% de chances)[56]. Isto é, a OPA realizada antes de 25 anos de idade seria capaz de prevenir a ATQ antes dos 43 anos de idade em 95% dos casos. Desta forma, levando em consideração somente os custos diretos evitados pela não necessidade de ATQ em pacientes com displasia, calcula-se uma economia anual de R\$ 238.636,00, apenas no SUS [19].

Embora a osteotomia tenha sido relatada como eficaz em algumas aplicações clínicas [57, 58, 59], Calvert *et al.* [60] e Santore e Bombelli [61], descrevem que, seus resultados não são tão previsíveis quanto aqueles tratados com ATQ, sendo os principais fatores responsáveis por tal variabilidade, a falta de objetividade na escolha do método operativo ideal e o grau de correção em cada paciente.

A navegação cirúrgica óptica auxiliada por computador, recentemente desenvolvida, fornece ao cirurgião a localização espacial, em tempo real, dos instrumentos em relação às

³ 94.569 artroplastias totais primárias de quadril foram realizadas pelo Sistema Único de Saúde (SUS) entre 2008 e 2015, no Brasil [54].

estruturas anatômicas e patológicas do paciente tendo como base as imagens da Tomografia Computadorizada (TC) ou Ressonância Magnética (RM), de tal forma que as imagens no formato DICOM do exame (TC/RM) são importadas criando um mapa anatômico tridimensional virtual sobre o qual a navegação acontece [62]. Porém, esta abordagem não alcançou grande aplicabilidade nos vastos campos da ortopedia, inclusive das cirurgias preservadoras, devido a problemas inerentes à precisão, reprodutibilidade e custo elevado [35, 63]. Outras opções como as tecnologias de ponta que agrupam robótica e navegação cirúrgica estão aliadas a desvantagens como o custo elevado para operação, a redução da necessidade de algumas habilidades especiais dos médicos cirurgiões, além de estarem restritas a poucos centros [64].

Com a intenção de atender satisfatoriamente à demanda coletiva, embora, busca-se responder também a demandas específicas da área da cirurgia ortopédica, é que se busca estudar e analisar a viabilidade de aplicação da modelagem computacional pelo Método dos Elementos Finitos (MEF) e otimização via algoritmos genéticos no planejamento da cirurgia de preservação do quadril, verificando alternativas mais viáveis, menos custosas e mais rápidas, que possam trazer soluções ao problema supracitado.

Por fim, vale destacar que a incorporação desta ideia inovadora no âmbito técnico-científico, tem grande potencial de escalabilidade, pois pode ser expandida para diversas indicações cirúrgicas na ortopedia e em outras especialidades da medicina.

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 Objetivo Geral

O presente trabalho tem como objetivo geral desenvolver uma ferramenta computacional para a implementação de um Planejamento Cirúrgico Tridimensional Otimizado, baseado em parâmetros biomecânicos (área de contato, força de contato e pressão de contato articular), eficaz e com custo reduzido em comparação com abordagens mais avançadas, para aplicação na Osteotomia Periacetabular (OPA) de Ganz. Isso assegura um melhor reposicionamento para o fragmento acetabular e correção da displasia de desenvolvimento do quadril.

1.3.2 Objetivos Específicos

De maneira específica, busca-se:

- Criar um modelo de elementos finitos paciente-específico, reprodutível, baseado em protocolos de segmentação a partir de imagens médicas tridimensionais;
- Propor um processo de otimização de parâmetros de posicionamento acetabular utilizando o modelo de elementos finitos e uma estratégia de seleção por algoritmos

genéticos;

- Reforçar ou não a indicação da cirurgia ou sugerir possíveis modificações no planejamento;
- Comprovar a reprodutibilidade do PCTO (Planejamento Cirúrgico Tridimensional Otimizado).

1.4 ESTRUTURA DO TEXTO

Este trabalho é dividido em 7 Capítulos, incluindo a Introdução. O presente capítulo apresenta o tema abordado, sua importância e motivação. Além disso, apontam-se ainda os objetivos pretendidos para a tese de doutorado.

Uma breve revisão da morfologia e fisiologia do quadril é realizada no **Capítulo 2**. Este capítulo versa ainda sobre trabalhos correlacionados que aplicam ferramentas de elementos finitos e otimização em problemas da área médica, especificamente referentes à dinâmica do quadril, bem como àqueles direcionados para o planejamento de procedimentos ortopédicos. São expostas as patologias e as possíveis correções para as deformidades preexistentes.

O **Capítulo 3** descreve as equações gerais da Mecânica do Contato. O **Capítulo 4** apresenta uma formulação do problema geral de otimização bem como informações relevantes a respeito dos Algoritmos Genéticos. O **Capítulo 5** aborda sobre a Metodologia do trabalho, incluindo os estudos de caso avaliados e os experimentos computacionais realizados, com os protocolos e modelos desenvolvidos para simulação, com suas geometrias, propriedades de materiais, condições de contorno, contato e carregamento.

O **Capítulo 6** apresenta e discute os resultados obtidos dos experimentos desenvolvidos e, no **Capítulo 7**, são expostas as conclusões e considerações relacionadas ao presente estudo, além de descrever os próximos passos para a elaboração de futuros trabalhos, com a finalidade de corroborar para o enriquecimento e continuidade do que foi proposto até aqui.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Neste capítulo são abordados conceitos fundamentais inerentes à anatomia funcional da articulação do quadril que englobam: as partes constituintes; a dinâmica de movimento; as anormalidades e estratégias de correção, bem como tratamentos das anomalias e afecções preexistentes, com foco na cirurgia de preservação do quadril (osteotomia periacetabular). Acrescenta-se ainda, um estudo dos parâmetros anatômicos e clínico-radiográficos que correspondem aos ângulos articulares sob os quais o planejamento cirúrgico digital é executado. Busca-se na literatura trabalhos e pesquisas relacionados à modelagem computacional (por MEF e otimização) na resolução de problemas da área de bioengenharia, biomecânica e ortopedia, em especial, aqueles voltados para a osteotomia periacetabular, cujos estudos prévios servirão como base para o desenvolvimento dos modelos desenvolvidos aqui.

2.1 ANATOMIA E FISIOLOGIA DA ARTICULAÇÃO DO QUADRIL

O quadril, ou articulação coxofemoral, consiste na conexão entre a cabeça do fêmur e a cavidade do acetábulo (que se localiza na pelve), e estabelece elo estrutural entre as extremidades inferiores e o esqueleto axial, o qual tem como função (durante a postura ereta estática e durante atividades dinâmicas) sustentar a estrutura corporal e distribuir suas cargas, permitindo os movimentos dos membros inferiores [65, 66, 67], como mostrado na Figura 1.

Tanto a cabeça femoral quanto o acetábulo são protegidos por cartilagem, um tecido liso e resistente que facilita os movimentos, auxilia na absorção de impactos e redução de atrito entre as superfícies [68, 69]. Aderido à extremidade óssea do acetábulo, o *labrum* (ou lábio acetabular) é uma importante estrutura anatômica de proteção da cartilagem articular. Ele consiste em uma fibrocartilagem com formato triangular, localizado na transição entre a cartilagem hialina (de aparência homogênea e transparente) e a margem óssea [70, 71].

Enquanto o acetábulo é a cavidade do quadril que se encaixa e articula com a cabeça do fêmur, a fossa acetabular é uma área depressiva e não-articular do osso íliaco que serve principalmente como ponto de inserção para o ligamento da cabeça do fêmur, e sendo assim, não é diretamente responsável por fornecer a superfície de articulação ou contato com a cabeça do fêmur [68, 69]. Por sua vez, a fôvea constitui-se em uma pequena depressão escavada na parte medial da cabeça femoral [72].

Espessos ligamentos (iliofemoral, pubofemoral, isquiofemoral) compõem a cápsula articular e garantem estabilidade do conjunto, circundando a articulação e conectando um osso ao outro. Abaixo da cápsula articular localiza-se a membrana sinovial, responsável pela produção de um fluido (líquido sinovial) que preenche a articulação e criação de uma camada fina de filme lubrificante [68]. Estruturalmente, os ossos são divididos em camadas.

A mais externa e mais rígida é composta pelo osso cortical, enquanto que a camada interna, mais porosa, é designada pelo osso trabecular [73].

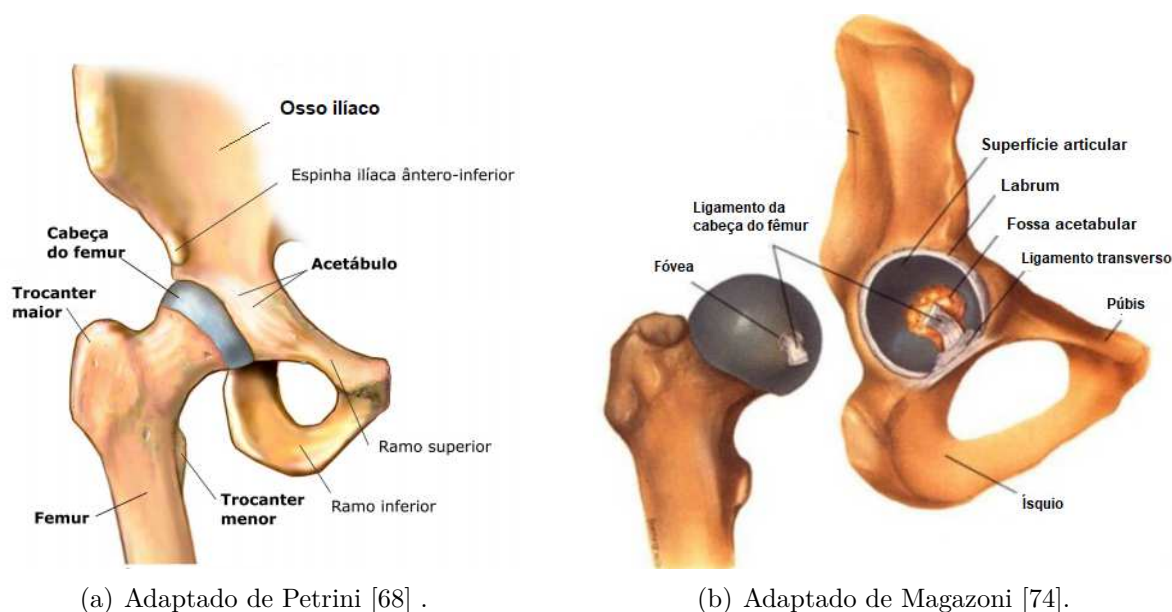


Figura 1 – (a) Representação anatômica da articulação coxofemoral (a), com detalhamento interno em (b).

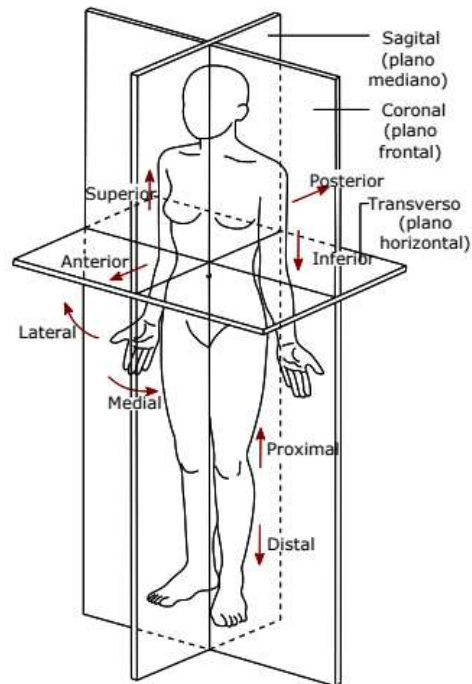
O fêmur é considerado um osso par (o que significa que há um desses ossos em ambos os lados do corpo, um em cada lado), longo, além de ser o maior e mais forte osso do corpo humano. Está localizado na coxa e seu tamanho corresponde, aproximadamente, a um terço do tamanho do indivíduo adulto [75, 76]. Por sua vez, o acetábulo constitui-se de uma superfície côncava que recebe a cabeça do fêmur [77], e é formado pela fusão dos três ossos que formam a pelve (ílio, ísquio e púbis) [75].

O quadril é uma verdadeira articulação esferoidal (em bola e soquete), cercada por poderosos grupos musculares bem equilibrados, permitindo uma ampla gama de movimento em vários planos, exibindo flexibilidade e estabilidade notável e maior amplitude de movimento do que todas as outras articulações do corpo, exceto o ombro [78, 79].

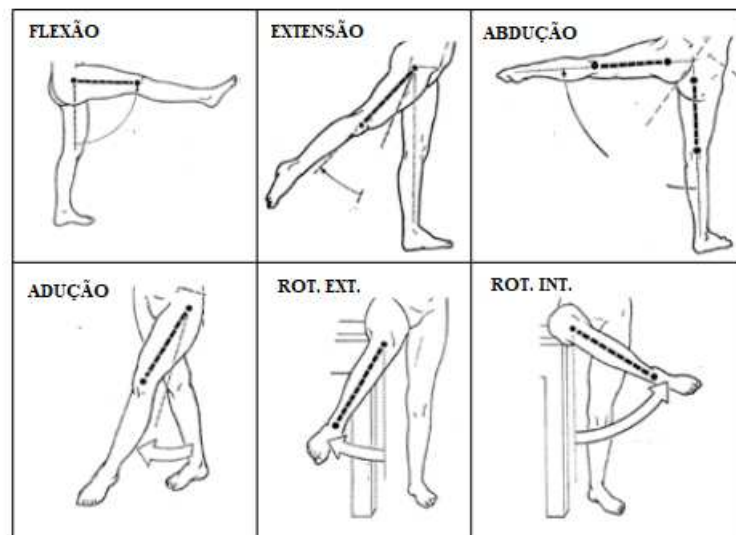
A articulação do quadril possui três graus de liberdade. Desta forma, os seus seis movimentos osteocinemáticos são executados em três planos de referência: plano sagital, plano frontal e plano transversal (Figura 2 (a)) e são descritos, respectivamente, por: flexão e extensão, abdução e adução, rotação interna (ou medial) e rotação externa (ou lateral) [80]. Para a realização desses movimentos, representados espacialmente na Figura 2 (b), são acionados músculos tanto do sistema muscular do quadril como da coxa [68].

A amplitude passiva média do movimento osteocinemático no plano sagital inclui flexão de 120° com o joelho fletido, flexão de 70 a 80° com o joelho reto e extensão de 20°. No plano frontal encontram-se a abdução de 40° e adução de 25° e no plano transversal são consideradas a rotação interna a 35° e a rotação externa a 45°. Esses valores podem

variar dependendo se o quadril está em uma posição flexionada ou estendida ou se está ativamente movido. Uma combinação desses movimentos possibilita ao indivíduo realizar diversas atividades, como, por exemplo, caminhar. A marcha normal requer um mínimo de 30° de flexão do quadril, 10° de extensão, 5° de abdução e adução e 5° de rotação interna e externa [80].



(a) Planos de referência anatômicos do corpo humano. Adaptado de Cazetta *et al.* [81].



(b) Movimentos da articulação do quadril. Adaptado de Kapandji [82].

Figura 2 – Planos articulares e movimentos osteocinemáticos do quadril.

2.2 MORFOLOGIA DO QUADRIL

São abordados nesta seção algumas medidas e parâmetros radiográficos, relacionados à morfologia do quadril, comumente utilizados para diagnosticar a DDQ, bem como corrigi-la. São apresentados alguns termos para indicar localizações anatômicas (ou zonas) no acetábulo que serão mencionadas na seção "Resultados e Discussões".

2.2.1 Parâmetros Radiográficos

A avaliação das deformidades do fêmur e acetábulo é perfeitamente factível por meio de radiografias convencionais do quadril [83]. Em geral, o diagnóstico por imagem da displasia acetabular depende da avaliação radiográfica de certos parâmetros relacionados à morfologia do quadril, dentre os quais destacam-se: o ângulo centro-borda (CE), o ângulo α , o ângulo de Tönnis, o vertical central anterior (VCA) e o arco de Shenton [1, 84]. Estas medidas radiológicas permitem uma avaliação global da displasia ou do impacto femoroacetabular (IFA), tanto clínica quanto para planejamento cirúrgico [85]. A utilidade clínica desses parâmetros depende de sua reprodutibilidade entre os médicos que avaliam, diagnosticam e tratam a patologia do quadril em pacientes pediátricos e adolescentes [86].

2.2.1.1 Ângulo Centro-borda (CE) ou ângulo de Wiberg

O ângulo centro-borda (CE) foi introduzido por Wiberg [87] como uma medida para avaliação da cobertura óssea da cabeça femoral pelo acetábulo [88] (sendo a medida radiológica mais importante para diagnóstico de DDQ). É formado entre a linha vertical que passa pelo centro da cabeça femoral e a linha que vai do centro da cabeça até a borda lateral do acetábulo (Figura 3), na radiografia de bacia em incidência anteroposterior (AP).

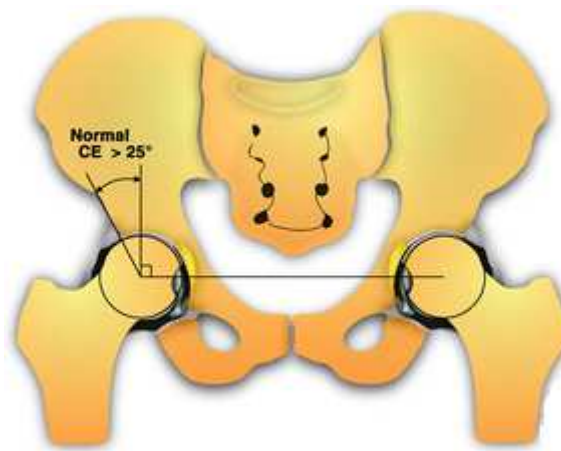


Figura 3 – Representação do ângulo centro-borda (CE) [1].

Para um ângulo CE $< 20^\circ$, a cobertura da cabeça femoral pelo acetábulo é insuficiente e existe risco de subluxação (a cabeça femoral está deslocada de sua posição anatômica normal, mas ainda mantém algum contato com a cavidade acetabular); este é um caso clássico de quadril displásico [27]. Valores entre $20\text{--}25^\circ$ designam displasia limítrofe, representando quadris que estão nos limites normais inferiores em termos de cobertura da cabeça femoral [87]. O ângulo CE em um quadril normal é maior que 25° [33]. Valores até 39° são considerados normais. Para valores superiores a 39° é diagnosticado impacto do tipo pinçamento [88], a ser definido em seções subsequentes.

2.2.1.2 Ângulo alfa (α)

O ângulo alfa (α) é responsável por quantificar o grau de deformidade da cabeça femoral, refletindo a sua anesfericidade [89], ou seja, mede o quanto a forma da cabeça femoral difere da forma esférica normal [90].

Ângulos alfa maiores aumentam o risco de desenvolvimento de osteoartrite (OA) substancialmente. No entanto, não há nenhum valor validado para definir a presença de uma deformidade, nem um limiar patológico que indique um maior risco de desenvolvimento de OA. Como consequência, valores que variam de 50° a 83° têm sido descritos na literatura para condições anormais associadas à prevalência de patologias [91, 92]. Notzli *et al.* [92] sugeriram que o valor considerado anormal corresponde a ângulos superiores a 50° .

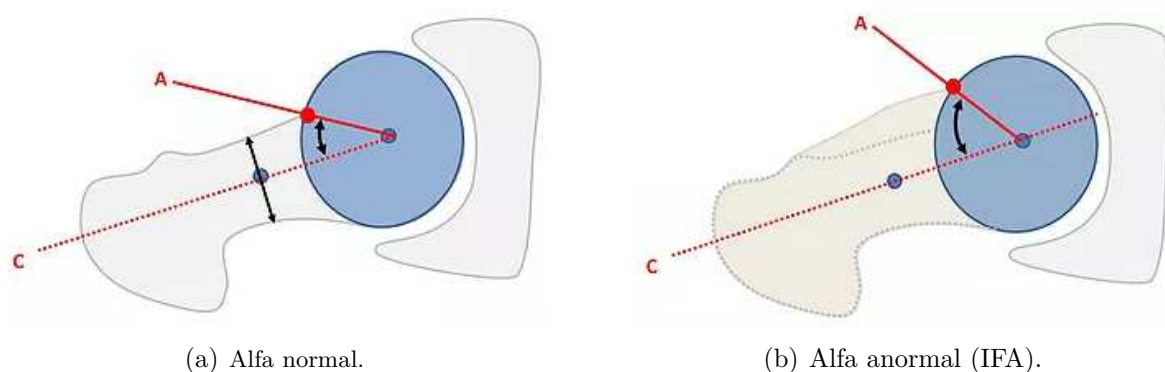
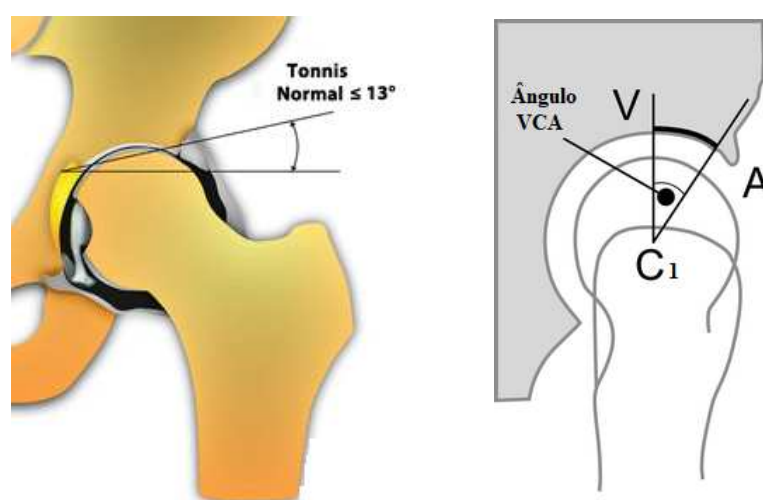


Figura 4 – Representação do ângulo alfa (α) [2].

A medida é obtida pela intersecção de duas linhas, conforme apresentada na Figura 4: a primeira (C) traçada ao longo do eixo do colo femoral e a segunda (A) conectando o centro da cabeça femoral ao ponto onde a junção cabeça-colo diverge da circunferência perfeita que a cabeça deveria formar [93]. O ângulo é medido em radiografias em perfil ou seções transversais no eixo do colo do fêmur.

2.2.1.3 Ângulo de Tönnis

O ângulo de Tönnis é usado para avaliar o grau de inclinação do teto do acetábulo, sendo a medição radiográfica mais representativa do volume acetabular e da cobertura da cabeça femoral [85, 94]. Resulta da interseção de uma linha horizontal com uma linha tangencial que se estende do ponto de transição entre a borda medial da cartilagem acetabular e o início da fossa do acetábulo (identificado visualmente por uma coloração amarela na Figura 5) até a borda lateral da fonte acetabular [95].



(a) Ângulo de Tönnis Normal [1].

(b) Ângulo VCA. Adaptado de Zingg *et al.* [96].

Figura 5 – Representação do ângulo de Tönnis e o ângulo VCA.

Um ângulo de Tönnis igual ou inferior a 13° é considerado normal, enquanto uma medida maior que 13° é um sinal radiográfico de displasia do quadril [97]. Outros autores definem este limite em 10° [85, 94]. Este ângulo é medido na radiografia de bacia em incidência anteroposterior (AP).

2.2.1.4 Ângulo Vertical Central Anterior (VCA) de Lequesne ou Ângulo Centro Borda Anterior

O ângulo Vertical Central Anterior (VCA), também designado por ângulo centro borda anterior, é usado para avaliar a cobertura acetabular ântero-superior da cabeça femoral [85]. É gerado pela intersecção entre duas linhas: uma linha vertical através do centro da cabeça do fêmur (perpendicular à linha entre as duas cabeças) e uma linha oblíqua, indo do centro da cabeça (C1) até o ponto mais anterior do acetábulo (A) [83, 98], como representado na Figura 5 (b). Este ângulo é medido na radiografia oblíqua do quadril.

A cobertura acetabular ântero-superior da cabeça femoral é considerada normal para valores angulares de Lequesne superiores a 25° . Quando o ângulo de Lequesne é menor

que 20° trata-se de diagnóstico de displasia do quadril, enquanto que, valores angulares entre 20° e 25° são considerados casos limítrofes [85].

2.2.1.5 Arco de Shenton

A linha (ou arco) de Shenton (ilustrada na Figura 6) é definida como o arco projetado da borda inferior do colo femoral até a borda superior do forame obturado ¹ [100] e fornece uma avaliação da migração lateral da cabeça e do colo do fêmur. Esta linha deve ser contínua e suave. Uma quebra na linha de Shenton é indicativo de subluxação ou deslocamento da cabeça femoral e, conseqüentemente, se torna um caso de displasia de desenvolvimento do quadril [3, 100].

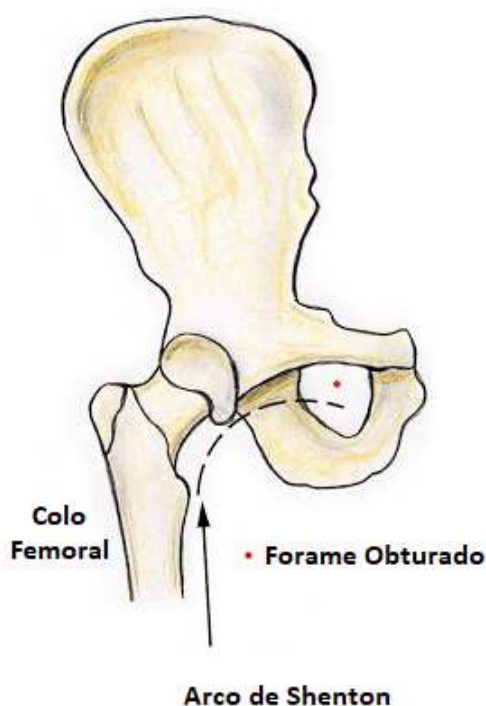


Figura 6 – Representação do arco de Shenton para um quadril normal. Adaptado de Instituto Trata [3].

2.2.2 Referências Anatômicas: quadrantes acetabulares

Quatro quadrantes (ou regiões), representados na Figura 7 para fixação de parafusos no componente acetabular foram descritos por Wasielewski *et al.* [101], em 1990. Delimitam-se estas zonas por uma linha longitudinal (linha A) que une a espinha ílica anterossuperior (EIAS) e o centro do acetábulo. Esta divide a fossa acetabular em porções anterior e posterior. Outra linha perpendicular à primeira (linha B) é traçada no centro do acetábulo e divide o acetábulo nas metades superior e inferior. Os quadrantes são

¹ Abertura (forame) existente no osso do quadril de formato ovalado, formado pelo ísquio e pelo púbis, que são partes desse osso [99].

denominados como ântero-superior, pósterio-superior, pósterio-inferior e ântero-inferior [102].

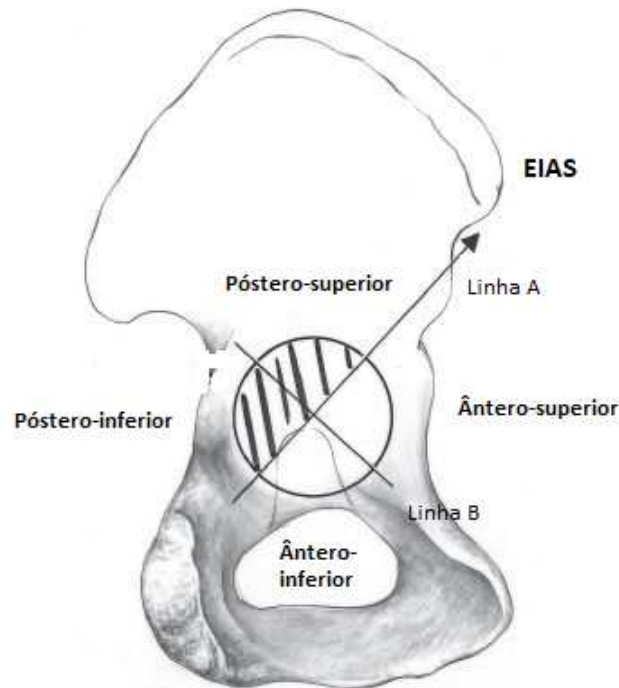


Figura 7 – Sistema de quadrantes do acetábulo. Adaptado de Musculoskeletal Key [4].

O sistema de quadrantes é proposto para explicar a relação entre a estrutura óssea do acetábulo e estruturas vasculares circundantes (veias e artérias) como forma de proteção destas últimas [103].

2.3 PATOLOGIAS DO QUADRIL: A ARTROSE

As patologias e anormalidades que comprometem o quadril, condicionando gravemente a marcha e provocando dor especialmente durante a locomoção, tem início em fases precoces da vida. Mesmo quando tratadas de forma correta, continuam provocando incapacidade para a vida adulta [104, 105]. O diagnóstico precoce depende, sobretudo, da acessibilidade dos pacientes aos especialistas [106].

A artrose ou osteoartrite (OA) é considerada uma doença crônica, de caráter progressivo e de etiologia multifatorial que provoca a degeneração (desgaste) das cartilagens que revestem as articulações, comprometendo sua funcionalidade e fazendo com que as superfícies ósseas fiquem expostas [107]. Além disso, causa dores e limitação da mobilidade, interferindo no desempenho de atividades diárias básicas [68].

A OA pode ser classificada em [108]:

- **Primária (idiopática):** etiologia previamente desconhecida, ou melhor, não há fatores que justifiquem o quadro de osteoartrite (origem desconhecida). Talvez, pequenas irregularidades na superfície da cartilagem ou anormalidades anatômicas bem sutis levem ao desgaste da articulação.
- **Secundária:** consequência de traumas, infecção, deformidade ou doenças congênitas do esqueleto, doenças metabólicas, uso excessivo da articulação e enfermidades em que há comprometimento de nervos periféricos.

A coxartrose (no quadril) é considerada como umas das principais causas de incapacidade e falência articular nos Estados Unidos da América (EUA), onde atinge 27 milhões de pessoas (12,1% da população adulta), perdendo apenas para as doenças cardiovasculares, cerebrovasculares e pulmonares [107].

A biomecânica básica da artrose no quadril é baseada na transmissão irregular da carga, fundamentada em concentricidade e excentricidade de forças e sobrecargas, transferidas à cartilagem acetabular ou pélvica [109].

Entre as causas mais comuns de coxartrose que induzem a alterações biomecânicas estão as afecções congênitas e do desenvolvimento [27], dentre as quais, destacam-se a displasia do desenvolvimento quadril (DDQ) e o impacto femoroacetabular (IFA), que são possivelmente corrigíveis por procedimentos cirúrgicos, tais como a artroscopia do quadril² e a osteotomia periacetabular (OPA) [29]. Recentemente a artroscopia vem sendo feita em pacientes juntamente com a osteotomia periacetabular [111].

2.3.1 Impacto Femoroacetabular (IFA)

O impacto femoroacetabular (IFA), projeção óssea formada no colo do fêmur ou ao longo da borda do acetábulo, que implica intrinsecamente em um impacto anormal e precoce da articulação do quadril [112], foi identificado, recentemente, como síndrome clínica relacionada ao movimento e responsável por sintomas e lesões articulares em pacientes ativos athleticamente [32].

Existem dois tipos de mecanismos associados ao IFA. O impacto do tipo *came* é formado por uma protuberância na junção colo-cabeça femoral na sua porção anterolateral, enquanto que o *pincer* (ou pinçamento) está atrelado à alterações no acetábulo, em virtude da presença de uma proeminência óssea localizada na porção anterior e superior da borda deste [77, 113], conforme se verifica na Figura 8. O tipo *misto* é a forma combinada, comumente diagnosticado (mais de 80% dos casos), caracterizado pela presença do impacto tipo *came* e do tipo *pincer*, simultaneamente, no mesmo quadril [112]. O exame físico

² Procedimento cirúrgico realizado com o auxílio de câmera e instrumentos pouco invasivos no quadril, permitindo ao ortopedista acessar alterações intra-articulares que previamente não eram diagnosticadas, muito menos tratadas [110, 111].

demonstra uma limitação à amplitude do movimento, mais especificamente à rotação interna e à adução com o quadril flexionado a 90° [114].

Nos casos cuja forma da articulação predispõe ao impacto anormal entre o fêmur e o acetábulo, causando lesão das estruturas articulares durante o arco de movimento necessário para a realização de atividades básicas, laboral ou esportiva e não havendo resolução da dor ou melhora da limitação funcional após o tratamento conservador, o cirurgião pode aparar as proeminências ósseas excessivas, suavizando as lesões da cartilagem para correção da deformidade óssea e liberando as estruturas articulares de conflitos e lesões progressivas [29, 112, 115].

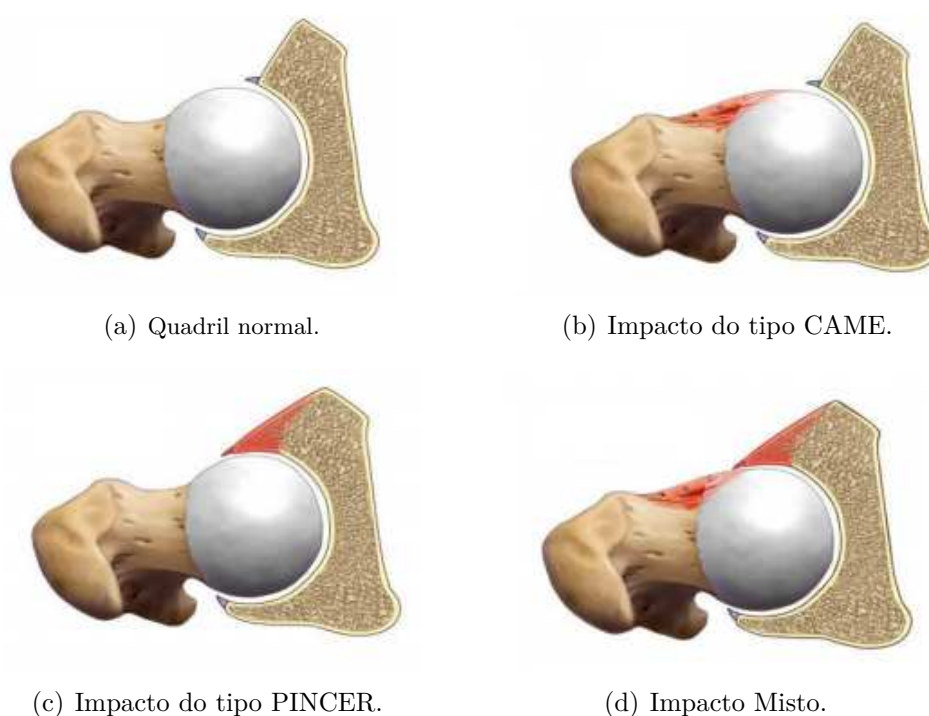


Figura 8 – Deformidades ósseas do impacto femoroacetabular. Adaptado de Vassalo [5].

Um revisão sistemática [116] avaliou a prevalência de deformidades tipo IFA em voluntários e detectou 26 estudos com mais de 2.000 pessoas acometidas (57,2% homens e 42,8% mulheres). Notou-se uma diferença significativa entre indivíduos atletas e não-atletas. Enquanto 54,8% dos atletas apresentaram deformidade tipo *came*, somente 23,1% dos não-atletas apresentaram esta deformidade. Admite-se, atualmente, que grande parte das coxartroses primárias, que respondem por aproximadamente 65% dos casos, sejam de fato, relacionadas ao IFA [32]. O impacto tipo *came* pode ser responsável por 40% dos casos de coxartrose classificada como idiopática ³ em indivíduos abaixo dos 55 anos [5].

³ Uma condição ou doença que tem uma causa desconhecida ou de origem não identificada [117].

2.3.2 Displasia de Desenvolvimento do Quadril (DDQ)

A Displasia do Desenvolvimento do Quadril (DDQ) abrange uma ampla faixa de anormalidades anatômicas do quadril, quer de natureza congênita, ou desenvolvidas nos primeiros meses de vida da criança, cuja gravidade varia de casos de instabilidade ao nascimento até a luxação congênita (perda do contato da cabeça do fêmur com o acetábulo) [118, 119]. Caracteriza-se por uma condição de instabilidade articular em que a cabeça femoral apresenta uma relação anormal com o acetábulo, que pode ser acompanhada ou não de um deslocamento parcial (subluxação) ou completo (luxação) da cabeça do fêmur [120], como mostra a Figura 9.

Na subluxação do quadril, a cabeça femoral está deslocada de sua posição anatômica normal, porém, algum contato com a cavidade acetabular é mantido. Na luxação do quadril não se verifica nenhum contato entre a cabeça femoral e a cavidade acetabular [118].

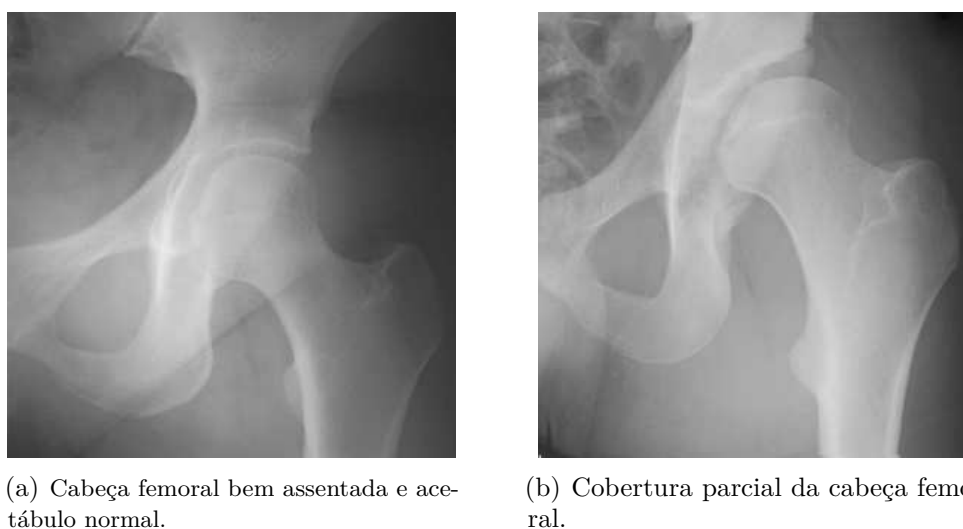


Figura 9 – Radiografias: (a) Quadril normal e (b) Displásico [6].

Sintomas como dor na virilha e crepitações podem ser sinais de displasia em jovens e adultos de meia idade acometidos, evoluindo a incapacidade de realizar exercícios que exigem a mobilidade do quadril [77].

O tratamento da displasia do quadril em adultos tem como objetivo prolongar a longevidade da articulação por meio da realização da osteotomia periacetabular. A substituição da articulação do quadril é necessária em pacientes acometidos por artrose grave [1].

O diagnóstico, quando realizado precocemente, pode ser relativamente simples, seguro e promover um tratamento geralmente eficaz. Resultados obtidos com o diagnóstico precoce e classificados como bons e excelentes são referidos tanto na área ortopédica como na área pediátrica [34]. O tratamento precoce proporciona níveis de, aproximadamente,

96% de bons resultados [118]. Contudo, o diagnóstico tardio e a falta de intervenção imediata podem levar à osteoartrite precoce no adulto jovem [63, 87]. Metade dos casos de DDQ diagnosticados e tratados tardiamente apresentará algum grau de degeneração da articulação coxofemoral entre os 16 e 31 anos [121]. A DDQ trata-se, portanto, de fator de risco estabelecido para a coxartrose precoce (antes dos 50 anos de idade) [107].

A incidência da DDQ é variável, dependendo de vários fatores, inclusive do sexo, da etnia e da localização geográfica [122, 123]. Guarniero *et al.* [118] acrescenta ainda, que o quadril esquerdo é o mais afetado (60%) enquanto que, o quadril direito é o menos afetado (20%) nas situações de unilateralidade, sendo a bilateralidade menos frequente (20%). Estima-se que, aproximadamente, um em cada 1.000 recém-nascidos pode nascer com o quadril luxado e cerca de 10 em 1.000 com o quadril subluxado (instável) [118]. Conforme Shipman *et al.* [28], a incidência da DDQ é estimada de 1,5-20/1.000 nascidos vivos, sendo quatro a oito vezes mais prevalente em mulheres.

No Brasil, no período de janeiro de 2008 a dezembro de 2017, foram registradas, no estudo realizado por Souza *et al.* [124], 14.584 internações de pacientes com diagnóstico principal de displasia de quadril no SUS (Sistema Único de Saúde).

Souza *et al.* [124] mostraram ainda que a incidência estimada de casos de DDQ no Brasil é de 1,52 por mil nascidos vivos (variando, ainda de 0,26 a 3,78/1000 nascidos vivos por região, sendo a maior observada em Santa Catarina), levando à conclusão de que tal incidência é semelhante a de alguns estados dos Estados Unidos e outros países americanos, como o Chile, menor do que a de países mediterrâneos e do Leste Europeu, Japão, Austrália e Nova Zelândia, e superior a de alguns países africanos e do Oeste Europeu [123].

2.4 PROCEDIMENTOS CIRÚRGICOS

Em pacientes sem diagnóstico e tratamento precoces e em adultos jovens tratados de maneira inadequada ou incorreta, intervenções cirúrgicas, tais como as osteotomias, são realizadas para prevenir a coxartrose e outras patologias que podem se desenvolver secundariamente à displasia. Em pacientes com dor e incapacidade, além de limitação funcional devido ao diagnóstico de osteoartrite, a artroplastia total do quadril é indicada e seus resultados são satisfatórios [125]. O presente trabalho tem como fundamento o estudo da osteotomia pericetabular. Contudo, uma sucinta descrição da artroplastia total é apresentada a fim de mostrar um comparativo qualitativo entre as técnicas, destacando o quão eficaz é a cirurgia preservadora do quadril na prevenção da coxartrose.

2.4.1 Artroplastia Total do Quadril (ATQ)

A Artroplastia Total de Quadril (ATQ) é um procedimento cirúrgico no tratamento de acometimentos da articulação coxofemoral, que visa recuperar a funcionalidade do quadril, com a substituição total da articulação natural por componentes protéticos implantáveis [84]. Esse tratamento é usualmente indicado para pacientes com doenças degenerativas da articulação que apresentam dores excessivas ou lesões com fratura no colo do fêmur [68].

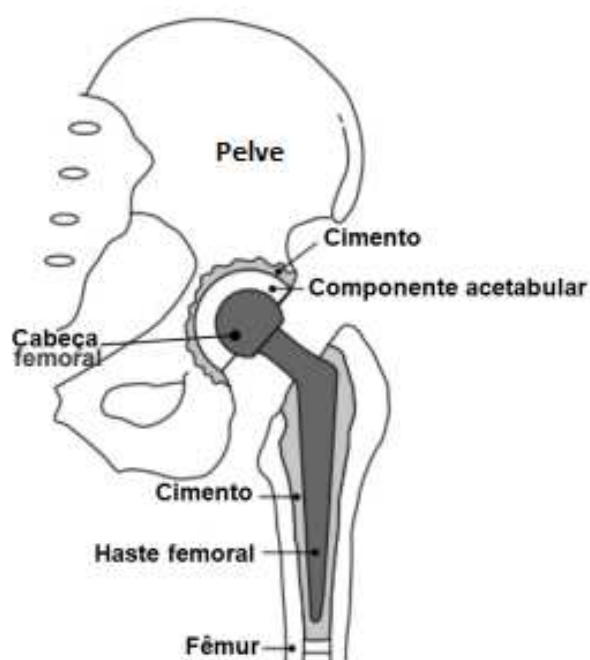


Figura 10 – Representação esquemática da Artroplastia Total de Quadril [7].

A técnica cirúrgica, conforme abordada por Petrini [68] e, esquematicamente representada na Figura 10, consiste na remoção da cabeça femoral por meio de um corte na altura do colo, preparação e limpeza do canal femoral e inserção de uma prótese composta por uma haste e uma esfera (cabeça) metálicas que se articula no componente acetabular que é fixado na cavidade da pelve. No que se refere aos tipos de fixação, existem próteses cimentadas (com mantas) e existem próteses não cimentadas. A escolha da prótese, geometria, do tamanho e técnica de cimentação são determinantes no desempenho da artroplastia [68].

Grande parte das ATQs é realizada em idosos, porém, ao longo dos últimos anos, o número de cirurgias em pacientes abaixo de 55 anos, tem crescido significativamente [126]. No entanto, há de se considerar que, para esse grupo as taxas de revisão são maiores, sendo em média de 13% após 10 anos, ou seja, tem 13% de probabilidade de necessidade de uma revisão cirúrgica. Além disso, vale acrescentar que as artroplastias revisadas possuem taxa

de falha ainda maior, em torno de 20% [7]. Cawley *et al.* [127] e Franklin *et al.* [128] destacam que, dentre as causas de falha mais frequentes de ATQ está a soltura asséptica do implante.

Em 2016, foram registradas, no Brasil, 3.864 internações para a realização da artroplastia total de quadril pelo Sistema Único de Saúde (SUS) [68]. Estima-se que esse número tende a crescer significativamente por conta do aumento da expectativa de vida e aumento da população. Nos Estados Unidos da América, em média, 253.000 cirurgias de ATQ são realizadas anualmente, com custos da ordem de centenas de milhões de dólares americanos [107].

2.4.2 Osteotomia Periacetabular (OPA)

A osteotomia periacetabular (OPA) tem por objetivo restaurar o alinhamento da articulação do quadril, e conseqüentemente a relação normal entre a cabeça femoral e o acetábulo (aumentando a cobertura da primeira e distribuindo a pressão de contato sobre a superfície da cartilagem), resultando em melhora da marcha, além de redução da dor. Designa-se de preservadora, pois, diferentemente da ATQ, não há substituição da articulação por qualquer componente protético [27, 33, 45].

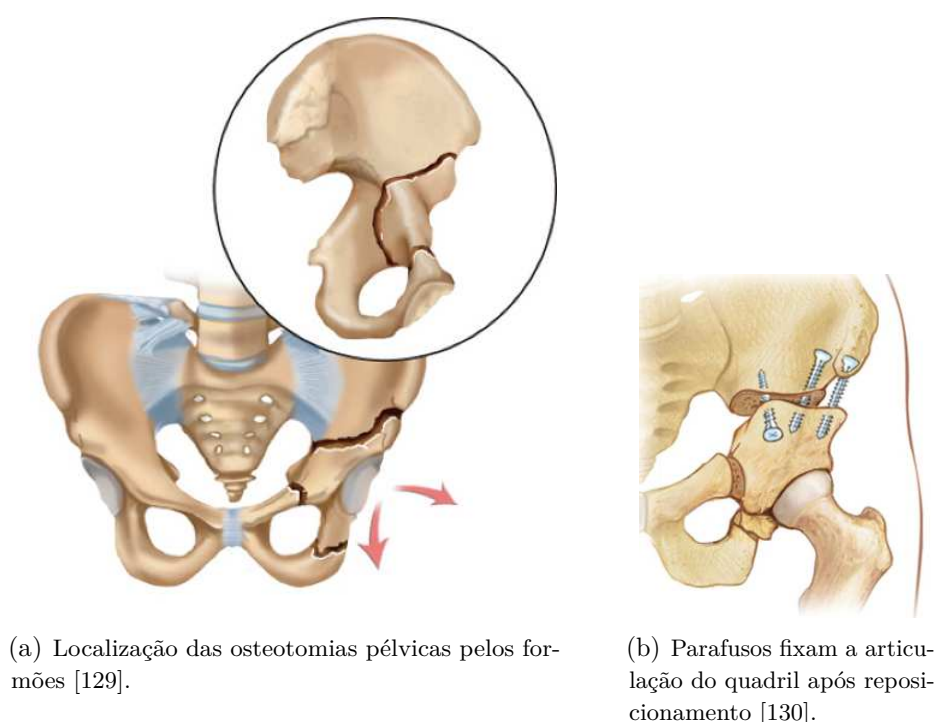


Figura 11 – Osteotomia Periacetabular.

Nesse procedimento (considerado destrutivo), os cortes na pelve, conforme demonstrados na Figura 11 (a), são realizados com o auxílio de formões cirúrgicos a fim de deixar o acetábulo livre para correção e suavização do contato entre a cabeça do fêmur e o fragmento acetabular. Os cortes penetram na pelve nas direções e angulações estabelecidas

por Ganz *et al.* [32] e o reposicionamento do acetábulo ocorre de acordo com parâmetros clínicos, na tentativa de restaurar a anatomia e, principalmente, a função normal do movimento do quadril. O fragmento é fixado por parafusos (Figura 11 (b)) e aguarda-se a consolidação óssea. A reorientação do acetábulo displásico aumenta a superfície de carga, mantendo e/ou melhorando a estabilidade articular [131].

Um crescente interesse nessa subespecialidade tem sido observado tanto no âmbito acadêmico, onde se verifica um número significativo de publicações referentes ao tema, quanto no campo médico com o aumento expressivo de cirurgias realizadas [132]. Vários estudos relatam os resultados funcionais e preditores para osteotomias de reorientação acetabular realizadas para displasia acetabular sintomática [133, 134, 135, 136].

Estudo desenvolvido pelos originadores do procedimento [137] relatou que, de 58 pacientes submetidos à osteotomia periacetabular, acompanhados por um período mínimo de 19 anos (média, 20,4 anos), 41 quadris foram preservados no último acompanhamento. A idade média na cirurgia foi de 29 anos [137]. Esses autores identificaram vários parâmetros associados a resultados ruins, que incluíram maior idade na cirurgia e maior grau de osteoartrite pré-operatória. Outros estudos também identificaram idade avançada (maior que 40 anos), maior grau de artrite pré-operatória como preditores de falha da OPA [138], além da limitação prévia dos movimentos (rotação interna menor que 20°) [139]. Yasunaga *et al.* [140] relataram os resultados de 24 pacientes com displasia acetabular com mais de 46 anos tratados com osteotomia acetabular rotacional (OAR), observando que 70% dos quadris operados foram preservados aos 10 anos de acompanhamento. Eles sugeriram que a osteotomia periacetabular minimizou a progressão da osteoartrite nesta população de pacientes.

Garbuz *et al.* [98] compararam um grupo de 28 pacientes (I) a um grupo de pacientes com idades semelhantes tratadas com artroplastia total do quadril (II). Embora os resultados de qualidade de vida tenham sido mais elevados no grupo II, os autores relataram que um número substancial de pacientes com OPA teve resultados bons e muito bons.

Takatori *et al.* [141] avaliaram em seus estudos os resultados das osteotomias acetabulares rotacionais em 13 quadris gravemente displásicos com subluxação em 11 mulheres jovens entre 20 e 35 anos. Em um período mínimo de acompanhamento de 10 anos, as pacientes apresentaram dor mínima ou nenhuma dor e, dos 13 quadris, 12 não apresentaram achados significativos de osteoartrite. Comparando a evolução desses pacientes com a evolução natural dos quadris gravemente displásicos, os autores concluíram que a osteotomia acetabular rotacional pode prevenir o aparecimento de danos à cartilagem articular.

Straight *et al.* [142] avaliaram o resultado funcional de um grupo de pacientes adultos após a osteotomia periacetabular de Ganz em 24 pacientes com seguimento médio

de 3,5 anos. Eles descobriram que 75% destes tiveram resultados bons a excelentes. Mesmo os pacientes com evidência radiográfica de coxartrose leve se beneficiaram da OPA, retardando ou eliminando a necessidade de artroplastia total do quadril, o que mostra que a OPA é responsável pela modificação da história natural da doença.

2.5 TRABALHOS RELACIONADOS

2.5.1 Métodos aplicados na simulação numérica da biomecânica do quadril

Nos diversos campos da Engenharia e Ciências, os modelos matemáticos, regidos por equações diferenciais, constituem ferramentas usadas na descrição e estimativa do comportamento de fenômenos físicos. Por conta da complexidade envolvida, na maioria dos casos, torna-se impossível a obtenção da solução exata para os problemas em estudo, sendo necessário recorrer a técnicas de aproximação.

Existe na literatura uma variedade de técnicas para o cálculo de soluções aproximadas [38, 143]. Especificamente, na área de biomecânica do quadril é possível identificar estudos que utilizaram o Método dos Elementos Finitos (MEF) e o Método dos Elementos Discretos (MED) para avaliação e análise de parâmetros biomecânicos na zona de contato (tensão de Von Mises, pressão de contato, deformações, área de contato). Muitos destes estudos apresentam modelos computacionais que servem de base para o desenvolvimento e aprimoramento das pesquisas que vem sendo realizadas ainda neste campo, buscando respostas para as diversas lacunas em aberto.

2.5.1.1 Método dos Elementos Discretos

A análise por elementos discretos foi empregada por Genda *et al.* [14] para investigar a distribuição da pressão de contato na articulação de um quadril normal, durante o apoio unipodal⁴. As geometrias foram modeladas considerando as dimensões aproximadas a de uma radiografia anteroposterior e assumindo que a articulação do quadril tinha uma forma esférica. O estudo mostrou que o pico de pressão de contato varia de acordo com o ângulo do músculo abdutor; e a área de contato varia de acordo com o ângulo CE [14].

Yoshida *et al.* [144] desenvolveram um modelo 3D da articulação do quadril e realizaram uma análise dinâmica para investigar a área de contato da articulação do quadril e a pressão durante a execução de exercícios diários, incluindo caminhada rápida, normal e lenta, os movimentos de sentar, levantar, ajoelhar, curvar-se e subir e descer escadas. Radiografias anteroposteriores (AP) foram usadas para definir a geometria do modelo da cabeça do fêmur que foi modelada como uma esfera.

Armiger *et al.* [43] avaliaram a pressão de contato na articulação do quadril antes e depois da OPA, em 10 anos, para 12 pacientes. Os modelos de quadril foram desenvolvidos

⁴ Postura ou posição de pé com uma só perna apoiada (apoio unipodal) [14].

a partir de tomografias computadorizadas e a análise via MED foi então realizada. A cobertura acetabular foi avaliada empregando-se vários parâmetros e ângulos radiológicos, entre eles, o ângulo CE e o ângulo de inclinação acetabular. A análise mostrou uma diminuição da pressão de contato em todos os pacientes após a cirurgia.

O mesmo método foi usado por Goetz *et al.* [22] para calcular as tensões de contato intra-articular em cada modelo de quadril durante a fase de apoio de um ciclo de marcha. Foram analisados 10 indivíduos com quadris radiograficamente normais e assintomáticos e 10 pacientes pareados por idade e peso com displasia acetabular submetidos à osteotomia periacetabular (OPA). Utilizou-se um algoritmo customizado implementando um método de resolução de Newton previamente desenvolvido em MATLAB. Medições radiográficas, pressão de contato e área de contato computadas pelo MED foram comparadas entre as condições pré-operatórias e pós-operatórias para os quadris displásicos e entre os quadris displásicos pós-operatórios e os quadris normais, usando o teste de postos com sinais de Wilcoxon.

2.5.1.2 Método dos Elementos Finitos

O Método dos elementos finitos (MEF) se desponta como uma ferramenta eficaz no ramo da ortopedia na avaliação biomecânica das estruturas. O comportamento mecânico do quadril tem sido estudado e analisado por meio de medições experimentais, modelos teóricos e computacionais baseados em métodos numéricos, tal como o MEF.

A amplitude de movimento da articulação do quadril artificial durante as atividades humanas, medida a partir da artroplastia total do quadril, foi relatada por Saputra *et al.* [145]. O movimento da articulação do quadril durante as atividades humanas, com base na amplitude de movimento medida foi avaliado usando simulação em elementos finitos através do programa Abaqus®. Os autores buscaram investigar a probabilidade de ocorrência de impacto protético e calcular a tensão de von Mises durante as atividades de estilo ocidental (levantar e sentar) e japonês (ajoelhar e agachar). A modelagem geométrica da articulação artificial do quadril levou em consideração o diâmetro da cabeça femoral e do colo femoral, de 28 mm e 14 mm, respectivamente, e espessura do revestimento acetabular foi de 7 mm. Uma lacuna entre a cabeça femoral e do revestimento acetabular de 24 μm foi modelada como um espaço de lubrificação. As tensões de von Mises durante o impacto protético foram mostradas e o valor é maior que a tensão de escoamento do material.

Anderson *et al.* [42] investigaram a área e a pressão de contato na articulação do quadril humano. Neste estudo, os autores construíram modelos específicos com base em tomografias computadorizadas e analisaram a área de contato e pressão de contato na cartilagem considerando três atividades: caminhada normal, descida e subida de escadas. A cartilagem foi considerada incompressível, modelada como material hiperelástico e o osso

cortical como material homogêneo hipoeelástico. Os resultados obtidos foram comparados e validados com as medições em quadris de cadáveres humanos.

Ng *et al.* [44] examinaram os efeitos do IFA tipo came no carregamento mecânico da articulação do quadril usando análise por elementos finitos. Os objetivos da pesquisa foram abordar e determinar se quadris com IFA apresentavam maiores tensões de cisalhamento em comparação com quadris normais. Para tal extraiu-se a magnitude da tensão cisalhante máxima e as localizações do pico máximo das tensões de cisalhamento. Usando a análise de elementos finitos pelo ANSYS (Canonsburg, PA, EUA) e as geometrias específicas do quadril de pacientes, segmentadas a partir de dados de TC (tomografia computadorizada), a modelagem executada foi simulada em dois cenários estáticos: posição de pé e agachamento. Para construir geometrias específicas representativas da articulação do quadril de cada paciente, o fêmur proximal e a pelve das radiografias tomográficas de cada participante foram segmentados manualmente em modelos 3D usando *software* de modelagem e segmentação (3D-Doctor 4.0, Able Software Corp., Lexington, MA, EUA). O lado afetado para ambos os pacientes foi coincidentemente o quadril esquerdo. Para formar a camada lisa de cartilagem, efetuou-se uma extrusão da superfícies do acetábulo. A concavidade do acetábulo não correspondia às curvaturas da cabeça femoral; assim, a camada da cartilagem foi modelada com espessura variável. As tensões máximas de cisalhamento foram encontradas na região ântero-superior do osso subjacente durante o agachamento. Os picos de tensões na região ântero-superior do acetábulo apresentaram magnitudes maiores para os quadris dos pacientes com IFA em comparação com os quadris normais.

Chegini *et al.* [27] apresentaram uma metodologia para a análise da distribuição de pressões de contato e tensão de Von Mises na estrutura do quadril durante o ciclo de carregamento completo de caminhada e para posição sentada em indivíduos diagnosticados com patologia articular do quadril. Modelos normais e patológicos da cabeça femoral e acetábulo foram construídos através do programa computacional de modelagem tridimensional SolidWorks (Solidworks 2005, Solidworks Corp., Boston, MA), e importados pelo *software* de elementos finitos Abaqus® (Abaqus® 6.6, Abaqus® Germany Ltd., Aachen, Alemanha). A modelagem computacional de articulações normais e patológicas foi desenvolvida a partir de variações de parâmetros morfológicos da cabeça femoral e do acetábulo (ângulos α e CE). A cartilagem entre a cabeça do fêmur e o acetábulo foi modelada como um material elástico linear isotrópico. Os modelos com anormalidade resultaram em tensões até 10 vezes maiores que os modelos normais nas diferentes situações simuladas.

Zhao *et al.* [46] conduziram uma análise de elementos finitos 3D para determinação dos efeitos da displasia e avaliação do planejamento da OPA. Foi avaliada a tensão de von Mises no osso cortical nas condições pré-operatória e pós-cirúrgica. Os autores mostraram que a técnica operativa pode ser benéfica; no entanto, os modelos exibindo

diferentes gravidades de displasia foram criados deformando-se a borda acetabular de um quadril normal. Os modelos desenvolvidos para simular a cirurgia consideraram apenas a variação do ângulo CE e do ângulo vertical-central-anterior (VCA), não representando com fidelidade a anormalidade do quadril displásico.

No trabalho desenvolvido por Zou *et al.* [33] foram utilizados dados gerados por tomografias computadorizadas⁵ de cinco quadris displásicos de quatro pacientes com DDQ, a partir dos quais foi desenvolvido um modelo de elementos finitos para investigar a posição ideal do acetábulo no pós-operatório. O acetábulo de cada modelo foi rotacionado em incrementos de 5 graus no plano coronal a partir do ângulo centro-borda (CE) original. Buscou-se analisar a relação entre área e pressão de contato e tensão de Von Mises na cartilagem femoral e pélvica até que a posição ideal para o fragmento acetabular após a OPA fosse encontrada. Constatou-se que a posição ideal do acetábulo é dependente do paciente e nem sempre corresponde ao que seria considerado um ângulo CE "normal".

Arreola [147] buscou otimizar (manualmente) a posição do fragmento acetabular em pacientes com DDQ antes de uma osteotomia periacetabular de Ganz, usando análise de elementos finitos. Para atingir o objetivo da pesquisa, modelos tridimensionais de pacientes com DDQ foram construídos a partir de dados de tomografias computadorizadas (TC). No planejamento, a cobertura acetabular lateral foi melhorada pela rotação do fragmento acetabular, aumentando o ângulo centro-borda (CE) em incrementos de 5° até o máximo de 20°. As condições de carregamento impostas consideraram a posição unipodal. A área total de contato, a pressão média de contato e tensão média de Von Mises, na cartilagem acetabular e na cartilagem da cabeça femoral, foram calculados antes da cirurgia virtual e nos diferentes incrementos de rotação acetabular após a cirurgia (no planejamento). Buscou-se uma posição ideal do acetábulo (ângulo CE), que maximizasse a área de contato, enquanto minimizasse a pressão média de contato e a tensão média de Von Mises na cartilagem acetabular e femoral. A análise foi então estendida para considerar condições de carregamento correspondentes a outras atividades diárias típicas. Os resultados para as diferentes atividades foram comparados com os resultados que consideraram os pacientes apoiados em uma perna.

Liu *et al.* [45], baseando-se em um sistema de planejamento e navegação auxiliado por computador desenvolvido em trabalhos anteriores, implementaram um modelo 3D em elementos finitos, específico do paciente para estimar a reorientação ideal do acetábulo para o planejamento da osteotomia periacetabular. Foram investigados os efeitos de dois modelos de cartilagens nos resultados da otimização biomecânica: o modelo de cartilagem de espessura constante e a cartilagem específica do paciente. O fragmento do acetábulo foi virtualmente girado em torno do eixo y em incrementos de 5 graus a partir do ângulo de

⁵ Exame não invasivo que combina equipamentos de raios-X e computadores para reproduzir via imagens (seções transversais) o órgão em estudo nos planos anatômicos [146].

inclinação do acetábulo original. Regressão linear foi usada para determinar associações entre os resultados biomecânicos obtidos nos modelos de cartilagem de espessura constante e os modelos de cartilagem específicos do paciente. O planejamento biomecânico da OPA baseado na otimização manual usando os dois modelos de cartilagem diferentes obtiveram o mesmo resultado para o posicionamento do fragmento acetabular.

Usando imagens de TC, Kitamura *et al.* [23] desenvolveram um modelo tridimensional de quadril específico para o paciente tendo como referência a posição pélvica em pé. Além disso, realizaram uma análise de contato não linear para calcular a pressão de contato articular no acetábulo em modelos de quadris displásicos antes e depois de quatro posições definidas para o fragmento acetabular (simulando a técnica virtual) e um grupo de controle, a fim de comparar parâmetros de TC entre a condição patológica, planejada virtualmente (ângulo CE de 30°) e o grupo de controle. Trinta e oito pacientes do sexo feminino (38 quadris) foram elegíveis para participar deste estudo e trinta e três mulheres voluntárias sem história de doença do quadril foram revistos como participantes de controle. O programa *Mechanical Finder* (versão 10) foi usado para construção e simulação dos modelos 3D da superfície da hemipelve, fêmur proximal e cartilagem articular. A cartilagem articular do acetábulo e da cabeça do fêmur foi representada no modelo com uma espessura constante de 1,8 mm, assumindo-a como um material homogêneo e isotrópico. A técnica virtual foi realizada em cada modelo da seguinte forma: primeiramente, o fragmento acetabular foi rotacionado lateralmente no plano coronal de modo que o ângulo centro-borda lateral fosse de 30° ; então, a rotação anterior no plano sagital foi adicionada em 0° , 5° , 10° e 15° . Foi realizada a simulação para cada posição acetabular. Os autores buscaram associar a magnitude da pressão na junta de contato com os fatores pré-operatórios (parâmetros de medição de TC e inclinação pélvica sagital), após a rotação lateral do acetábulo. Em alguns casos, foi possível identificar que a rotação lateral do fragmento acetabular diminuiu a pressão de contato articular e, posteriormente, a rotação anterior diminuiu ainda mais essa pressão.

2.5.2 Algoritmos Genéticos aplicados à área médica

A otimização consiste no processo de busca de melhores resultados para situações que se verificam em diversos campos de estudo, tendo-se como finalidade, encontrar o máximo ou o mínimo de uma função objetivo a ser modelada matematicamente, de tal maneira que a mesma represente com fidelidade o problema a ser solucionado. Os algoritmos genéticos (AGs) como métodos de otimização e busca, inspiram-se em mecanismos de evolução e objetivam varrer eficientemente espaços de busca a fim de obter resultados mais próximos da melhor solução para o problema de maximização ou minimização [148].

Inspirados pela natureza, os algoritmos metaheurísticos foram desenvolvidos para oferecer soluções ótimas ou quase ótimas para análises de dados complexas com flexibilidade

e tarefas de tomada de decisão em um tempo razoável [149]. Devido às suas características, os algoritmos metaheurísticos têm sido frequentemente usados em outros campos das ciências [150].

O uso de algoritmos genéticos tem implicações promissoras em várias especialidades médicas, e no campo da cirurgia ortopédica, muitos tipos de implantes têm sido utilizados. A revisão da artroplastia total do quadril (ATQ) usa um implante metálico denominado implante de suporte para reconstruir o acetábulo danificado. Após a revisão da ATQ, o implante de suporte pode deformar-se ou, em casos graves quebrar pela forte carga ou por outros fatores. No entanto, existem poucos métodos de diagnóstico eficazes para avaliar a deformação 3-D do implante de suporte *in vivo*. Kobashi *et al.* [49] propuseram uma nova abordagem para encontrar a deformação do implante de suporte *in vivo*. O método usa imagens de TC com vários detectores para obter a forma 3-D do implante de suporte e combina o método dos elementos finitos (MEF) e algoritmos genéticos (AGs). O sistema proposto foi avaliado por experimento de simulação computacional, e a eficácia do sistema foi demonstrada aplicando-o a um paciente específico de revisão de ATQ.

Ishida *et al.* [50] utilizaram Algoritmos Genéticos de modo a projetar uma geometria otimizada da haste femoral da ATQ, considerando as várias causas simultâneas de falha do cimento. Por este propósito, o AG foi introduzido neste estudo, tendo-se como funções objetivo, a tensão principal máxima nas seções proximal e distal no manto de cimento, para duas condições: caminhada e subida de escadas. Os resultados mostraram que a geometria que leva a uma diminuição na tensão na seção proximal difere da geometria que leva a uma diminuição na tensão distal do cimento. Cinco designs de haste dominantes foram consideradas na solução de Pareto, e um projeto foi classificado como o "melhor design" para todas as funções objetivo.

Chanda *et al.* [51] desenvolveram um esquema multiobjetivo de otimização para o implante femoral não cimentado, integrando a análise de elementos finitos e um algoritmo genético multiobjetivo (AG). O modelo de um fêmur proximal foi baseado em um conjunto de dados de tomografia computadorizada específico do indivíduo. Dezoito parâmetros que descrevem as quatro seções principais do implante foram identificados como variáveis de projeto. Foram formuladas duas funções objetivo, uma baseada no critério de falha da interface implante-osso e, a outra baseada na fração de massa óssea proximal reabsorvida (BMF), que são causas potenciais de soltura asséptica na artroplastia total do quadril (ATQ) não cimentada. Os resultados previstos pelas duas funções objetivo foram considerados contraditórios; uma redução na reabsorção óssea proximal foi acompanhada por uma maior chance de falha da interface. O BMF proximal reabsorvido foi encontrado entre 23% e 27% para as geometrias de troca, em comparação com 39% para um implante genérico. Além disso, as chances gerais de falha da interface foram minimizadas para os designs ideais, em comparação com o implante genérico. A remodelação óssea adaptativa também

foi considerada mínima para os implantes idealmente projetados e, posteriormente, com a remodelação, as chances de descolamento da interface aumentaram irrisoriamente.

Corso *et al.* [52] apresentaram uma metodologia numérica para minimizar a perda óssea em fêmur humano submetido ao procedimento de artroplastia total de quadril (ATQ) com foco na haste femoral cimentada. Modelos computacionais tridimensionais foram usados para descrever o comportamento do osso femoral. Um procedimento de otimização utilizando o método do algoritmo genético (AG) foi aplicado para minimizar a perda óssea, considerando a geometria e o material da prótese, bem como o desenho da haste. A remodelação óssea interna e externa foi analisada numericamente. O método numérico proposto mostrou que a perda de massa óssea poderia ser reduzida em 24%, alterando os parâmetros de projeto.

3 FORMULAÇÃO MATEMÁTICA E NUMÉRICA DA MECÂNICA DO CONTATO

A formulação matemática apresentada neste capítulo tem como referência, exclusivamente, as abordagens de Barbosa [8].

Sendo assim, um problema de valor de contorno para o contato sem atrito entre uma superfície deformável e outra rígida é demonstrado na seção subsequente, bem como as formulações fracas são desenvolvidas, dado que o Método dos Elementos Finitos (MEF) é utilizado para a resolução numérica do problema em questão. A partir da formulação deste problema, consegue-se obter equações e formulações para o contato entre dois corpos deformáveis.

3.1 O PROBLEMA DE EQUILÍBRIO

Considere um sólido contínuo que na sua configuração indeformada (original) ocupa o domínio $\bar{\Omega}$ tal que Ω é aberto, limitado, simplesmente conexo, subconjunto do espaço Euclidiano de pontos tridimensional, como mostrado na Figura 12.

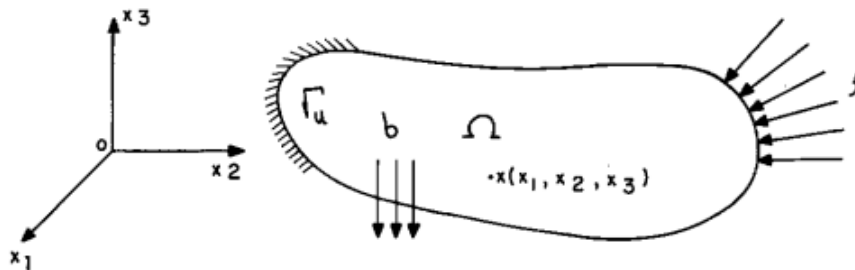


Figura 12 – Sólido contínuo na configuração indeformada [8].

Assume-se que o contorno Γ de Ω seja regular e composto de duas partes abertas Γ_u e Γ_f tais que:

$$\bar{\Gamma}_u \cup \bar{\Gamma}_f = \Gamma \quad (3.1)$$

$$\Gamma_u \cap \Gamma_f = \emptyset \quad (3.2)$$

onde são prescritos, o campo de deslocamentos, representado por u e o campo de forças de superfície, por f . Vale ressaltar que \emptyset representa o conjunto vazio.

É importante ressaltar que a condição expressa na Equação (3.2) corresponde a um abuso de notação, visto que, em geral para todo $x \in \Gamma$ o que ocorre é que se a componente $u_j(x)$, $j = 1, 2, 3$, do campo de deslocamentos u estiver prescrita, logo, a correspondente componente do campo de forças de superfície $f_j(x)$ não poderá estar prescrita.

De modo a simplificar a apresentação, supõe-se que o corpo esteja fixado em Γ_u , isto é

$$u(x) = 0, \quad \forall x \in \Gamma_u. \quad (3.3)$$

O corpo está submetido a um carregamento externo determinado pelo par (b, f) em que b é o campo de forças definido em Ω .

Diz-se que o campo de tensões internas σ está em equilíbrio com o carregamento externo (b, f) se

$$\operatorname{div} \sigma + b = 0 \quad \text{em } \Omega \quad (3.4)$$

$$\sigma n = f \quad \text{em } \Gamma_f \quad (3.5)$$

onde n é o vetor unitário normal exterior ao contorno Γ_f .

Leva-se em conta o espaço vetorial V formado por todos os campos de deslocamentos com regularidade suficiente para que as operações a serem efetuadas a seguir com seus elementos façam sentido. Considera-se ainda o subespaço \mathbb{K}

$$\mathbb{K} = v \in V : v(x) = 0 \quad \forall x \in \Gamma_u \quad (3.6)$$

formado pelos deslocamentos cinematicamente admissíveis do sólido da Figura 12.

Multiplicando-se escalarmente a Equação (3.4) pelo campo de deslocamentos $v \in \mathbb{K}$, integrando-se sobre o domínio Ω e assumindo que

$$\operatorname{div} (\sigma v) = \operatorname{div} \sigma \cdot v + \sigma \cdot \nabla v \quad (3.7)$$

onde ∇ denota o operador gradiente e o ponto indica o produto escalar, tem-se que

$$-\int_{\Omega} \sigma \cdot \nabla v \, d\Omega + \int_{\Omega} \operatorname{div}(\sigma v) \, d\Omega + \int_{\Omega} b \cdot v \, d\Omega = 0 \quad (3.8)$$

Ao aplica-se o teorema da divergência à segunda parcela da equação acima e levando em conta a simetria do tensor de tensões σ e a condição de contorno expressa pela Eq. 3.5 tem-se ainda,

$$\int_{\Omega} \sigma \cdot \frac{1}{2}(\nabla v + \nabla v^T) \, d\Omega = \int_{\Omega} b \cdot v \, d\Omega + \int_{\Gamma_f} f \cdot v \, d\Gamma \quad (3.9)$$

onde $(\cdot)^T$ denota transposição.

Assumindo-se deformações infinitesimais, o tensor de deformações ε é definido pela parte simétrica do gradiente do campo de deslocamentos

$$\varepsilon(v) = \frac{1}{2}(\nabla v + \nabla v^T) \quad (3.10)$$

e a Equação (3.9) é a Equação do Trabalho Virtual

$$\int_{\Omega} \sigma \cdot \varepsilon(v) \, d\Omega = \int_{\Omega} b \cdot v \, d\Omega + \int_{\Gamma_f} f \cdot v \, d\Gamma \quad (3.11)$$

satisfeita para todo campo de deslocamentos $v \in \mathbb{K}$ desde que σ esteja em equilíbrio com as forças externas (b, f) .

Reciprocamente, assumindo que os campos σ, b, f satisfaçam a Equação do Trabalho Virtual (3.11) para qualquer campo de deslocamentos $v \in \mathbb{K}$, mostra-se que σ está então em equilíbrio com (b, f) . Partindo-se da Eq. 3.11 e perfazendo as operações em sentido contrário chega-se a

$$\int_{\Omega} (\operatorname{div} \sigma + b) \cdot v \, d\Omega + \int_{\Gamma_f} (f - \sigma n) \cdot v \, d\Gamma = 0 \quad (3.12)$$

Como a Equação (3.12) é válida para qualquer $v \in \mathbb{K}$, em particular deverá ser válida também para qualquer v tomado no subespaço $C_0(\bar{\Omega}) \subset \mathbb{K}$

$$C_0(\bar{\Omega}) = \{w : w \text{ contínua}, w(x) = 0 \quad \forall x \in \Gamma\}$$

e assim,

$$\int_{\Omega} (\operatorname{div} \sigma + b) \cdot v \, d\Omega = 0 \quad \forall v \in C_0(\bar{\Omega}) \quad (3.13)$$

o que acarreta (3.4)

$$\operatorname{div} \sigma + b = 0 \quad \text{em } \Omega. \quad (3.14)$$

Tomando-se agora v no subespaço $C'_0(\bar{\Omega}) \subset \mathbb{K}$

$$C'_0(\bar{\Omega}) = \{w : w \text{ contínua}, w(x) = 0 \quad \forall x \in \Gamma_u\}$$

e levando em conta (3.14) segue-se, de maneira análoga, (3.5)

$$\sigma n = f \quad \text{em } \Gamma_f.$$

As Equações (3.4) e (3.5) são ditas de equilíbrio local e constituem a chamada caracterização forte de equilíbrio, enquanto a Equação (3.11) representa o equilíbrio global e constitui a caracterização dita fraca ou integral. Observa-se ainda que a equivalência de (3.4) e (3.5) com (3.11) fica condicionada à regularidade do campo de tensões σ que, se não for atendida, torna a formulação local sem sentido.

Até aqui nada foi falado a respeito da natureza do material que constitui o corpo. Considerando então que as tensões sejam função do tensor de deformações infinitesimais ε pode-se admitir a existência de uma relação da forma

$$\sigma = \sigma(\varepsilon(u)) \quad (3.15)$$

Assim, o problema de equilíbrio do sólido da Fig. 12 consiste em achar o par (u, σ) tal que:

1. u satisfaça a condição de contorno geométrica (Equação 3.3);
2. σ esteja em equilíbrio com (b, f) e,
3. σ e u estejam ligados pela relação constitutiva (Equação 3.15).

Tem-se então o problema de valor de contorno

$$\operatorname{div} \sigma(\varepsilon(u)) + b = 0 \quad \text{em } \Omega \quad (3.16)$$

$$\sigma(\varepsilon(u))n = f \quad \text{em } \Gamma_f \quad (3.17)$$

$$u = 0 \quad \text{em } \Gamma_u \quad (3.18)$$

que representa o problema do equilíbrio expresso em função do campo de deslocamentos u .

$$u \in \mathbb{K} : \int_{\Omega} \sigma(\varepsilon(u)) \cdot \varepsilon(v - u) \, d\Omega = \int_{\Omega} b \cdot (v - u) \, d\Omega + \int_{\Gamma_f} f \cdot (v - u) \, d\Gamma \quad \forall v \in \mathbb{K} \quad (3.19)$$

que corresponde a uma equação variacional.

3.2 O PROBLEMA DE CONTATO SEM ATRITO

3.2.1 O problema de Signorini

O problema de Signorini constitui um modelo teórico que descreve o contato sem atrito entre sólidos deformáveis e anteparos rígidos. Considere um sólido contínuo que na sua configuração indeformada ocupa o domínio $\bar{\Omega}$ em que Ω é aberto, limitado, simplesmente conexo, subconjunto do espaço Euclidiano de pontos tridimensional, e cujo contorno é supostamente regular. O problema de Signorini é caracterizado pelo fato deste contorno Γ poder ser particionado em Γ_u , Γ_f e Γ_c , tais que

$$\bar{\Gamma}_u \cup \bar{\Gamma}_f \cup \bar{\Gamma}_c = \Gamma \quad (3.20)$$

$$\Gamma_u \cap \Gamma_f = \Gamma_u \cap \Gamma_c = \Gamma_c \cap \Gamma_f = \emptyset \quad (3.21)$$

Há de ressaltar que Γ_u é a parte do contorno onde os deslocamentos estão prescritos (e, iguais a zero, por simplicidade) e Γ_f é a parte onde as forças de superfície estão prescritas e caracterizadas pelo campo f . A parte do contorno Γ_c apresenta condições de contorno ambíguas, ou seja, os pontos de Γ_c , após a aplicação das cargas, podem entrar em contato ou não com uma superfície rígida S ou ainda permanecer em contato ou ainda, separar-se desta mesma superfície. Esta situação é esquematizada na Figura 13 onde n é a normal unitária exterior a Γ_c .

Defini-se ainda a função s que determina a distância, medida ao longo da normal n , entre os pontos de Γ_c e de S .

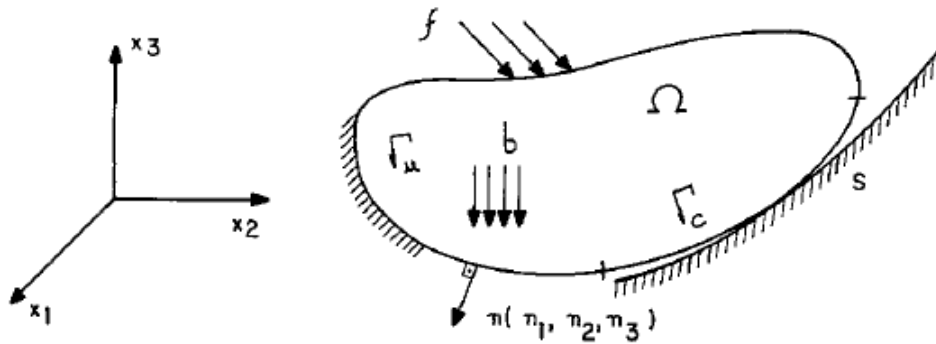


Figura 13 – Problema de contato de Signorini [8].

No contexto de deformações infinitesimais, a condição (linearizada) de não-interpenetração entre o corpo e a superfície rígida é escrito como

$$u(x) \cdot n(x) - s(x) \leq 0 \quad \forall x \in \Gamma_c \quad (3.22)$$

Denotando com os índices n e t, respectivamente, as componentes normal e tangencial de um campo vetorial, tem-se de maneira mais compacta

$$u_n - s \leq 0 \quad \text{em } \Gamma_c \quad (3.23)$$

Por outro lado, nos pontos que permaneceram (ou entraram) em contato com a superfície surge uma reação

$$r = r_n n \quad r_n \leq 0 \quad (3.24)$$

segundo a normal (o atrito foi suposto nulo) e dirigida para fora da superfície S. A restrição introduzida no problema se expressa em termos de desigualdades sendo por isso denominada unilateral:

- se $u_n - s < 0$ então $r_n = 0$
- se $u_n - s = 0$ então $r_n \leq 0$

Estas expressões podem ser reescritas na forma

$$u_n - s \leq 0$$

$$r_n \leq 0$$

$$(u_n - s) r_n = 0 \quad \forall x \in \Gamma_c$$

a última delas conhecida como relação de complementaridade entre $(u_n - s)$ e r_n .

Devido à ausência de atrito, as tensões tangenciais $(\sigma(u)n)_t$ devem ser nulas em Γ_c :

$$(\sigma(u)n)_t = (\sigma(u)n \cdot n)n$$

O problema de equilíbrio pode ser formulado então como o problema de valor de contorno

$$\begin{aligned} \operatorname{div} \sigma(\mathbf{u}) + \mathbf{b} &= 0 & \text{em } \Omega \\ \sigma(\mathbf{u}) \mathbf{n} &= \mathbf{f} & \text{em } \Gamma_f \\ \mathbf{u} &= 0 & \text{em } \Gamma_u \end{aligned}$$

$$\left. \begin{aligned} (\sigma(\mathbf{u})\mathbf{n})_t &= 0 \\ \mathbf{r}_n &= \sigma(\mathbf{u})\mathbf{n} \cdot \mathbf{n} \leq 0 \\ \mathbf{u}_n - s &\leq 0 \\ \mathbf{r}_n(\mathbf{u}_n - s) &= 0 \end{aligned} \right\} \text{em } \Gamma_c \quad (3.25)$$

Observa-se ainda que Γ_c não é conhecido "a priori", fazendo parte portanto da solução do problema.

Para se obter uma formulação variacional do problema de Signorini define-se os conjuntos dos campos de deslocamentos cinematicamente admissíveis

$$\mathbb{K} = \{w : w \text{ é suf. regular, } w = 0 \text{ em } \Gamma_u, w \cdot \mathbf{n} - s \leq 0 \text{ em } \Gamma_c\}. \quad (3.26)$$

Da definição segue que \mathbb{K} não é um espaço vetorial. Entretanto, para w_1 e $w_2 \in \mathbb{K}$ tem-se

$$\theta w_1 + (1 - \theta) w_2 = w \in \mathbb{K} \quad \forall \theta \in [0, 1] \quad (3.27)$$

ou seja, \mathbb{K} é um conjunto convexo.

Tomando-se $v \in \mathbb{K}$ arbitrário e multiplicando-se $\operatorname{div} \sigma(\mathbf{u}) + \mathbf{b} = 0$ por v , integrando-se em Ω , aplicando o teorema da divergência e usando $\sigma(\mathbf{u}) \mathbf{n} = \mathbf{f}$ em Γ_f tem-se

$$\int_{\Omega} \sigma \cdot \varepsilon(v) \, d\Omega = \int_{\Omega} \mathbf{b} \cdot v \, d\Omega + \int_{\Gamma_f} \mathbf{f} \cdot v \, d\Gamma + \int_{\Gamma_c} \sigma \mathbf{n} \cdot v \, d\Gamma \quad \forall v \in \mathbb{K} \quad (3.28)$$

Aplicando a expressão acima para $v = u$, solução do problema e subtraindo uma da outra vem

$$\int_{\Omega} \sigma \cdot \varepsilon(v - u) \, d\Omega = \int_{\Omega} \mathbf{b} \cdot (v - u) \, d\Omega + \int_{\Gamma_f} \mathbf{f} \cdot (v - u) \, d\Gamma + \int_{\Gamma_c} \sigma \mathbf{n} \cdot (v - u) \, d\Gamma \quad \forall v \in \mathbb{K} \quad (3.29)$$

A última integral não pode ser calculada por não se conhecer Γ_c . Entretanto, levando em conta que $(\sigma(\mathbf{u})\mathbf{n})_t = 0$ em Γ_c tem-se

$$\begin{aligned} \sigma \mathbf{n} \cdot (v - u) &= \mathbf{r}_n(v_n - u_n) \\ &= \mathbf{r}_n(v_n - s) - \mathbf{r}_n(u_n - s) \\ &= \mathbf{r}_n(v_n - s) \geq 0 \end{aligned} \quad (3.30)$$

já que u é solução do problema, $r_n \leq 0$ e $v \in \mathbb{K}$. Assim se u é solução do problema de valor de contorno (Eq. 3.25) então satisfaz também a inequação variacional

$$\int_{\Omega} \sigma(u) \cdot \varepsilon(v - u) \, d\Omega \geq \int_{\Omega} b \cdot (v - u) \, d\Omega + \int_{\Gamma_f} f \cdot (v - u) \, d\Gamma \quad \forall v \in \mathbb{K} \quad (3.31)$$

Se u satisfaz à inequação variacional (3.31) então u é solução do problema de valor de contorno (3.25). Para isto aplica-se o teorema da divergência a Equação (3.31) obtendo-se

$$\int_{\Omega} (\operatorname{div} \sigma(u) + b) \cdot (v - u) \, d\Omega \leq \int_{\Gamma_f} (\sigma(u)n - f) \cdot (v - u) \, d\Gamma + \int_{\Gamma_c} \sigma(u)n \cdot (v - u) \, d\Gamma \quad \forall v \in \mathbb{K} \quad (3.32)$$

Tomando-se $v = u + w$ com $w \in C_0(\bar{\Omega})$, $C_0(\bar{\Omega}) = \{h: h \text{ é suf. regular, } h = 0 \text{ em } \Gamma\}$, tem-se $v \in \mathbb{K}$ e (3.32) se reduz a

$$\int_{\Omega} (\operatorname{div} \sigma(u) + b) \cdot w \, d\Omega \leq 0 \quad \forall w \in C_0(\bar{\Omega}) \quad (3.33)$$

Como $C_0(\bar{\Omega})$ é um espaço vetorial, $-w \in C_0(\bar{\Omega})$ e a inequação acima deverá ser válida para w e $-w$ o que acarreta

$$\int_{\Omega} (\operatorname{div} \sigma(u) + b) \cdot w \, d\Omega = 0 \quad \forall w \in C_0(\bar{\Omega}) \quad (3.34)$$

Logo, pelo lema fundamental do cálculo das variações, tem-se

$$\operatorname{div} \sigma(u) + b = 0 \quad \text{em } \Omega \quad (3.35)$$

Um procedimento análogo, porém tomando-se $w \in C'_0(\bar{\Omega})$, $C'_0(\bar{\Omega}) = \{h: h \text{ é suf. regular, } h = 0 \text{ em } \Gamma_u \cup \Gamma_c\}$, leva a

$$\sigma(u)n = f \quad \text{em } \Gamma_f. \quad (3.36)$$

Considerando as Equações (3.35) e (3.36), a Equação (3.32) se reduz a

$$\int_{\Gamma_c} \sigma(u)n \cdot (v - u) \, d\Gamma \geq 0 \quad \forall v \in \mathbb{K} \quad (3.37)$$

Tomando agora $v = u + w$ com $w \in C''_0(\bar{\Omega})$, $C''_0(\bar{\Omega}) = \{h: h \text{ é suf. regular, } h_n = 0 \text{ em } \Gamma_c\}$, tem-se que $v \in \mathbb{K}$ e

$$\int_{\Gamma_c} (\sigma(u)n)_t \cdot w_t \, d\Gamma \geq 0 \quad \forall w \in C''_0(\bar{\Omega}) \quad (3.38)$$

Novamente, como $-w \in C''_0(\bar{\Omega})$ segue-se que

$$(\sigma(\mathbf{u})\mathbf{n})_t = 0 \quad \text{em } \Gamma_c \quad (3.39)$$

significando que a reação r associada à restrição unilateral imposta pela superfície S deve ser normal a Γ_c :

$$\mathbf{r} = r_n \mathbf{n} = \sigma(\mathbf{u})\mathbf{n} \quad \text{em } \Gamma_c$$

e assim, a Equação (3.37) é reduzida a

$$\int_{\Gamma_c} r_n (\mathbf{v}_n - \mathbf{u}_n) d\Gamma \geq 0 \quad \forall \mathbf{v} \in \mathbb{K} \quad (3.40)$$

Tomando $\mathbf{v} = \mathbf{u} + \mathbf{w}$ com $\mathbf{w} \in C_0'''(\bar{\Omega})$,

$$C_0'''(\bar{\Omega}) = \{h : h \text{ é suf. regular, não identicamente nulo, } h_n \leq 0 \text{ em } \Gamma_c\}.$$

tem-se que $\mathbf{v} \in \mathbb{K}$ e $\int_{\Gamma_c} r_n \mathbf{w}_n d\Gamma \geq 0 \quad \forall \mathbf{w} \in C_0'''(\bar{\Omega})$ acarreta

$$r_n \leq 0 \quad \text{em } \Gamma_c \quad (3.41)$$

Finalmente considerando campos $\mathbf{v}^1, \mathbf{v}^2 \in \mathbb{K}$ em (3.40) tais que $\mathbf{v}_n^1 = s$ e $\mathbf{v}_n^2 = 2\mathbf{u}_n - s$ tem-se

$$\int_{\Gamma_c} r_n (\mathbf{u}_n - s) d\Gamma = 0$$

o que, juntamente com (3.41) e o fato de que $\mathbf{u} \in \mathbb{K}$ fornece

$$r_n (\mathbf{u}_n - s) = 0 \quad \text{em } \Gamma_c \quad (3.42)$$

Os resultados (3.35), (3.36), (3.39), (3.41) e (3.42), mostram, que havendo regularidade suficiente, a solução \mathbf{u} da inequação variacional (3.31) é também solução do problema de balor de contorno (3.25).

3.3 FORMULAÇÃO DO CONTATO NO ABAQUS®

A modelagem computacional da mecânica do contato é um tema muito desafiador e muitos trabalhos de pesquisa vem sendo realizados neste campo. A modelagem adequada de problemas de contato requer conhecimento e experiência do modelador. Felizmente, o Abaqus® dispõe de uma série de ferramentas computacionais e algoritmos para lidar com problemas de contato que requerem uma entrada mínima do usuário. Nesta seção, uma breve introdução à modelagem do contato no Abaqus® é fornecida tendo-se como base a documentação do próprio programa de elementos finitos [151], dado que, este é utilizado para análise e simulação do problema em estudo.

O Abaqus® [151] fornece várias formulações de contato. Cada formulação é automaticamente selecionada (ou pode ser alterada pelo usuário) com base na:

1. Escolha da discretização de contato: discretização de contato nó-superfície (*node-to-surface*) e superfície a superfície (*surface-to-surface*);
2. Abordagem de rastreamento: tem impacto considerável sobre como as superfícies de contato interagem (levam em conta o movimento relativo entre duas superfícies interagentes em simulações de contato mecânico). No Abaqus existem três aproximações para calcular o movimento relativo das duas superfícies formando um par de contato [152]:
 - *Finite-sliding* (deslizamento finito): caso mais geral que permite qualquer movimento arbitrário das superfícies;
 - *Small-sliding* (Pequeno deslizamento): embora dois corpos possam sofrer grandes deformações, pouco deslizamento entre os pares contactados é verificado.
 - Deslizamento e rotação infinitesimal, que assume pequenos ambos o movimento relativo das superfícies e o movimento absoluto dos corpos em contato.
3. Atribuição de funções master (mestre) e slave (escrava) às superfícies de contato.

O algoritmo de contato geral no Abaqus® sempre usa a formulação de deslizamento finito de contato do tipo superfície-a-superfície (*default*). As funções mestre e escrava são atribuídas às superfícies automaticamente, embora seja possível substituir ou inverter essas atribuições. Esta formulação também pode ser usada para pares de contato, mas não é o padrão, sendo necessário selecionar qual superfície é a mestra e qual é a escrava.

O Abaqus® usa restrições condicionais para forçar o contato entre as superfícies interagentes. A localização e as condições dessas restrições podem variar conforme a discretização do contato. Com a discretização do tipo nó-a-superfície (tradicional), as condições de contato são estabelecidas de modo que cada nó "escravo" em um lado de uma interface de contato interaja efetivamente com um ponto de projeção na superfície "mestre" no lado oposto da interface de contato. Assim, cada condição de contato envolve um único nó escravo e um grupo de nós mestres próximos, a partir dos quais os valores são interpolados para o ponto de projeção. A discretização do tipo nó-a-superfície apresenta as seguintes características:

- Os nós escravos são restringidos para não penetrarem na superfície mestre; no entanto, os nós da superfície mestre podem, em princípio, penetrar na superfície escrava, como se pode verificar na Figura 14;
- A direção do contato é baseada na direção normal da superfície mestre;
- As únicas informações necessárias para a superfície escrava é a localização e a área de superfície associada a cada nó.

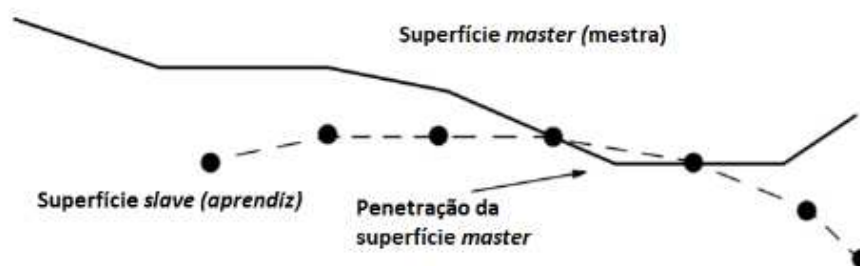


Figura 14 – Exemplo de penetração da superfície mestra na superfície escrava [9].

A discretização do tipo superfície-a-superfície considera a forma das superfícies escrava e mestre na região das restrições de contato. A discretização do tipo superfície-a-superfície tem as seguintes características principais:

- A formulação do tipo superfície-a-superfície impõe condições de contato sobre regiões próximas a nós escravos, em vez de apenas em nós escravos individuais. As regiões de média são aproximadamente centradas nos nós escravos, de modo que cada restrição de contato considera predominantemente um nó escravo, mas também considera os nós escravos adjacentes. Alguma penetração pode ser observada em nós individuais;
- A direção do contato é baseada em uma normal média da superfície escrava na região ao redor de um nó escravo;
- A discretização do tipo superfície-a-superfície não é aplicável se uma superfície baseada em nó for usada na definição do par de contato (ao contrário do que pode ser usado na discretização do tipo nó-a-superfície). Em geral, a discretização superfície a superfície fornece resultados de tensão e pressão mais precisos do que a discretização nó a superfície.

São as propriedades de contato que definem os modelos de interação mecânica que governam o comportamento das superfícies quando estão contactadas. Tais propriedades podem ser aplicadas seletivamente a regiões específicas dentro de um domínio de contato geral. As atribuições de propriedades de contato se propagam por todas as etapas de análise nas quais a interação geral de contato está ativa.

O modelo de propriedade de contato padrão no Abaqus® corresponde a contato "rígido" na direção normal (*hard contact*), sem atrito (*frictionless*) e sem interações térmicas, podendo ser alterado pelo usuário. É possível ao usuário determinar propriedades específicas para certas regiões, sendo que as atribuições são propagadas para todas as etapas no decorrer da análise.

Existem três algoritmos para a resolução do contato disponíveis no Abaqus®, tendo como base: o método direto, o método de penalidade e o método lagrangeano aumentado. Comumente, o método de penalidade é usado para deslizamento finito e contato superfície a superfície (incluindo contato geral). O método lagrangiano aumentado é usado para o contato tridimensional com discretização nó-superfície, considerando também deslizamento finito, enquanto que, o método direto é o usado em todos os outros casos (pequenos deslizamentos). Os dois primeiros fornecem soluções mais eficientes (geralmente devido aos custos de cálculo reduzidos por iteração e um número menor de iterações gerais por análise).

4 OTIMIZAÇÃO

4.1 CONCEITOS FUNDAMENTAIS

A otimização é um ramo da Matemática que tem como objetivo encontrar a melhor solução ou resultado possível para um problema sob determinado conjunto de restrições [153], ou em outras palavras, encontrar os valores máximos ou mínimos de uma função (ou várias funções) que representem o problema em questão, cujas variáveis (conjunto de características do sistema) satisfaçam certas condições e/ou restrições na forma de igualdades ou desigualdades. O ponto que maximiza ou minimiza uma função é denominado solução ótima [154, 10, 155].

Os problemas de otimização estão presentes nos mais distintos campos e áreas de estudo, como medicina, projetos de engenharia, planejamento de transportes, planejamento da produção, gerenciamento de tráfego e muitos outros domínios [153]. Contudo, os mesmos tem se tornado mais complexos e de difícil solução, o que torna indispensável e de fundamental importância a utilização de recursos computacionais para a sua resolução.

No caso de o problema de otimização consistir em maximizar a função objetivo $f(\mathbf{x})$, isso equivale a, simplesmente, minimizar a função $-f(\mathbf{x})$. A Figura 15 retrata com fidelidade esta situação, de modo que, considerando o ponto \mathbf{x}^* como o valor mínimo de $f(\mathbf{x})$, esse mesmo ponto corresponde ao valor máximo da função objetivo $-f(\mathbf{x})$.

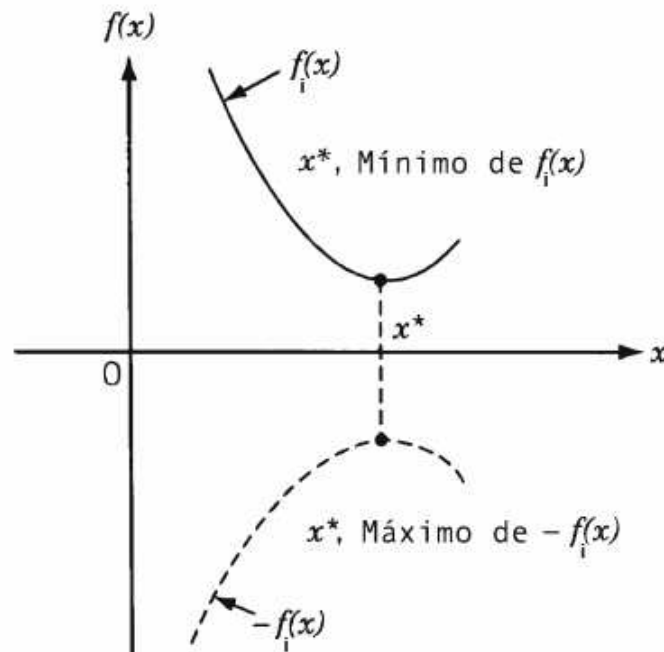


Figura 15 – Minimizar $f_i(\mathbf{x})$ é o mesmo que maximizar $-f_i(\mathbf{x})$. Adaptado de Rao [10].

4.2 FORMULAÇÃO DO PROBLEMA DE OTIMIZAÇÃO

De forma geral, o modelo matemático básico de um problema de otimização consiste em minimizar uma função objetivo $f(\mathbf{x})$, a qual está sujeita a restrições em suas variáveis. Este pode ser formalmente elaborado como [156]:

$$\text{Encontrar } \mathbf{x} \text{ que minimize } f_i(\mathbf{x}) \left\{ \begin{array}{l} g_j(\mathbf{x}) \leq 0, \quad j = 1, 2, \dots, n_g \\ h_k(\mathbf{x}) = 0, \quad k = 1, 2, \dots, n_h \\ x_i^I \leq x_i \leq x_i^S, \quad i = 1, 2, \dots, n \end{array} \right. \quad (4.1)$$

sujeito a:

onde o vetor \mathbf{x} é designado como o vetor de incógnitas ou vetor das n variáveis de projeto, $f_i(\mathbf{x})$ são as funções objetivo e $g_j(\mathbf{x})$ e $h_k(\mathbf{x})$ são as restrições de desigualdade e igualdade, respectivamente. Os valores limites das variáveis são determinados por meio de x_i^I e x_i^S , representando, respectivamente, o valor inferior e superior da variável x_i . Nas expressões, n , n_f , n_g e n_h são o número de variáveis de projeto, número de funções objetivo, número de restrições de desigualdade e igualdade, respectivamente.

As restrições de igualdade são comumente transformadas em restrições de desigualdade da seguinte forma:

$$|h_k(\mathbf{x})| - \epsilon \leq 0, \quad k = 1, 2, \dots, n_h \quad (4.2)$$

onde a tolerância ϵ é suficientemente pequena (na ordem de 10^{-4}), garantindo que esta transformação não afeta significativamente a qualidade da solução do problema.

Vários problemas de otimização podem ser construídos conforme a escolha das variáveis de projeto, a função objetivo e as restrições. Sendo assim, a Tabela 1, apresenta detalhadamente como tais problemas podem ser classificados com base nestas características.

4.3 MÉTODOS PARA RESOLUÇÃO

Os métodos determinísticos são considerados métodos clássicos dos quais a partir de teoremas é possível obter sua convergência para uma solução ótima, enquanto que, os métodos probabilísticos (ou estocásticos) fundamentam-se na avaliação da função objetivo a partir da introdução de parâmetros gerados por eventos aleatórios [157].

Recentemente, algoritmos meta-heurísticos (Colônia de Formigas, Enxame de Partículas, Algoritmo Genético, Redes Neurais Artificiais) vem sendo frequentemente aplicados com sucesso na área de otimização e amplamente empregados na resolução de problemas dessa natureza. Grande parte desses algoritmos se baseia em algumas características de sucesso do sistema biológico, em aspectos comportamentais, evolutivos,

ou de estratégias bem definidas [153, 157]. Contudo, esta pesquisa tem foco nos Algoritmos Genéticos, tal como é apresentado na seção seguinte um algoritmo de busca que pode ser utilizado para a procura da solução ótima em problemas de otimização.

Tabela 1 – Classificação dos problemas de otimização, extraída e adaptada de Gandomi *et al.* [15].

Base da Classificação	Categoria
Número de Variáveis de Projeto	Única Variável Multivariável
Número de Funções Objetivo	Único Objetivo Multiobjetivo Nenhum
Presença de Restrições	Com Restrições Sem Restrições
Características de Restrições e Funções Objetivo	Linear Não linear
Tipo de Variáveis de Projeto	Discreta Contínua Mista
Natureza das Variáveis e Dados de Entrada	Probabilística Determinística

4.4 ALGORITMOS GENÉTICOS

Algoritmos genéticos (AGs) são algoritmos de busca baseados em mecanismos presentes na seleção natural e na genética natural, desenvolvidos por John Henry Holland em 1975. Utilizam conceitos provenientes do princípio de seleção natural proposto por Darwin, para abordar uma série ampla de problemas, em especial àqueles relacionados ao campo da otimização. Robustos, genéricos e adaptáveis facilmente, constituem-se de uma técnica amplamente estudada e aplicada em diversas áreas [11, 155].

O algoritmo adapta a otimização de um problema por meio de uma população de indivíduos, que serão submetidos a comportamentos evolutivos, cruzando entre si, sofrendo mutações e gerando novos indivíduos que, com o passar das gerações, serão cada vez mais aptos à sobrevivência. Entende-se a adaptabilidade à sobrevivência como a qualidade da solução, sendo o indivíduo mais apto aquele que possui a melhor solução para o problema em questão [155].

Os algoritmos genéticos imitam o processo genético, no qual, as características hereditárias são transmitidas de pai para filho. A unidade básica de herança é um gene. Vários desses genes, que codificam características específicas estão presentes em um cromossomo [155]. Um cromossomo é representado por uma estrutura de dados, representada geralmente por um vetor ou uma cadeia de bits. Em geral, este cromossomo corresponde a um conjunto de parâmetros da função objetivo cuja resposta se quer

maximizar ou minimizar. O conjunto de todas as configurações que o cromossomo pode assumir constitui no seu espaço de busca [158].

Conforme abordado por Silva [148], os AGs partem de uma população de soluções (indivíduos, codificados por seus cromossomos) que se desenvolvem por meio da aplicação de operadores genéticos (formando um mecanismo eficiente de busca evolutiva) que visam aprimorar a aptidão média da população no decorrer das gerações (número de vezes pelas quais a população passa pelo processo de seleção, reprodução, mutação e atualização). Cada um desses indivíduos corresponde a uma possível solução para o problema. A codificação das variáveis pode ser binária ou real. A primeira é comumente indicada em problemas com variáveis discretas, enquanto que a codificação real é recomendada em problemas com variáveis contínuas [148, 159].

Para a codificação binária, busca-se realizar um procedimento de decodificação para recuperar os valores em números reais ou inteiros das variáveis na base 10, de tal modo que é feito um mapeamento da codificação binária para um valor inteiro e/ou real [159].

É importante definir, nesta etapa, como será a representação do material genético dos indivíduos, pois isso impactará significativamente a implementação, em como serão realizadas as etapas subsequentes. Uma abordagem geralmente utilizada é basear o genótipo em uma cadeia binária, composta por 0's e 1's, representada por uma *string* que, após uma série de transformações, será convertida em um valor que representará as características visíveis ou palpáveis de cada indivíduo, representada pelo fenótipo [160]. Assim, denomina-se fenótipo uma solução particular de um problema e genótipo a sua representação no espaço de busca do AG.

Para se calcular o fenótipo, utilizando como base a representação binária do genótipo, e assumindo que o fenótipo deve respeitar um limite de valores, uma possível abordagem apontada por [160] é utilizar a equação (4.3), sendo T_{imax} e T_{imin} o valor máximo e mínimo assumido por T_i , $DV(s_i)$ o valor real da cadeia binária (s_i) e l_i o comprimento da cadeia :

$$T_i = T_{imin} + \frac{(T_{imax} - T_{imin})DV(s_i)}{(2^{l_i} - 1)} \quad (4.3)$$

Na Equação 4.3, a variável T_i representa o valor final ou a característica resultante para uma determinada posição ou gene específico (s_i) no genótipo.

Holland [161] resumiu o funcionamento dos AGs em algumas etapas principais, representadas no esquema da Figura 16, a constar: inicialização, avaliação, seleção, cruzamento, mutação, atualização e finalização.

O primeiro procedimento do AG, após a definição da codificação ideal, é a criação



Figura 16 – Fluxograma mostrando as principais etapas de um algoritmo genético básico [11].

de uma população inicial que represente as possíveis respostas para o problema a ser tratado. O recurso mais geral de se criar uma população inicial é aleatoriamente por meio de um gerador randômico [159]. O tamanho da população é um parâmetro do AG e refere-se a quantidade de indivíduos que compõem a população, constante durante o processo evolutivo. Quando o número de indivíduos é pequeno, Costa [162] descreve que existem muitas chances de perda da diversidade necessária para a busca da melhor solução. Em contrapartida, se a mesma for relativamente grande, o algoritmo torna-se ineficiente, em termos de tempo para avaliação da população, exigindo maiores recursos computacionais.

Sendo assim, a primeira etapa ao efetuar uma busca utilizando o AG é definir uma população inicial que, usualmente, é gerada de maneira randômica. O algoritmo se encerra ao respeitar um determinado critério de parada [155, 163].

Posteriormente à inicialização, parte-se para a submissão da população ao processo de evolução [159].

Geralmente, a aptidão do indivíduo é determinada com o cálculo da função objetivo, com base nas características de cada indivíduo, ou ponto no espaço de pesquisa, que depende

das especificações de projeto. Aqui, cada indivíduo da população é avaliado para que seja determinado o seu grau de adaptação, de tal forma que o AG seja capaz de responder sobre o quão boa uma resposta é para o problema proposto [11].

Em síntese, Fonseca [163] descreve que, ao implementar o AG na resolução de um problema, há a necessidade de determinar uma variedade de componentes, entre os quais destacam-se:

- Uma representação das soluções do problema, ou seja, a forma como serão codificadas;
- Uma forma de gerar a primeira população, contendo as soluções que irão gerar as populações seguintes;
- Uma maneira de avaliar as aptidões obtidas por cada indivíduo, baseado nas características que o define perante o problema;
- Um esquema de seleção dos genitores visando a reprodução;
- Operadores que possibilitem a variação da geração dos novos indivíduos;
- Reposição visando atualização da população de genitores baseados em um operador a ser definido;
- Os valores dos hiperparâmetros do AG, como:
 - Tamanho da população;
 - Probabilidades da aplicação de operadores, como a taxa de probabilidade de ocorrência de mutação;
 - O número de populações que serão geradas, em alguns casos.
- Definição do critério de parada adotado.

4.4.1 Seleção

Na fase de seleção dos progenitores, os indivíduos mais aptos (de melhor qualidade) da geração atual tem maior probabilidade de serem selecionados para dar origem às novas soluções [164]. Ou seja, baseado na Teoria da Evolução de Darwin, os melhores indivíduos (genitores = indivíduos pais) da população são escolhidos para sobreviver e gerar filhos. Sendo assim, fazendo uso do grau de adequação de cada indivíduo, é efetuado um sorteio onde os mais aptos possuem maior probabilidade de se reproduzirem, a fim de manter a diversidade da população. A probabilidade de uma dada solução ser selecionada é proporcional à sua aptidão e calculada em termos da função de avaliação de cada indivíduo [159, 11]. A seleção pode ser alcançada por alguns dos métodos descritos abaixo:

1. Seleção por roleta (*roulette wheel selection*): cada indivíduo da população é representado na roleta proporcionalmente ao seu índice de aptidão (ou adaptação). Desta forma, aos indivíduos com alta aptidão é dada uma porção maior da roleta, enquanto que, aqueles de aptidão mais baixa é atribuída uma porção relativamente menor da roleta. Por fim, dependendo do tamanho da população, a roleta é girada um determinado número de vezes, de modo que, são escolhidos, como indivíduos que participarão da próxima geração, os que foram sorteados na roleta [12, 159]. A Figura 17 apresenta um exemplo da distribuição dos indivíduos na roleta.

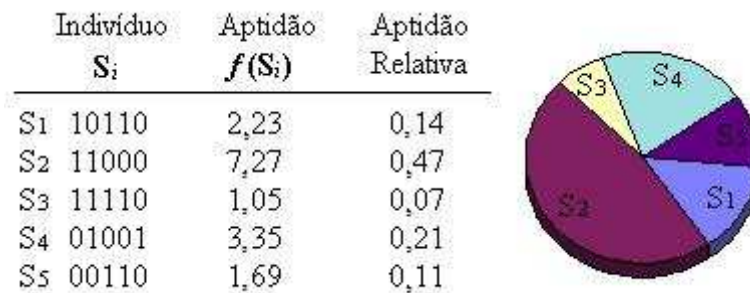


Figura 17 – Seleção por Roleta [12].

2. Seleção por Torneio (*tournament selection*): n indivíduos da população são escolhidos aleatoriamente, comparam-se suas aptidões e o mais apto destes é selecionado [159].
3. Seleção por *Ranking*: os indivíduos da população são ordenados conforme seu valor de aptidão e a probabilidade de escolha é atribuída de acordo a posição do indivíduo no *ranking* [165].

Quando se realiza o processo de seleção, busca-se encontrar o conjunto de pais da geração atual responsável por gerar os novos indivíduos, que serão os genitores da geração seguinte. Contudo, quando a nova geração é constituída apenas pelos novos indivíduos, mesmo que estes sejam exatamente iguais a alguns dos pais selecionados, corre-se o risco de perder um bom indivíduo. Para que não haja esta perda a cada geração, recorre-se a estratégias que garantam que a melhor solução não seja perdida no processo de busca ao passar das gerações [159, 166], que serão descritas nas seções subsequentes.

É importante salientar que, em um AG simples, o tamanho da população é mantido constante no decorrer das gerações. Se a população for formada por p indivíduos, é preciso selecionar p genitores para dar origem aos p descendentes que resultarão na nova geração. Além disso, neste processo, os elementos mais aptos serão selecionados diversas vezes, enquanto que outros podem não ser escolhidos nunca, justificando o fato de que, esta pressão evolutiva permite a convergência gradual do algoritmo para áreas promissoras do espaço de busca [164].

4.4.2 Cruzamento (*crossover*)

Uma vez selecionados os indivíduos, estes passam com uma probabilidade preestabelecida pelo processo de cruzamento (ou reprodução, ou recombinação), onde partes dos genes dos pais são combinadas para geração de filhos [11]. Trechos das características de um indivíduo são trocados pelo trecho equivalente do outro [159].

A etapa de cruzamento (*crossover*) é responsável pela troca de material genético entre os genitores (pais) durante o processo de reprodução. Enquanto que, o processo de seleção tem como objetivo determinar os locais mais promissores da busca, o cruzamento combina esses locais a fim de tentar gerar soluções de maior qualidade para o problema [148], havendo uma chance de melhorar a avaliação do indivíduo em relação aos pais. De acordo com Linden [167], este operador é aplicado com uma taxa de probabilidade variando entre 60% a 95%.

Dentre os mecanismos de recombinação (cruzamento) mais usados, destacam-se [48]:

1. Recombinação com um ponto de corte: para codificação binária, este operador é o mais clássico dentro dos algoritmos genéticos. Os cromossomos de cada par de indivíduos a serem cruzados ou recombinados são particionados em um ponto denominado *ponto de corte*, sorteado aleatoriamente (randomicamente). Um novo cromossomo é gerado permutando-se a metade inicial de um cromossomo pai com a metade final do outro gerando-se dois filhos [168]. A Figura 18 apresenta um exemplo de recombinação.

Pai	S - 1	100001010		111010	→	100001010	011101	Filho 1
Pai	S - 2	100000110		011101		100000110	111010	Filho 2

Figura 18 – Recombinação de um ponto.

2. Recombinação com dois pontos de corte: tem como objetivo selecionar aleatoriamente dois pontos de corte localizados entre os limites do cromossomos selecionados como pais e realizar o cruzamento de material entre eles, gerando dois filhos.
3. Recombinação com n pontos de corte: n pontos de cortes são sorteados aleatoriamente, os cromossomos selecionados como pais são particionados nestes pontos e troca-se o material genético entre eles.
4. Recombinação uniforme: neste caso, o funcionamento dos operadores de cruzamento são representados como uma seleção por máscara: um vetor cujos elementos possam assumir valores binários e que possua um comprimento igual ao dos cromossomos a serem combinados [11]. São gerados números aleatórios uniformes que indicarão

a troca de material genético. Conforme se verifica no exemplo da Figura 19, se a “máscara” possuir o *bit* 1, há troca do *bit* correspondente à sua posição. Se o *bit* for 0, não há nenhuma alteração.

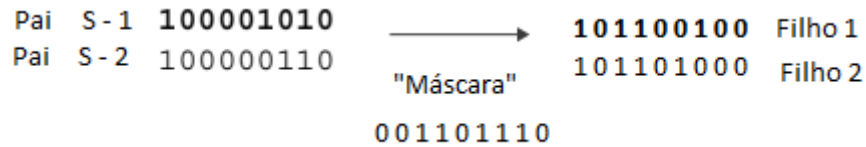


Figura 19 – Recombinação uniforme.

4.4.3 Mutação

Após o cruzamento, aplica-se o operador genético de mutação, alterando arbitrariamente um ou mais componentes de uma estrutura escolhida, com a finalidade de introduzir variabilidade entre os novos indivíduos da população [169]. Ou seja, busca-se realizar uma alteração no genótipo resultante da reprodução, respeitando uma taxa de probabilidade de mutação pequena [12, 148]. O operador de mutação geralmente utilizado para codificação binária e real é a mutação aleatória. De acordo com Fonseca [159], é escolhido randomicamente um elemento no cromossomo e substituí o seu valor por um novo valor. No caso da codificação binária, o operador de mutação efetua uma troca no *bit*, em uma posição aleatória sorteada, como mostrado no exemplo da Figura 20. Se o *bit* for 1, ele passa para 0 e vice-versa. Essa alteração pode ocorrer em mais de um gene [164].



Figura 20 – Exemplo de Mutação aleatória.

4.4.4 Atualização e finalização

Os indivíduos resultantes do cruzamento e mutação são introduzidos na população de acordo com a política dotada pelo AG. Finalizadas todas as etapas supramencionadas, o processo é repetido até que uma solução ótima seja encontrada, levando em consideração um critério de parada pré-determinado, que pode ser, por exemplo, o número de gerações ou o grau de convergência da população atual, ou seja, o grau de proximidade dos valores da avaliação de cada indivíduo da população [11].

Cunha *et al.* [164] apontam duas alternativas para apresentar os resultados do AG: devolver a melhor solução encontrada no decorrer da otimização ou devolver um conjunto de indivíduos de elevada qualidade, em outras palavras, todos os indivíduos que compõem a última geração.

De acordo com Eiben e Smith [170], é recomendado que um Algoritmo Genético (AG) rode várias execuções independentes para obter resultados mais robustos e confiáveis. Isso ocorre porque o AG é um método estocástico que utiliza seleção aleatória para gerar a nova geração de indivíduos, o que pode levar a diferentes resultados em diferentes execuções. No entanto, em algumas situações, será possível, ou recomendado rodar somente uma execução do AG. Isso pode ocorrer, por exemplo, quando [170]:

- O problema em questão é relativamente simples e a execução única produz resultados satisfatórios.
- O tempo de execução é um fator crítico e não é viável rodar várias execuções do AG.
- O AG está sendo usado apenas como um componente de um processo maior, como um método de otimização em conjunto com outras técnicas, e não é necessário obter resultados altamente confiáveis.

4.4.5 Arquiteturas alternativas

Em um algoritmo genético simples, a cada interação, as populações sucedem-se, não existindo qualquer tipo de competição entre genitores e descendentes (pais e filhos). Neste tipo de organização, denominada geracional, finalizada a criação da nova população, a anterior desaparece [164]. A fim de aumentar a eficácia dos AGs, inúmeras alternativas de processamento das populações foram implementadas, dentre as quais destacam-se:

4.4.5.1 Elitismo

Um conjunto de melhores indivíduos da população anterior é selecionado para compor a próxima geração, de maneira que os piores indivíduos gerados são descartados para dar lugar aos mesmos. Dessa forma obtém-se uma população mista.

O funcionamento é bem simples: quando finaliza a avaliação da população de descendentes verifica-se qual é a aptidão do melhor indivíduo. Se for inferior à qualidade da melhor solução da geração anterior, esta é recuperada e inserida na nova população. Uma vez que a população tem tamanho fixo, a inserção de uma solução obriga a eliminar um dos descendentes que acabou de ser criado. A escolha do elemento sacrificado pode ser feita aleatoriamente ou de acordo com um critério predefinido (por exemplo, eliminar a solução de pior qualidade) [164].

Mitchell [171] exemplifica que, antes que ocorram as etapas de cruzamento e mutação, o indivíduo com melhor *fitness* já é selecionado como um cromossomo da próxima geração. Na geração seguinte, será aferido, novos valores de *fitness* para todos os cromossomos, incluindo aquele da geração anterior. Nesta nova geração, será selecionado,

mais uma vez o cromossomo, com maior *fitness* e que, já possui seu lugar garantido na próxima geração [171].

4.4.5.2 Algoritmo Genético em Regime Permanente (*Steady-State*)

A estratégia se baseia em substituir um número específico de indivíduos da população atual por um número específico de novos, em função de um parâmetro G (designado *generation gap*) que descreve a fração da população que é substituída em cada geração. Vale resaltar que o valor de G pode variar entre $G = 1$, correspondendo a uma organização geracional (AG simples) até $G = 1/P$ (onde P é o tamanho da população), em que somente um indivíduo é substituído em cada iteração. Enquanto o Algoritmo Genético padrão atualiza a população inteira a cada geração, o *Steady-State* atualiza apenas alguns indivíduos a cada iteração [48].

Há uma relação entre a taxa de substituição dos indivíduos no *Steady-State* e o *Generation Gap* em Algoritmos Genéticos. O *Generation Gap* determina quantos indivíduos de cada geração são mantidos na população e quantos são substituídos pelos descendentes da geração seguinte. Já a taxa de substituição no *Steady-State* define a proporção de indivíduos que são substituídos pelos descendentes a cada iteração [172].

Assim, para manter a população em um tamanho constante, a taxa de substituição no *Steady-State* deve ser igual ao complemento do *Generation Gap* [172]. Por exemplo, se o *Generation Gap* for definido como 0,5 – metade dos indivíduos da geração anterior serão mantidos na população e metade serão substituídos pelos descendentes. Nesse caso, a taxa de substituição no *Steady-State* deve ser 0,5 para manter o tamanho da população constante.

Alguns autores [16, 173, 164] destacam alguns aspectos de implementação que retratam com clareza o funcionamento deste algoritmo, cujos passos estão representados na Tabela 2:

- Seleção: pode ser usado qualquer mecanismo de seleção dos progenitores, apesar de ser comum escolher soluções de forma aleatória.
- Operadores genéticos: o algoritmo em geral, trabalha com somente um descendente, apesar do cruzamento gerar duas soluções. Neste caso, adota-se o descendente de melhor qualidade (aptidão), podendo também a escolha ser feita aleatoriamente. Contudo, o *Steady-State* pode trabalhar com mais de um descendente, dependendo da configuração do algoritmo e das restrições do problema em questão. O número de descendentes gerados a cada iteração pode ser ajustado de acordo com as necessidades do problema, mas geralmente é limitado para que a população não cresça indefinidamente. O objetivo é manter a população em um tamanho constante e permitir uma evolução contínua da população em direção a soluções melhores.

- Estratégia de substituição: a escolha da solução a ser substituída pode ser realizada de acordo com critérios como: qualidade, idade (solução que está há mais tempo na população), por semelhança ou aleatoriamente.
- Condição de substituição: a entrada do(s) descendente(s) na população está relacionada com sua qualidade, isto é, a solução será aceita se tiver melhor qualidade do que o indivíduo escolhido para ser substituído.

Tabela 2 – Pseudocódigo de Algoritmo Genético em Regime Permanente (*Steady-State*). Adaptado de Lozano *et al.* [16].

-
- 1: Selecionar dois progenitores P1 e P2 da população atual
 - 2: Criar um descendente D através da aplicação de operadores genéticos
 - 3: Avaliar o descendente D
 - 4: Selecionar uma solução Z na população para substituição
 - 5: Decidir se o descendente D substitui a solução Z
-

5 METODOLOGIA

A metodologia proposta nesta pesquisa se debruça em experimentos computacionais baseados em estudos de caso de pacientes reais diagnosticados com DDQ, a fim de gerar um planejamento cirúrgico, aplicado clinicamente, para correção desta afecção utilizando o métodos dos elementos finitos através do *software* Abaqus® e um algoritmo genético.

A mesma se subdivide em 3 etapas, detalhadas nas subseções seguintes e representadas pelo fluxograma da Figura 25:

1. Geração do modelo geométrico;
2. Geração do modelo de elementos finitos;
3. Otimização.

Vale ressaltar que para o desenvolvimento desta pesquisa contou-se com a parceria de um médico especialista em ortopedia e traumatologia com foco em quadris, joelhos, coluna, membros superiores ou inferiores, e com vasta experiência na realização da osteotomia periacetabular, que concedeu as imagens que configuram os estudos de casos analisados nesta pesquisa e os modelos geométricos tridimensionais originais e planejados dos pacientes em estudo (com aprovação pelo Comitê de Ética em Pesquisa sob números CAAE:30257220.5.0000.5103 e CAAE: 67752823.1.0000.5103).

Esse procedimento é realizado para proteger a privacidade e os direitos dos pacientes e garantir que a pesquisa seja conduzida de forma ética e responsável.

Para a obtenção dessas imagens e modelos geométricos supracitados, materiais importantes para modelagem do problema em questão, o paciente, apresentando-se uma deformidade óssea realizou um exame de imagem padrão para diagnóstico clínico (tomografia computadorizada ou ressonância magnética). O diagnóstico clínico foi efetuado pelo ortopedista em função da avaliação de parâmetros morfológicos e radiográficos: ângulo centro-borda, ângulo de Tönnis, ângulo vertical central anterior e arco de Shenton. Os arquivos de imagem no formato médico padrão (DICOM) foram convertidos em imagens tridimensionais editáveis usando *softwares* e protocolo de conversão validados. Realizou-se a cirurgia virtual no arquivo de imagem do paciente com o auxílio de *softwares* de modelagem geométrica (*Meshmixer*, *Sketchup*) gerando o melhor posicionamento dos planos de corte das osteotomias e promovendo a correção desejável dentro de parâmetros clínicos previamente descritos na literatura médica, garantindo a cobertura da cabeça femoral pelo acetábulo. Todos os procedimentos realizados até nessa etapa foram de responsabilidade do cirurgião.

A metodologia apresentada neste estudo (e compreendida como inovadora) parte: (i) dos modelos geométricos originais (anormais) e, (ii) dos modelos planejados pelo cirurgião.

Aplicam-se ferramentas de análise de elementos finitos por meio do *software* Abaqus®, para diagnóstico biomecânico considerando a condição pré-operatória. A correção planejada virtualmente (pelo ortopedista) também é testada com ferramentas de análise de elementos finitos para validação da melhora biomecânica (em termos de pressão de contato na cartilagem e área de contato). A partir daí, duas propostas são testadas com base em (i) e (ii), respectivamente, na tentativa de maximizar uma função objetivo que corresponda a um melhor cenário biomecânico e garanta também o reposicionamento espacial acetabular ideal (ângulos nas direções x , y e z) e correção da displasia do quadril:

1. No primeiro item, o modelo pré-operatório é o ponto de partida. Neste caso, a cabeça do fêmur do lado afetado é deslocada para uma nova posição para alinhar corretamente com a cabeça femoral do lado oposto (normal). A partir do **modelo pré-operatório**, a cabeça do fêmur do lado afetado é deslocada para uma nova posição (isto é, o centróide da cabeça é modificado), a fim de garantir o alinhamento correto com a cabeça femoral do lado oposto (normal). A este modelo gerado é aplicado o AG.
2. No segundo item, o ponto de partida é o modelo de elementos finitos resultante do **planejamento digital** baseado em parâmetros clínico-radiográficos, realizado pelo ortopedista. Este é submetido a uma análise de otimização, por meio do AG.

Busca-se responder às perguntas: existe uma configuração espacial para o fragmento ósseo, que, biomecanicamente, é melhor do que aquela gerada apenas pelo planejamento digital? Qual das duas técnicas propostas geram um melhor resultado em termos de redução da pressão de contato máxima e aumento da área de contato na cartilagem coxofemoral? E em termos da pressão de contato média nesta mesma superfície? Qual é a função objetivo a ser maximizada?

A técnica evolucionista baseada no AG pode gerar uma resposta dentre três possíveis: a configuração do acetábulo pode ser igual à resultante do planejamento virtual, apresentar resultados piores ou apresentar resultados melhores em relação à este último.

Por fim, são comparados os quatro modelos de elementos finitos: M1 - na condição pré-operatória (ou patológica), M2 - planejado pelo cirurgião ortopedista (em função dos parâmetros clínico-radiográficos), M3 - otimizado, tendo como referência o modelo M1 ajustado (alteração do posicionamento do centróide da cabeça femoral) e, M4 - otimizado tendo como referência o modelo M2. Aplica-se este protocolo para 3 (três) pacientes acometidos, como forma de demonstrar a capacidade de repetir o modelo (usando mais pacientes), gerando maior confiabilidade do processo.

5.1 ESTUDOS PRELIMINARES

Nesta seção são apresentados estudos preliminares que serviram como base para o desenvolvimento desta pesquisa. O primeiro diz respeito ao desenvolvimento de modelos em elementos finitos de modo a validar o planejamento digital realizado por um ortopedista para a correção de displasia do quadril. O segundo leva em consideração a inserção da otimização por AG, na busca por um reposicionamento ótimo para o fragmento acetabular, porém, com algumas limitações.

Em estudos recentes, Ferraz *et al.* [47] buscaram validar biomecanicamente um planejamento digital realizado por um cirurgião ortopedista para um paciente real com DDQ por modelagem de elementos finitos levando em consideração uma geometria real, considerando os graus de liberdade e amplitudes angulares associados aos seis movimentos articulares: flexão (0° - 120°); extensão (0° - 20°); abdução (0° - 40°); adução (0° - 25°); rotação externa (0° - 45°), rotação interna (0° - 35°). Foi feita uma comparação entre os modelos pré-operatório e planejado para todos os cenários em termos de pressão máxima de contato na cartilagem acetabular. As imagens de tomografia computadorizada da pelve e fêmur da paciente obtidas em formato eletrônico DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) foram importadas pelo *software* InVesalius 3.0 e convertidas em um formato utilizável em programas de modelagem tridimensional tipo CAD. Os modelos biomecânicos desenvolvidos foram construídos no programa de elementos finitos, Abaqus®. Um script em Python foi implementado seguindo os seguintes procedimentos: (1) Importa o modelo .CAE na posição original; (2) Gira a instância (o fêmur) para um valor de ângulo considerado; (3) Cria e submete um *job* para análise. No final da execução do *script* (após a execução de todos os *jobs* solicitados), foi possível avaliar a limitação de movimento, de modo que, se o último *job* enviado falhar, a amplitude angular máxima foi aquela referente ao *job* anterior. Em todos os cenários avaliados, observou-se redução da pressão de contato do modelo pré-operatório para o modelo pós-operatório (aproximadamente 61,24% na posição ortostática). A amplitude de movimento original foi mantida na configuração pós-operatória em todos os casos, exceto na flexão em que houve ganho de 30 graus. Pela análise comprovou-se que, a partir da experiência do ortopedista na OPA, seu planejamento é eficiente em termos de parâmetros biomecânicos.

Até então, no campo das cirurgias preservadoras de quadril, não havia-se verificado nenhum estudo relacionado a implementação de AGs na otimização de variáveis de projeto e planejamento de interesse médico. Contudo, em estudos preliminares, Ferraz *et al.* [174] aplicaram algoritmos genéticos em conjunto com simulações via método de elementos finitos utilizando o *software* Abaqus®, em um modelo geométrico obtido por meio de um tomografia em paciente real, visando otimizar o planejamento cirúrgico pela maximização da força resultante obtida em função das pressões de contato e da área de contato na cartilagem acetabular. Uma comparação foi feita com os resultados obtidos a partir do

planejamento cirúrgico digital desenvolvido de acordo com parâmetros radiográficos, para a mesma paciente, dos quais verificou-se que a metodologia proposta resultou em uma configuração ótima para o fragmento, que se traduziu em melhor estabilidade articular. O modelo em elementos finitos teve como referência o modelo patológico para aplicação do processo de otimização. Neste contexto, foi observado que a translação da cabeça femoral para o alinhamento com o centro de gravidade do quadril normal, normalmente considerada no planejamento digital inicial, não foi levada em conta. Mesmo gerando uma posição para o fragmento acetabular ótima, a mesma não correspondeu com fidelidade a uma posição que seria considerada na prática. Porém, este trabalho serviu como embasamento para o desenvolvimento da metodologia proposta nesta tese. Através de discussões e aprimoramentos desse modelo, foi possível construir um protocolo ou estratégia que obtivesse um modelo computacional com resultados satisfatórios. Esses resultados correspondem a um reposicionamento ideal para o fragmento ósseo, condizente com resultados cirúrgicos bem-sucedidos que levam a uma melhora na saúde e qualidade de vida dos pacientes, e que possa ser aplicado na prática.

5.2 ESTUDOS DE CASO

Nesta seção é apresentada uma descrição sucinta em relação aos estudos de caso utilizados no desenvolvimento desta pesquisa, com foco para os dados e observações diagnósticas básicas de cada paciente.

5.2.1 Estudo de Caso 1 (paciente 1)

A primeira análise de caso foi publicada em um estudo recente [13], onde um planejamento cirúrgico digital tridimensional foi desenvolvido para a Osteotomia Periacetabular de Ganz para uma paciente do gênero feminino (de 65 kg), que compareceu a consulta em julho de 2019 descrevendo dores inguinais a direita há um ano, além de desconforto trocantérico em longos períodos em pé [13]. A paciente foi avaliada e diagnosticada com displasia do quadril direito: marcha levemente claudicante à direita, mobilidade passiva do quadril aumentada e dor intensa na manobra de flexão-adução-rotação interna do quadril. Radiografias realizadas (Figura 21) evidenciaram ângulo de Tönnis = 20° , ângulo centro borda = 8° , ângulo VCA = 0° , quebra do arco de Shenton e presença de cabeça esférica. A tomografia computadorizada apresentou detalhes tridimensionais de deformidade do tipo *came*, incluindo o deslocamento cabeça-colo femoral.

5.2.2 Estudo de Caso 2 (paciente 2)

Uma paciente de 70 kg, foi diagnosticada com displasia do quadril direito, apresentando dores inguinais a direita. Foi identificada a presença de megapófise transversa



Figura 21 – Paciente 1: Radiografias da pelve (AP em (a) e incidência de Lequesne (cobertura acetabular ântero-superior da cabeça femoral anormal) em (b)) mostrando sinais de displasia coxofemoral.

neo-articulada à direita (anomalia/saliência óssea presente na articulação do quadril direito da paciente [175]).

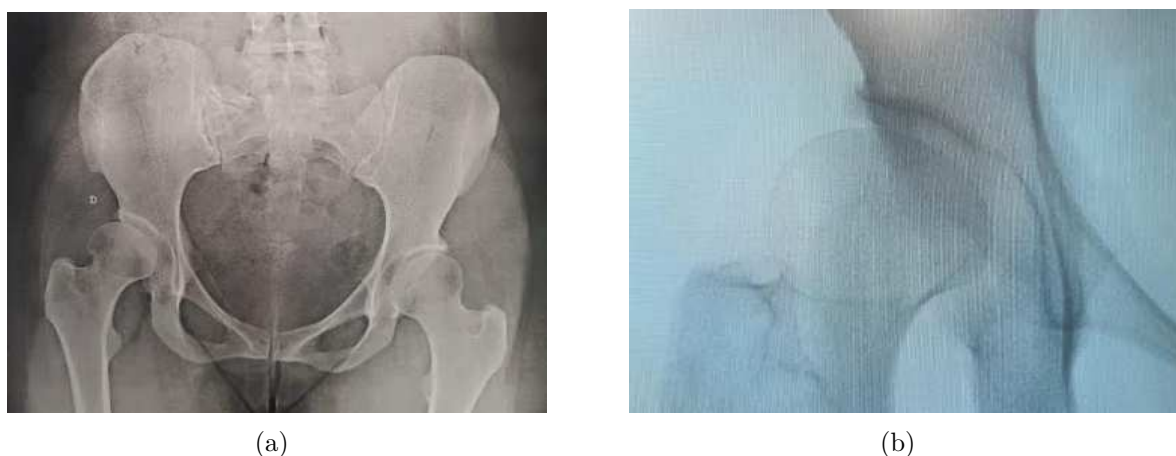


Figura 22 – Paciente 2: Radiografias da pelve mostrando subluxação do quadril direito e sinais de displasia coxofemoral.

Radiografias evidenciaram quebra do arco de Shenton e migração proximal e lateral do centro de rotação à direita (lado esquerdo normal), como ilustrado na Figura 22. Radiografia em abdução mostrou redução concêntrica¹.

Dados quantitativos relacionados aos parâmetros clínico-radiográficos não foram disponibilizados para esta paciente por parte do médico ortopedista. Ao apresentar-se à consulta em outubro de 2022 o profissional indicou a realização do procedimento de osteotomia periacetabular no quadril direito para correção da afecção.

¹ A cabeça femoral está localizada de forma centralizada dentro da cavidade acetabular e o espaço articular está uniformemente distribuído - importante para prevenir a luxação do quadril [175].

5.2.3 Estudo de Caso 3 (paciente 3)

Uma paciente de 65 kg, compareceu à consulta em janeiro/2023 e foi diagnosticada com displasia de desenvolvimento do quadril direito, queixando-se de dores inguinais a direita e apresentando dismorfismo de vértebras coccíneas². Dados quantitativos relacionados aos parâmetros clínico-radiográficos não foram disponibilizados para esta paciente pelo médico ortopedista. Contudo, foi indicado também a realização do procedimento cirúrgico. Não foram disponibilizadas pelo cirurgião imagens da TC para esta paciente.

5.3 MODELAGEM COMPUTACIONAL

Nas subseções descritas abaixo, buscou-se descrever o protocolo geral desenvolvido para construção do modelo de elementos finitos e do algoritmo genético. Ressalta-se que as etapas foram definidas de forma genérica, aplicável a modelagem de qualquer quadril acometido. Embora cada modelo tenha suas especificidades, exclusivamente devido à anatomia e configuração de cada quadril estudado, as etapas de modelagem são as mesmas para qualquer paciente em estudo. Um roteiro contendo todas as etapas e passos de modelagem aqui descritos é apresentado no Apêndice A.

Contudo, as características específicas, adaptações, hipóteses, singularidades e/ou diferenças mais importantes no processo de modelagem de cada caso são apontadas ao longo do texto.

5.3.1 Planejamento Cirúrgico Digital 3D

As imagens de tomografia computadorizada da pelve e fêmur do paciente obtidas em formato eletrônico DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) são importadas pelo *software* InVesalius 3.0 e convertidas em um formato utilizável em programas de modelagem tridimensional tipo CAD (Computer-assisted design = desenho assistido por computador). O formato comumente utilizado é o *.stl* (*Surface Tessellation Language*). O InVesalius usa técnicas de processamento de imagens e reconstrução 3D para converter imagens médicas em modelos 3D. O *software* realiza a segmentação das imagens, reconstrói o modelo 3D a partir das imagens segmentadas e oferece ferramentas de pós-processamento para ajustar o modelo antes da exportação. Na prática, o InVesalius usa os contornos de uma região de interesse segmentada em uma malha triangular tridimensional gerando uma imagem facetada que simula o objeto original [177]. A ferramenta que auxilia na seleção da área de interesse, por sua vez, traz um intervalo de níveis de cinza pré-determinados para alguns tipos de tecidos biológicos. Neste processo, como os arquivos gerados através de protocolo de conversão de imagens possuem uma quantidade imensa

² Uma condição em que há uma anormalidade na forma ou no número das vértebras da região coccígea da coluna vertebral, localizada na parte inferior da coluna. Essa condição pode ser congênita ou adquirida e pode afetar a estrutura e a função da coluna vertebral [176].

de pontos, fazendo com que seu processamento seja difícil nos programas de modelagem 3D disponíveis no mercado, o cirurgião recorre ao *software Meshmixer*, para suavização e correção de malha, tornando os arquivos facilmente manipuláveis. No mesmo *software* o cirurgião realiza o procedimento virtual de osteotomia periacetabular de Ganz simulando formões e cortes, de acordo com os parâmetros do procedimento original (real) [13].

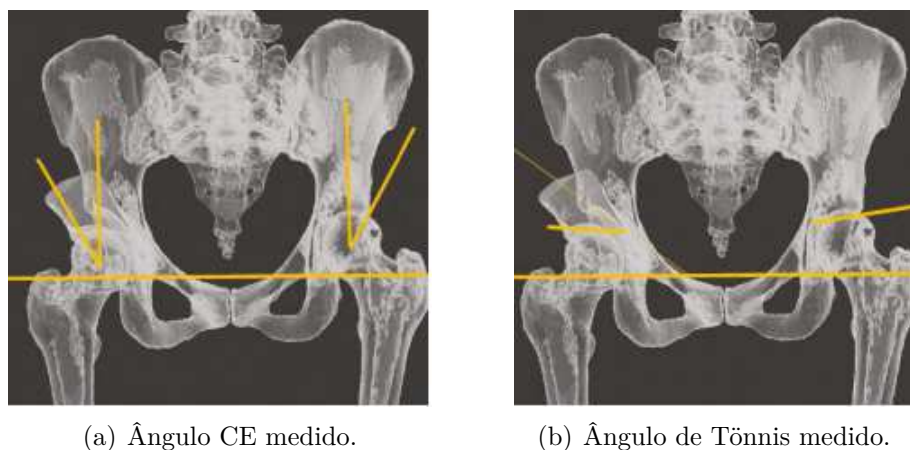


Figura 23 – Imagem do fragmento acetabular reposicionado, fêmur e pelve, com a técnica *ray casting*, para simular a transparência das estruturas como nas radiografias [13].

O fêmur é movido para a região de interesse a fim de restaurar a anatomia do quadril e o fragmento acetabular é girado ao redor da cabeça femoral para a nova posição, a fim de obter os parâmetros radiográficos normais (Ângulo CE e Tönnis) [13], como se vê na Figura 23, em que o planejamento cirúrgico digital tridimensional foi desenvolvido para a o Estudo de Caso 1 [13]).

A Figura 24 (a) e 24 (b) mostram o pré-operatório e a execução do planejamento, respectivamente, e as Figuras 24 (c) e 24 (d) o pós-operatório (via planejamento médico computadorizado), para o Estudo de Caso 1.

5.3.2 Modelagem Computacional

Os modelos biomecânicos desenvolvidos são construídos no programa de elementos finitos, Abaqus®. Eles envolvem a geometria do problema, a atribuição das propriedades dos materiais envolvidos, a seleção de etapas de simulação, a aplicação de carregamento e das condições de contorno e contato. O programa possui um pós-processador que permite a visualização gráfica dos resultados.

Ao gerar o arquivo de entrada de dados por meio da interface gráfica Abaqus®/CAE, cada operação é registrada em um arquivo de script (com extensão *.jnl*) na linguagem de programação *Python*. O arquivo *.jnl* é usado para automatizar tarefas repetitivas no Abaqus® e para personalizar a simulação de acordo com as necessidades do usuário. Ele permite que os usuários definam seus próprios procedimentos e fluxos de trabalho

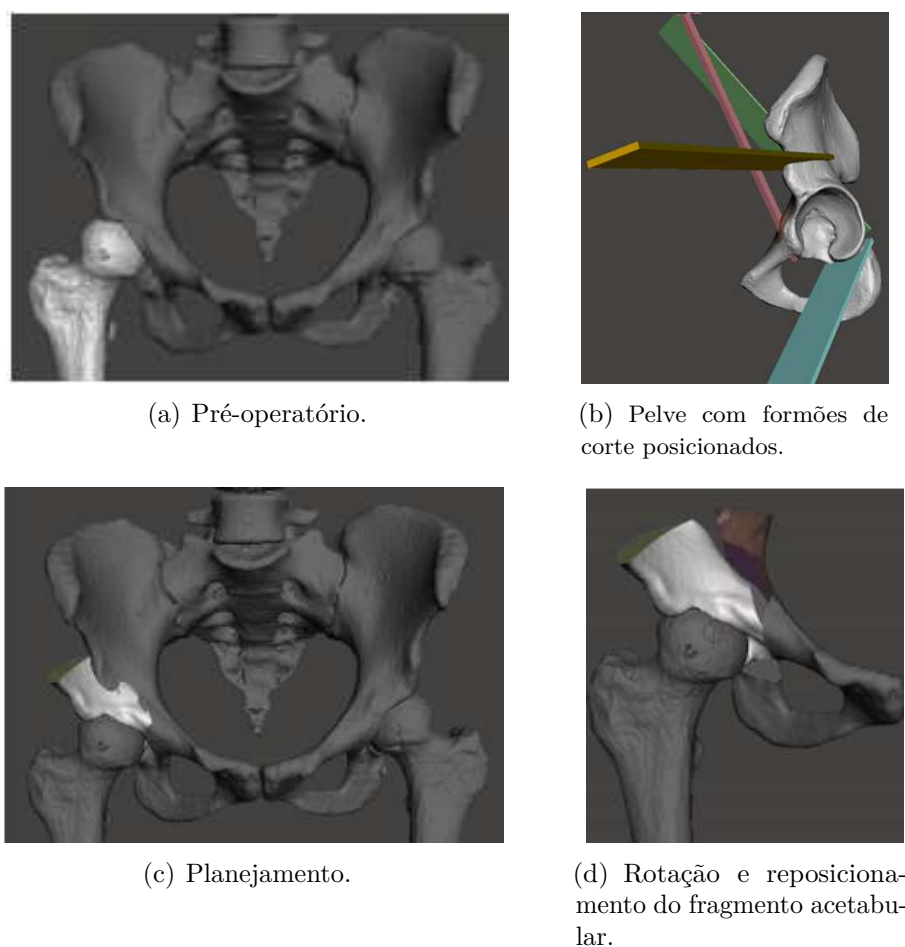


Figura 24 – Visualização das condições pré-operatória e planejada.

personalizados, usando a API (Interface de Programação de Aplicativos) ³ do Abaqus® para executar comandos e rotinas específicas em uma sequência lógica. Os arquivos *.jnl* são criados, acessados, modificados, vinculados a outros scripts e editados no Abaqus®/CAE, ou em um editor de texto comum. Depois de criado, o arquivo *.jnl* pode ser executado em uma simulação do Abaqus® para realizar a tarefa desejada, como pré-processamento, processamento ou pós-processamento [178].

Especificamente, os modelos de referência M1, M2, M3 e M4 são criados, em elementos finitos, para caracterizar a condição pré-operatória, planejada virtualmente, otimizada tendo como referência M1 e otimizada, tendo como referência M2, respectivamente, representando a postura ortostática (posição original) do paciente.

As informações inerentes às etapas da modelagem em elementos finitos estão descritas nas seções a seguir. O processo de otimização automática do posicionamento acetabular utilizando o modelo de elementos finitos é apresentado detalhadamente no

³ Interface que permite que os desenvolvedores criem programas ou scripts personalizados para interagir com o software Abaqus e automatizar tarefas específicas, personalizar análises, realizar pós-processamento avançado, etc [151].

fluxograma da Figura 25.

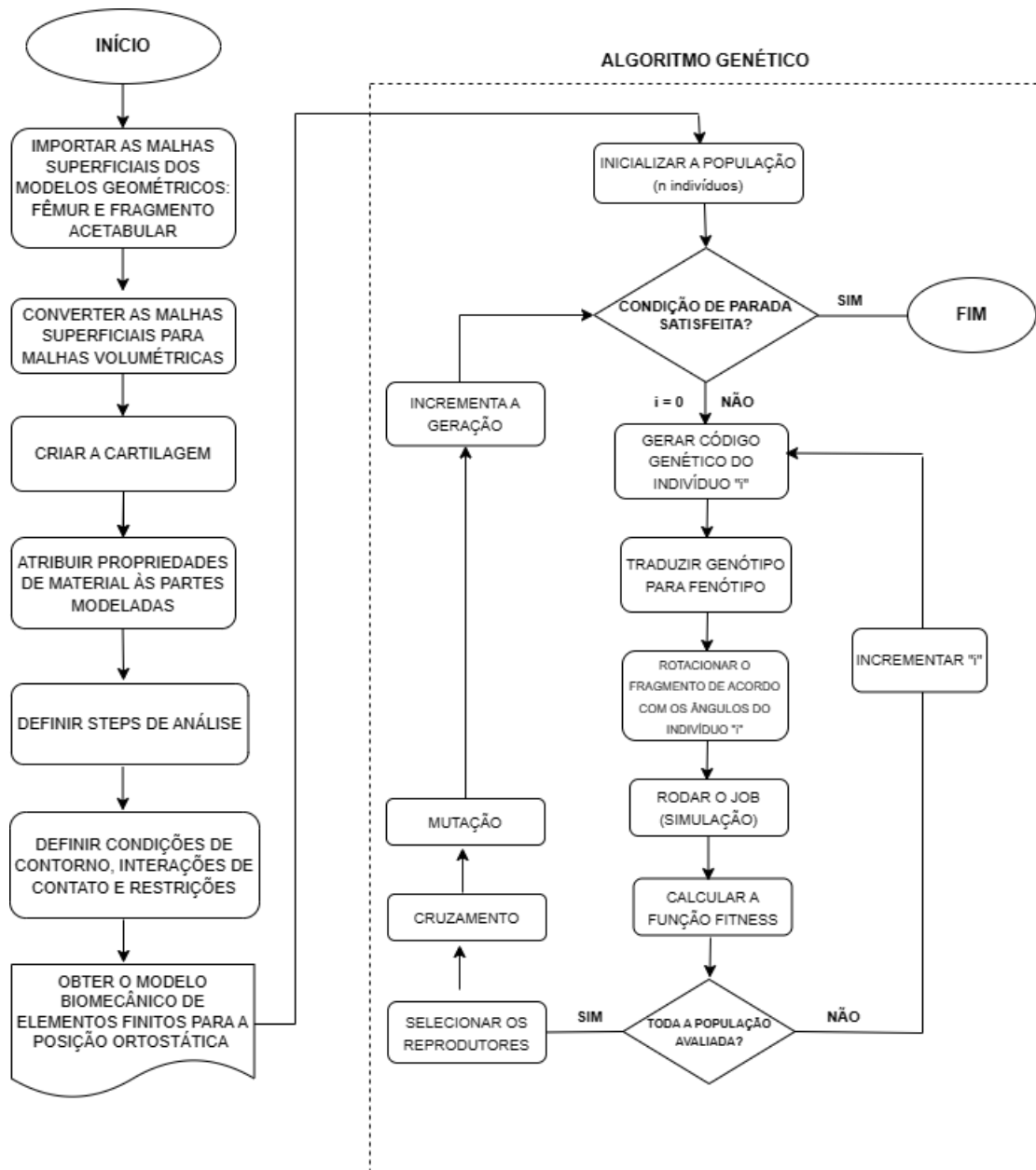


Figura 25 – Etapas para modelagem e simulação do problema.

5.3.2.1 Geometria e geração da malha

As imagens obtidas no formato (.stl) consistem em malhas de superfícies. Para o desenvolvimento do modelo em elementos finitos (processo de atribuição das propriedades de materiais às geometrias) é necessário modificar a malha superficial para uma malha volumétrica (modelo sólido). Esse procedimento é possível utilizando-se ferramentas próprias do Abaqus®. Em seguida, são obtidos os modelos tridimensionais que definem a geometria do fêmur e da pelve (Figura 26). A malha dessas estruturas são constituídas por elementos finitos do tipo C3D6 (tridimensionais com base no formato hexaédrico).

Cada nó do elemento C3D6 tem três graus de liberdade associados (deslocamentos nas direções x, y e z) [179].

No espaço livre entre o acetábulo e a cabeça femoral dos modelos, é criada apenas a cartilagem pélvica de espessura constante, suficiente para preencher a região composta por partes moles. A espessura definida para a cartilagem nos três estudos de caso é indicada na Tabela 3. Por exemplo, para modelos M1, M2, M3 e M4 no primeiro estudo de caso, a espessura é de 1,5 mm. A cartilagem é constituída por elementos finitos do tipo C3D4. Os elementos C3D4 são compostos por quatro nós que estão localizados nos vértices de um tetraedro, que é uma forma geométrica com quatro faces triangulares. Esses elementos são usados em análises de elementos finitos para modelar geometrias mais simples ou para fazer refinamentos localizados em modelos tridimensionais [179].

Tabela 3 – Espessura da cartilagem.

Estudo de Caso	Espessura da cartilagem (mm)
1	1,5
2	0,5
3	0,5

Em pacientes com displasia do quadril, a espessura da cartilagem coxofemoral pode variar dependendo do grau de displasia e do tempo decorrido desde o diagnóstico e pode ser reduzida devido ao aumento da pressão e desgaste anormal da articulação.

Estudos têm mostrado que a espessura da cartilagem em pacientes com displasia pode ser significativamente menor em comparação com indivíduos saudáveis. Um estudo publicado por Shigemura *et al.* [180] descobriu que a espessura média da cartilagem coxofemoral em pacientes com displasia do quadril era de 2,7 mm, enquanto que em indivíduos saudáveis era de 3,9 mm. Outro estudo publicado por Abe *et al.* [181] encontrou uma espessura média da cartilagem coxofemoral de 2,34 mm em pacientes com displasia do quadril.

É importante salientar que o planejamento digital, ao utilizar o método de construção do modelo geométrico a partir de imagens DICOM, tem limitações na captura e distinção de ossos, cartilagens e tecidos moles devido à semelhança dos níveis de cinza entre essas estruturas. Isso pode afetar a precisão da representação. É importante ter cuidado ao interpretar os resultados do planejamento digital, levando em consideração que a representação dessas estruturas pode não ser totalmente precisa.

No Abaqus®/CAE, a cartilagem é gerada por meio de um *offset* da malha superficial do acetábulo, a partir da qual é criada uma camada sólida, de espessura constante, conforme ilustrado na Figura 26 (a) para o modelo pré-operatório (M1). Para os demais modelos, o mesmo procedimento é realizado.

O centróide da cabeça femoral é indicado por um ponto de referência (RP), mostrado,

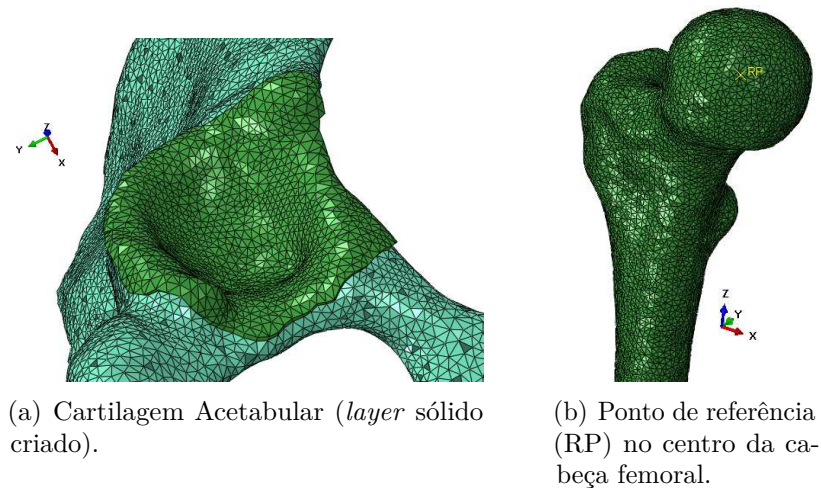


Figura 26 – Cartilagem e fêmur no modelo pré-operatório.

como exemplo, na Figura 26 (b), e calculado automaticamente pelo *software* Abaqus® com base nas propriedades de massa dos corpos.

A Tabela 4 apresenta as coordenadas do centróide da cabeça do fêmur para os modelos de EF nos três estudos de caso.

Tabela 4 – Coordenadas x,y,z do centróide da cabeça femoral em *mm*.

Estudo de Caso	M1	M2 = M3 = M4
1	107,78;-208,84;157,71	109,96;-213,49;145,57
2	-101,48;-17,20E-03;-120,61	-99,93;-2,82;-128,16
3	-79,50;-29,00;1.467,16	-80,95;-29,53;1.466,49

Como se pode verificar, as coordenadas diferem de M1 para M2 (ou M3 e M4) por conta da translação da cabeça do fêmur no planejamento virtual, para alinhamento com o centróide da cabeça femoral do lado oposto do quadril.

5.3.2.2 *Propriedades de Material*

A cartilagem pélvica e o osso cortical da pelve e do fêmur são modelados como materiais homogêneos, isotrópicos e de comportamento linearmente elástico. A Tabela 5 apresenta as propriedades de materiais para o osso e cartilagem, de acordo com os resultados de Zou *et al.* [33] e Liu *et al.* [45].

Tabela 5 – Propriedades de Materiais.

Material	Módulo de Elasticidade (E)	Coefficiente de Poisson (ν)
Osso cortical	17 GPa	0,30
Cartilagem	15 MPa	0,45

5.3.2.3 Montagem (Assembly)

Nos modelos geométricos tridimensionais disponibilizados pelo cirurgião ortopedista, é possível identificar a penetração entre as partes ósseas (cabeça do fêmur e acetábulo), de modo que o espaçamento entre elas é relativamente pequeno em certas regiões dificultando o deslizamento. Quando a cartilagem é inserida, a penetração é ainda maior, como se vê na Figura 27 do modelos (a) pré (M1) e (b) planejado (M2) do estudo de caso 1. Isso pode ser justificado pela dificuldade de visualização para manipulação dos arquivos no *software* Meshmixer.

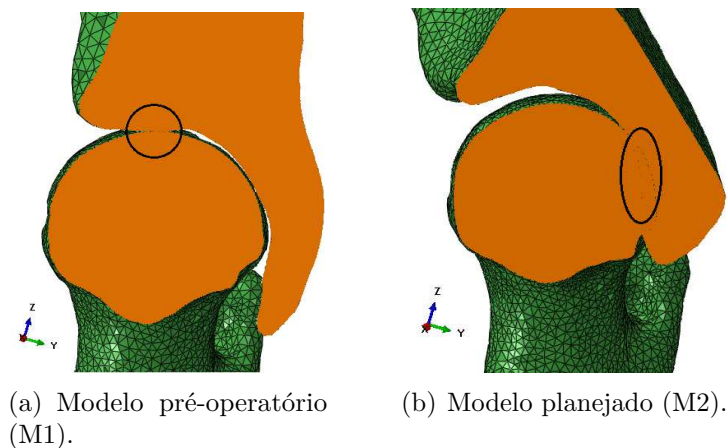


Figura 27 – Penetrações entre cabeça femoral e acetábulo.

Portanto, em certos casos, é necessário movimentar o fêmur de forma a evitar penetrações que possam impedir a resolução numérica do problema de contato. É apenas um ajuste irrisório (fino), mantendo a anatomia e a posição original do quadril do paciente. Devido ao grau de dificuldade do planejamento digital, esta estratégia agrega mais valor, pois o procedimento resultará em um melhor planejamento. Dentre os estudos de caso modelados, esta estratégia foi executada somente no primeiro.

Os modelos (.CAE), para a condição pré-operatória (M1), planejado virtualmente (M2) e otimizados (M3 e M4) são montados assumindo-se a posição inicial do movimento, considerando a postura unipodal em pé [14]. Na Figuras 28 (a) e 28 (b) estão representados os modelos, para a configuração pré-operatória (M1) e planejada (M2), respectivamente, para o Estudo de Caso 1. As imagens dos demais casos são apresentadas no Apêndice B.

5.3.2.4 Etapas para simulação

Para efetivar o contato entre a cabeça femoral e o acetábulo, é criada uma etapa (*step*) geral para análise estática do problema. A não-linearidade geométrica é ativada, o número máximo de incrementos é fixado em 100, o tamanho do incremento inicial é definido por 0,001 e o valor do incremento máximo é dado por 0,1. Para todos os modelos essa configuração é estabelecida.

5.3.2.5 Definição do contato e interações superficiais

Para a resolução do contato na interface cartilagem-osso, utiliza-se a formulação *surface to surface*, atribuindo à cabeça a condição de superfície mestra, enquanto que a cartilagem é indicada como superfície escrava. O método utilizado para restrição das penetrações foi o método das penalidades, para o qual o coeficiente de penalidade (que determina a rigidez das forças de contato) é calculado iterativamente pelo Abaqus®.

As propriedades para a interação são estabelecidas de forma a considerar somente penetração normal (*hard contact*), e livre de atrito (*frictionless*) em relação às direções tangenciais locais.

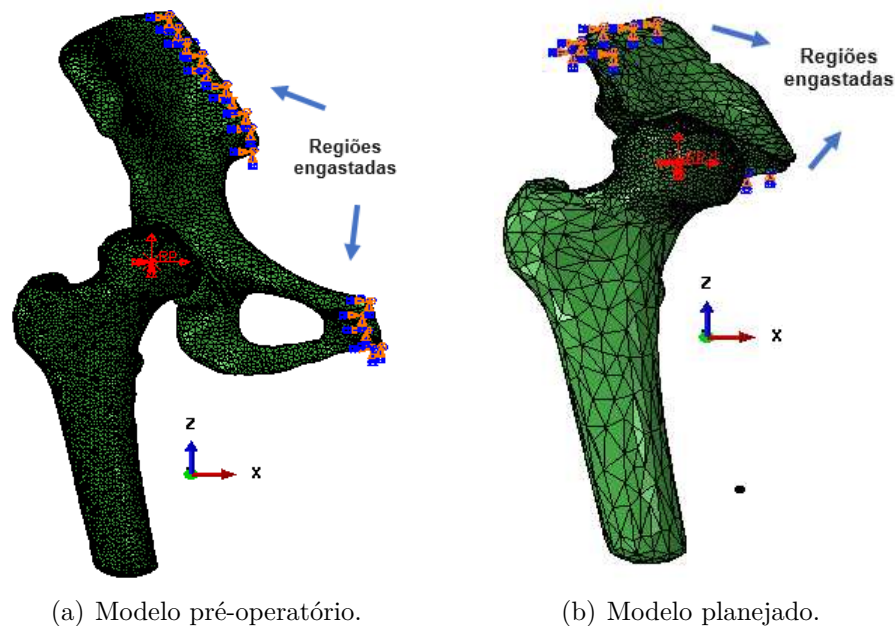


Figura 28 – Condições de contorno submetidas.

5.3.2.6 Condições de contorno e restrições

As condições de contorno utilizadas neste trabalho são baseadas em experimentos e modelos desenvolvidos e disponíveis na literatura [33, 45, 182, 183]. Os nós da superfície da cabeça femoral são ligados ao nó de referência por meio de uma restrição de acoplamento cinemático realizado no Abaqus®/CAE. As restrições de acoplamento impostas garantem que o movimento do nó seja vinculado ao movimento da superfície em que ele está localizado, mantendo assim a continuidade cinemática entre as partes. O deslocamento do nó de referência é restringido para evitar o deslocamento do corpo na direção y (Figura 28 (a)), enquanto que em x e z são aplicados deslocamentos prescritos, cuja magnitude é definida em função de testes preliminares realizados nos modelos M1 de cada paciente, para garantir pressões de contato na cartilagem compatíveis com a literatura médica [184].

Em estudos realizados por Bergmann *et al.* [184], utilizaram-se um sistema de medição de forças e momentos durante atividades cotidianas de indivíduos saudáveis e encontraram a força de contato média de aproximadamente 1,5 vezes o peso corporal na cartilagem coxofemoral em posição parada, e uma força de contato média de 3,3 vezes o peso corporal na cartilagem coxofemoral durante atividades cotidianas, como caminhar e subir escadas. É importante destacar que esses valores são médias obtidas em um grupo de indivíduos saudáveis e podem variar entre os indivíduos e em diferentes condições. Além disso, a força de contato na cartilagem coxofemoral em pacientes com displasia do quadril pode ser diferente da observada em indivíduos saudáveis. E ainda, a distribuição de pressão pode ser desigual e a pressão de contato pode ser maior em algumas áreas da articulação.

Desta forma, neste estudo, adotou-se para cada caso um deslocamento prescrito em x e em z , conforme informado na Tabela 6 que resultasse em uma Pressão Máxima de Contato (CPRESS) quando a força de contato supera o valor de 1,5 vezes o peso corporal definido por Bergmann *et al.* [184]. Os valores CPRESS resultantes estão disponibilizados na Tabela 6 para os modelos simulados.

Tabela 6 – Deslocamento prescrito em x e z (BC) e pressão de contato máxima resultante em M1.

ESTUDO DE CASO	Deslocamento (mm)		CPRESS _{max} em M1 (MPa)
	x	z	
1	3,30	9,90	29,41
2	4,00	7,00	43,22
3	3,00	10,30	44,64

A orientação de aplicação destes deslocamentos é dada em função do cálculo das componentes vertical e horizontal da força resultante através da articulação do quadril, obtida pelo método descrito na subseção seguinte. Vale ressaltar que no modelo de elementos finitos desenvolvido não há aplicação de forças. O método é apresentado na subseção a seguir para auxiliar na definição do deslocamento imposto nas direções x e z .

O fragmento acetabular é totalmente engastado nas regiões mostradas na Figura 28 (a). Contudo, no modelo M1 do estudo de caso 1, foi disponibilizada a geometria de toda a pelve (e não apenas o fragmento). Para fins de visualização, a Figura 28 (a) mostra as regiões engastadas da pelve, para este caso específico.

5.3.2.7 Cálculo da força resultante da articulação do quadril

A postura *single leg standing* (SLS) ⁴ é usada no cálculo da força resultante da articulação do quadril. O diagrama de corpo livre da articulação do quadril, incluindo a pelve, a parte superior do corpo e a perna suspensa é mostrado na Figura 29. A força

⁴ Postura ou posição de pé com uma só perna apoiada (apoio unipodal) [14].

de contato resultante é então obtida considerando-se a força do músculo abdutor e uma porcentagem do peso corporal correspondente ao apoio unipodal [33], segundo Liu *et al.* [45] e Genda *et al.* [14].

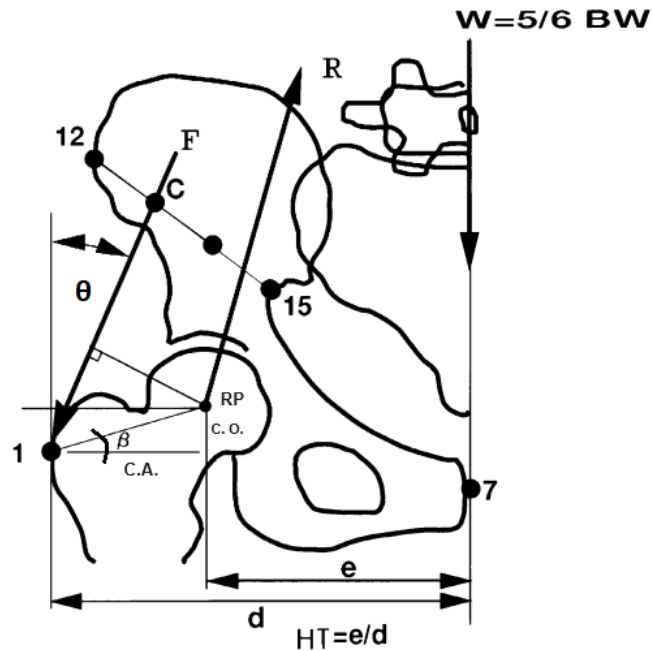


Figura 29 – Diagrama de corpo livre, incluindo a pelve, a parte superior do corpo e a perna suspensa na posição SLS (*Single Leg Standing*). Adaptado de Genda *et al.* [14].

A direção da força do músculo abdutor é estimada usando o método de Ninomiya [185] baseado no raio-X AP (ântero-posterior) da pelve. Tal método considera os seguintes pontos locais para a determinação da direção da força do músculo abdutor: o ponto mais lateral do ílio (ponto "12"), o ponto mais próximo ao ponto 12, na borda interna do ílio (ponto "15") e o ponto C (um terço da distância do ponto 12 ao ponto 15). Assim, a linha que liga o ponto mais lateral do trocânter maior (ponto "1") ao ponto C é definida como a linha de ação da força do músculo abdutor. Assume-se que 5/6 do peso corporal ($W = 5/6 Bw$) é aplicado através da quinta vértebra lombar na direção vertical (Figura 29), embora nesta posição a pelve não se encontra nivelada. O ponto 7 é um auxiliar para encontrar a relação $HT = e/d$.

A força abduutora e a força articular são calculadas a partir da aplicação do equilíbrio estático na articulação do quadril [14]. Primeiro, calcula-se o somatório de forças atuantes nas direções x e y, e posteriormente o somatório de momentos em relação ao RP (sentido anti-horário considerado positivo), e iguala-se a 0 (zero). Para este último, consideramos o triângulo retângulo 1RP2, onde estão expressas as medidas dos catetos oposto e adjacente ao ângulo β . Sabe-se, que $tg \beta = \frac{C.O.}{d-e}$. Logo, chega-se a relação trigonométrica $C.O. = (d-e) tg \beta$, que será utilizada na equação de equilíbrio de momentos.

$$\sum F_x = 0 \therefore R_x - F \operatorname{sen} \theta = 0 \quad (5.1)$$

$$R_x = F \operatorname{sen} \theta \quad (5.2)$$

$$\sum F_y = 0 \therefore R_y - F \cos \theta - W = 0 \quad (5.3)$$

$$\sum F_y = 0 \therefore R_y = F \cos \theta + W = 0 \quad (5.4)$$

$$\sum M_{RP} = 0 \therefore -We + F \cos \theta (d - e) - F \operatorname{sen} \theta \operatorname{tg} \beta (d - e) = 0 \quad (5.5)$$

o que resulta em,

$$F(d - e)(\cos \theta - \operatorname{sen} \theta \operatorname{tg} \beta) = We \quad (5.6)$$

onde F é a força abduutora; $W = 5/6$ do peso corporal, (Bw); HT é a relação cabeça-trocâter que é definida como e/d ; R_x e R_y são as componentes vertical e o horizontal da força resultante através da articulação do quadril; θ é o ângulo da força abduutora e β é o ângulo entre a linha que conecta o centro da articulação do quadril e o ponto "1" e a linha horizontal. A partir dessas equações, a força de contato na articulação do quadril é calculada como:

$$R_x = \frac{W HT \operatorname{sen} \theta}{(\cos \theta - \operatorname{sen} \theta \operatorname{tg} \beta)(1 - HT)} \quad (5.7)$$

$$R_y = \frac{W HT \cos \theta}{(\cos \theta - \operatorname{sen} \theta \operatorname{tg} \beta)(1 - HT)} + W \quad (5.8)$$

As componentes da força da articulação do quadril ao longo dos eixos x e z para os modelos desenvolvidos nos 3 estudos de caso são calculadas a partir da aplicação das equações de equilíbrio estático na articulação do quadril. A Tabela 7 mostra o valor dos parâmetros geométricos para cálculo, obtidos por medição através do próprio Abaqus®, bem como a magnitude das forças resultantes, oriundas dos cálculos via Método de Ninomiya.

5.3.2.8 Estudo de Convergência de Malha

A convergência da malha considera um nó específico da malha contido na superfície interna do acetábulo. A análise foi feita para o modelo no estado patológico (pré-operatório). Tendo em vista que a cartilagem é formada a partir de um *offset* da malha superficial

Tabela 7 – Cálculo dos parâmetros do método de Ninomiya para cada estudo de caso.

Parâmetro	Paciente 1	Paciente 2	Paciente 3
BW	637,65 N	686,70 N	637,65 N
W	531,38 N	572,25 N	531,38 N
θ	26,86°	35,74°	22,63°
β	17,62°	32,00°	20,00°
d	140,82 mm	133,83 mm	132 mm
e	87,94 mm	89,37 mm	87,49 mm
HT	0,624	0,668	0,665
F	1180,34 N	2548,13 N	1340,22 N
R	1671,73 N	3031,12 N	2553,30 N
R_x	533,22 N	1488,22 N	1768,41 N
R_y	1584,41 N	2640,62 N	1842,06 N

do acetábulo, a mesma foi desprezada, para a análise de convergência, pressupondo-se o contato osso pélvico-osso femoral. Portanto, buscou-se rastrear a pressão de contato em um nó específico com coordenadas predefinidas (112,681;-211,739;180,447), de acordo com o refinamento da malha da pelve. Este nó foi definido como um ponto de referência (RP) no modelo, como ilustra a Figura 30. Este foi alcançado através de ferramentas do *software MeshLab*. A Figura 31 apresenta graficamente a avaliação da convergência da malha para o modelo M1 do Estudo de Caso 1.

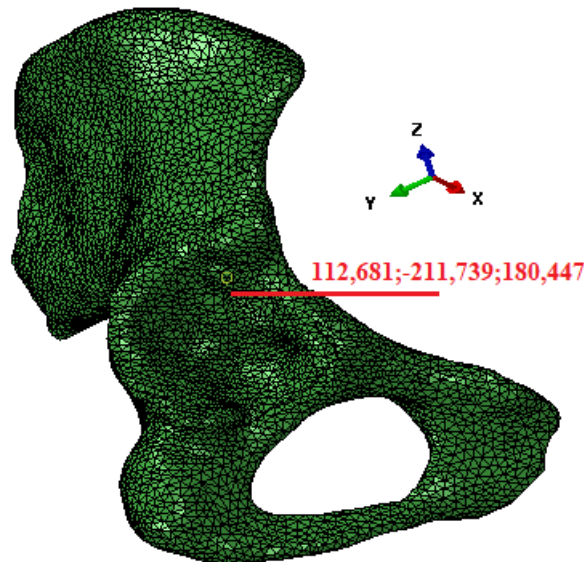


Figura 30 – Nó de interesse.

Nota-se na Figura 32, que, executando a análise de convergência com base nesse nó, para a malha da região pélvica, poderia-se adotar a mesma com aproximadamente 95.000 elementos. Contudo, adotou-se uma malha de 129.952 elementos (mais refinada). Isso se justifica pelo fato de que, o tamanho padrão dos elementos aqui considerados podem ser tomados como uma referência para futuros modelos.

Essa abordagem foi válida pois foi considerada uma margem de segurança adequada na malha refinada e, além disso, os resultados obtidos com essa malha foram consistentes e precisos para o paciente específico em estudo. Ao adotar esse tamanho de elementos refinados como padrão, aplica-se um nível de detalhamento maior na malha, o que pode, conseqüentemente, levar a resultados mais precisos e confiáveis para outros pacientes.

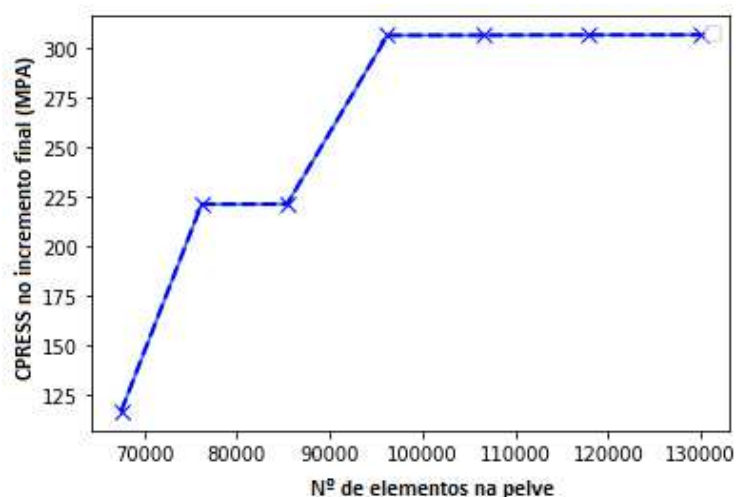


Figura 31 – Gráfico representando a convergência de malha para o modelo M1 do estudo de caso 1.

Para os demais modelos do caso 1, bem como dos casos 2 e 3, para garantir a convergência dos resultados, assumiu-se uma configuração de malha (adotando, em média, o mesmo tamanho dos elementos na região de contato (comprimento máximo da aresta do elemento em torno de 3,5 mm)).

A fim de reduzir o custo computacional da simulação, o colo femoral e a região externa do acetábulo foram modelados com uma malha de elementos mais grosseira, enquanto que, para a cabeça femoral e a região interna do fragmento acetabular adotou-se uma malha mais refinada (uma vez que é a região de interesse da análise, onde ocorre efetivamente o contato). Verificou-se através de testes preliminares, que esta estratégia de refinamento não interfere na pressão de contato máxima resultante na cartilagem. Isso pode ser comprovado na Figura 32, onde estão mostrados os resultados do modelo M2 (em termos de Pressão de Contato) no último incremento (para o estudo de caso 2), com configurações de malhas distintas.: em (a) um maior refinamento de todas as partes, e em (b) refinamento somente nas regiões de contato. Observa-se de fato que, o pico de pressão de contato resulta em 34,74 MPa e 34,78 MPa, respectivamente, para os modelos ilustrados nas Figuras 32 (a) e 32 (b) (diferença irrisória).

A Tabela 8 apresenta as informações referentes à quantidade de elementos em cada um dos modelos para cada um dos estudos de caso simulados. Há de constatar que a malha de elementos finitos para os modelos M1 de cada estudo de caso se difere dos demais

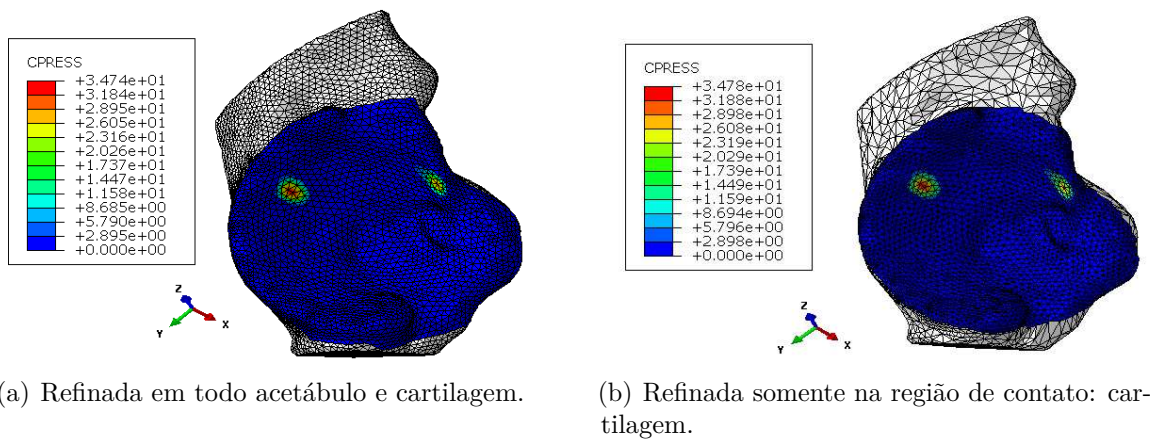


Figura 32 – Comparação entre configurações de malhas aplicadas no modelo M2.

modelos (M2, M3 e M4), dado que são fornecidos dois arquivos pelo cirurgião: o arquivo que configura a condição patológica, e o arquivo planejado por ele. Garantir o mesmo número de elementos através do processo de refinamento do *software MeshMixer* nos dois arquivos é uma tarefa desafiadora, e como se percebe inviável.

Dessa forma, a região de interesse (cartilagem) foi selecionada em uma região similar em todos os modelos de forma a garantir consistência nos resultados de M1 para os demais modelos. Essa abordagem permite uma comparação dos resultados da análise entre os diferentes modelos, mesmo que a malha em si possa ser diferente em termos de densidade e refinamento.

Tabela 8 – Número de elementos em cada parte do modelo.

ESTUDO DE CASO	MODELO	Fêmur	Acetábulo/Pelve	Cartilagem
1	M1	190.904	129.952	1.787
	M2 = M3 = M4	57.832	12.709	1.781
2	M1	77.846	105.519	4.143
	M2 = M3 = M4	61.451	29.367	3.998
3	M1	50.470	17.898	2.791
	M2 = M3 = M4	31.961	12.611	1.633

Para a confecção da cartilagem no modelo pós-operatório, a área selecionada pode ser menor, em comparação ao modelo pré. Esta área é selecionada manualmente, dificultando a garantia da mesma cobertura em ambos os modelos, principalmente no que se refere aos elementos mais extremos. No entanto, há de se considerar que isso não interfere nos resultados do contato, que foi garantido em testes preliminares também realizados.

5.4 IMPLEMENTAÇÃO DO ALGORITMO GENÉTICO

A escolha pelo algoritmo genético para otimizar o planejamento cirúrgico proposto pode ser justificada por várias razões [164, 155, 160]:

- Algoritmos genéticos são capazes de realizar uma busca global no espaço de solução, o que significa que podem explorar uma ampla gama de possíveis soluções. Isso é particularmente útil quando o espaço de busca é complexo e multidimensional, como no caso de planejamento cirúrgico, onde muitos parâmetros podem afetar o resultado.
- Algoritmos genéticos são altamente flexíveis e podem ser aplicados a uma variedade de problemas de otimização, independentemente da complexidade do problema. Eles podem lidar com otimizações de alto nível, como otimização de forma e otimização de parâmetros, tornando-os adequados para muitos cenários cirúrgicos diferentes.
- Algoritmos genéticos podem ser adaptados para incluir restrições específicas do problema, como limitações de recursos, restrições anatômicas ou restrições de segurança. Isso é importante em cirurgias, onde há limitações claras que não podem ser violadas.
- Algoritmos genéticos têm a capacidade de encontrar soluções não intuitivas, que podem não ser evidentes para um cirurgião. Isso pode levar a melhorias significativas na eficácia do planejamento cirúrgico.
- Algoritmos genéticos são conhecidos por sua robustez em lidar com problemas ruidosos ou com soluções de otimização mal condicionadas.
- Uma vez configurado, um algoritmo genético pode ser executado automaticamente, poupando tempo e esforço humano na busca pela melhor solução. Isso é especialmente útil em cenários de otimização repetitiva.
- Algoritmos genéticos podem ser paralelizados para acelerar a busca, aproveitando a capacidade de explorar várias soluções em paralelo.

Neste tópico são apresentadas as ideias e estratégias para implementação e adaptação do algoritmo genético, a fim de obter, via planejamento otimizado, a configuração ótima para o fragmento acetabular para correção da displasia do quadril identificada em cada um dos estudos de caso dispostos.

No entanto, é importante notar que a escolha de um algoritmo genético deve ser baseada nas características específicas do problema e nos requisitos da aplicação cirúrgica. É sempre aconselhável realizar testes e validações para garantir que o algoritmo genético está fornecendo os resultados desejados e seguros para a cirurgia planejada.

Como supramencionado, duas estratégias e/ou metodologias de planejamento distintas são colocadas em prática. Especificamente o que muda de uma para outra é modelo de EF que é considerado como referência para aplicação do AG (condição inicial). Desta forma, para M3, pode-se considerar tanto M1 como referência (com ajuste da cabeça femoral) ou, de forma mais facilitadora, M2 (sem o planejamento digital - desrotacionando o acetábulo) - ambos apresentam a mesma configuração ou condição inicial, Para M4, considera-se somente M2 já na condição planejada. Neste sentido, a implementação do AG (na linguagem *Python*) apresenta a mesma estrutura para quaisquer das duas opções, alterando apenas o arquivo *.cae* a ser utilizado.

5.4.1 Representação do indivíduo

A programação orientada a objetos pode ser utilizada para implementar uma estrutura de classes que represente os conceitos fundamentais de um algoritmo genético. Para representar um indivíduo foi construída uma classe definida como *Individual*, que por sua vez, representa uma possível solução para o problema, com atributos que representam a configuração do indivíduo e que estabelece o quão boa é a solução representada pelo indivíduo. A mesma apresenta os seguinte campos:

- Um atributo *index* que assume um valor numérico, e funciona como uma forma de identificação do indivíduo. (Ex: Indivíduo 1 possui *index* igual a 1);
- Três atributos (*x_angle*, *y_angle*, *z_angle*) responsáveis por armazenar os valores dos ângulos de rotação do fragmento acetabular;
- Um atributo *fitness_value* responsável por armazenar o valor de aptidão (qualidade) do indivíduo.

Dentre as variáveis escolhidas para a análise de um modelo de elementos finitos para avaliação da mecânica do quadril, de acordo com os trabalhos apresentados na Revisão da Literatura [44, 27, 46, 33], a pressão de contato (CPRESS) máxima e área de contato (CNAREA) máxima na articulação se despotam como as mais utilizadas. De fato, o que se espera em um quadro clínico ideal é uma redução da CPRESS da região contactada (que está diretamente relacionada com a redução da dor em pacientes) e um aumento da cobertura da cabeça femoral, garantindo portanto uma maior área de contato na região de interesse.

Na execução dos testes envolvendo Algoritmo Genético na busca pela solução do problema, por se tratar de uma geometria complexa, verificou-se que, ao rotacionar a pelve em diferentes angulações, a simulação era afetada. Observou-se que:

- A simulação rodava em toda sua completude (100%), retornando sucesso, e o contato entre as superfícies era identificado;
- A simulação retornava sucesso, porém o contato entre o fêmur e o acetábulo não era estabelecido;
- A simulação abortava (ocorreu algum tipo de erro ou problema que impediu a continuação da simulação).

Os apontamentos destacados se tornaram um desafio na definição da forma de avaliação dos resultados, uma vez que:

- Indivíduos com simulações que retornavam erro poderiam influenciar negativamente no desempenho do AG, na possibilidade de favorecer um indivíduo, com base em um resultado “falso”. Em outras palavras, a função de aptidão calculada para aquele indivíduo era ótima, contudo a simulação não havia sido completada, refletindo em um modelo ineficaz;
- Indivíduos que retornavam simulações com sucesso mas não estabeleciam contato eram mais numerosos que os que apresentavam simulações em que o contato era efetivado.

Diante deste quadro, optou-se por adotar uma estratégia baseada em promover um deslocamento no fêmur que muito provavelmente provocaria um erro na simulação, mas que permitiria o contato e avaliação da análise dos resultados, até o ponto em que a simulação foi abortada. A fim de não favorecer um indivíduo cuja simulação alcançou uma porcentagem maior de execução ou a completou, e tendo em vista o fato de que é imprevisível definir quais angulações resultariam em erro ou sucesso na simulação, optou-se por normalizar o ponto de análise das simulações obtidas, em função de um valor numérico para a pressão de contato máxima na cartilagem.

5.4.2 Definição da Função Objetivo

Os resultados das simulações no Abaqus® são divididas em pequenos incrementos que podem ser configurados no *step* criado para o modelo em análise, o que torna possível verificar seus valores no decorrer da mesma. Desse modo, verificou-se o incremento em que a pressão de contato máxima no acetábulo atingia um valor limitante, com o objetivo de realizar a análise dos resultados apenas no incremento em questão. O valor limitante foi adotado com base em estudos preliminares para cada estudo de caso e são representados na Tabela 9. Portanto, tendo-se a pressão de contato máxima obtida na simulação (não concluída em 100%) do modelo pré-operatório (M1) (Tabela 9), assumiu-se como pressão

de contato limite, 40% (aproximadamente) do valor da primeira, verificando que estes valores eram condizentes com indivíduos válidos.

Em resumo, parte-se de um modelo computacional em EF que impõe deslocamentos prescritos que conduzem ao erro e a não completude da simulação, mas obtém resultados para pressão de contato compatível com os valores encontrados na literatura e dentro da faixa estipulada para pressões de contato na cartilagem coxofemoral.

Tabela 9 – Pressões de contato máximas obtidas nos modelos pré-operatórios e valores limites adotados para análise dos resultados, em cada estudo de caso.

Estudo de Caso	CPRESS máxima em M1 (MPa)	Valor limite (MPa)
1	29,41	12,0
2	43,22	17,5
3	44,64	17,8

A partir destas considerações, a função objetivo a ser maximizada foi definida como:

$$F_i = p_i \cdot a_i \quad (5.9)$$

sendo:

- i o primeiro incremento da simulação a atingir ou superar o valor limitante adotado;
- F_i a força resultante obtida com base nas pressões de contato (CPRESS) e pela área de contato (CNAREA) em todos os pontos do acetábulo no incremento i ;
- p_i a média das pressões de contato (CPRESS) em cada ponto da superfície do acetábulo no incremento i ;
- a_i o somatório das áreas de contato (CNAREAs) em cada ponto da superfície do acetábulo no incremento i .

Observa-se, portanto, que o indivíduo mais apto é aquele que exige maior força para atingir o valor limite, já que a carga mais distribuída resulta em um contato mais eficiente. Conseqüentemente, aqueles indivíduos que não conseguem alcançar o valor limite são considerados inadequados e excluídos da solução. Desta forma, o processo de otimização concentra-se na identificação do indivíduo que apresenta o maior valor no cálculo de F .

5.4.3 Estratégias e parâmetros do AG

As estratégias e os parâmetros escolhidos são resultados de testes preliminares realizados durante o desenvolvimento do método. A implementação das técnicas utilizadas tem como referência as abordagens apresentadas por Arora [160].

A primeira população de indivíduos é gerada aleatoriamente, utilizando a biblioteca *random* do *Python*. Cada indivíduo é representado por um conjunto de genes, que codificam as variáveis e coeficientes do modelo matemático, utilizando a abordagem binária. Dessa forma outros 3 atributos da classe *Individual* foram adicionados a fim de se armazenar o conteúdo dos genes para utilização em procedimentos do genético, como cruzamento e mutação, para gerar novas gerações de indivíduos. O escopo final da classe está representado na Figura 33.



Figura 33 – Classe *Individual* representando cada indivíduo da população, bem como seus atributos.

Juntamente com o cirurgião ortopedista responsável pelas cirurgias das pacientes, cujos modelos computacionais serviram de base, foram estabelecidos os limites inferiores (LI) e superiores (LS) para cada ângulo de rotação do fragmento acetabular nos planos x, y e z. Esses limites ajudam a controlar a movimentação da articulação dentro de um intervalo seguro e permitido e são apresentados na Tabela 10. Vale ressaltar que para a definição dos ângulos de rotação, especialmente do modelo M4, leva-se em consideração os valores angulares já estabelecidos no planejamento em M2. Sendo assim, são necessárias algumas adaptações e alterações na definição destes limites, levando em consideração os ângulos já rotacionados em M2.

Para o planejamento M3, os intervalos adotados para os ângulos de cada indivíduo gerado tendo como referência o modelo pré-operatório (M1) são: 0° a 20° no eixo x, -35° a 0° no eixo y, e 0° a 15° no eixo z, com exceção para x no estudo de caso 3, dado que em M2 estabeleceu-se um valor negativo para o mesmo, como se pode verificar na Tabela 11. Nesta mesma tabela é possível identificar os valores dos ângulos de rotação definidos nos demais arquivos de planejamento digital (M2).

É importante destacar que o sistema de coordenadas utilizado no Abaqus® tem uma orientação diferente daquela informada pelo cirurgião (com base no *software* de modelagem geométrica *Meshmixer*). No Abaqus®, o eixo Y é entendido como o eixo Z naquele e

Tabela 10 – Intervalos a serem adotados para os ângulos de rotação de cada indivíduo gerado nos modelos M3 e M4 de cada estudo de caso.

ESTUDO DE CASO	MODELO	Eixo					
		x (°)		y (°)		z (°)	
		LI	LS	LI	LS	LI	LS
1	M3	0	20,00	-35,00	0	0	15,00
	M4	-14,88	5,12	-6,62	28,38	-8,93	6,07
2	M3	0	20,00	-35,00	0	0	15,00
	M4	-3,00	17,00	-7,50	27,5	-2,03	12,97
3	M3	-1,00	20,00	-35,00	0	0	15,00
	M4	0	20,86	-17,69	17,32	0	14,94

Tabela 11 – Ângulos obtidos do planejamento digital (em graus).

ESTUDO DE CASO	Ângulo X	Ângulo Y	Ângulo Z
1	14,88	-28,38	8,93
2	3,00	-27,50	2,03
3	-0,286	-17,315	0,0596

vice-versa. No entanto, essa diferença não teve um impacto direto na implementação do estudo, uma vez que foi necessário apenas realizar uma alteração nos eixos no arquivo de saída que continha os resultados dos indivíduos. Portanto, os resultados apresentados no capítulo seguinte respeitam o sistema de coordenadas informado pelo cirurgião.

Foi utilizada uma adaptação da Equação (4.3) para o cálculo do fenótipo dos indivíduos, com base em suas sequências binárias de genes. Essa adaptação levou em conta os limites de ângulos estabelecidos nas variáveis da equação, garantindo que fossem respeitados durante o cálculo.

$$\alpha_j = Li_j + \frac{(Ls_j - Li_j)V_j}{(2^t - 1)} \quad (5.10)$$

Sendo:

- α , o valor real do ângulo a ser adotado;
- j , o eixo do ângulo em questão (x, y ou z);
- Li , o valor limite inferior referente ao eixo δ do ângulo a ser calculado;
- Ls , o valor limite superior referente ao eixo δ do ângulo a ser calculado;
- V , o valor decimal obtido pela cadeia binária do gene referente ao eixo δ ;
- t , o comprimento da cadeia binária.

Foi adotado o método de seleção via torneio para escolher os melhores indivíduos da população, devido à sua simplicidade de compreensão e implementação. Nesse método, cada indivíduo competiu com outros indivíduos escolhidos aleatoriamente, e aquele que obteve o maior valor de F de acordo com a equação (5.9) foi selecionado para reprodução. A disputa foi realizada para cada indivíduo da população, garantindo que o melhor entre os genitores fosse selecionado e o pior fosse descartado.

Essa abordagem foi adaptada para o problema de maximização e permitiu valorizar os indivíduos mais aptos, aumentando as chances de obter uma solução mais eficiente. Além disso, o método de seleção por torneio apresenta boa capacidade de explorar o espaço de soluções, evitando a convergência prematura para uma solução subótima (solução encontrada pelo algoritmo que não é a melhor possível para o problema em questão).

Durante o processo de reprodução, os genitores selecionados por meio do torneio foram submetidos a um operador de *crossover* binário, o qual explorou a codificação binária dos genótipos para gerar três cadeias de bits para cada filho (adotou-se o cruzamento com um ponto de corte). O processo de *crossover* foi executado assumindo uma taxa de 80%. Isto é, se dois indivíduos possuem cromossomos diferentes para um determinado conjunto de genes, uma taxa de cruzamento de 80% significa que, em média, 80% dos descendentes terão novas combinações de informações genéticas, enquanto 20% terão combinações genéticas idênticas às de seus pais.

Posteriormente, uma taxa de mutação de 5% foi aplicada às cadeias geradas, modificando um dos seus bits de forma aleatória. O critério de parada adotado para o algoritmo foi o número de gerações.

Com relação a técnica utilizada para a formação da nova população, foi realizado o *steady-state* onde 20% dos indivíduos menos aptos (aqueles que têm as piores avaliações de aptidão) da população atual são substituídos pelos novos indivíduos gerados. Uma síntese a respeito dos parâmetros e estratégias adotadas para implementação do AG se encontra na Tabela 12.

Embora seja recomendado que o Algoritmo Genético (AG) rode várias execuções independentes, aqui, o mesmo foi executado apenas uma vez para encontrar uma solução aceitável, pois trata-se de um problema bem definido, com poucas variáveis de decisão, Além disso, o tempo de processamento é limitado (custo computacional elevado) e não é viável executar múltiplas vezes, conforme se pode verificar nas subseções abaixo.

Tabela 12 – Parâmetros utilizados no Algoritmo Genético

Parâmetro	Valor
Codificação do genótipo	Binária (Cadeia de bits)
Probabilidade de cruzamento	80%
Probabilidade de mutação	5%
Seleção dos genitores	Torneio
Formação da nova população	<i>Steady-State</i>
Indivíduos por população	20
Número de gerações	20

6 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Por meio das simulações realizadas utilizando o Método dos Elementos Finitos via *software* Abaqus®, foi possível comparar os resultados entre os modelos pré-operatório ou patológico (M1), o modelo do quadril após o planejamento tridimensional realizado pelo cirurgião (M2) e aqueles obtidos por meio de um planejamento otimizado (M3 e M4). Com base nisso, busca-se discutir os resultados de cada estudo de caso de forma organizada e individual, analisando a eficiência da metodologia proposta e a eficácia das configurações resultantes para os planejamentos realizados.

É crucial ter em mente que, na etapa de discussão e análise dos resultados:

- **CNAREA** fornece uma medida da área efetiva de contato entre as superfícies, que pode ser útil para análises posteriores ou para avaliar o comportamento de contato.
- **CNORMF** é uma variável de saída no *software* de simulação Abaqus® que representa a força de contato normal, que é a componente da força resultante que atua perpendicularmente à superfície de contato entre os elementos. Essa medida é importante para analisar a interação entre as superfícies de contato e avaliar a carga exercida durante a simulação.
- **CPRESS** representa a pressão de contato entre os elementos de contato. Essa medida fornece informações sobre a distribuição da carga ao longo das superfícies de contato durante a simulação. A pressão de contato é calculada com base na força de contato e na área de contato entre os elementos adjacentes. O valor da pressão de contato em cada ponto de contato pode ser útil para avaliar a distribuição de carga, identificar áreas de maior ou menor pressão e compreender como a carga é transmitida através das interfaces durante a análise.

6.1 CUSTO COMPUTACIONAL DE SIMULAÇÃO

Para as simulações, utilizou-se um computador com o processador Intel(R) Core(TM) i7-3770S CPU @ 3.10GHz. A placa de vídeo utilizada foi uma NVIDIA da série GeForce GTX 10, proporcionando um desempenho adequado para o processamento ou visualização (soluções). O sistema operacional utilizado foi o Windows 7 Ultimate. A simulação foi executada com o *software* Abaqus®, versão 6.11, que é amplamente reconhecido por suas capacidades na área de análise e simulação.

A Tabela 13 fornece uma visão do tempo gasto em cada rodada dos estudos de caso (para M3 e M4), permitindo avaliar a carga computacional envolvida nas simulações.

Observou-se que o tempo gasto para a conclusão das simulações, conforme apresentado na Tabela 13, não foi considerado alto para obter os resultados clínicos de interesse.

Apesar de ser importante avaliar a carga computacional envolvida, o tempo necessário para alcançar os resultados desejados foi considerado viável e adequado para o escopo do estudo.

Tabela 13 – Tempo de Simulação dos planejamentos otimizados (M3 e M4).

ESTUDO DE CASO	MODELO	TEMPO DE SIMULAÇÃO (horas)
1	M3	27,0407
	M4	25,6849
2	M3	33,7916
	M4	32,4177
3	M3	16,0196
	M4	15,8515

Na Tabela 13 mostrada, verifica-se que o tempo computacional gerado para o planejamento M4 é menor em todos os estudos de caso se comparado ao de M3.

6.2 ANÁLISE DOS RESULTADOS

6.2.1 Estudo de Caso 1

Os resultados apresentados nesta subseção tratam do primeiro teste realizado para avaliação das estratégias de planejamento cirúrgico para correção da displasia do quadril. Para este estudo de caso, verifica-se pelos dados quantitativos mostrados na Tabela 14 que, tanto os valores de Pressão Média de Contato (p) quanto aqueles referentes à soma das áreas de contato em todos os elementos da superfície cartilaginosa (a) aumentam gradativamente de M1 para M4.

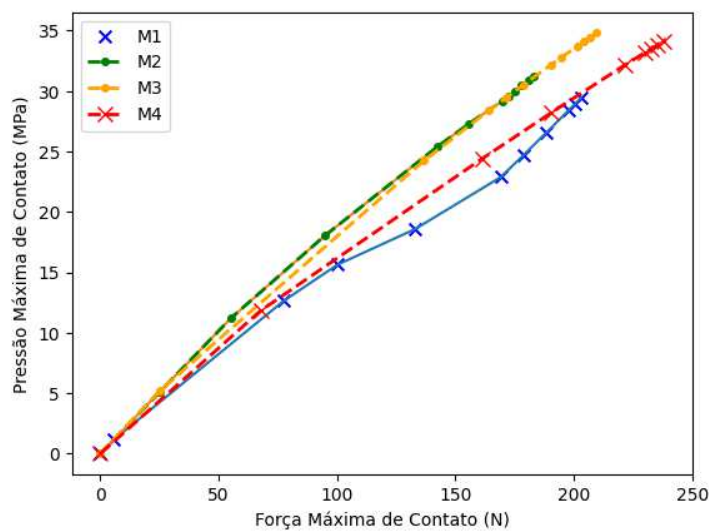
Tabela 14 – Comparação dos valores obtidos na equação (5.9) com os resultados pelo AG para o estudo de caso 1

Modelo	p (MPa)	a (mm ²)	F (N)
M1 (pré-operatório)	0,1251	147,8244	18,4857
M2 (Planejamento digital)	0,2993	135,1456	40,4535
M3 (otimizado - estratégia 1)	0,4815	187,4748	90,2611
M4 (otimizado - estratégia 2)	0,5509	203,1447	111,9203

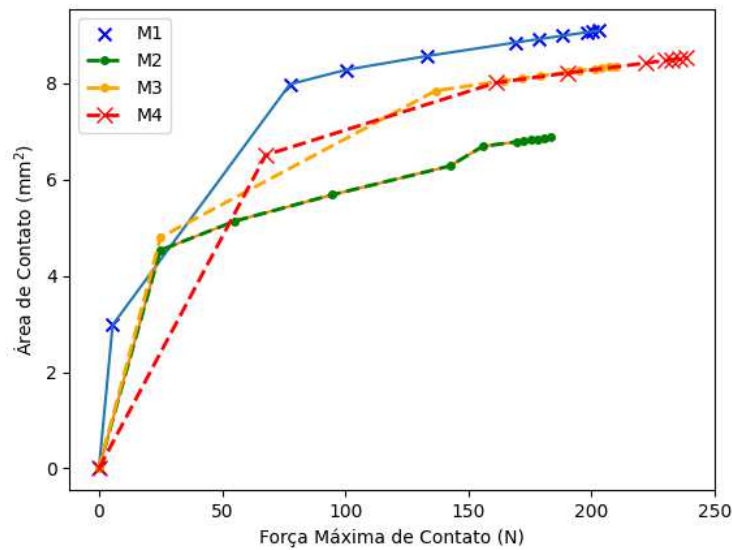
Considerando os resultados gerados para a função objetivo F , confirma-se que o modelo M4 foi o melhor modelo planejado dentre os testados, uma vez que o valor de F (111,9203 N) foi aproximadamente 6 vezes maior que o modelo que configura a situação pré-operatória (M1).

É possível constatar, além disso que, o modelo M3 também apresentou um resultado satisfatório ($F = 90,2611$ N). Ainda que o planejamento médico realizado pelo cirurgião resultou em um quadro clínico melhorado se comparado com a situação patológica, os modelos de planejamento otimizado se destacaram fortemente usando esta métrica. Especificamente, o modelo M4 demonstrou ser a escolha preferencial para aplicação clínica, apresentando um aumento de 24% em relação ao modelo M3, tendo como base a função de aptidão.

Buscou-se avaliar se esta última é sensível à máxima pressão de contato e à área máxima de contato na cartilagem, com base na forma como ela é definida e calculada.



(a) Pressão Máxima de Contato (MPa) *versus* Força de Contato Máxima (N)



(b) Área de Contato Máxima *versus* Força de Contato Máxima (N)

Figura 34 – Resultados das variáveis de interesse em função da variável CNORMF.

Nas Figuras 34 (a) e 34 (b) é interessante observar que, apesar de o modelo doente

apresentar a menor pressão máxima de contato ao longo de toda a simulação, ele não foi considerado o melhor em termos da função objetivo definida. Além disso, observou-se que a máxima área de contato no mapa de cores (Figura 36) ocorre no modelo patológico, mas a soma das áreas de contato em todos os nós é maior nos modelos planejados. Nos modelos planejados (M2, M3 e M4), foram aplicadas técnicas para maximizar a força de contato na superfície de contato, o que resultou em um aumento geral da pressão de contato em toda a superfície. Esse aumento é refletido na média da pressão de contato entre todos os elementos da mesma superfície.

No modelo patológico¹, como se vê nas Figuras 35 e 36 (para uma força de contato em todos os modelos, aproximadamente igual a 190 N) há uma área de contato localizada em uma região específica dos modelos planejados. Essa região está associada a uma condição patológica específica que resulta em uma área de contato ampliada em comparação com os modelos corrigidos.

¹ No caso em questão, o modelo em elementos finitos (EF) foi construído com uma malha mais refinada, abrangendo toda a pelve, conforme o arquivo original fornecido pelo ortopedista. Dado que se tratava do primeiro teste, foi decidido manter a configuração de malha utilizada e torná-la mais grosseira nos modelos pós-operatórios. Essa escolha foi feita com o objetivo de simplificar e acelerar as simulações subsequentes, levando em consideração que os modelos pós-operatórios já possuíam informações relevantes obtidas a partir do primeiro teste.

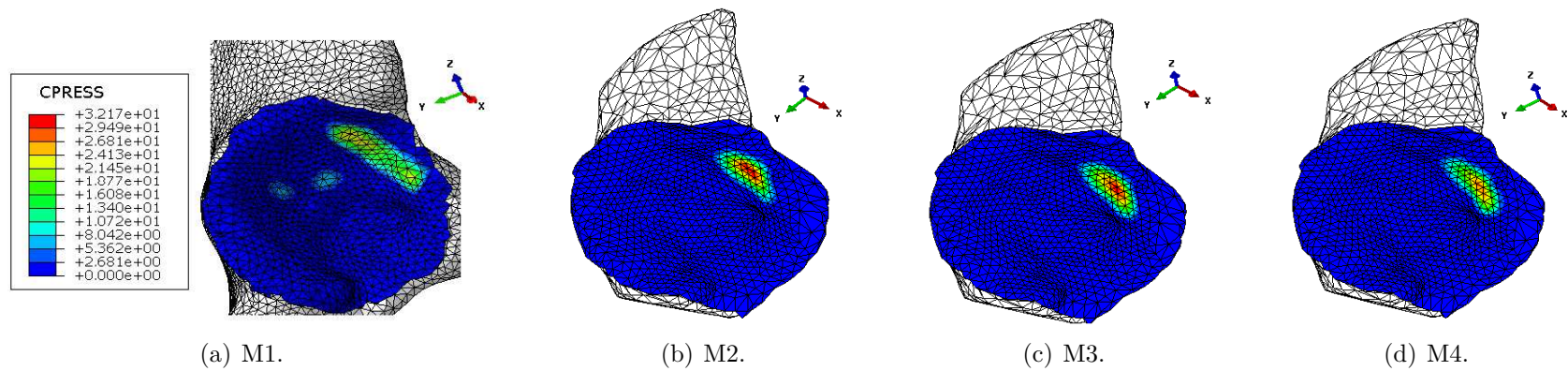


Figura 35 – Distribuição da Pressão de Contato (MPa) em cada um dos modelos simulados.

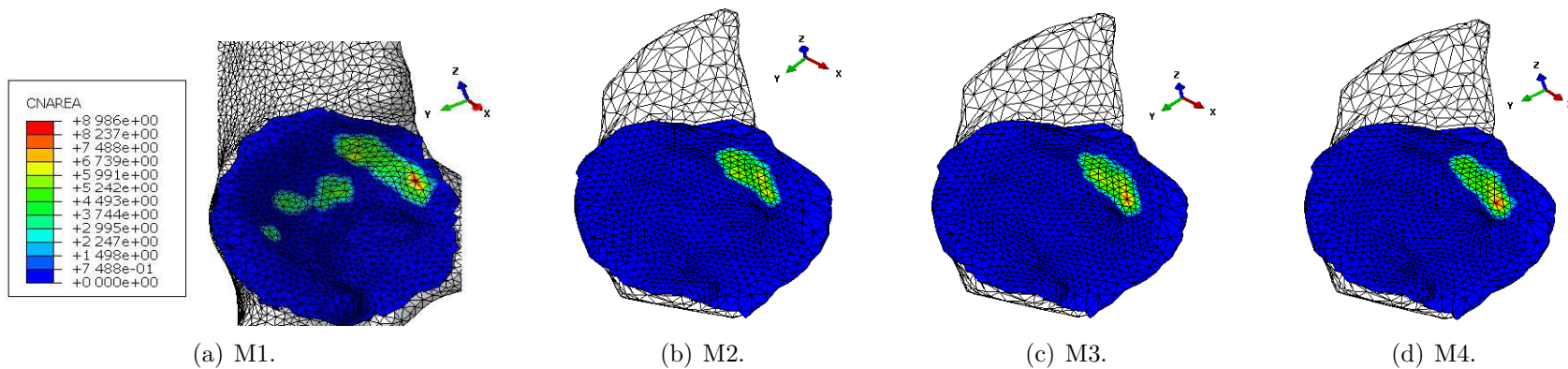


Figura 36 – Área de Contato (mm²) em cada um dos modelos simulados.

Por outro lado, nos modelos planejados, embora a área de contato possa ser menor em regiões específicas, a soma das áreas de contato em todos os elementos é maior. Isso significa que a área de contato está distribuída de forma mais uniforme em todos os modelos corrigidos, sem grandes variações ou regiões com áreas de contato significativamente maiores ou menores.

Constata-se que, apesar da alteração realizada nos modelos planejados, observa-se que o pico de pressão de contato ainda se mantém na região ântero superior do acetábulo. Isso sugere que, mesmo com as correções implementadas, essa região específica continua sujeita a maiores concentrações de carga e pressão.

Apesar de o modelo patológico ter um pico de pressão de contato menor, o fato de a média das pressões de contato ser maior no modelo corrigido é devido à distribuição mais uniforme da carga ao longo da superfície.

Isso indica que a função objetivo pode ser mais influenciada pela distribuição e magnitude da área de contato em todo o modelo do que apenas pela máxima pressão de contato, levando a concluir que a mesma não parece ser diretamente sensível à máxima pressão de contato.

A função objetivo pode ser insensível a pequenas variações de pressão em áreas críticas. Se a função considera apenas a média e a área total, ela pode não refletir completamente as áreas de preocupação, o que leva a concluir que, a mesma funciona bem para alguns modelos, mas pode não capturar totalmente as nuances de outros modelos. Isso pode ser explicado pelas características específicas de cada modelo.

Vale ressaltar que, ao analisar os diferentes modelos, é importante considerar não apenas os valores pontuais, mas também a distribuição global da pressão de contato ao analisar os resultados dos modelos de elementos finitos. Cada modelo é único, e diferentes configurações e técnicas podem levar a resultados variados. Portanto, não há necessariamente um padrão ou relação direta entre os resultados observados nos diferentes estudos de caso.

Essas diferenças podem ser atribuídas a diversos fatores, entre os quais destaca-se a variação anatômica dos pacientes. Cada paciente pode apresentar uma anatomia única, o que influencia diretamente o comportamento biomecânico do quadril. Pequenas variações anatômicas entre os pacientes podem levar a resultados significativamente diferentes nos modelos.

A Tabela 15 apresenta os valores obtidos para os ângulos de rotação do fragmento acetabular nos modelos simulados nos planos frontal (referência no eixo z), sagital (referência no eixo x) e transversal (referência no eixo y). É importante enfatizar que quaisquer destas configurações resultaria em melhora biomecânica do quadril acometido. Porém, conforme já discutido, o planejamento gerado por M4 foi o mais indicado, atendendo-se

os objetivos propostos na modelagem do problema (validação a ser mostrada nas seções seguintes).

Observa-se na mesma Tabela que o modelo acoplado (M2 + M4) poderia refletir no modelo M3. Contudo, não foi o que aconteceu, provavelmente devido ao maior ou menor espaço de busca por soluções ótimas promovido pela técnica evolucionista em cada modelo proposto.

Tabela 15 – Comparação entre os ângulos do planejamento e dos resultados pelo AG (em graus)

Modelo	Ângulo X	Ângulo Y	Ângulo Z
M2	14,88	-28,38	8,93
M3 (em relação a M1 ajustado*)	4,20	-25,00	10,20
* na prática, M2 na configuração pré-planejamento digital			
M4 (em relação a M2)	-7,00	12,60	-4,60
M2 + M4	7,88	-23,78	4,33

6.2.2 Estudo de Caso 2

A Tabela 16 mostra os valores resultantes para a função objetivo F em cada um dos modelos simulados para o Estudo de Caso 2. É possível identificar que o modelo M4 apresentou o maior valor contabilizado para a força de contato na articulação coxofemoral (29,7039 N), atestando que o resultado desse planejamento via AG foi o mais indicado para aplicação clínica. Em termos quantitativos, a força de contato em M4 foi aproximadamente 12 vezes maior que a força de contato identificada na condição patológica (M1).

Tabela 16 – Comparação dos valores obtidos na equação (5.9) com os resultados pelo AG para o estudo de caso 2

Modelo	p (MPa)	a (mm ²)	F (N)
M1 (pré-operatório)	0,0693	35,1506	2,4359
M2 (Planejamento digital)	0,1817	74,1292	13,4693
M3 (otimizado - estratégia 1)	0,2139	90,8295	19,4284
M4 (otimizado - estratégia 2)	0,2738	108,4874	29,7039

Contudo, são feitos alguns apontamentos importantes:

- O planejamento digital realizado pelo cirurgião ortopedista para este estudo de caso foi satisfatório se comparado com a configuração pré-operatória, em função de F . Houve um aumento percentual de 452, 95% entre os modelos M1 e a M2.

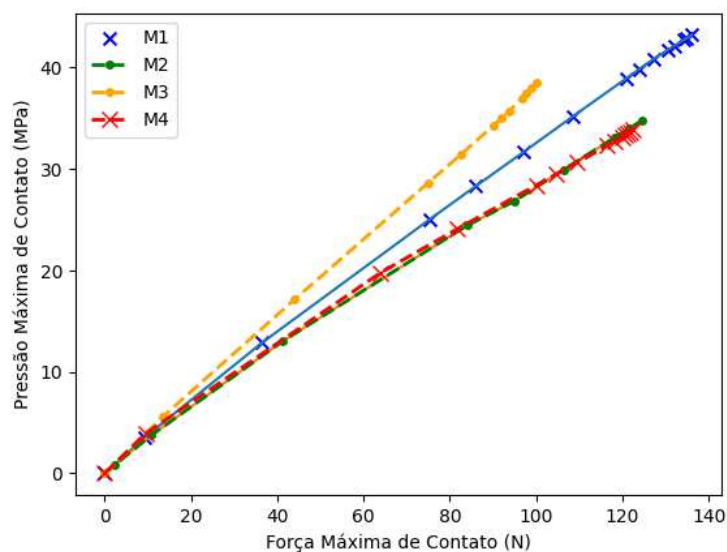
- Pode-se verificar que, embora a estratégia de planejamento representada por M4 tenha apresentado o melhor resultado, considerando a função de maximização, o modelo M3 também resultou em uma configuração satisfatória, destacando-se em relação a M1 e M2.
- Verificou-se um aumento da área de contato na cartilagem, gradativamente, de M1 para M4, evidenciando uma maior distribuição da área de contato neste último (o que constituiu um bom resultado clínico).
- De forma similar, a média das pressões de contato na superfície analisada cresceu de M1 para M4. Isso pode ser justificado pelo fato de que uma maior força de contato provoca um aumento na área de contato devido à deformação elástica da superfície, o que resulta em um aumento da pressão média de contato.

As imagens apresentadas nas Figuras 37 (a) e (b) mostram ainda os resultados dos modelos simulados considerando-se a pressão de contato (CPRESS) máxima e a área de contato (CNAREA) máxima na cartilagem coxofemoral para um dado valor de CNORMF máximo ao longo da simulação.

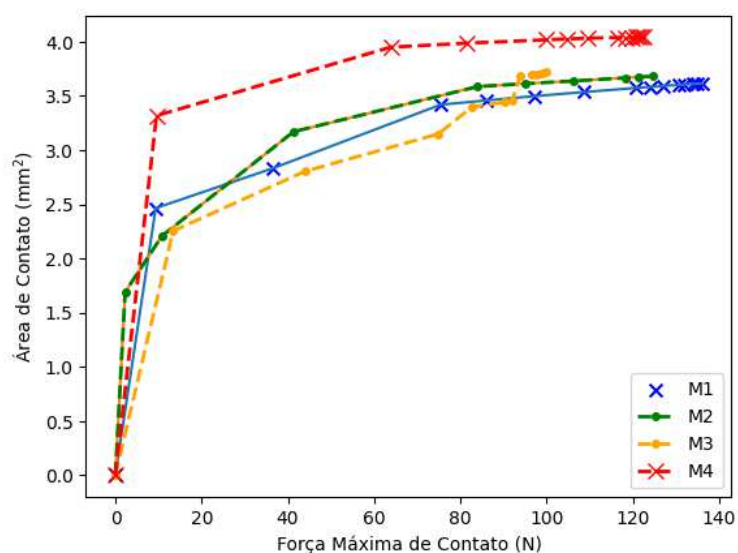
A partir de uma análise qualitativa, identifica-se que em termos de Pressão Máxima de Contato, a curva do modelo M4, embora apresente ângulos rotacionais diferentes de M2, possui comportamento quase que semelhante à curva representada por este último. Contudo, quantitativamente (Tabela 17), verifica-se que, para uma força de contato de 121,4 N, o modelo M2 apresentou uma CPRESS igual a 33,95 MPa, enquanto que, para um valor de força igual a 121,8 N, o modelo M4 alcançou uma pressão de 33,66 MPa. Quando se analisa a área de contato, percebe-se um destaque de M4 em relação a M2. Para os mesmos valores de CNORMF supracitados, M2 e M4 apresentaram CNAREA máximas de 3,674 mm² e 4,042 mm² (aumento percentual de 10,02%). Logo, pode-se constatar que o modelo M4 foi o mais indicado, uma vez que neste, há uma redução da pressão de contato máxima e uma maior distribuição da área de contato na articulação coxofemoral, o que de fato se espera conforme descrições da literatura médica, constituindo-se como um cenário ideal (ótimo).

Comparando as curvas apresentadas, é evidente que o Modelo M3 abortou mais rapidamente em relação aos demais (quando atingiu uma força de contato máxima de aproximadamente 100 N). Essa diferença está relacionada ao fato de que, na configuração geométrica adotada para o Modelo M3, é provável que exista uma menor resistência estrutural. Isso torna mais propensas deformações significativas em resposta ao deslocamento aplicado, levando o modelo a um estado em que a estabilidade numérica é comprometida, resultando em seu aborto mais precoce em comparação aos outros modelos.

É importante destacar que o objetivo desta análise é avaliar a distribuição das cargas na superfície de contato como um todo. Nesse sentido, uma análise da média



(a) Pressão Máxima de Contato (MPa) *versus* Força de Contato Máxima (N)



(b) Área de Contato Máxima *versus* Força de Contato Máxima (N)

Figura 37 – Resultados das variáveis de interesse em função da variável CNORMF.

das pressões pode ser mais relevante, pois permite uma avaliação do risco de lesões ou desgaste na superfície de contato. Considerar a média das pressões fornece uma visão mais abrangente do comportamento da estrutura e das possíveis consequências para a saúde ou integridade dos materiais em contato.

Neste estudo de caso, pode-se observar que a função objetivo utilizada, que considera a pressão média em todos os elementos na área de contato e a soma das áreas de todos os elementos na região de contato permite uma análise detalhada das cargas distribuídas e evidencia diferenças significativas entre os modelos, mesmo quando considerando apenas a pressão máxima e área máxima de contato.

Tabela 17 – Dados comparativos entre os modelos do EC2, considerando valores máximos para cada variável.

Modelo	CNORMF (N)	CPRESS (MPa)	CNAREA (mm²)
M1	120,8	38,91	3,574
M2	121,4	33,95	3,674
M3	100	38,55	3,718
M4	121,8	33,66	4,042

As Figuras 38 e 39 ilustram, respectivamente, os mapas de cores para as variáveis CPRESS e CNAREA, considerando os valores de CNORMF acima mencionados na Tabela 17, para os modelos M1, M2, M3 e M4, confirmando os pressupostos já discutidos. Os resultados encontrados aqui foram consistentes com observações clínicas e indicam que a área danificada está relacionada a áreas de alta pressão de contato. O resultado em M4 mostrou que a posição planejada para o quadril displásico maximiza a área de contato e minimiza a pressão de contato na cartilagem acetabular. É possível observar que, no modelo patológico (M1), as pressões máximas de contato estão localmente inseridas e distribuídas na borda pósterio-inferior do acetábulo. Para os demais modelos, percebe-se que, o campo de pressão muda e a área de contato se distribui ainda mais, atingindo também a borda lateral no quadrante ântero-superior.

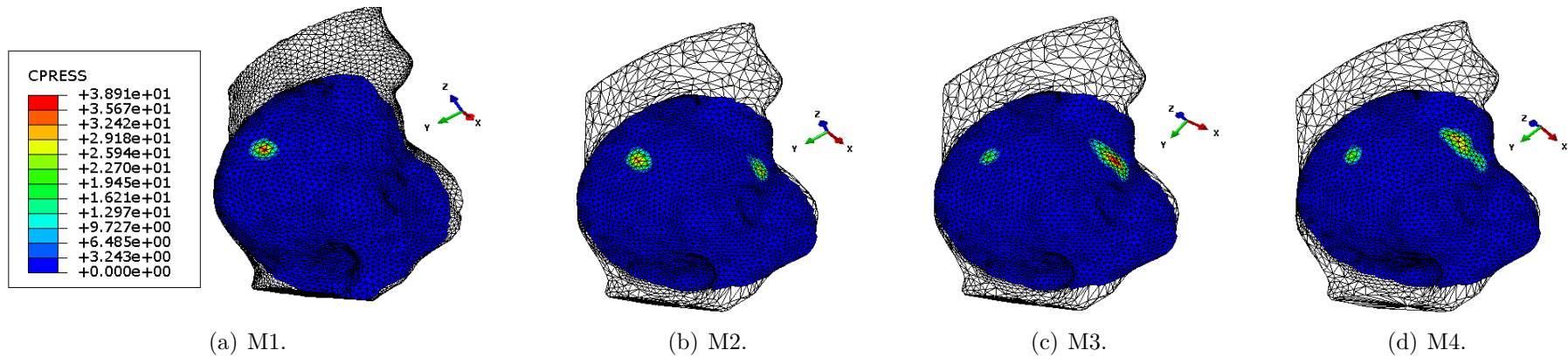


Figura 38 – Distribuição da Pressão de Contato (MPa) em cada um dos modelos simulados.

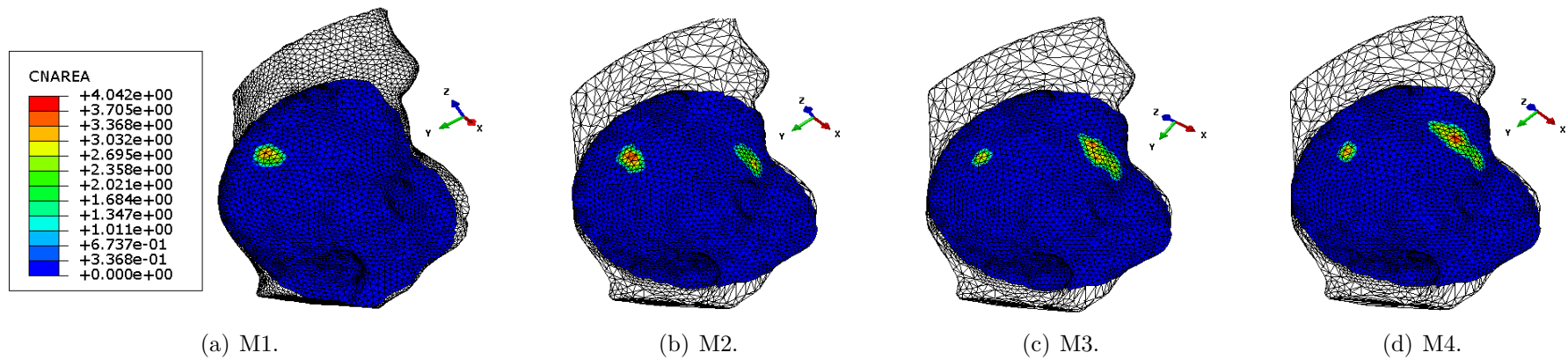


Figura 39 – Área de Contato (mm²) em cada um dos modelos simulados.

A Tabela 18 mostra os valores obtidos para os ângulos de rotação do fragmento acetabular para cada modelo considerado, nos planos frontal (referência no eixo z), sagital (referência no eixo x) e transversal (referência no eixo y).

Tabela 18 – Comparação entre os ângulos do planejamento e dos resultados pelo AG (em graus)

Modelo	Ângulo X	Ângulo Y	Ângulo Z
M2	3,11	-27,44	2,03
M3 (em relação a M1 ajustado*)	19,40	-32,30	6,60
* na prática, M2 na configuração pré-planejamento digital			
M4 (em relação a M2)	10,90	-6,10	0,90
M2 + M4	14,01	-33,54	2,93

Vale notar que a configuração obtida pelo planejamento médico (M2) foi diferente da otimizada em M3. Além disso, os ângulos mostrados em M3 foram diferentes da configuração gerada por M2 + M4.

É importante destacar que, analisando o critério baseado na função objetivo, quaisquer destas configurações poderiam ser consideradas para planejamento clínico. Contudo é necessário verificar se atendem aos parâmetros anatômicos e radiográficos supramencionados (análise que será realizada em seções posteriores).

6.2.3 Estudo de Caso 3

Levando em consideração os resultados discriminados na Tabela 19 para o Estudo de Caso 3, verifica-se que, da mesma forma, o modelo M4 obteve o maior valor de F (função objetivo avaliada), igual a 89,0601 N (aproximadamente 6 vezes maior que M1), sendo considerado, portanto, o melhor planejamento para implementação.

Tabela 19 – Comparação dos valores obtidos na equação (5.9) com os resultados pelo AG para o estudo de caso 3

Modelo	p (MPa)	a (mm ²)	F (N)
M1 (pré-operatório)	0,1999	73,2205	14,6368
M2 (Planejamento digital)	0,2276	73,4044	16,7068
M3 (otimizado - estratégia 1)	0,3739	141,6026	52,9452
M4 (otimizado - estratégia 2)	0,5164	172,4715	89,0601

Há de se considerar ainda que,

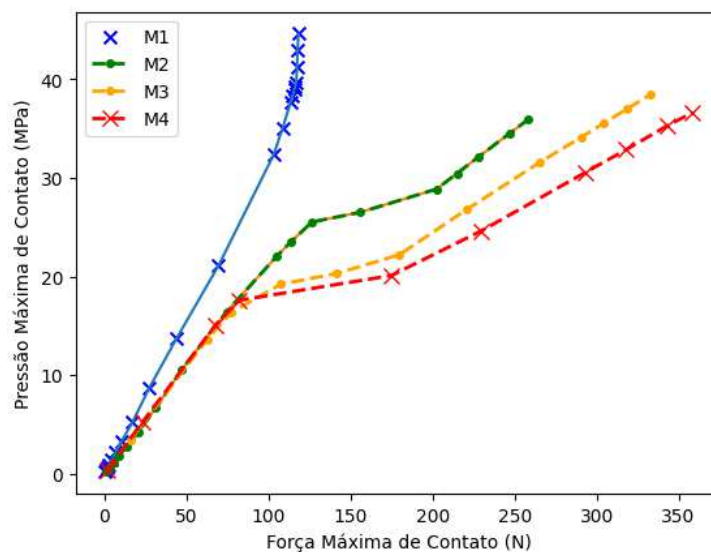
- O modelo M3 apresentou um resultado satisfatório, com um aumento percentual de 261,73% em relação ao modelo M1..
- O modelo planejado M2 demonstrou um resultado sem diferença significativa em comparação ao M1, destacando a importância do modelo de elementos finitos para validar biomecanicamente o planejamento médico e identificar possíveis correções para melhorar o quadro clínico.
- Ao comparar as duas estratégias utilizando algoritmos genéticos, M4 e M3, observa-se um aumento percentual de 68,21%, com maior destaque para o M4.
- De forma similar ao Estudo de Caso 2, há também um aumento da média da pressão de contato na cartilagem coxofemoral de M1 para M4, assim como verifica-se um aumento da área de contato "a" na mesma ordem (= 172,4715 mm² em M4).

O objetivo foi comparar de forma qualitativa e quantitativa o pico de pressão de contato na cartilagem do acetábulo, bem como a distribuição da área de contato na mesma superfície entre os modelos simulados. O intuito foi identificar se a função objetivo é sensível o suficiente para distinguir entre os modelos em termos de pressão máxima de contato (CPRESS) e área de contato máxima (CNAREA). Para tal, os gráficos apresentados na Figura 40 permitem confirmar se o planejamento cirúrgico realizado pela técnica evolucionista gerou melhora clínica.

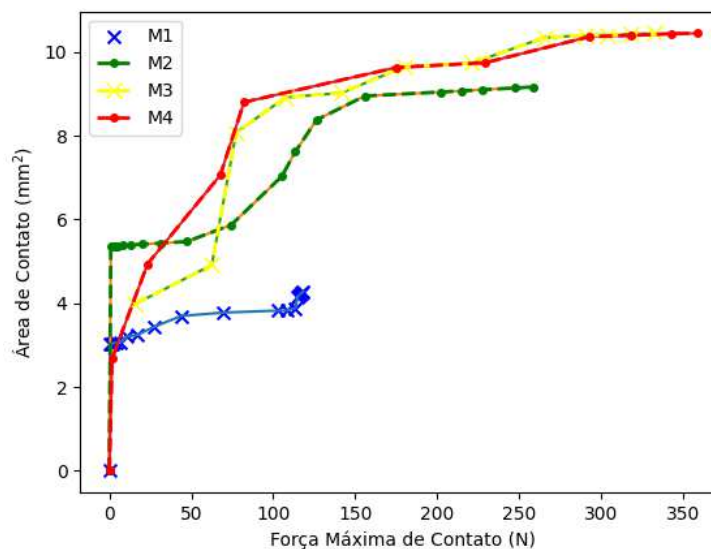
Os resultados demonstraram que a posição planejada por meio do Algoritmo Genético no modelo M4 foi consistente com observações clínicas. Essa posição maximiza a área de contato e minimiza a pressão de contato na cartilagem acetabular em comparação com os modelos M1, M2 e M3. Essa validação ocorre especificamente para a posição ortostática e confirma a eficácia da correção realizada pelo Algoritmo Genético, baseado no planejamento prévio realizado pelo cirurgião utilizando a técnica virtual.

Identifica-se que o modelo M1 abortou mais rapidamente em relação aos demais, alcançando uma força de contato máxima de 100 N, aproximadamente, enquanto que os modelos M2, M3 e M4 alcançaram CNFORCEs de magnitude maiores. Pela curva da Figura 40 (a) nota-se que os modelos planejados apresentam resultados com melhor evidência clínica (pois nestes, as pressões de contato são menores na cartilagem pélvica, além de o contato ser mais distribuído, como se observa em (b)).

Com o objetivo de realizar uma comparação (considerando CPRESS e CNAREA), adotou-se uma Força Máxima de Contato fixada em aproximadamente 227,7 N. Apenas os modelos planejados foram comparados levando em conta essa força específica, considerando que o valor máximo suportado por M2 foi de 258,6 N. Os resultados estão apresentados de forma detalhada na Tabela 20.



(a) Pressão Máxima de Contato (MPa) *versus* Força de Contato Máxima (N)



(b) Área de Contato Máxima *versus* Força de Contato Máxima (N)

Figura 40 – Resultados das variáveis de interesse em função da variável CNORMF.

É possível observar nesta Tabela que, para uma força máxima de contato aproximada a 127,7 N:

- o valor do pico de pressão de contato no modelo planejado (M4) é significativamente menor quando comparado a M2. Mesmo contabilizando um valor de CNFORCE maior em M4 (229,7 N, e 227,2 N em M2), há uma redução de 7,46 N de M2 para M4;
- M4 apresenta um percentual de aumento na área de contato máxima de 7,12% em relação a M2;

Tabela 20 – Dados comparativos entre os modelos do EC3, considerando valores máximos para cada variável.

Modelo	CNORMF (N)	CPRESS (MPa)	CNAREA (mm ²)
M1	118,2	44,64	4,276
M2	227,2	32,08	9,093
M3	221,1	26,82	9,727
M4	229,7	24,62	9,74

- No que diz respeito á area de contato máxima, M4 apresenta diferença insignificante se comparado a M3;
- M4 se destaca como a opção mais adequada para aplicação prática, uma vez que além de apresentar o maior valor para a função objetivo (F), também demonstra os melhores resultados para CPRESS e CNAREA (embora não seja esse o objetivo principal da aplicação do AG, é um benefício adicional).

Mapas de cores foram analisados para este Estudo de Caso, conforme se verifica nas Figuras 50 e 51. Observa-se que as áreas de pico de pressão ocorrem no quadrante pósterio-superior e pósterio-inferior do acetábulo tanto no modelo pré-operatório quando nos modelos planejados.

Neste caso, realiza-se uma comparação entre a máxima pressão de contato no modelo pré, para uma força de 100 N, e a máxima pressão de contato nos modelos pós, para forças aproximadas de 250 N. A análise busca identificar e comparar os valores máximos de pressão de contato em ambos os casos. Identifica-se que, mesmo para um valor de força menor, a pressão de contato é a máxima obtida entre os modelos.

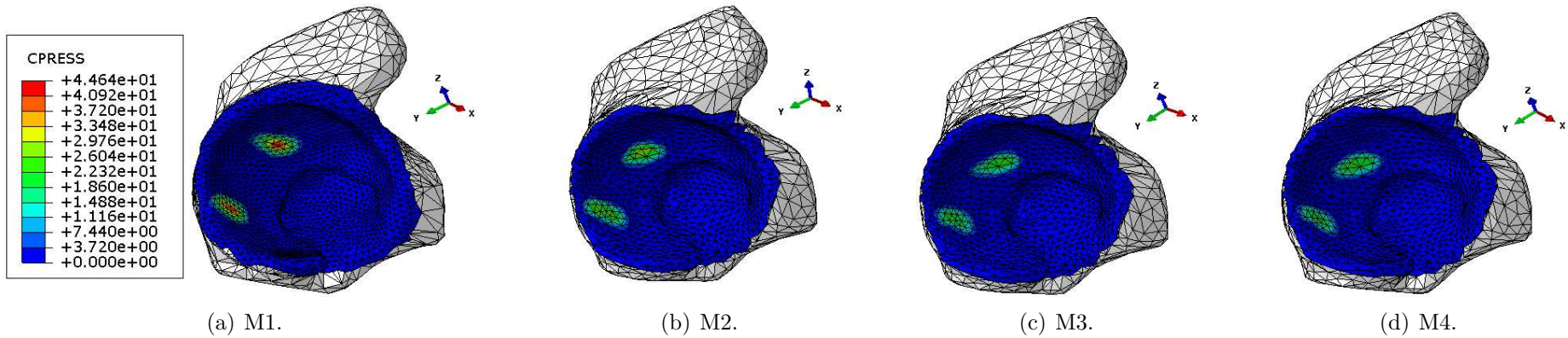


Figura 41 – Distribuição da Pressão de Contato (MPa) em cada um dos modelos simulados.

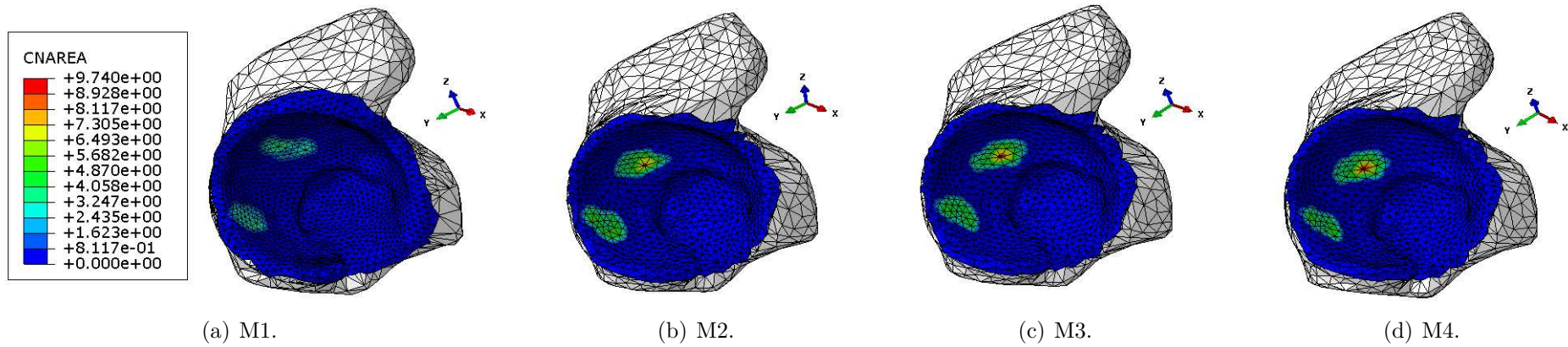


Figura 42 – Área de Contato (mm²) em cada um dos modelos simulados.

Embora os bulbos ou padrões de contorno, verificados nas figuras possam parecer semelhantes visualmente, a magnitude da CNAREA pode ser diferente devido às diferentes áreas de contato entre a cabeça femoral e o acetábulo. A pressão é distribuída de forma diferente nas diferentes áreas de contato, resultando em diferentes valores de CNAREA.

Portanto, a variação na magnitude da CNAREA entre os modelos pode ser explicada pela mudança na orientação do acetábulo, o que afeta a área de contato e, conseqüentemente, a distribuição da pressão.

A Tabela 21 exhibe os resultados adquiridos em relação aos graus de rotação do fragmento acetabular para cada modelo avaliado, nos planos frontal (referência no eixo z), sagital (referência no eixo x) e transversal (referência no eixo y).

Tabela 21 – Comparação entre os ângulos do planejamento e dos resultados pelo AG (em graus)

Modelo	Ângulo X	Ângulo Y	Ângulo Z
M2	-0,286	-17,315	0,0596
M3 (em relação a M1 ajustado*)	10,20	-12,50	0,20
* na prática, M2 na configuração pré-planejamento digital			
M4 (em relação a M2)	7,60	-0,10	0,20
M2 + M4	7,314	-17,415	0,2596

É importante ressaltar que os modelos M2 e M3, embora não sejam os melhores em termos de pressão média de contato na cartilagem coxofemoral, também poderiam ser utilizados. No cenário M2 + M4, foram obtidos resultados diferentes em relação à rotação observada no modelo M3. No cenário M2 + M4, os resultados divergiram em relação à rotação apresentada no modelo M3 devido às diferentes combinações de parâmetros clínicos e biomecânicos utilizados nos dois cenários.

6.2.4 Avaliação dos Parâmetros Radiográficos

Esta subseção tem como objetivo validar os planejamentos realizados por meio da análise dos parâmetros clínico-radiográficos de interesse (ângulo centro-borda (CE) e ângulo de Tönnis). A finalidade é determinar se os modelos planejados estão em conformidade com os valores normais estabelecidos para cada parâmetro. Ao verificar se a correção foi adequadamente executada e se os resultados se alinham com os valores normais, pode-se confirmar a validade dos planejamentos e sua capacidade de produzir efeitos positivos quando aplicados clinicamente.

A Tabela 22 mostra os valores medidos para cada parâmetro na configuração pré-operatória e nos planejamentos.

Embora o cirurgião ortopedista não tenha fornecido informações sobre os valores dos parâmetros radiográficos na configuração pré-operatória para os estudos de caso 2 e 3, esses valores foram obtidos por meio de medições utilizando os modelos geométricos pré-existentes.

O Apêndice C mostra as imagens do fêmur e o fragmento acetabular reposicionado, com a técnica de *ray casting*, para simular a transparência das estruturas como nas radiografias, onde constam as indicações das medidas angulares para CE e Tönnis, para cada Estudo de Caso.

Tabela 22 – Parâmetros radiográficos medidos.

ESTUDO DE CASO	MODELO	Ângulo CE (°)	Ângulo de Tönnis (°)
1	M1	20	20
	M2	35	2
	M3	35	4
	M4	27	7
2	M1	9	33
	M2	36	6
	M3	35	-4
	M4	38	0
3	M1	23	14
	M2	26	11
	M3	36	3
	M4	35	4

É possível confirmar que:

- Os modelos M1 de todos os estudos de caso apresentaram ângulo CE e Tönnis fora dos limites aceitáveis e normais, indicando a presença de displasia de quadril.
 - O modelo M1 do estudo de caso 3 exibiu valores aproximadamente próximos aos limites aceitáveis para o ângulo CE e para o ângulo de Tönnis (23° e 14°, respectivamente).
- O planejamento cirúrgico realizado pelo cirurgião (M2) obteve resultados satisfatórios, dentro dos parâmetros normais, para todos os estudos de caso.
- Embora os estudos de caso 1 e 3 tenham apresentado parâmetros radiográficos dentro dos limites aceitáveis, o estudo de caso 2 obteve um ângulo de Tönnis equivalente a -4°.
 - Essa constatação indica a necessidade de realizar o processo de validação dos parâmetros utilizados. É fundamental passar por essa etapa para garantir a viabilidade e confiabilidade da estratégia 2 executada pelo planejamento M3 em todos os casos. Portanto, é importante conduzir uma avaliação criteriosa

para assegurar que os parâmetros são adequados e representam corretamente as condições clínicas e biomecânicas em questão.

- Os valores obtidos para os parâmetros radiográficos em M4, em sua totalidade, indicam que esta estratégia adotada foi a melhor e de fato, pode ser aplicada clinicamente, validando o planejamento executado. Contudo é necessário sempre fazer essa validação para futuros casos a serem analisados.

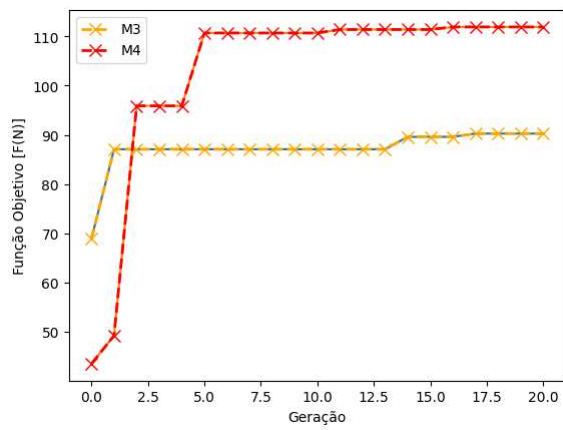
Vale ressaltar que o planejamento otimizado M4 dos estudos de caso 2 e 3 foram empregados para corrigir a displasia de desenvolvimento do quadril das pacientes em estudo (aplicados na prática), e foram cruciais para alcançar uma melhora biomecânica dos quadris afetados e, conseqüentemente, obter sucesso na cirurgia, validando assim o método proposto, clinicamente.

O destaque de M4 em relação a M3 se dá pelo fato de que, o primeiro, não apenas considera a correção com base em parâmetros clínico-radiográficos (realizada previamente), mas busca otimização biomecânica.

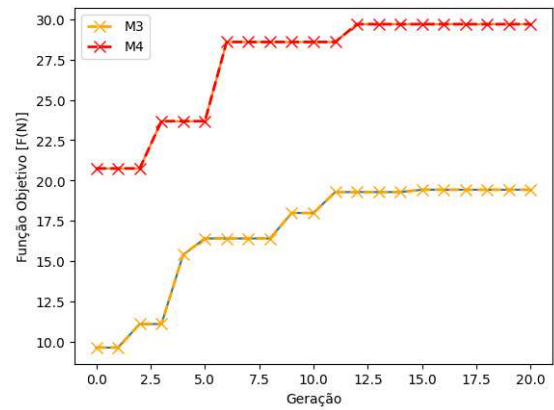
6.3 ANÁLISE DE CONVERGÊNCIA DO ALGORITMO GENÉTICO

A estabilidade das soluções encontradas ao longo de várias gerações é uma avaliação importante para determinar a convergência de um algoritmo genético. Ela está relacionada à consistência dos resultados obtidos nas diferentes iterações do algoritmo. Ao longo das gerações, foi acompanhada a evolução das melhores soluções encontradas pelo algoritmo. Verificou-se se elas permaneceram consistentes e estáveis ao longo do tempo. Pode-se notar, pelas Figuras 43 (a), (b) e (c) que houve pouca variação nas melhores soluções nas últimas gerações para cada modelo simulado, em todos os estudos de caso, indicando uma maior estabilidade das soluções e, conseqüentemente, convergência. Nos modelos M3, a convergência para a solução ótima foi alcançada na 15^a geração no estudo de caso 1. Nos estudos de caso 2 e 3, a convergência ocorreu na 12^a e 7^a geração, respectivamente.

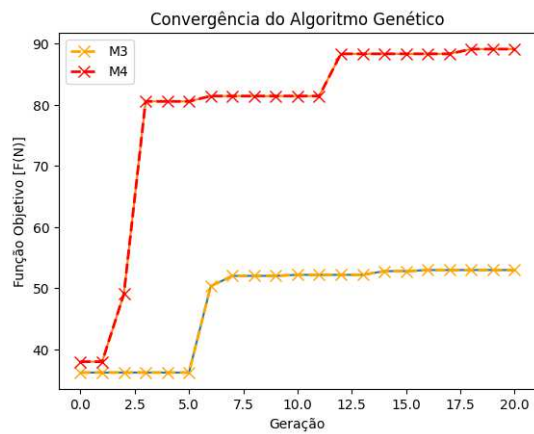
Quanto aos modelos M4, a convergência para a solução ótima foi obtida na 5^a geração no Estudo de Caso 1 e na 12^a geração nos demais estudos de caso.



(a) Estudo de Caso 1



(b) Estudo de Caso 2



(c) Estudo de Caso 3

Figura 43 – Convergência do AG para cada estudo de caso.

7 CONCLUSÕES E PERSPECTIVAS FUTURAS

A presente tese investigou estratégias de otimização para desenvolvimento de um planejamento cirúrgico tridimensional para a osteotomia periacetabular, auxiliando os ortopedistas na tomada de decisões quanto ao melhor posicionamento do fragmento acetabular, levando em consideração as características individuais dos pacientes.

Essas simulações forneceram informações valiosas sobre a distribuição de pressões de contato, área de contato e força de contato, variáveis relevantes, que biomecanicamente, contribuem para um planejamento mais eficaz e preciso.

O planejamento pré-cirúrgico é uma etapa importante para aumentar a precisão e eficácia da cirurgia. Para aplicar o resultado do planejamento na prática e se certificar do correto posicionamento dos osteótomos (formões) e dos fragmentos ósseos, o cirurgião utiliza tecnologias de navegação intraoperatória (fluoroscopia) ou radioscopia em tempo real, que fornecem informações precisas sobre a posição e orientação dos instrumentos cirúrgicos em relação à anatomia do paciente.

Por exemplo, se o planejamento pré-cirúrgico indicou que um determinado osso precisa ser rotacionado em um determinado ângulo, o cirurgião pode usar a navegação intraoperatória para guiar a rotação do osso durante a cirurgia. Isso ajuda a garantir que o osso seja rotacionado exatamente na medida necessária, conforme previsto no planejamento.

Além disso, o planejamento pré-cirúrgico pode ser usado para fabricar guias cirúrgicos personalizados ou dispositivos de fixação que auxiliam na colocação precisa do fragmento acetabular no local desejado. Esses guias são projetados com base no modelo anatômico do paciente e são usados para ajudar o cirurgião a posicionar os implantes com precisão durante a cirurgia. Os guias cirúrgicos personalizados podem ajudar a reduzir o tempo de cirurgia e minimizar o risco de complicações.

A fim de mostrar a reprodutibilidade da ferramenta proposta nesta pesquisa, três pacientes diagnosticados com displasia de desenvolvimento do quadril foram avaliados. Inicialmente, os modelos geométricos provenientes dos arquivos de imagem no formato médico padrão foram submetidos a análise de elementos finitos, através do *software* Abaqus®, para uma avaliação do diagnóstico biomecânico e da melhora biomecânica, levando em consideração duas condições comparáveis, respectivamente: a situação pré-operatória (M1) e a correção desejável dentro dos parâmetros clínicos previamente descritos na literatura médica (M2). Em seguida, o Planejamento Cirúrgico Tridimensional otimizado foi aplicado aos três estudos de caso citados, utilizando duas estratégias diferentes.

As respostas obtidas foram satisfatórias para cada caso reportado, baseado na geometria individual de cada paciente com DDQ. Com base nas informações disponíveis e

considerando a perspectiva clínica, é possível afirmar que o modelo planejado ou corrigido M4 apresenta melhor desempenho em relação ao modelo patológico em todos os estudos de caso. Essa conclusão pode ser embasada em diversos aspectos técnicos, tais como:

- Distribuição mais uniforme da pressão de contato: Os modelos planejados ou corrigidos exibem uma distribuição mais uniforme da pressão de contato ao longo da superfície de contato entre a cabeça femoral e o acetábulo. Isso indica uma carga mais equilibrada e uma distribuição mais fisiológica das forças durante o contato articular.
- Redução da máxima pressão de contato: Embora seja observado que a máxima pressão de contato possa ser menor nos modelos planejados ou corrigidos em comparação com o modelo patológico, é importante ressaltar que esse não é o único critério de avaliação (como demonstrado no estudo de caso 1, em que a função objetivo não foi sensível à avaliação da máxima pressão de contato na cartilagem). No entanto, a redução da máxima pressão de contato possui relevância clínica, uma vez que está associada a uma distribuição de carga mais uniforme em áreas específicas, contribuindo para a redução do risco de desgaste, lesões e desconforto no sistema articular (como observado nos estudos de caso 2 e 3).
- Melhor distribuição da área de contato: Nos modelos planejados ou corrigidos, a área de contato está mais uniformemente distribuída em diferentes regiões da superfície de contato. Isso indica uma maior área de contato total e uma cobertura mais abrangente do contato articular, o que pode resultar em uma distribuição mais eficiente das cargas e uma melhor transmissão das forças durante o movimento.
- Considerações biomecânicas: Ao avaliar a qualidade dos modelos, é importante considerar os princípios biomecânicos relevantes para a articulação em questão. Os modelos planejados ou corrigidos podem levar em conta aspectos biomecânicos específicos, como alinhamento anatômico adequado, estabilidade articular e distribuição adequada das forças, resultando em um melhor funcionamento biomecânico da articulação.
- Parâmetros Radiográficos aceitáveis: a partir do processo de validação dos planejamentos, verificou-se que os modelos M4 para todos os estudos de caso alcançaram valores de CE e Tönnis dentro dos limites considerados normais.

A estratégia adotada no planejamento M3, embora possa encontrar soluções potencialmente viáveis de acordo com a avaliação da função de aptidão, mostrou-se inadequada em alguns casos, resultando em configurações inaceitáveis (como observado em um estudo

de caso, onde o ângulo de Tönnis foi de -4°). Apesar disso, a estratégia pode ser considerada, desde que a validação dos parâmetros clínico-radiográficos deva ser rigorosamente realizada.

Com base nessas considerações técnicas e clínicas, pode-se concluir que o modelo planejado ou corrigido é clinicamente preferível ao modelo patológico. No entanto, é importante enfatizar que qualquer avaliação clínica deve ser feita por profissionais especializados, levando em conta os detalhes específicos do caso e considerando outros fatores clínicos relevantes.

A tecnologia de planejamento cirúrgico permite ao médico ortopedista realizar a correção planejada, posicionando o fragmento de acordo com uma demanda biomecânica.

As informações obtidas são de grande interesse para os cirurgiões para o planejamento pré-operatório de OPA. Os procedimentos metodológicos propostos e os resultados apresentados vão além dos abordados nas bibliografias de referência [33, 44, 45]. Esses trabalhos serviram de inspiração e base para o desenvolvimento deste estudo, que por sua vez, trouxe alguns pontos adicionais e inovações que foram incorporados à pesquisa.

Como acontece com todas as análises numéricas, o modelo em elementos finitos está sujeito a limitações. Simplificações adicionais foram introduzidas na especificação das condições de contorno e de carregamento.

A propagação de forças e condições de contorno para modelos que refletem a cinemática das articulações, considerando o movimento em 6 (seis) graus de liberdade, provavelmente não representam com precisão a cinemática real para o paciente, mas obtêm resultados aproximados que podem ser analisados para avaliação e validação da cirurgia. Dado que os modelos estavam sujeitos às mesmas condições e configurações, podem ser considerados passíveis de comparação.

Apesar de ter sido realizada somente uma execução independente para cada modelo em cada estudo de caso, é importante lembrar que, mesmo em situações em que é possível executar o AG apenas uma vez, os resultados obtidos podem não ser os melhores possíveis. Executar várias vezes o AG e verificar a consistência dos resultados é sempre recomendado para aumentar a confiabilidade das soluções encontradas.

Um dos fatores que podem contribuir para os modelos M3 e M4 não chegarem ao mesmo resultado é a presença de máximos locais no espaço de busca. Isso ocorre porque quando o algoritmo genético usado para otimizar o planejamento cirúrgico encontra uma solução que é localmente ótima, mas que não é a melhor solução globalmente. O AG é uma técnica de otimização heurística que busca explorar um espaço de busca para encontrar a melhor solução possível para um determinado problema. No entanto, a presença de máximos locais pode limitar a capacidade do algoritmo genético em encontrar a solução globalmente ótima.

O planejamento cirúrgico baseado em parâmetros clínicos pode ser menos susceptível à presença de máximos locais. O algoritmo genético em M3 pode não ter sido capaz de explorar todo o espaço de busca de forma adequada, o que pode ter limitado a sua capacidade de encontrar a melhor solução possível.

Como parte dos trabalhos futuros, é esperado:

- Incluir a implementação de guias prototipadas para auxiliar o cirurgião durante a execução do procedimento de rotação do acetábulo. Essas guias visam garantir a precisão e a acurácia dos resultados;
- Incorporar também a otimização de configurações dinâmicas dos movimentos osteocinemáticos. Isso visa aprimorar ainda mais a precisão e a acurácia dos resultados, permitindo ajustes personalizados durante o procedimento de rotação do acetábulo. Essa abordagem dinâmica proporcionará maior flexibilidade e adaptabilidade às necessidades específicas de cada paciente;
- Realizar um número significativo de execuções independentes do algoritmo genético (AG) e incluir testes com diferentes técnicas de seleção e mutação, a fim de avaliar sua influência no desempenho do algoritmo genético.
- Buscar alternativas e aprimorar as técnicas de obtenção de imagens de tomografia computadorizada (TC) para destacar detalhes específicos da cartilagem do paciente. Isso possibilitará uma melhor visualização e análise das estruturas cartilaginosas, contribuindo para diagnósticos mais precisos e planejamentos cirúrgicos mais eficazes em casos clínicos relacionados ao quadril e outras articulações;
- Aplicar outros algoritmos de otimização, como a evolução diferencial e o PSO (*Particle Swarm Optimization*), para aprimorar o processo de planejamento cirúrgico tridimensional otimizado da osteotomia periacetabular de Ganz. A investigação e comparação dessas abordagens permitirão avaliar o desempenho e a eficácia dos diferentes algoritmos na busca por soluções ótimas para a correção da displasia de quadril. Dessa forma, pretende-se identificar a técnica mais adequada e eficiente para a obtenção de resultados precisos e clinicamente relevantes.

7.1 PRODUÇÕES CIENTÍFICAS

Este trabalho corroborou para as seguintes produções científicas:

- Trabalhos completos publicados em anais de congressos
 - FERRAZ, M. V. S.; FERREIRA, D. S. ; BASTOS, F. S. ; SOUZA, B. G. S. E. ; VECCHIO, S. D. . Methodology based on Genetic Algorithms and Finite

Elements to obtain the 3D Surgical Planning for the Periacetabular Osteotomy procedure in treatment of hip dysplasia. In: XLIII Ibero-Latin American on Computational Methods in Engineering, 2022, Foz do Iguaçu. *Proceedings of the Ibero-Latin-American Congress on Computational Methods in Engineering*, 2022.

- FERREIRA, D. S. ; FERRAZ, MARCUS V. S. ; BASTOS, F. S. ; SOUZA, B. G. S. E. ; VECCHIO, S. D. . Aplicação de Algoritmo Genético acoplado ao Método dos Elementos Finitos no planejamento cirúrgico tridimensional otimizado da osteotomia periacetabular. In: *VII Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica*, 2022, Evento Online. Anais do VII ENEBI, 2022. v. 1.
- FERRAZ, M. V. S.; M.GUEDES, J. ; BASTOS, F. S. ; VECCHIO, S. D. ; SOUZA, B. G. S. E. . Análise Mecânica da cartilagem na articulação coxofemoral por escaneamento óptico e simulação 3D via Abaqus. In: *Ibero-Latin-American Congress on Computational Methods in Engineering*, 2020, Foz do Iguaçu. *Proceedings of the Ibero-Latin-American Congress on Computational Methods in Engineering*, 2020.
- Artigos completos publicados em periódicos
 - FERRAZ, MARCUS V. S.; BASTOS, F. S. ; SOUZA, B. G. S. E. ; VECCHIO, S. D. . Finite element modeling for biomechanical validation of three-dimensional digital surgical planning in periacetabular osteotomy. *Journal of the brazilian society of mechanical sciences and engineering (online)*, v. 44, p. 44/284, 2022.
- Apresentação de Trabalho
 - FERRAZ, M. V. S.; SOUZA, Bruno Gonçalves Schroder e; BASTOS, Flávia de Souza; VECCHIO, S. *Validação biomecânica do planejamento cirúrgico digital tridimensional para osteotomia periacetabular do quadril*. Apresentação de Trabalho no 53º Congresso Brasileiro de Ortopedia e Traumatologia, São Paulo/SP, 2021. Vencedor do Prêmio Gastão Velloso na Categoria Estudo Experimental (Tema Livre Oral).

A metodologia apresentada neste trabalho, bem como os resultados parciais foram essenciais para a elaboração e desenvolvimento de projeto da Med3D Soluções Médicas Ltda., submetido à SELEÇÃO PÚBLICA MCTI/FINEP/FNDCT - Subvenção Econômica à Inovação - 04/2020 - Tecnologias 4.0, além de depósito de patente de invenção junto ao INPI (Instituto Nacional da Propriedade Industrial).

REFERÊNCIAS

- [1] L. S. Beltran, Z. S. Rosenberg, J. D. Mayo, M. D. De Tuesta, O. Martin, L. P. Neto, and J. T. Bencardino, “Imaging evaluation of developmental hip dysplasia in the young adult,” *American Journal of Roentgenology*, vol. 200, no. 5, pp. 1077–1088, 2013.
- [2] “Notas medidas - bacia quadril.” Disponível em: <https://www.msgrad.com.br/qua>. Acesso em: 5 de junho de 2023.
- [3] “Impacto femoroacetabular.” Disponível em: <https://www.institutotrata.com.br/impacto-femoroacetabular-ifa/>. Acesso em: 16 de abril de 2023.
- [4] “Prevention and management of complications following total hip arthroplasty.” Disponível em: <https://musculoskeletalkey.com/prevention-and-management-of-complications-following-total-hip-arthroplasty/>. Acesso em: 20 de janeiro de 2023.
- [5] C. C. Vassalo, “Avaliação clínica do resultado da fixação artroscópica das lesões do labrum acetabular: coorte prospectiva,” 2015.
- [6] “Periacetabular osteotomy (pao) for acetabular dysplasia.” Disponível em: <https://clohisyhipsurgeon.com/treatment-options/periacetabular-osteotomy-pao-for-acetabular-dysplasia>. Acesso em: 5 de junho de 2023.
- [7] J. Stolk, *A computerized pre-clinical test for cemented hip prostheses based on finite element techniques*. [Sl: sn], 2003.
- [8] H. Barbosa, *Algoritmos numéricos para problemas de contato em elasticidade*. PhD thesis, PhD thesis, COPPE-UFRJ, Rio de Janeiro, Brazil, 1986.
- [9] D. Hibbitt, “Getting started with abaqus, version (6.14), hibbitt, karlsson & sorensen,” *Inc. Edn*, 2016.
- [10] S. S. Rao, *Engineering optimization: theory and practice*. John Wiley & Sons, 2019.
- [11] D. C. Lucas, “Algoritmos genéticos: uma introdução,” *Apostila referente a disciplina de Inteligencia Computacional, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Brasil*, 2002.
- [12] “Algoritmos genéticos.” Disponível em: <https://sites.icmc.usp.br/andre/research/genetic/>. Acesso em: 28 de janeiro de 2023.
- [13] B. G. S. Souza, F. Souza Bastos, V. M. Oliveira, and A. Chaoubah, “Three-dimensional digital surgical planning e rapid prototyped surgical guides in bernese periacetabular osteotomy,” *Case Reports in Orthopedics*, p. 9, 2020.
- [14] E. Genda, N. Iwasaki, G. Li, B. A. MacWilliams, P. J. Barrance, and E. Y. Chao, “Normal hip joint contact pressure distribution in single-leg standing—effect of gender and anatomic parameters,” *Journal of biomechanics*, vol. 34, no. 7, pp. 895–905, 2001.
- [15] A. H. Gandomi, X.-S. Yang, S. Talatahari, and A. H. Alavi, *Metaheuristic applications in structures and infrastructures*. Newnes, 2013.

- [16] M. Lozano, F. Herrera, N. Krasnogor, and D. Molina, “Real-coded memetic algorithms with crossover hill-climbing,” *Evolutionary computation*, vol. 12, no. 3, pp. 273–302, 2004.
- [17] I. Zaltz, “How to properly correct e to assess acetabular position: an evidence-based approach,” *Journal of Pediatric Orthopaedics*, vol. 33, pp. S21–S28, 2013.
- [18] K. Fukushima, N. Takahira, K. Uchiyama, M. Moriya, and M. Takaso, “Pre-operative simulation of periacetabular osteotomy via a three-dimensional model constructed from salt,” *Sicot-j*, vol. 3, 2017.
- [19] B. G. S. Souza, “Prototipagem rápida em cirurgia ortopédica de preservação do quadril,” Master’s thesis, Universidade Federal de Juiz de Fora, 2020.
- [20] T. S. Gambling and A. Long, “Psycho-social impact of developmental dysplasia of the hip e of differential access to early diagnosis e treatment: a narrative study of young adults,” *SAGE open medicine*, vol. 7, p. 2050312119836010, 2019.
- [21] A. O. Amoako and G. G. A. Pujalte, “Osteoarthritis in young, active, e athletic individuals,” *Clinical Medicine Insights: Arthritis e Musculoskeletal Disorders*, vol. 7, pp. CMAMD–S14386, 2014.
- [22] J. E. Goetz, H. D. Thomas-Aitken, S. E. Sitton, R. W. Westermann, and M. C. Willey, “Joint contact stress improves in dysplastic hips after periacetabular osteotomy but remains higher than in normal hips,” *HIP International*, p. 11207000211036414, 2021.
- [23] K. Kitamura, M. Fujii, M. Iwamoto, S. Ikemura, S. Hamai, G. Motomura, and Y. Nakashima, “Is anterior rotation of the acetabulum necessary to normalize joint contact pressure in periacetabular osteotomy? a finite-element analysis study,” *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 480, no. 1, pp. 67–78, 2022.
- [24] C. Dezateux and K. Rosendahl, “Developmental dysplasia of the hip,” *The Lancet*, vol. 369, no. 9572, pp. 1541–1552, 2007.
- [25] W. H. Harris, “Etiology of osteoarthritis of the hip.,” *Clinical Orthopaedics and Related Research (1976-2007)*, vol. 213, pp. 20–33, 1986.
- [26] C. E. Albers, P. Rogers, N. Wambeek, S. S. Ahmad, P. J. Yates, and G. H. Prosser, “Preoperative planning for redirective, periacetabular osteotomies,” *Journal of hip preservation surgery*, vol. 4, no. 4, pp. 276–288, 2017.
- [27] S. Chegini, M. Beck, and S. J. Ferguson, “The effects of impingement e dysplasia on stress distributions in the hip joint during sitting e walking: a finite element analysis,” *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 27, no. 2, pp. 195–201, 2009.
- [28] S. A. Shipman, M. Helfand, V. A. Moyer, and B. P. Yawn, “Screening for developmental dysplasia of the hip: a systematic literature review for the us preventive services task force,” *Pediatrics*, vol. 117, no. 3, pp. e557–e576, 2006.
- [29] C. L. Peters, J. A. Erickson, L. Anderson, A. A. Anderson, and J. Weiss, “Hip-preserving surgery: understeing complex pathomorphology,” *The Journal of Bone e Joint Surgery. American volume.*, vol. 91, no. Suppl 6, p. 42, 2009.

- [30] G. Morag, P. Zalzal, B. Liberman, O. Safir, M. Flint, and A. E. Gross, “Outcome of revision hip arthroplasty in patients with a previous total hip replacement for developmental dysplasia of the hip,” *The Journal of bone e joint surgery. British volume*, vol. 87, no. 8, pp. 1068–1072, 2005.
- [31] M. S. Prime, J. Palmer, W. S. Khan, *et al.*, “The national joint registry of engle and wales,” *Orthopedics*, vol. 34, no. 2, pp. 107–110, 2011.
- [32] R. Ganz, K. Klaue, T. S. Vinh, and J. W. Mast, “A new periacetabular osteotomy for the treatment of hip dysplasias technique e preliminary results,” *Clinical Orthopaedics e Related Research®*, vol. 232, pp. 26–36, 1988.
- [33] Z. Zou, A. Chávez-Arreola, P. Meal, T. N. Board, and T. Alonso-Rasgado, “Optimization of the position of the acetabulum in a ganz periacetabular osteotomy by finite element analysis,” *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 31, no. 3, pp. 472–479, 2013.
- [34] D. W. Howie, M. Beck, K. Costi, S. M. Pannach, and R. Ganz, “Mentoring in complex surgery: minimising the learning curve complications from peri-acetabular osteotomy,” *International orthopaedics*, vol. 36, no. 5, pp. 921–925, 2012.
- [35] D. Kendoff, M. Citak, V. Stueber, L. Nelson, A. D. Pearle, and F. Boettner, “Feasibility of a navigated registration technique in fai surgery,” *Archives of orthopaedic and trauma surgery*, vol. 131, no. 2, pp. 167–172, 2011.
- [36] D. Thawrani, D. J. Sucato, D. A. Podeszwa, and A. DeLaRocha, “Complications associated with the bernese periacetabular osteotomy for hip dysplasia in adolescents,” *JBJS*, vol. 92, no. 8, pp. 1707–1714, 2010.
- [37] L. Liu, T. Ecker, S. Schumann, K. Siebenrock, L. Nolte, and G. Zheng, “Computer assisted planning e navigation of periacetabular osteotomy with range of motion optimization,” in *International Conference on Medical Image Computing e Computer-Assisted Intervention*, pp. 643–650, Springer, 2014.
- [38] Á. F. Azevedo, “Método dos elementos finitos,” *Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto*, vol. 1, no. 7, 2003.
- [39] L. M. Alves, “Método dos elementos finitos,” *Departamento de Engenharia Civil. Universidade Federal do Paraná, Curitiba*, p. 25, 2007.
- [40] J. M. R. S. Tavares and A. J. M. N. Padilha, “Introdução ao método dos elementos finitos,” 1998.
- [41] H. L. Soriano, *Método de Elementos Finitos em Análise de Estruturas Vol. 48*. EdUSP, 2003.
- [42] A. E. Anderson, B. J. Ellis, S. A. Maas, C. L. Peters, and J. A. Weiss, “Validation of finite element predictions of cartilage contact pressure in the human hip joint,” *Journal of biomechanical engineering*, vol. 130, no. 5, 2008.
- [43] R. S. Armiger, M. Arme, K. Tallroth, J. Lepistö, and S. C. Mears, “Three-dimensional mechanical evaluation of joint contact pressure in 12 periacetabular osteotomy patients with 10-year follow-up,” *Acta orthopaedica*, vol. 80, no. 2, pp. 155–161, 2009.

- [44] K. G. Ng, G. Rouhi, M. Lamontagne, and P. E. Beaulé, “Finite element analysis examining the effects of cam fai on hip joint mechanical loading using subject-specific geometries during steing e maximum squat,” *HSS Journal*, vol. 8, no. 3, pp. 206–212, 2012.
- [45] L. Liu, T. Ecker, S. Schumann, K. Siebenrock, and G. Zheng, “omputer assisted planning of periacetabular osteotomy with biomechanical optimization: Constant thickness cartilage models vs. patient-specific cartilage models,” in *Computational Biomechanics for Medicine*, pp. 3–13, Springer, 2016.
- [46] X. Zhao, E. Chosa, K. Totoribe, and G. Deng, “Effect of periacetabular osteotomy for acetabular dysplasia clarified by three-dimensional finite element analysis,” *Journal of orthopaedic science*, vol. 15, no. 5, pp. 632–640, 2010.
- [47] M. V. Ferraz, F. S. Bastos, B. G. Souza, and S. D. Vecchio, “Finite element modeling for biomechanical validation of three-dimensional digital surgical planning in periacetabular osteotomy,” *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering*, vol. 44, no. 7, pp. 1–13, 2022.
- [48] D. E. Golberg, “Genetic algorithms in search, optimization, and machine learning,” *Addion wesley*, vol. 1989, no. 102, p. 36, 1989.
- [49] S. Kobashi, N. Shibanuma, K. Kondo, M. Kurosaka, and Y. Hata, “Deformation analysis of in-vivo implant for total hip arthroplasty using multidetector-row ct images,” in *NAFIPS 2006-2006 Annual Meeting of the North American Fuzzy Information Processing Society*, pp. 570–575, IEEE, 2006.
- [50] T. Ishida, I. Nishimura, H. Tanino, M. Higa, H. Ito, and Y. Mitamura, “Use of a genetic algorithm for multiobjective design optimization of the femoral stem of a cemented total hip arthroplasty,” *Artificial organs*, vol. 35, no. 4, pp. 404–410, 2011.
- [51] S. Chanda, S. Gupta, and D. Kumar Pratihar, “A genetic algorithm based multi-objective shape optimization scheme for cementless femoral implant,” *Journal of biomechanical engineering*, vol. 137, no. 3, 2015.
- [52] L. Luis Corso, L. de Freitas Spinelli, F. Schnaid, C. Dossin Zanrosso, and R. José Marczak, “Optimization of a cemented femoral prosthesis considering bone remodeling,” *Journal of biomechanical engineering*, vol. 138, no. 1, 2016.
- [53] BRASIL, “Inovações e comunicações. finep. edital de seleção pública mcti/finep/fndet. subvenção econômica à inovação -04/2020. tecnologias 4.0.,” tech. rep., FINEP, 2020.
- [54] M. d. C. Ferreira, J. C. P. Oliveira, F. F. Zidan, C. E. d. S. Franciozi, M. V. M. Luzo, and R. J. Abdalla, “Total knee e hip arthroplasty: the reality of assistance in brazilian public health care,” *Revista brasileira de ortopedia*, vol. 53, no. 4, pp. 432–440, 2018.
- [55] I. Ø. Engesæter, T. Lehmann, L. B. Laborie, S. A. Lie, K. Rosendahl, and L. B. Engesæter, “Total hip replacement in young adults with hip dysplasia: age at diagnosis, previous treatment, quality of life, and validation of diagnoses reported to the norwegian arthroplasty register between 1987 e 2007,” *Acta orthopaedica*, vol. 82, no. 2, pp. 149–154, 2011.

- [56] J. Wells, M. Millis, Y.-J. Kim, E. Bulat, P. Miller, and T. Matheney, “Survivorship of the bernese periacetabular osteotomy: what factors are associated with long-term failure?,” *Clinical Orthopaedics e Related Research*[®], vol. 475, no. 2, pp. 396–405, 2017.
- [57] F. Pauwels, *Biomechanics of the normal and diseased hip: theoretical foundation, technique e results of treatment an atlas*. Springer Science & Business Media, 2012.
- [58] R. Bombelli, “Pathogenesis of osteoarthritis of the hip,” in *Osteoarthritis of the hip*, pp. 27–47, Springer, 1976.
- [59] G. P. Mitchell, “Chiari medial displacement osteotomy,” *Clinical Orthopaedics e Related Research*[®], vol. 98, pp. 146–150, 1974.
- [60] P. Calvert, A. August, J. Albert, H. Kemp, and A. Catterall, “The chiari pelvic osteotomy. a review of the long-term results,” *The Journal of bone e joint surgery. British volume*, vol. 69, no. 4, pp. 551–555, 1987.
- [61] R. Santore and R. Bombelli, “Long-term follow-up of the bombelli experience with osteotomy for osteoarthritis: results at 11 years.,” *The Hip*, pp. 106–128, 1983.
- [62] “Navegador cirúrgico eximius.” Disponível em: <https://www.artis.com.br/produtos/navegador-cirurgico-eximius>. Acesso em: 20 de março de 2023.
- [63] S. B. Murphy, R. Ganz, and M. Müller, “The prognosis in untreated dysplasia of the hip. a study of radiographic factors that predict the outcome.,” *JBJS*, vol. 77, no. 7, pp. 985–989, 1995.
- [64] J. Van Houcke, V. Khanduja, N. Nakano, P. Krekel, C. Pattyn, and E. Audenaert, “Accuracy of navigated cam resection in femoroacetabular impingement: a randomised controlled trial,” *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, vol. 13, no. 4, p. e1839, 2017.
- [65] B. F. Morrey, K.-N. An, and J. W. Sperling, *Joint Replacement Arthroplasty: Basic Science, Hip, Knee, and Ankle*. Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, 2011.
- [66] W. E. Prentice, *Fisioterapia na prática esportiva*. AMGH Editora, 2009.
- [67] D. M. F. Ortopédica, “exame, avaliação e intervenção,” *Porto Alegre: Artmed*, 2006.
- [68] A. L. E. R. Petrini, “Análise numérica de diferentes técnicas de cimentação utilizadas na fixação de próteses de quadril,” Master’s thesis, Universidade Federal de Santa Catarina, 2017.
- [69] P. A. Slullitel, D. Coutu, M. A. Buttarro, P. E. Beaulé, and G. Grammatopoulos, “Hip preservation surgery and the acetabular fossa: a canary in a coal mine?,” *Bone & Joint Research*, vol. 9, no. 12, pp. 857–869, 2020.
- [70] M. R. Safran, “The acetabular labrum: anatomic and functional characteristics and rationale for surgical intervention,” *JAAOS-Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, vol. 18, no. 6, pp. 338–345, 2010.

- [71] A. S. Ranawat and B. T. Kelly, “Anatomy of the hip: Open and arthroscopic structure and function,” *Operative Techniques in Orthopaedics*, vol. 15, no. 3, pp. 160–174, 2005.
- [72] M. K. Demange, C. M. S. Kakuda, C. A. M. Pereira, M. H. Sakaki, and R. F. d. M. Albuquerque, “Influência do ligamento da cabeça do fêmur na mecânica do quadril,” *Acta Ortopédica Brasileira*, vol. 15, pp. 187–190, 2007.
- [73] A. G. Robling, A. B. Castillo, and C. H. Turner, “Biomechanical and molecular regulation of bone remodeling,” *Annu. Rev. Biomed. Eng.*, vol. 8, pp. 455–498, 2006.
- [74] V. S. Magazoni, “Reabilitação na artroplastia do quadril.” Disponível em: <https://valeriasachi.wordpress.com/2017/06/04/714/>, 2017. Acesso em: 26 de julho de 2023.
- [75] M. Dutton, *Fisioterapia ortopédica: exame, avaliação e intervenção*. Artmed Editora, 2009.
- [76] P. Eládio FILHO and F. C. PEREIRA, “Anatomia geral,” *Sobral: Editora*, 2015.
- [77] L. L. Camargo and F. N. Dionísio, “Atuação da fisioterapia na lesão de labrum acetabular: Revisão bibliográfica,” *Revista da Universidade Ibirapuera Jul/Dez*, no. 12, pp. 26–33, 2016.
- [78] L. Lippert, *Cinesiologia Clínica E Anatomia*. Grupo Gen-Guanabara Koogan, 2000.
- [79] J. T. Byrd, *Operative hip arthroscopy*. Springer, 2005.
- [80] S. W. Cheatham and M. J. Kolber, *Orthopedic Management of the Hip and Pelvis-E-Book*. Elsevier Health Sciences, 2015.
- [81] V. Cazetta, R. C. Oliveira, and J. M. Tavares, “Os atlas anatômicos como pedagogia cultural e o pós-vida das imagens,” *Educação & Realidade*, vol. 44, 2019.
- [82] A. I. Kapandji, “Fisiologia articular: tronco e coluna vertebral,” *São Paulo: Panamericana*, 2000.
- [83] H. J. M. Barros, *Medidas radiográficas relacionadas ao risco de ocorrência de osteoartrite do quadril*. PhD thesis, Universidade de São Paulo, 2009.
- [84] B. R. R. Pereira, I. Y. Q. Mendoza, B. Couto, F. F. Ercole, and V. R. Goveia, “Artroplastia do quadril: prevenção de infecção do sítio cirúrgico,” *Rev Sobecc*, vol. 19, no. 4, pp. 181–7, 2014.
- [85] N. A. Galeano, E. D. Uriel, N. S. Guinea, J. G. Molinero, M. G. Barez, and E. B. Garcia, “Hallazgos radiológicos de la displasia de cadera en el adulto,” *Seram*, 2018.
- [86] P. W. Whitlock, K. F. Salari, G. Blumstein, B. Zhang, A. Arkader, and P. Choi, “Reliability and normative values of common adult radiographic parameters for hip preservation in the developing pelvis,” *Journal of Hip Preservation Surgery*, vol. 6, no. 3, pp. 189–198, 2019.
- [87] G. Wiberg, “Studies on dysplastic acetabula and congenital subluxation of the hip joint,” *Acta Chir Scand*, vol. 83, no. 58, 1939.

- [88] “Lateral center-edge angle.” Disponível em: <https://radiopaedia.org/articles/lateral-center-edge-angle>. Acesso em: 5 de junho de 2023.
- [89] K. S. Rakhra, A. M. Sheikh, D. Allen, and P. E. Beaulé, “Comparison of mri alpha angle measurement planes in femoroacetabular impingement,” *Clinical orthopaedics and related research*, vol. 467, no. 3, pp. 660–665, 2009.
- [90] “Hip dysplasia: What’s with all the angles?.” Disponível em: <https://miles4hips.com/hip-dysplasia-whats-with-all-the-angles>. Acesso em: 16 de abril de 2023.
- [91] R. Agricola, J. H. Waarsing, N. K. Arden, A. J. Carr, S. M. Bierma-Zeinstra, G. E. Thomas, H. Weinans, and S. Glyn-Jones, “Cam impingement of the hip—a risk factor for hip osteoarthritis,” *Nature Reviews Rheumatology*, vol. 9, no. 10, pp. 630–634, 2013.
- [92] H. Nötzli, T. Wyss, C. Stoecklin, M. Schmid, K. Treiber, and J. Hodler, “The contour of the femoral head-neck junction as a predictor for the risk of anterior impingement,” *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, vol. 84, no. 4, pp. 556–560, 2002.
- [93] R. B. Scheidt, C. R. Galia, C. V. Diesel, R. Rosito, and C. A. D. S. Macedo, “Prevalência dos achados radiográficos de impacto femoroacetabular em adultos assintomáticos,” *Revista do Colégio Brasileiro de Cirurgias*, vol. 41, no. 1, pp. 36–42, 2014.
- [94] E. Howse and A. Stubbs, “Imaging in hip preservation surgery—plain x-rays, computed tomography, and magnetic resonance imaging,” *AANA advanced arthroscopic surgical techniques: the hip. Thorofare, NJ: SLACK*, vol. 340, 2016.
- [95] J. K. Brannon, “Hip arthroscopy: intra-articular saucerization of the acetabular cotyloid fossa,” *Orthopedics*, vol. 35, no. 2, pp. e262–e266, 2012.
- [96] P. Zingg, C. Werner, A. Sukthankar, M. Zanetti, B. Seifert, and C. Dora, “The anterior center edge angle in lequesne’s false profile view: interrater correlation, dependence on pelvic tilt and correlation to anterior acetabular coverage in the sagittal plane. a cadaver study,” *Archives of orthopaedic and trauma surgery*, vol. 129, pp. 787–791, 2009.
- [97] M. Lequesne, “Coxometry. measurement of the basic angles of the adult radiographic hip by a combined protractor,” *Revue du rhumatisme et des maladies osteo-articulaires*, vol. 30, pp. 479–485, 1963.
- [98] D. S. Garbuz, M. A. Awwad, and C. P. Duncan, “Periacetabular osteotomy and total hip arthroplasty in patients older than 40 years,” *The Journal of arthroplasty*, vol. 23, no. 7, pp. 960–963, 2008.
- [99] R. Getty, *Anatomia dos animais domésticos*. Interamericana, 1981.
- [100] P. C. Rhee, J. A. Woodcock, J. C. Clohisy, M. Millis, D. J. Sucato, P. E. Beaulé, R. T. Trousdale, R. J. Sierra, *et al.*, “The shenton line in the diagnosis of acetabular dysplasia in the skeletally mature patient,” *JBJS*, vol. 93, no. Supplement_2, pp. 35–39, 2011.

- [101] R. Wasielewski, L. Cooperstein, M. Kruger, and H. Rubash, “Acetabular anatomy and the transacetabular fixation of screws in total,” *J Bone Joint Surg Am*, vol. 72, pp. 501–508, 1990.
- [102] R. L. de Pinho Tavares, E. A. Neto, and W. Taki, “Revisão de prótese total do quadril com alto risco de lesão vascular pélvica associada a abordagem endovascular: relato de caso,” *Revista brasileira de ortopedia*, vol. 53, no. 5, pp. 626–631, 2018.
- [103] N. K. Singh, S. Rai, and A. Rastogi, “Vascular injury in total hip replacement: Management and prevention,” in *Total Hip Replacement-An Overview*, IntechOpen, 2018.
- [104] A. Bruns, W. C. Iwakami, R. M. Ciconelli, and C. F. Artur da Rocha, “Doenças do quadril: avaliação clínica e por imagem,” *Rev Bras Reumatol*, vol. 43, no. 2, pp. 96–103, 2003.
- [105] L. M. D. Gonçalves, *Determinantes da capacidade funcional em indivíduos com coxartrose submetidos a artroplastia total da anca*. PhD thesis, 2014.
- [106] F. C. Cabral-Oliveira, L. C. Albuquerque, A. M. Lacerda, F. N. Fortuna, S. Farias, D. Portela, Á. Christi, A. X. Costa, *et al.*, “Defeitos congênitos–tópicos relevantes,” *Gazeta Médica da Bahia*, vol. 78, no. 2, 2008.
- [107] R. Bitton, “The economic burden of osteoarthritis,” *The American journal of managed care*, vol. 15, no. 8 Suppl, pp. S230–5, 2009.
- [108] D. Varella, “Artrose (osteoartrite).” Disponível em: <https://drauziovarella.uol.com.br/doencas-e-sintomas/artrose-osteoartrite/>. Acesso em: 28 de janeiro de 2023.
- [109] R. Ganz, J. Parvizi, M. Beck, M. Leunig, H. Nötzli, and K. A. Siebenrock, “Femoroacetabular impingement: a cause for osteoarthritis of the hip,” *Clinical Orthopaedics and Related Research®*, vol. 417, pp. 112–120, 2003.
- [110] A. Bedi, B. Kelly, and V. Khanduja, “Arthroscopic hip preservation surgery: current concepts and perspective,” *The bone & joint journal*, vol. 95, no. 1, pp. 10–19, 2013.
- [111] H. A. B. d. A. Cabrita, C. A. d. C. Trindade, H. M. d. C. Gurgel, R. D. Leal, and R. d. F. d. S. Marques, “Artroscopia de quadril,” *Revista Brasileira de Ortopedia*, vol. 50, pp. 245–253, 2015.
- [112] “Radiografia de quadril na criança - identificando a displasia do desenvolvimento do quadril.” Disponível em: <http://fisioterapiahumberto.blogspot.com/2009/09/radiografia-de-quadril-na-crianca.html>. Acesso em: 16 de abril de 2023.
- [113] D. P. Beall, C. F. Sweet, H. D. Martin, C. L. Lastine, D. E. Grayson, J. Q. Ly, and J. R. Fish, “Imaging findings of femoroacetabular impingement syndrome,” *Skeletal radiology*, vol. 34, no. 11, pp. 691–701, 2005.
- [114] N. Espinosa, D. A. Rothenfluh, M. Beck, R. Ganz, and M. Leunig, “Treatment of femoroacetabular impingement: preliminary results of labral refixation,” *JBJS*, vol. 88, no. 5, pp. 925–935, 2006.

- [115] R. J. Sierra, R. T. Trousdale, R. Ganz, and M. Leunig, “Hip disease in the young, active patient: evaluation and nonarthroplasty surgical options,” *JAAOS-Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, vol. 16, no. 12, pp. 689–703, 2008.
- [116] J. M. Frank, J. D. Harris, B. J. Erickson, W. Slikker III, C. A. Bush-Joseph, M. J. Salata, and S. J. Nho, “Prevalence of femoroacetabular impingement imaging findings in asymptomatic volunteers: a systematic review,” *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, vol. 31, no. 6, pp. 1199–1204, 2015.
- [117] M. V. Crestani, M. A. Telöken, and P. D. F. Gusmão, “Impacto femoroacetabular: uma das condições precursoras da osteoartrose do quadril,” *Rev Bras Ortop*, vol. 41, no. 8, pp. 285–93, 2006.
- [118] R. Guarniero, “Displasia do desenvolvimento do quadril: atualização,” *Revista Brasileira de Ortopedia*, vol. 45, no. 2, pp. 116–121, 2010.
- [119] M. De Hundt, F. Vlemmix, J. Bais, E. Hutton, C. De Groot, B. Mol, and M. Kok, “Risk factors for developmental dysplasia of the hip: a meta-analysis,” *European Journal of Obstetrics & Gynecology and Reproductive Biology*, vol. 165, no. 1, pp. 8–17, 2012.
- [120] C. Watanabe and B. R. Verona, “Displasia do desenvolvimento do quadril,” *Revista da Faculdade de Ciências Médicas de Sorocaba*, vol. 20, no. Supl., 2018.
- [121] L. Moraleda, J. Albiñana, M. Salcedo, and G. Gonzalez-Moran, “Dysplasia in the development of the hip,” *Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología (English Edition)*, vol. 57, no. 1, pp. 67–77, 2013.
- [122] D. M. T. Carvalho, “Sistema de informações hospitalares do sus-sih-sus,” *A experiência brasileira em sistemas de informação em saúde/Ministério da Saúde, Organização Pan-Americana da Saúde, Fundação Oswaldo Cruz*, vol. 2, pp. 49–70, 2009.
- [123] R. T. Loder and E. N. Skopelja, “The epidemiology and demographics of hip dysplasia,” *International Scholarly Research Notices*, vol. 2011, 2011.
- [124] B. G. S. Souza, B. M. C. Vasconcelos, H. P. Pujoni, M. C. Nogueira, V. M. d. Oliveira, and A. Chaoubah, “Epidemiologia e custos do tratamento cirúrgico da displasia do desenvolvimento do quadril no sistema único de saúde em uma década,” *Einstein (São Paulo)*, vol. 19, 2021.
- [125] E. A. Yazar, O. Karakus, and B. Saygi, “Efeito das posições dos enxertos na estabilidade da artroplastia total de quadril com diferentes tipos de encurtamento subtrocantérico,” *Revista Brasileira de Ortopedia*, vol. 54, no. 04, pp. 465–470, 2019.
- [126] M. M. de Souza, *Estudo da forma e da rugosidade em próteses ortopédicas de quadril*. PhD thesis, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2011.
- [127] D. Cawley, N. Kelly, J. McGarry, and F. Shannon, “Cementing techniques for the tibial component in primary total knee replacement,” *The bone & joint journal*, vol. 95, no. 3, pp. 295–300, 2013.
- [128] J. Franklin, O. Robertsson, J. Gestsson, L. S. Lohmander, and T. Ingvarsson, “Revision and complication rates in 654 exeter total hip replacements, with a maximum follow-up of 20 years,” *BMC Musculoskeletal Disorders*, vol. 4, no. 1, pp. 1–5, 2003.

- [129] “Periacetabular osteotomy for the treatment of symptomatic acetabular dysplasia.” Disponível em: <https://musculoskeletalkey.com/periacetabular-osteotomy-for-the-treatment-of-symptomatic-acetabular-dysplasia/>. Acesso em: 5 de junho de 2023.
- [130] “Periacetabular osteotomy.” Disponível em: <https://www.mayoclinic.org/diseases-conditions/hip-dysplasia/multimedia/img-20126290>. Acesso em: 20 de março de 2023.
- [131] V. Brito Rodrigues, J. Valério, F. Zaniolo, M. Deeke, M. Pedroni, and A. Schuroff, “Periacetabular hip osteotomy for residual dysplasia treatment: preliminary results,” *Revista Brasileira de Ortopedia (English Edition)*, vol. 53, no. 3, pp. 332–336, 2018.
- [132] J. N. Truntzer, L. M. Shapiro, D. J. Hoppe, G. D. Abrams, and M. R. Safran, “Hip arthroscopy in the united states: an update following coding changes in 2011,” *Journal of hip preservation surgery*, vol. 4, no. 3, pp. 250–257, 2017.
- [133] N. Hailer, L. Soykaner, H. Ackermann, and M. Rittmeister, “Triple osteotomy of the pelvis for acetabular dysplasia: age at operation and the incidence of nonunions and other complications influence outcome,” *The Journal of Bone & Joint Surgery British Volume*, vol. 87, no. 12, pp. 1622–1626, 2005.
- [134] H. Koga, M. Matsubara, K. Suzuki, S. Morita, and T. Muneta, “Factors which affect the progression of osteoarthritis after rotational acetabular osteotomy,” *The Journal of Bone & Joint Surgery British Volume*, vol. 85, no. 7, pp. 963–968, 2003.
- [135] K. Okano, H. Enomoto, M. Osaki, and H. Shindo, “Outcome of rotational acetabular osteotomy for early hip osteoarthritis secondary to dysplasia related to femoral head shape: 49 hips followed for 10–17 years,” *Acta orthopaedica*, vol. 79, no. 1, pp. 12–17, 2008.
- [136] M. Schramm, D. Hohmann, M. Radespiel-Troger, and R. P. Pitto, “Treatment of the dysplastic acetabulum with wagner spherical osteotomy: a study of patients followed for a minimum of twenty years,” *JBJS*, vol. 85, no. 5, pp. 808–814, 2003.
- [137] S. D. Steppacher, M. Tannast, R. Ganz, and K. A. Siebenrock, “Mean 20-year followup of bernese periacetabular osteotomy,” *Clinical orthopaedics and related research*, vol. 466, no. 7, pp. 1633–1644, 2008.
- [138] R. T. Trousdale, A. Ekkernkamp, R. Ganz, and S. L. Wallrichs, “Periacetabular and intertrochanteric osteotomy for the treatment of osteoarthritis in dysplastic hips,” *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, vol. 77, no. 1, pp. 73–85, 1995.
- [139] T. D. Lerch, S. D. Steppacher, E. F. Liechti, M. Tannast, and K. A. Siebenrock, “One-third of hips after periacetabular osteotomy survive 30 years with good clinical results, no progression of arthritis, or conversion to tha,” *Clinical Orthopaedics and Related Research®*, vol. 475, no. 4, pp. 1154–1168, 2017.
- [140] Y. Yasunaga, K. Takahashi, M. Ochi, Y. Ikuta, T. Hisatome, J. Nakashiro, and S. Yamamoto, “Rotational acetabular osteotomy in patients forty-six years of age or older: comparison with younger patients,” *JBJS*, vol. 85, no. 2, pp. 266–272, 2003.

- [141] Y. Takatori, S. Ninomiya, S. Nakamura, S. Morimoto, and T. Sasaki, “Long-term follow-up results of rotational acetabular osteotomy in painful dysplastic hips: efficacy in delaying the onset of osteoarthritis.,” *American journal of orthopedics (Belle Mead, NJ)*, vol. 25, no. 3, pp. 222–225, 1996.
- [142] J. J. Straight, D. A. Sala, D. E. Ruchelsman, D. S. Feldman, M. I. Badra, and A. Anand, “Functional outcome in adult patients following bernese periacetabular osteotomy,” *Orthopedics*, vol. 31, no. 1, pp. 69–69, 2008.
- [143] S. C. Chapra and R. P. Canale, *Métodos Numéricos para Engenharia-7ª Edição*. McGraw Hill Brasil, 2016.
- [144] H. Yoshida, A. Faust, J. Wilckens, M. Kitagawa, J. Fetto, and E. Y.-S. Chao, “Three-dimensional dynamic hip contact area and pressure distribution during activities of daily living,” *Journal of biomechanics*, vol. 39, no. 11, pp. 1996–2004, 2006.
- [145] E. Saputra, I. B. Anwar, J. Jamari, and E. van der Heide, “Finite element analysis of artificial hip joint movement during human activities,” *Procedia engineering*, vol. 68, pp. 102–108, 2013.
- [146] “Tomografia computadorizada.” Disponível em: <https://vencercancer.org.br/cancer/diagnostico-computadorizada/?catsel=tipos-de-cancer>. Acesso em: 18 de novembro de 2022.
- [147] A. C. Arreola, *Mechanical analysis of a virtual Ganz periacetabular osteotomy in patients suffering hip malformations by using finite element analysis*. The University of Manchester (United Kingdom), 2016.
- [148] F. SILVA, *Algoritmos genéticos para otimização de estruturas reticuladas baseadas em modelos adaptativos e lagrangeano aumentado*. 2011. 186 f. PhD thesis, Dissertação (Mestrado em Modelagem Computacional), 2011.
- [149] A. Heredia-Langner, D. C. Montgomery, and W. Carlyle, “Solving a multistage partial inspection problem using genetic algorithms,” *International journal of production research*, vol. 40, no. 8, pp. 1923–1940, 2002.
- [150] A. Ghaheri, S. Shoar, M. Naderan, and S. S. Hoseini, “The applications of genetic algorithms in medicine,” *Oman medical journal*, vol. 30, no. 6, p. 406, 2015.
- [151] G. Abaqus, “Abaqus 6.11,” *Dassault Systemes Simulia Corporation, Providence, RI, USA*, 2011.
- [152] B. d. O. KIEPPER, *Análise Estrutural Estática, Via Elementos Finitos, do Segmento Tubo Flexível-Enrijecedor*. PhD thesis, Dissertação de Mestrado, UFRJ, 2004.
- [153] F. Procópio, “Otimização por enxames de partículas: usando uma adaptação de serendipidade,” 2018.
- [154] H. J. Bortolossi, *Cálculo Diferencial à várias variáveis*. Edicoes Loyola, 2002.
- [155] J. S. Arora, *Introduction to optimum design*. Elsevier, 2004.
- [156] E. Mezura-Montes and C. A. C. Coello, “Constrained optimization via multiobjective evolutionary algorithms,” in *Multiobjective problem solving from nature*, pp. 53–75, Springer, 2008.

- [157] G. B. Colherinhas, “Ferramenta de otimização via algoritmos genéticos com aplicações em engenharia,” 2016.
- [158] E. G. de Lacerda and A. De Carvalho, “Introdução aos algoritmos genéticos,” *Sistemas inteligentes: aplicações a recursos hídricos e ciências ambientais*, vol. 1, pp. 99–148, 1999.
- [159] T. L. Fonseca, “Algoritmo genético com regressão: Busca direcionada através de aprendizado de máquina.,” Master’s thesis, Universidade Federal de Juiz de Fora, 2017.
- [160] R. K. Arora, *Optimization: algorithms and applications*. Chapman and Hall/CRC, 2019.
- [161] H. Holland John, “Adaptation in natural and artificial systems,” *Ann Arbor: University of Michigan Press*, 1975.
- [162] É. d. O. C. Zini, “Algoritmo genético especializado na resolução de problemas com variáveis contínuas e altamente restritos,” 2009.
- [163] L. d. Fonseca, *Algoritmos Genéticos Assistidos por Metamodelos Baseados em Similaridade*. PhD thesis, Tese de doutorado, Laboratório Nacional de Computação Científica (LNCC), 2009.
- [164] A. Gaspar-Cunha, R. Takahashi, and C. H. Antunes, *Manual de computação evolutiva e metaheurística*. Imprensa da Universidade de Coimbra/Coimbra University Press, 2012.
- [165] M. P. Basgalupp, “Algoritmos genéticos para seleção de atributos em problemas de classificação de processos de negócio,” Master’s thesis, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, 2007.
- [166] L. Davis, “Handbook of genetic algorithms,” 1991.
- [167] R. Linden, *Algoritmos genéticos (2a edição)*. Brasport, 2008.
- [168] “Algoritmos genéticos: Fundamentos e aplicações.” Disponível em: <http://www.nce.ufrj.br/GINAPE/VIDA/alggenet.htm>. Acesso em: 5 de junho de 2023.
- [169] D. M. Gandini *et al.*, “Usando algoritmo genético na identificação de um modelo epidemiológico baseado em autômato celular,” 2018.
- [170] A. E. Eiben and J. E. Smith, “From evolutionary computation to the evolution of things,” *Nature*, vol. 521, no. 7553, pp. 476–482, 2015.
- [171] M. Mitchell, *An introduction to genetic algorithms*. MIT press, 1998.
- [172] D. E. Goldberg, *Genetic algorithms in search, optimization, and machine learning*. Addison-Wesley Longman Publishing Co., Inc., 1989.
- [173] J. Smith, “On replacement strategies in steady state evolutionary algorithms,” *Evolutionary Computation*, vol. 15, no. 1, pp. 29–59, 2007.

- [174] F. D. S. B. F. S. S. B. G. S. V. S. D. Ferraz, Marcus V. S., “Methodology based on genetic algorithms and finite elements to obtain the 3d surgical planning for the periacetabular osteotomy procedure in treatment of hip dysplasia,” in *Proceedings of the Ibero-Latin-American Congress on Computational Methods in Engineering*, Associação Brasileira de Métodos Computacionais em Engenharia, 2022.
- [175] B. D. Browner, *Skeletal trauma: basic science, management, and reconstruction*, vol. 1. Elsevier Health Sciences, 2009.
- [176] R. C. Glattes, K. H. Bridwell, L. G. Lenke, Y. J. Kim, A. Rinella, and I. Charles Edwards, “Proximal junctional kyphosis in adult spinal deformity following long instrumented posterior spinal fusion: incidence, outcomes, and risk factor analysis,” *Spine*, vol. 30, no. 14, pp. 1643–1649, 2005.
- [177] T. Friedman, M. Michalski, T. R. Goodman, and J. E. Brown, “3d printing from diagnostic images: a radiologist’s primer with an emphasis on musculoskeletal imaging—putting the 3d printing of pathology into the hands of every physician,” *Skeletal radiology*, vol. 45, no. 3, pp. 307–321, 2016.
- [178] E. F. Crawley and A. Singh, *Introduction to Abaqus*. Dassault Systèmes Simulia Corp, 2014.
- [179] O. C. Zienkiewicz, R. L. Taylor, and J. Z. Zhu, *The finite element method: its basis and fundamentals*. Elsevier, 2005.
- [180] T. Shigemura, J. Nakamura, Y. Kishida, Y. Kamijo, K. Ohno, and T. Yamamoto, “Evaluation of cartilage thickness of the hip joint using magnetic resonance imaging in patients with developmental dysplasia of the hip,” *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 32, no. 7, pp. 903–908, 2014.
- [181] H. Abe, T. Sakai, and T. Yamamoto, “Cartilage thickness mapping of the hip joint and clinical outcomes after rotational acetabular osteotomy for hip dysplasia,” *Journal of Orthopaedic Science*, vol. 21, no. 3, pp. 306–312, 2016.
- [182] B. K. Bay, A. J. Hamel, S. A. Olson, and N. A. Sharkey, “Statically equivalent load and support conditions produce different hip joint contact pressures and periacetabular strains,” *Journal of biomechanics*, vol. 30, no. 2, pp. 193–196, 1997.
- [183] A. Phillips, P. Pankaj, C. Howie, A. Usmani, and A. Simpson, “Finite element modelling of the pelvis: inclusion of muscular and ligamentous boundary conditions,” *Medical engineering & physics*, vol. 29, no. 7, pp. 739–748, 2007.
- [184] G. Bergmann, G. Deuretzbacher, M. Heller, F. Graichen, A. Rohlmann, J. Strauss, and G. Duda, “Hip contact forces and gait patterns from routine activities,” *Journal of biomechanics*, vol. 34, no. 7, pp. 859–871, 2001.
- [185] S. Ninomiya, “The relationship between the position of the artificial joint and the resultant force acting on the femoral head,” *J. Jpn. Orthop. Ass.*, vol. 50, no. 1, pp. 15–20, 1975.

APÊNDICE A – Etapas para desenvolvimento do modelo de elementos finitos via *software* Abaqus®.

Para a construção dos modelos em elementos finitos, considerar:

- Para a condição **pré-operatória**, os arquivos .STL originais obtidos do processo de conversão de imagens DICOM em .STL, considerando suavização da malha de superfície das partes ósseas de interesse.
- Para a condição **pós-operatória**, os arquivos .STL planejados pelo médico cirurgião obtidos da etapa anterior.

As etapas de modelagem consistem em:

1. Abrir o *SOFTWARE* ABAQUS® → Na barra de comandos superior do Abaqus®, em *Plug-ins*, selecione TOOLS → STL IMPORT para importar as malhas de superfícies das duas partes a serem modeladas: fêmur e acetábulo/bacia.
2. No canto esquerdo do Abaqus®, alterar o nome de ‘Model-1’ para ‘Modelopre’. Renomear a PART-1 do modelo ‘acetabulo’ como ‘acetabulo’, e a PART-1 do modelo ‘femur’ como ‘femur’.
3. Na barra superior de ferramentas, em *Model*, selecione *COPY OBJECTS*. Na caixa de diálogo que abrir, copie a parte do modelo ‘acetabulo’ para o ‘Modelopre’. Faça o mesmo com a parte do modelo ‘femur’. Em seguida, delete os MODELOS ‘femur’ e ‘acetabulo’, deixando somente o MODELO ‘Modelopre’ ativado. Neste modelo consta as partes **femur** e **acetabulo**.
4. Clique sobre a parte ‘acetabulo’ do *Modelopre*. Dê duplo clique em *Mesh*, nesta parte para ativar a malha. Na Barra de Ferramentas, clique em MESH → EDIT. Na caixa de diálogo que abrir, na categoria *MESH*, selecione o Método *Convert tri to tet*. Na barra de comando, confirme em OK, para converter a malha superficial do acetábulo em malha volumétrica (sólida). Faça o mesmo procedimento para o fêmur.
5. Em *Mesh* → *Verify*, selecione cada uma das partes e verifique se há algum erro ou *warning* na malha devido à conversão. Caso seja apresentado algum erro, suavizar no *software Meshmixer* a a malha na região onde o mesmo foi detectado.
6. Em *Assembly*, dê duplo clique em *Instances* e selecione as duas instâncias para montagem do modelo.
7. Ativar a parte ‘femur’ dando dois cliques sobre a mesma.

8. Em *TOOLS* \rightarrow *QUERY*, selecione na caixa de diálogo *Mass Properties*. Em seguida, na aba acima à barra de comandos do Abaqus®, troque *Query entire part* para *Select mesh entities*. Selecione a região da cabeça femoral e clique em *Done*. Anote as coordenadas do centroide da cabeça do fêmur. Ex.: -101.48,-17.2E-03,-120.61.
9. Em *TOOLS* \rightarrow *REFERENCE POINT*, crie um ponto de referência no centroide da cabeça do fêmur, tomando por base as coordenadas anotadas anteriormente.
10. No ‘Modelopre’, seção *Materials*, defina as propriedades de Materiais, considerando o osso cortical ($E = 17$ GPa; $\nu = 0.3$) e a cartilagem ($E = 15$ MPa; $\nu = 0.45$) como materiais isotrópicos e com comportamento linear elástico.
11. Dê duplo clique em *Materials*. Na janela que se abre, selecione *MECHANICAL* \rightarrow *ELASTICITY* \rightarrow *ELASTIC*. Faça isso para os dois materiais: osso e cartilagem e nomeie-os. Clique em *Done* em cada etapa.
12. Na seção *Sections*, dê duplo clique. Crie uma seção para cada Material definido. Para o osso, na caixa *CREATE SECTION*, nomeie a seção e selecione ‘solid homogeneous’ \rightarrow continue. Na caixa ‘Edit Section’, selecione o Material ‘Osso’. Faça o mesmo procedimento para a ‘Cartilagem’.
13. Em ‘Modelopre’, ative a parte ‘acetabulo’. Dê um duplo clique em *Section Assignments*. Selecione na Interface Gráfica a geometria do acetábulo e clique em *Done*. Na Caixa que se abre, atribua a seção osso criada à esta parte. Faça o mesmo para o fêmur.
14. Criar cartilagem através da ferramenta *OFFSET* do Abaqus®. Na parte ‘acetabulo’, dê um clique duplo em *Surfaces*. Na caixa de diálogo, nomeie a superfície do acetábulo que será utilizada para construção da cartilagem com espessura constante (ex.: 0.5 mm – espaço suficiente entre a cabeça do fêmur e a superfície acetabular). Em seguida, selecione elemento por elemento da superfície interna do acetábulo que constituirá na cartilagem pélvica. Nomeie a superfície como ‘Acetabulo-Femur’.
15. Dê duplo clique sobre a parte ‘acetabulo’. Ative o Módulo *MESH*. Na barra de ferramentas, em *MESH*, clique em *EDIT*. Em CATEGORIA, selecione *MESH*. Em *METHOD*, selecione *OFFSET (CREATE SOLID LAYERS)*. Na barra de comandos, selecione a *SURFACE* criada, a qual será aplicada o *offset*. Na caixa de diálogos que aparece, informe a espessura da cartilagem e marque a opção *Constant thickness around corners*. Selecione também a opção *Create a set for new elements*, e nomeie-o como *Cartilagem*.
16. Atribua à cartilagem criada o material cartilagem. Para isso, ative a parte ‘acetabulo’. Em *Section Assignments*, dê duplo clique. Na caixa *Region selection*, clique no nome

do *offset* criado para a cartilagem *rightarrow* continue. Em *Edit Section Assignment* opte pela seção *Cartilagem*.

17. No 'Modelopre', na seção *Steps*, dê um duplo clique e crie um novo step para uma análise estática (*Static, general*). Nomeie este step como 'Contato'. Determine o número máximo de incrementos como 100 e o tamanho do incremento inicial fixe em 0,001s. Defina o tamanho máximo do incremento como 0,001s. Ative a não linearidade geométrica (*Nlgeom → on*).
18. Em *Step → Initial*, clique em *BCs*. No *step* inicial, aplique a condição de engaste nos cortes feitos no fragmento acetabular, de modo a impedir os deslocamentos e rotações nas 3 direções. Nomeie-o como 'engaste'. No *step* 'Contato', esta BC será propagada, automaticamente.
19. No *Step* 'Contato' dê duplo clique em *BCs*. Nomeie-o como 'movimento'. Clique em *Geometry*, e selecione na geometria do fêmur o **RP**. Na caixa de diálogo, informe, por exemplo, U1: 4 mm, U2 = 0 mm e U3 = 7 mm, com base no estudo preliminar e na estratégia dotada descrita em **METODOLOGIA**.
20. Determine a propriedades de interação. Dê duplo clique em *Interaction Properties*. Na caixa que se abre, estabeleça que a interação é do tipo *contato*. As propriedades para a interação são estabelecidas de forma a considerar somente penetração normal (*hard contact*), e livre de atrito (*frictionless*) em relação às direções tangenciais locais (simulando um baixo coeficiente de atrito entre as partes).
21. Na barra superior de ferramentas do Abaqus®, selecione *Interaction → Find contact pairs*. Na caixa que se abre, clique na opção inferior, *Find contact pairs*. Se necessário, modifique os parâmetros de distância entre as partes (cartilagem e cabeça femoral).
22. Em *Assembly → Surfaces*, crie a superfície da cabeça do fêmur. Selecione a cabeça e clique em *Done*.
23. Para ativar e desativar as partes na Interface de desenho, na barra de ferramentas clique em *View → Assembly Display Options*. Na caixa que se abre clique na aba *Instance*. Para ativar ou desativar só marcar ou desmarcar a parte desejada. Dê OK.
24. No *Step* *Initial*, em *Interactions*, dê duplo clique na Interação que foi construída e altere a superfície da cabeça do fêmur para mestre e a cartilagem como escrava. Mude o nome da Interação para **Int-1**.
25. Na seção *Constraint*, dê duplo clique. Na caixa de diálogo, selecione o Tipo *Coupling*. Os nós da superfície da cabeça femoral são ligados ao nó de referência por meio de uma restrição de acoplamento cinemático realizado no Abaqus®/CAE. Escolha

Node region na barra de comandos para definir o RP que será o mestre. Em seguida selecione *Surface*, e escolha a superfície da cabeça como escrava.

26. Em *Job* → dê um clique com o botão direito do mouse e clique em criar *Job*. Dê um OK. Em seguida, submeta o modelo para simulação.

APÊNDICE B – Imagens dos modelos pré-operatórios (M1) e planejados (M2) dos estudos de casos 2 e 3.

Nota-se nas Figuras 44 (a) e (b) que:

- O modelo M2 é construído com uma malha de elementos mais grosseira para o fêmur e acetábulo em comparação com o modelo M1. Essa escolha é feita devido à utilização do modelo M2 para a geração dos modelos M3 e M4, bem como para a simulação com o Algoritmo Genético, que requer um maior tempo computacional. Portanto, o uso do modelo M2 como base para M3 é justificável.
- É importante ressaltar que, embora o modelo M3 seja referenciado a partir do modelo M1, é possível obter o modelo M3 utilizando o modelo M2 sem o planejamento digital. Nesse caso, os ângulos de rotação são desrotacionados para a posição pré-estabelecida, permitindo a obtenção do modelo M3 a partir do M2.
- Em resumo, o modelo M2 é utilizado como base devido à sua malha de elementos mais grosseira e à sua viabilidade computacional para gerar os modelos M3 e M4, além de permitir a realização da simulação com o Algoritmo Genético. No entanto, o modelo M3 pode ser obtido tanto a partir do M1 quanto do M2, este último requerendo a desrotação dos ângulos para a posição pré-estabelecida.

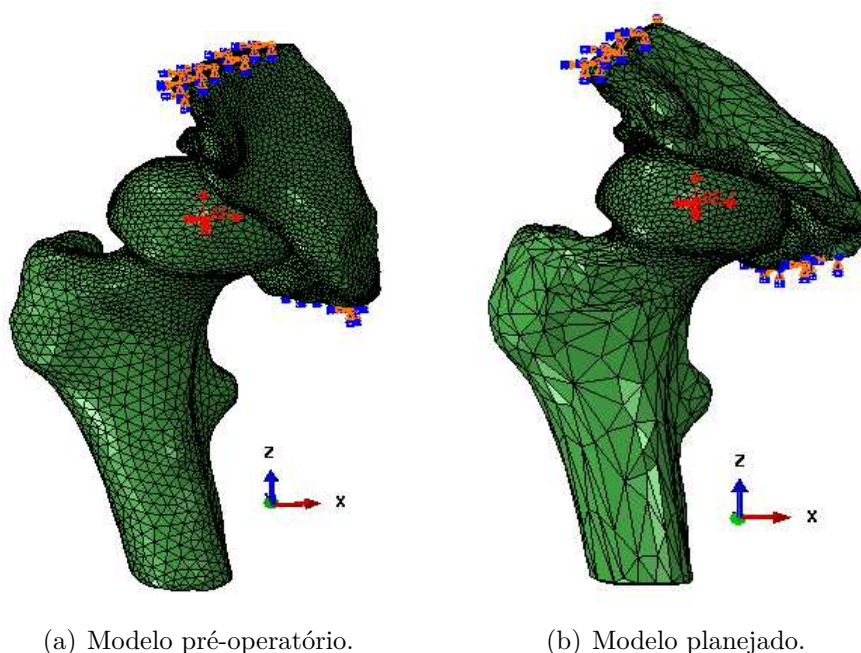


Figura 44 – Modelos gerados para o estudo de caso 2.

No contexto do estudo de caso 3, já se contava com o modelo M1, que apresentava uma malha mais refinada. No entanto, ao realizar a simulação com o modelo M2, foi

adotada uma estratégia de malhagem híbrida. Essa estratégia consistiu em utilizar malhas mais grosseiras nas regiões periféricas e manter malhas mais refinadas nas áreas de contato.

Ao verificar os resultados e considerando a eficiência computacional, decidiu-se modelar os modelos M3 e M4 a partir do modelo M2. Essa escolha foi baseada no entendimento de que a estratégia de malhagem híbrida utilizada no M2, com malhas mais grosseiras nas regiões periféricas, poderia proporcionar uma redução no custo computacional da simulação, sem comprometer significativamente a precisão dos resultados.

Portanto, a partir da observação de que a estratégia de malhagem híbrida requer menor custo computacional, foi decidido aproveitar essa abordagem para modelar os modelos M3 e M4 a partir do modelo M2. Essa decisão permitiu obter resultados satisfatórios de forma mais eficiente, otimizando o tempo e os recursos necessários para as simulações. A escolha de utilizar o modelo M2 como base para a geração dos modelos M3 e M4, bem como para a simulação com o Algoritmo Genético, foi resultado de um processo de verificação e exploração de diferentes possibilidades de modelagem.

Durante a construção dos modelos, foram avaliadas várias abordagens e técnicas de modelagem para atender aos requisitos específicos do estudo. Dentre essas possibilidades, a utilização do modelo M2 com uma malha de elementos mais grosseira se mostrou viável e adequada para a realização das etapas subsequentes, como a geração dos modelos M3 e M4, bem como a simulação com o Algoritmo Genético.

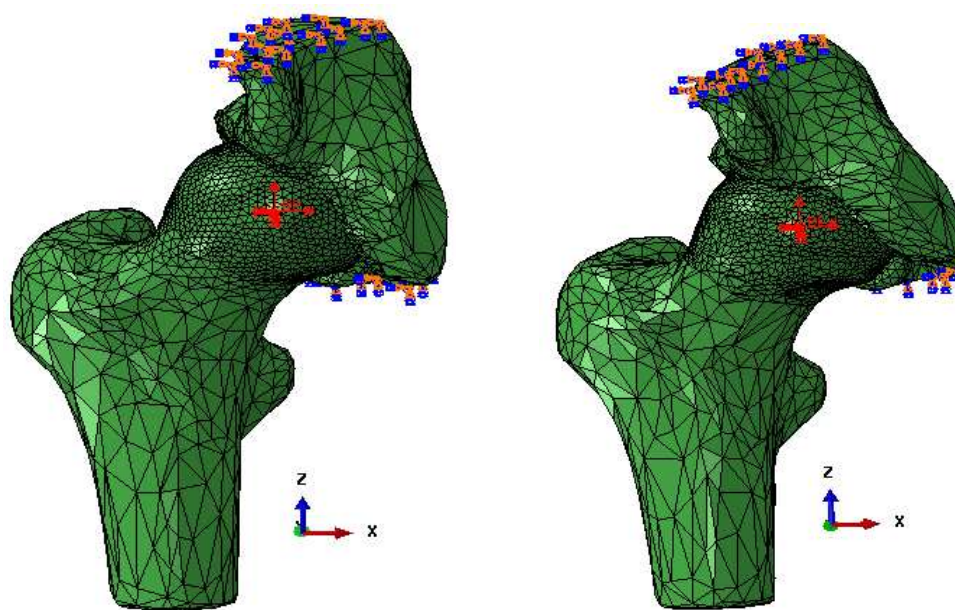
Essa abordagem permitiu uma otimização do tempo computacional, já que o uso do modelo M2 com uma malha de elementos menos detalhada requer menos recursos computacionais em comparação com o modelo M1. Além disso, essa escolha proporcionou uma maneira eficiente de explorar diferentes configurações e parâmetros durante o planejamento digital, permitindo a realização de experimentações e análises de forma mais ágil.

Portanto, a utilização do modelo M2 como base para as etapas posteriores foi resultado de um processo de investigação e consideração cuidadosa das possibilidades de modelagem, visando encontrar uma abordagem que atendesse aos requisitos do estudo de maneira eficiente e eficaz.

Nas Figuras 45 (a) e (b):

- Para o estudo de caso 3, optou-se por adotar a abordagem híbrida de malhagem, com diferentes níveis de refinamento, visando encontrar um equilíbrio entre a eficiência computacional e a acurácia dos resultados. Ao utilizar malhas grosseiras nas regiões extremas e malhas mais refinadas nas áreas de contato, é possível obter uma representação adequada do comportamento biomecânico, considerando tanto a macroestrutura quanto os detalhes importantes nas regiões de interesse. Portanto, essa estratégia de malhagem foi adotada especificamente para o estudo de caso 3 (em

todos os modelos), a fim de garantir uma análise eficiente e precisa das interações biomecânicas relevantes para o objetivo da pesquisa.



(a) Modelo pré-operatório.

(b) Modelo planejado.

Figura 45 – Modelos gerados para Estudo de Caso 3.

APÊNDICE C – Obtenção dos parâmetros radiográficos para validação dos modelos.

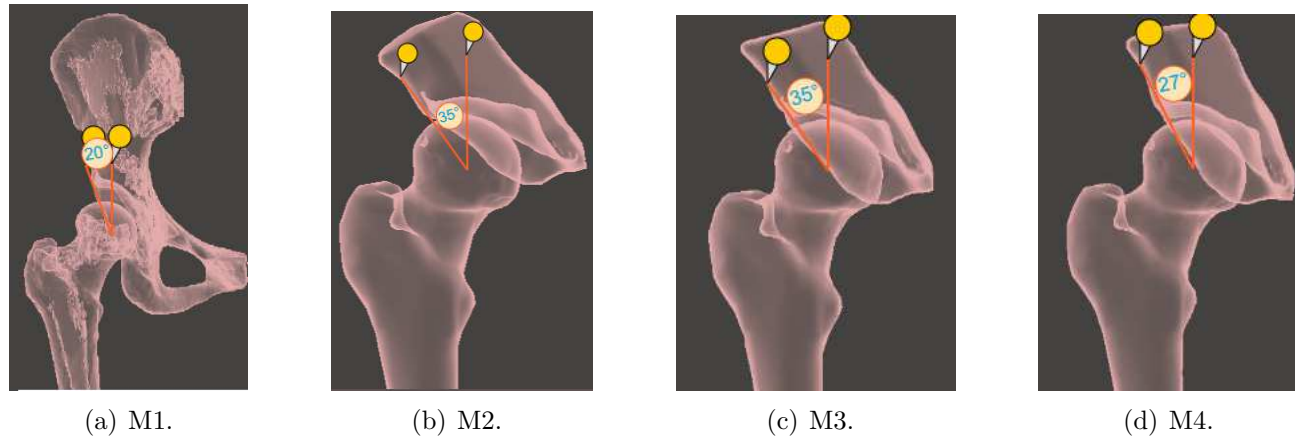


Figura 46 – Medição do Ângulo Centro-Borda (CE) em cada modelo do Estudo de Caso 1.

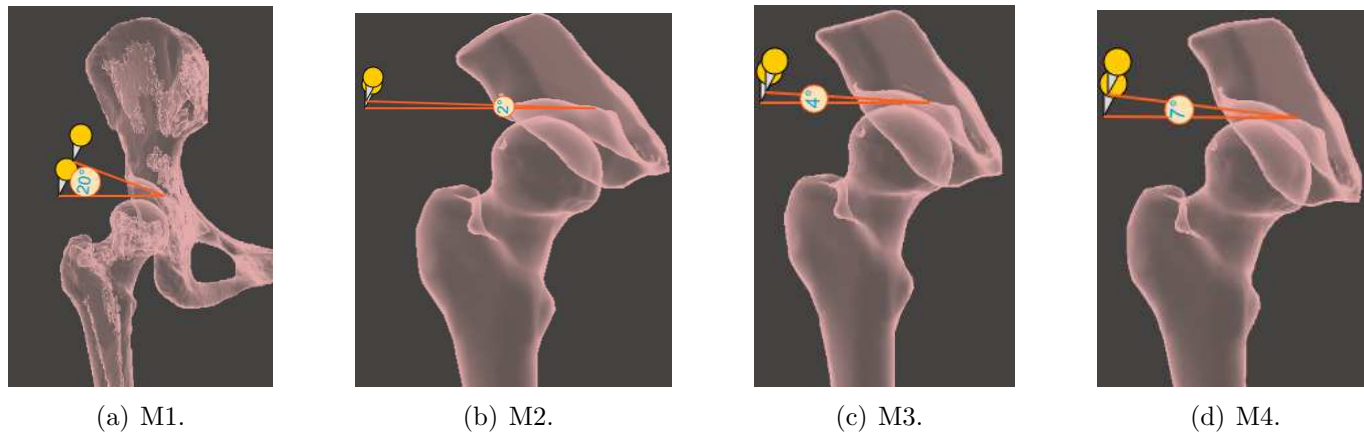


Figura 47 – Medição do Ângulo de Tönnis em cada modelo do Estudo de Caso 1.

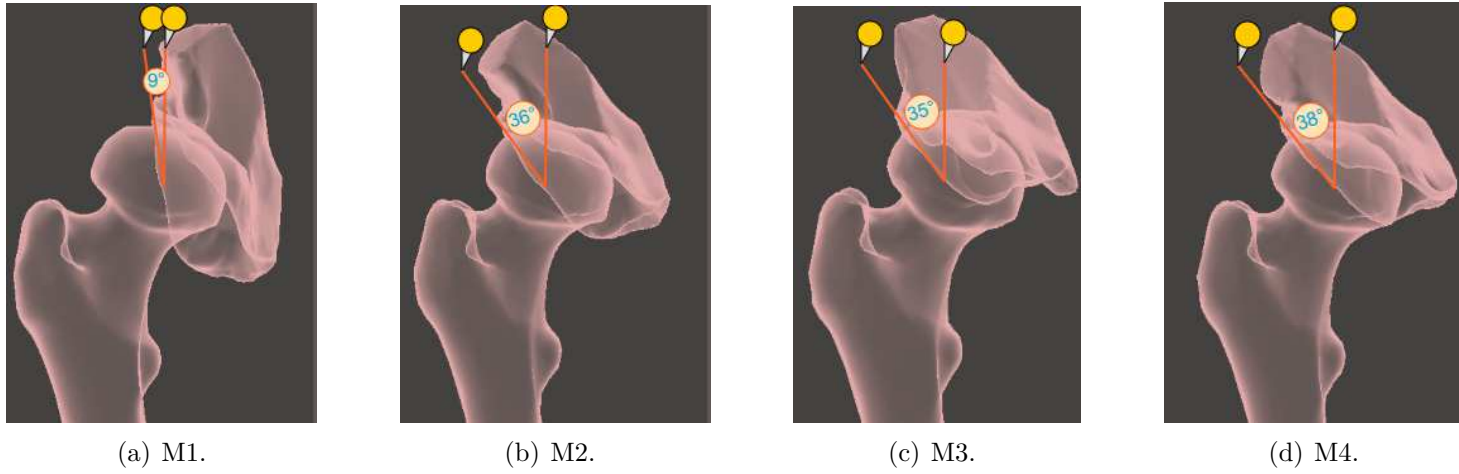


Figura 48 – Medição do Ângulo Centro-Borda (CE) em cada modelo do Estudo de Caso 2.

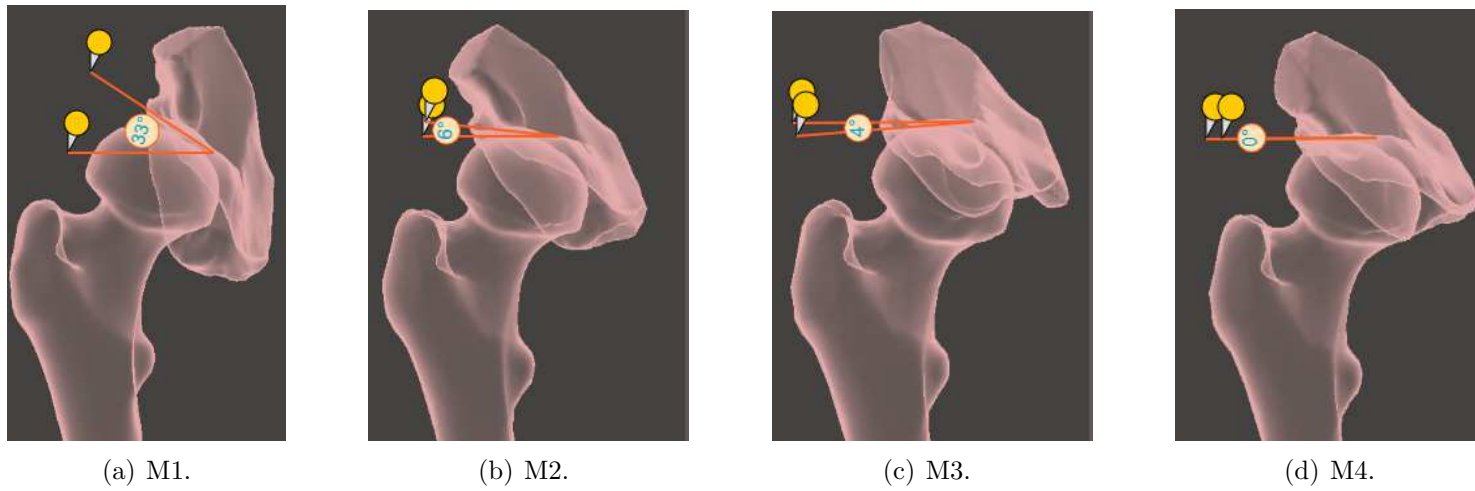


Figura 49 – Medição do Ângulo de Tönnis em cada modelo do Estudo de Caso 2.

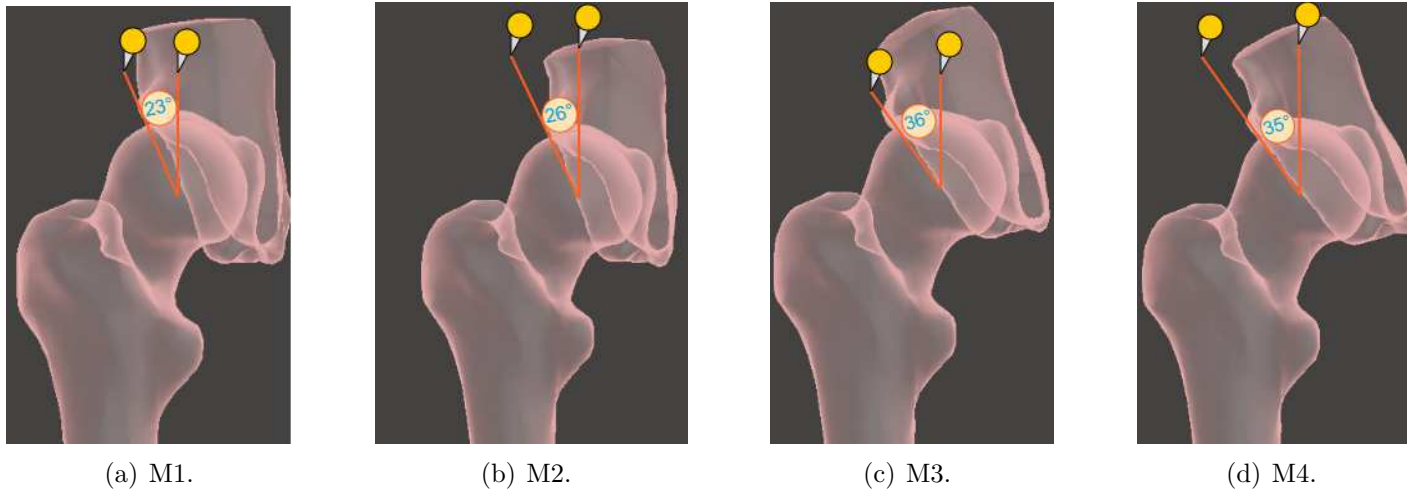


Figura 50 – Medição do Ângulo Centro-Borda (CE) em cada modelo do Estudo de Caso 3.

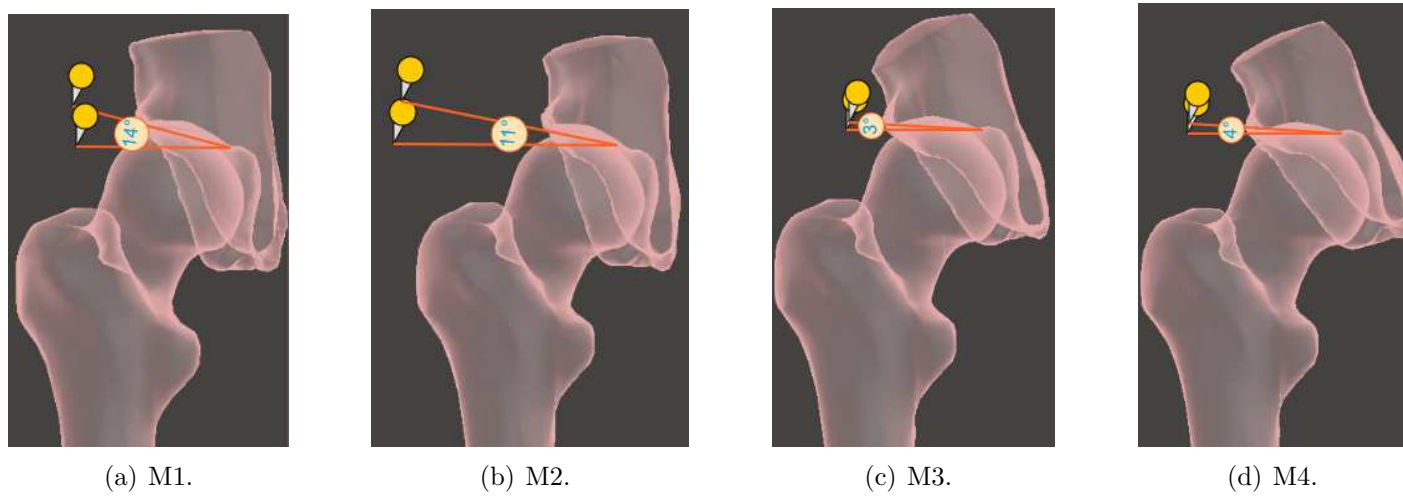


Figura 51 – Medição do Ângulo de Tönnis em cada modelo do Estudo de Caso 3.