



UFRJ

**UNIVERSIDADE FEDERAL
DO RIO DE JANEIRO**

ESTUDO SOBRE A FIXAÇÃO DO COMPONENTE GLENOIDAL DE UMA
PRÓTESE DE OMBRO ANATÔMICA E VALIDAÇÃO DE UM MODELO
NUMÉRICO ATRAVÉS DO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

João Paulo Lima Mota Da Silva

Projeto de Graduação apresentado ao Curso de
Engenharia Mecânica da Instituto Politécnico de
Macaé, Universidade Federal do Rio de Janeiro,
como parte dos requisitos necessários à obtenção
do título de Engenheiro Mecânico.

Orientadores: Nathalie Maurel

Amadou Diop

Macaé

Outubro de 2023

João Paulo Lima Mota Da Silva

**ESTUDO SOBRE A FIXAÇÃO DO COMPONENTE GLENOIDAL
DE UMA PRÓTESE DE OMBRO ANATÔMICA E VALIDAÇÃO DE
UM MODELO NUMÉRICO ATRAVÉS DO MÉTODO DE
ELEMENTOS FINITOS**

Projeto de graduação apresentado ao Curso de Engenharia Mecânica da Escola Politécnica, Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Engenheiro.

Orientador: Nathalie Maurel

Co-orientador: Amadou Diop

Macaé
23 de Outubro de 2023

CIP - Catalogação na Publicação

S586

Silva, João Paulo Lima Mota da

Estudo sobre a fixação do componente glenoidal de uma prótese de ombro anatômica e validação de um modelo numérico através do método de elementos finitos. / João Paulo Lima Mota da Silva. -- Macaé, 2023.

70 f.

Orientador(a): Nathalie Maurel

Coorientador(a): Amadou Diop

Trabalho de conclusão de curso (graduação) - Universidade Federal do Rio de Janeiro, Instituto Politécnico, Bacharel em Engenharia Mecânica , 2023.

1. Prótese de ombro. 2. Método dos elementos finitos. 3. Componente glenoidal.
I. Maurel, Nathalie, orient. II. Diop, Amadou, coorient. III. Título.

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca com os
dados fornecidos pelo(a) autor(a)
Biblioteca Central – Centro Multidisciplinar UFRJ Macaé
Bibliotecário(a) Rosangela Ribeiro Magnani Diogo CRB7/3719

João Paulo Lima Mota da Silva

**ESTUDO SOBRE A FIXAÇÃO DO COMPONENTE GLENOIDAL DE
UMA PRÓTESE DE OMBRO ANATÔMICA E VALIDAÇÃO DE UM
MODELO NUMÉRICO ATRAVÉS DO MÉTODO DE ELEMENTOS
FINITOS**

Projeto de graduação apresentado ao Curso de Engenharia Mecânica da Escola Politécnica, Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Engenheiro.

Aprovado em:

BANCA EXAMINADORA

<http://lattes.cnpq.br/8446018727550474>

Prof. Necésio Gomes Costa

Instituto Politécnico - Centro Multidisciplinar UFRJ-Macaé

<http://lattes.cnpq.br/9697265373144215>

Prof. Marcio Magini

Instituto Politécnico - Centro Multidisciplinar UFRJ-Macaé

<http://lattes.cnpq.br/9619275258304148>

Prof. Thiago Gomes de Lima

Instituto Politécnico - Centro Multidisciplinar UFRJ-Macaé

"O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código de Financiamento 001".

"This study was financed in part by the Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Finance Code 001".

”Assim como um único perfume e um belo dia não fazem uma primavera, um único dia ou um breve período não fazem um homem venturoso e feliz.”

Aristóteles

Agradecimentos

Gostaria de agradecer à minha mãe, **Juedir Lima Mota**, por todo incentivo e esforço colocado sobre minha educação para que eu tivesse a oportunidade de entrar em uma universidade pública. Todo sonho começa em um lugar, por causa de uma pessoa, que plantou e cultivou uma semente de curiosidade e esperança. Obrigado !

Gostaria de agradecer também aos meus familiares, irmã e irmão, Joicy Lima Mota Stibal e Matheus Lima Mota Da Silva, por terem auxiliado no meu processo de construção, por serem um norte de pessoas de boa índole, e que me mostraram que conhecimento não se adquire apenas em sala de aula.

Agradeço aos amigos de longa e curta data, aos amigos do ensino médio que pude encontrar em Macaé e Rio das Ostras, aos amigos que pude encontrar em Paris e França, aos amigos que fiz durante toda a minha graduação e duplo diploma e especialmente à Vilma Paiva de Paula do Prado. Vocês tornaram essa caminhada muito mais enriquecedora, e me mostraram, frequentemente, exemplos que com certeza vou seguir, tanto pessoalmente quanto profissionalmente.

Agradeço aos professores do Instituto Politécnico de Macaé, Universidade Federal do Rio de Janeiro, que me guiaram durante toda a trajetória do curso de engenharia mecânica. A quantidade de conhecimento adquirido por causa de vocês é imensurável, e sinto orgulho de ter sido parte dessa sociedade acadêmica por tantos anos.

Gostaria de agradecer também a École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers por terem cedido seus laboratórios para que esse estudo pudesse ter sido realizado. Agradeço também aos professores doutores que me guiaram no desenvolvimento de cada etapa, servindo de fonte de conhecimento e orientação para realizar as perguntas certas na busca de dados assertivos.

Finalmente, gostaria de agradecer ao professor Doutor Necesio Gomes Costa, pela oportunidade de estudo através do seu projeto BRAFITEC, realizado com o apoio financeiro da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES).

Resumo do Projeto de Graduação apresentado ao Instituto Politécnico de Macaé/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Engenheiro Mecânico.

ESTUDO SOBRE A FIXAÇÃO DO COMPONENTE GLENOIDAL DE UMA PRÓTESE DE OMBRO ANATÔMICA E VALIDAÇÃO DE UM MODELO NUMÉRICO ATRAVÉS DO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

João Paulo Lima Mota Da Silva

Outubro/2023

Orientadores: Nathalie Maurel

Amadou Diop

Programa: Engenharia Mecânica

A omartrose concêntrica é uma doença que atinge a articulação glenoumeral, podendo ser necessária a intervenção cirúrgica através de uma prótese de ombro. Dentre as três próteses existentes, a prótese total anatômica apresenta problemas de afrouxamento ("loosening" em inglês e "descellement" em francês) no componente glenoidal fixado à cavidade glenoidal da escápula através do fenômeno "rocking-horse" ou cavalo de cavalgar em tradução livre. Desse modo, o presente trabalho busca observar o fenômeno de afrouxamento através de um ensaio mecânico cíclico de compressão. Além disso, busca-se a validação de um modelo em elementos finitos para aperfeiçoar as técnicas e conhecimentos nessa área de estudo da biomecânica, em uma união entre anatomia e computação. Os resultados mostram que é possível validar um modelo em elementos finitos mas, no caso do ensaio mecânico, são necessários mais ciclos para que problema de afrouxamento seja observado.

Palavras-chave: Prótese de ombro; Elementos finitos; Componente glenoidal.

Abstract of Undergraduate Project presented to IPOLI/UFRJ-Macaé as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Mechanical Engineer

STUDY ON THE FIXATION OF THE GLENOID COMPONENT OF AN
ANATOMIC SHOULDER PROSTHESIS AND VALIDATION OF A
NUMERICAL MODEL USING THE FINITE ELEMENT METHOD

João Paulo Lima Mota Da Silva

October/2023

Advisors: Nathalie Maurel

Amadou Diop

Department: Mechanical Engineering

A concentric osteoarthritis is a condition that affects the glenohumeral joint, and surgical intervention may be necessary through a shoulder prosthesis. Among the three existing prostheses, the anatomical total prosthesis presents problems of loosening in the glenoid component fixed to the glenoid cavity of the scapula through the "rocking-horse" phenomenon. Thus, this thesis aims to observe the loosening phenomenon through a cyclic compression mechanical test. Furthermore, the validation of a finite element model is sought to improve techniques and knowledge in the field of biomechanics, bridging the gap between anatomy and computation. The results demonstrate that it is possible to validate a finite element model, but in the case of the mechanical test, more cycles are needed to observe the loosening problem.

Keywords: Shoulder prosthesis; Finite elements; Glenoid component.

Lista de Figuras

1	Representação anatômica do manguito rotador	1
2	Representação da cabeça do úmero e da cavidade glenoidal	2
3	Primeiro design da prótese de Neer - Neer I	3
4	A prótese reversa de Grammont.	3
5	Prótese cefálica, apenas a cabeça do úmero é substituída.	4
6	Prótese total anatômica	5
7	Prótese total reversa	6
8	Comparação da taxa de revisão acumulada de próteses cimentadas vs não cimentadas	7
9	Keel à esquerda e peg à direita em componentes glenoidais (polietileno).	8
10	Evolução - diferentes tipos de fixação do implante glenoidal.	8
11	Motivos para revisão ou remoção do componente glenoidal em TSA	9
12	Motivos da taxa de revisão do componente glenoidal cimentado.	9
13	Comparativo entre a taxa de revisão acumulada entre próteses do tipo keel e peg	10
14	Máquina pneumática bi-axial para reproduzir o fenômeno de rocking- horse	14
15	Extrusão do conjunto implante + PMMA + PU	16
16	Falhas observados no implante glenoidal devido aos esforços de tração e compressão	17
17	Comportamento de convergência da malha	19
18	Refinamento de malha do tipo h	20
19	Gráfico do estudo de convergência para o osso cortical	20
20	Gráfico do estudo de convergência para o componente glenoidal	20
21	Fresamento semi-esférico no substituto ósseo	23
22	Escavamento do orifício retangular no substituto ósseo para acomodar o componente glenoidal	24
23	Adição do cimento PMMA no orifício do substituto ósseo	24
24	Ponto de aplicação da força vs pontos de observação	25
25	Ponta para aplicação da força em forma de pino	25
26	Ângulo de aplicação da força	26

27	Calibrador	26
28	Ajuste final para o ensaio mecânico	27
29	Passos para validação do modelo elementos finitos	30
30	Carga vs deslocamento - Estático - 750 N	32
31	Deslocamento relativo - eixo X e Y - Estático (750 N)	33
32	Deslocamento relativo - eixo X e Y - Estático (1000 N)	33
33	Carga vs deslocamento - Estático - 1000 N	34
34	Carga vs deslocamento - Cíclico - 750 N	34
35	Deslocamento relativo - eixo Y e X - Estático (1000 N)	35
36	Carga vs deslocamento - Cíclico - 2000 N	36
37	Rompimento da prótese após ensaio cíclico de 2000 N	36
38	Propriedades e valores do material utilizado para a amostra do com- ponente gleinoidal	38
39	Experimento sob o componente glenoidal	39
40	Força do tipo pressão aplicada durante a evolução do modelo numérico	40
41	Representação da força de pressão aplicada no implante glenoidal . .	40
42	Primeiro particionamento criado no modelo EF - ponto de observação do deslocamento vertical em vermelho	41
43	Direção de aplicação dos esforços : eixo X positivo no referencial do ABAQUS	42
44	C3D4 Primeira malha utilizada - C3D4	42
45	Primeira condição de contorno - fixação da base	43
46	Resultados da primeira simulação	43
47	Modificação da primeira condição de contorno para a segunda simulação	44
48	Resultado da segunda simulação	44
49	Segundo tipo de malha utilizada - C3D10	45
50	Resultado da terceira simulação com a malha do tipo C3D10	46
51	Segundo tipo de malha utilizada - C3D10 - Seed Global size de 0,7 . .	46
52	Resultado da terceira simulação com a malha do tipo C3D10 - seed Global size de 0,7	47
53	Novo particionamento e novos pontos de condição de contorno de fixação	48

54	Quarta simulação - segunda modificação das condições de contorno .	48
55	Quarta simulação - 1° modificação do módulo de Young para 2200 MPa	49
56	Quarta simulação - 2° modificação do módulo de Young para 2250 MPa	49
57	Malha com o parâmetro seed global size de 0,42	51
58	Malha com o parâmetro seed global size de 5	51
59	Gráfico da convergência da malha	52

Lista de Tabelas

1	Valores e propriedades utilizados para modelizar o material	39
2	Evolução do erro relativo com a alteração do módulo de elasticidade .	50
3	Valores para convergência da malha	52

Sumário

Lista de Figuras	vii
Lista de Tabelas	x
1 INTRODUÇÃO	1
1.1 Contextualização do tema	1
1.1.1 A omartrose e o manguito rotador	1
1.1.2 A artroplastia do ombro e sua evolução na história	2
1.1.3 As três principais técnicas de artroplastia	4
1.1.4 TSA e os problemas de fixação	7
1.2 Justificativa	8
1.3 Objetivos	11
1.3.1 Objetivo geral	11
1.3.2 Objetivos específicos	12
1.4 Estrutura do trabalho	12
2 REVISÃO TEÓRICA	13
2.1 Ensaios mecânicos em componentes glenoidais	13
2.2 Modelos numéricos de componentes glenoidais	18
3 METODOLOGIA	22
3.1 Ensaio mecânico por compressão	22
3.1.1 Apresentação do experimento	22
3.1.2 Preparação do substituto ósseo	23
3.1.3 Definição e implementação do protocolo experimental	24
3.2 Elementos finitos e validação numérica	30
4 Resultados e Discussões	32
4.1 Curvas e resultados do ensaio mecânico por compressão	32
4.1.1 1° Experiência - estática com $F = -750$ N e $v = 10$ mm/min :	32
4.1.2 2° Experiência - estática com $F = -1000$ N e $v = 10$ mm/min :	33
4.1.3 3° Experiência - cíclica com $F = -750$ N e $v = 120$ mm/min :	34
4.1.4 4° Experiência - estática com $F = -1000$ N e $v = 10$ mm/min :	35

4.1.5	5° Experiência - cíclica com $F = -2000$ N e $v = 120$ mm/min :	36
4.2	Validação do modelo numérico do implante glenoidal	38
4.2.1	Características iniciais	40
4.2.2	Primeira simulação	42
4.2.3	Segunda simulação	44
4.2.4	Terceira simulação	45
4.2.5	Quarta simulação	48
4.2.6	Convergência da malha e análise dos resultados	50
5	Conclusões	54
5.1	Principais conclusões	54
5.1.1	Ensaio mecânico cíclico	54
5.1.2	Validação do modelo em elementos finitos	55
5.2	Principais limitações	55
5.3	Recomendações para estudos futuros	56
	Referências Bibliográficas	57

1 INTRODUÇÃO

Neste capítulo, apresentaremos os tópicos abordados nesta pesquisa. Inicialmente, a primeira seção irá contextualizar o tema das próteses de ombro, além de destacar as principais causas de revisão médica periódica e seus principais modos de fixação. Em seguida, desenvolveremos a fundamentação para justificar esta pesquisa. Na terceira seção, discutiremos os objetivos gerais e os objetivos específicos deste estudo e, por fim, a quarta seção delineará a estrutura do trabalho.

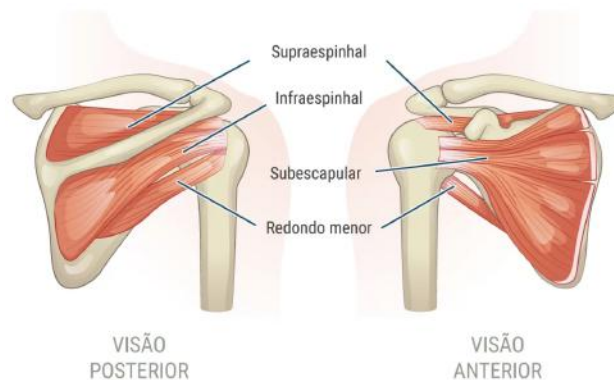
1.1 Contextualização do tema

1.1.1 A omartrose e o manguito rotador

Segundo Costa and da Costa, a artrose glenoumeral (ou omartrose), é a indicação diagnóstica mais comum para a realização de uma cirurgia de substituição da articulação do ombro. Essa condição é marcada pelo desgaste da cartilagem articular e do osso abaixo dela, resultando na diminuição do espaço da articulação glenoumeral (articulação do ombro), e podendo ser dividida em **omartrose concêntrica** ou **omartrose excêntrica**. O principal fator citado na literatura para diferenciar os dois casos é que na omartrose concêntrica o manguito rotador ainda é funcional, enquanto que na omartrose excêntrica o manguito rotador não é mais funcional.

O manguito rotador (representado na figura 1) é, de acordo com Ramos et al. (2010), um grupo muscular formado por quatro tendões : subescapular, supraespinhal, infraespinhal e redondo menor. A ação conjunta dos músculos e tendões é responsável pela estabilização e mobilidade do ombro.

Figura 1: Representação anatômica do manguito rotador



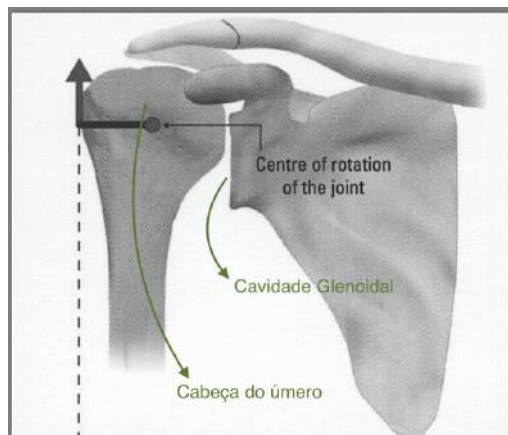
Fonte: Adaptado de Neri

1.1.2 A artroplastia do ombro e sua evolução na história

A cirurgia de substituição da articulação do ombro, por sua vez, é conhecida como artroplastia do ombro. De acordo com Lévine et al. (2010), a artroplastia do ombro é um procedimento cirúrgico no qual a articulação do ombro danificada é substituída por uma prótese ou implante artificial. Esses implantes tentam **re-plicar** a superfície original do úmero e da cavidade glenoidal, sendo classificados como **próteses anatômicas**. Há ainda as próteses chamadas **não anatômicas**, inspiradas pelo design das próteses de quadril, em que a parte esférica está acoplada na omoplata ao invés de estar acoplada no úmero.

Anatomicamente, é possível observar que a articulação do ombro é composta por uma articulação esférica da cabeça do úmero (osso do braço superior) e pela cavidade glenoidal da escápula (omoplata), como mostra a figura 5.

Figura 2: Representação da cabeça do úmero e da cavidade glenoidal

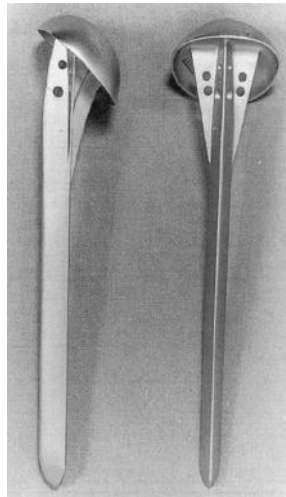


Fonte: Adaptado de Kempf (2018)

Como mencionado em Willems (2021), a primeira artroplastia de ombro foi realizada pelo cirurgião Jules Emile Péan em 1893 na França como forma de tratamento para uma tuberculose na articulação glenoumeral. Embora tenha durado 2 anos, conforme citado por Deore et al. (2018), essa prótese foi removida devido a persistência da infecção tuberculosa.

Willems (2021) afirma que a primeira hemiartroplastia anatômica foi realizada por Krueger em 1950 para tratar uma necrose vascular. Essa prótese era fabricada à partir de uma liga metálica de cobre e cobalto (vitallium). Kempf (2018) afirma que em 1951, Neer desenvolveu uma primeira versão do que se popularizou como prótese cefálica, e ela tinha o objetivo de tratar fraturas do osso umeral.

Figura 3: Primeiro design da prótese de Neer - Neer I

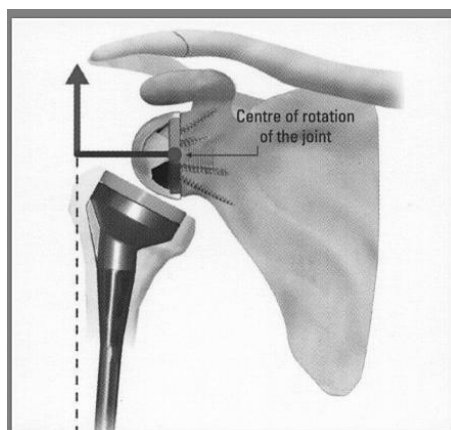


Fonte: Willems (2021)

Posteriormente, no início dos anos 1970, Willems (2021) afirma que foram desenvolvidos tanto nos EUA quanto na Alemanha Ocidental componentes glenoidais independentes, fabricados em polietileno, para serem utilizados com a Neer I. Isso motivou Neer à criar a Neer II para tratar a artrite do ombro. Mesmo com a proposta de novos designs por diferentes autores do período, Neer apresentou os melhores resultados, pavimentando o caminho para aperfeiçoamento da sua prótese. Contudo esse design ainda não resolvia o problema do manguito rotador não funcional.

Como discutido por Kempf (2018), foi somente em 1991, através do trabalho de Paul Grammont, que foi possível tratar de maneira satisfatória a omartrose excêntrica com ruptura do manguito rotador. Grammont propôs um novo design para as próteses reversas, como pode ser visto na figura 4.

Figura 4: A prótese reversa de Grammont.



Fonte: Adaptado de Kempf (2018)

1.1.3 As três principais técnicas de artroplastia

Como visto até agora e de acordo com o tipo de patologia, quando é necessário a realização da cirurgia, a artroplastia do ombro pode envolver a substituição da cabeça do úmero, da cavidade glenoidal, ou em alguns casos, ambas, podendo levar a diferentes tipos de próteses. Segundo Lévine et al. (2010) existem **três** tipos principais de artroplastia do ombro : a artroplastia parcial do ombro, a artroplastia total anatômica e a artroplastia total reversa.

1. **Artroplastia Parcial do Ombro:** Neste procedimento, apenas uma parte da articulação do ombro é substituída. Neste caso a cabeça do úmero é substituída (procedimento denominado hemiartroplastia ou prótese cefálica) e o implante se articula diretamente com a cartilagem preservada da cavidade glenoidal.

Figura 5: Prótese cefálica, apenas a cabeça do úmero é substituída.



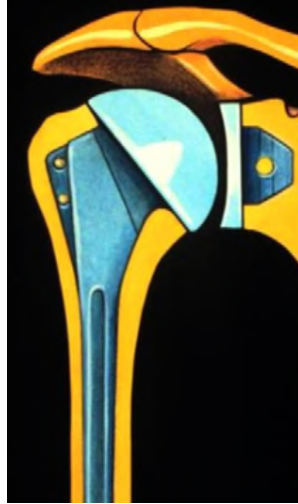
Fonte: Adaptado de Lévine et al. (2010)

O principal problema desse tipo de prótese, segundo Lévine et al. (2010), é a erosão e desgaste causado pela implante na superfície cartilaginosa ou óssea do paciente.

Como observado por Begum and Candal-Couto (2015), apesar de ter sido o primeiro tipo de prótese de ombro criada, os resultados eram satisfatórios apenas em pacientes com manguito rotador intacto e com uma morfologia adequada da cavidade glenoidal. Posteriormente essa prótese evoluiu para o que conhecemos hoje como Artroplastia total anatômica.

2. **Artroplastia Total Anatômica:** Neste procedimento, a cabeça do úmero é substituída por uma haste contendo uma semiesfera metálica e a cavidade glenoidal recebe um implante artificial fabricado geralmente em polietileno. Também conhecida como prótese total anatômica.

Figura 6: Prótese total anatômica



Fonte: Adaptado de Lévigne et al. (2010)

Dentre as indicações dessa prótese, o principal fator citado por Lévigne et al. (2010), Kempf (2018) e Deore et al. (2018) é a patologia omartrose concêntrica (com manguito rotador funcional), pois os músculos e tendões precisam estar preservado para efetuar a elevação do braço. Caso contrário uma prótese do tipo reversa seria indicada.

Nos estudos feitos por Begum and Candal-Couto (2015) e também por Kempf (2018), o surgimento dessa prótese se deu em 1973 através da evolução do modelo anteriormente proposto por Neer em 1950. Nesse novo modelo de 1973 havia a presença do componente glenoidal. O componente era feito em polietileno com um elemento central no formato de quilha (keel), e a fixação era por meio de cimento cirúrgico na cavidade glenoidal nativa. Esse formato em quilha pode ser observado na figura 6.

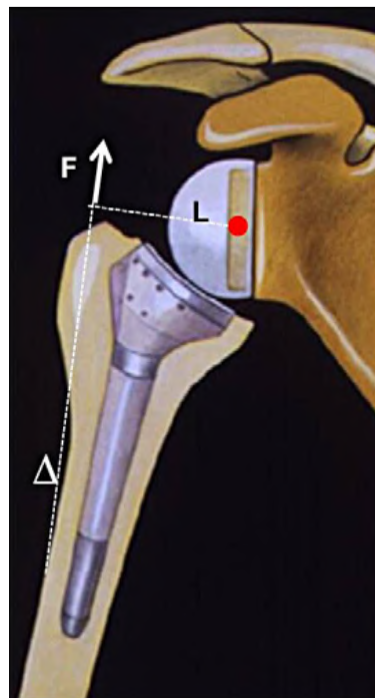
Ainda segundo Begum and Candal-Couto (2015), baseado nos trabalhos de Torchia et al. (1997), os resultados a longo prazo desse tipo de prótese eram promissores. Após um acompanhamento de 15 anos, em um estudo com 113 próteses, mais de 85% dos implantes continuavam funcionais.

3. **Artroplastia reversa do Ombro:** Essa é uma variação da artroplastia total do ombro na qual a superfície dos implantes são posicionados de forma reversa, com a cabeça do úmero recebendo uma aste côncava e a cavidade glenoidal recebendo uma semiesfera convexa. Também conhecida como prótese total reversa.

Segundo Lévine et al. (2010), essa prótese foi popularizada após o trabalho de P. Grammont em 1987 e sua principal vantagem reside no fato de que o centro de rotação do movimento da cabeça do úmero em relação à cavidade glenoidal se encontra mais para dentro, quando comparado com a prótese total anatômica ou com um ombro saudável.

Essa alteração na localização do centro de rotação, de acordo com Kempf (2018) e Deore et al. (2018), faz com que o braço de alavanca do deltóide aumente, permitindo que este músculo seja por si só o principal ativador na realização do movimento de elevação do braço no pós-operatório. Ou seja, essa prótese é indicada quando o manguito rotador não se encontra mais em estado funcional (omartrose excêntrica).

Figura 7: Prótese total reversa



Fonte: Adaptado de Lévine et al. (2010)

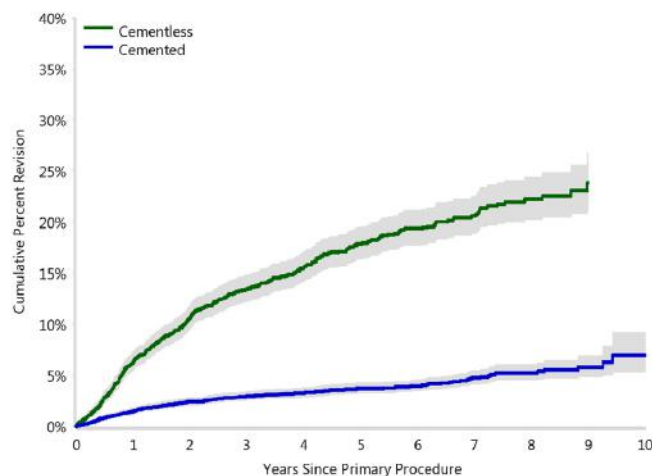
1.1.4 TSA e os problemas de fixação

Em linha com Begum and Candal-Couto (2015), essa prótese passou por varias evoluções : adição de modularidade, suporte metálico, fixação com cimento, fixação sem cimento, elemento de fixação do tipo keel e elemento de fixação do tipo peg. De modo geral, os componentes feitos totalmente em polietileno e fixados com cimento mostraram menos taxas de revisão médica.

De acordo com Page et al. (2018), alguns dos problemas encontrados nos tipos de fixação keel e peg são as linhas de radioluscência presentes em radiografias, o que pode indicar ocorrência do fenômeno de **afrouxamento** (em inglês "loosening" e em francês "descellement") da prótese no componente gelnoidal. Segundo o autor, devido às cargas excêntricas submetidas ao implante glenoidal, ele sofreria afrouxamento devido a um fenômeno chamado "rocking-horse" ou cavalo de balanço em tradução livre. Esse fenômeno incentivou a criação, por exemplo, da fixação sem cimento, que se baseava no crescimento ósseo ao redor da prótese.

Ainda segundo Page et al. (2018), os implantes fixados sem cimento e com suporte traseiro em metal eram associados ao fenômeno de afrouxamento ainda mais rapidamente. E, de modo geral, componentes não cimentados tinham taxas de revisão médica maiores ao longo do tempo, conforme mostra a figura 8.

Figura 8: Comparação da taxa de revisão acumulada de próteses cimentadas vs não cimentadas



Fonte: Adaptado de Page et al. (2018)

1.2 Justificativa

Como mencionado por Begum and Candal-Couto (2015), foi o problema de afrouxamento do implante glenoidal que desencadeou a criação de uma variedade de designs de fixação nos últimos quarenta anos. Ainda assim os componentes feitos totalmente de polietileno e cimentados continuam a ser considerados como o padrão a ser seguido.

Begum and Candal-Couto (2015), Welsher et al. (2019) e Deore et al. (2018) mencionam em suas respectivas obras que a principal discussão reside de fato na diferença de eficiência entre os dois tipos de fixação do componente cimentado (keel e peg).

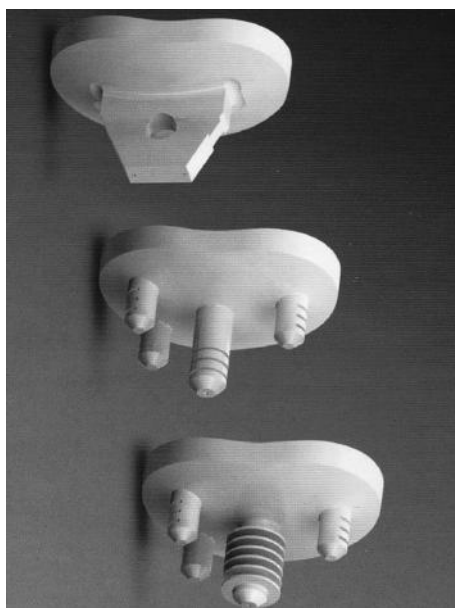
Figura 9: Keel à esquerda e peg à direita em componentes glenoidais (polietileno).



Fonte: Begum and Candal-Couto (2015)

Kempf (2018) menciona ainda que os avanços tecnológicos permitiram a criação de implantes mais adaptados à cavidade glenoidal, conforme mostrado na figura 10.

Figura 10: Evolução - diferentes tipos de fixação do implante glenoidal.



Fonte: Kempf (2018)

Conforme concluído por Kempf (2018), a durabilidade das próteses de ombro aproximam-se da durabilidade das próteses de quadril e joelho, contudo o problema continua sendo o componente glenoidal.

De acordo com as análises realizadas no trabalho de Fox et al. (2009), um estudo com 1572 próteses totais anatômicas durante um período de 21 anos e 6 tipos diferentes de fixação na glenoide, 121 dessas próteses precisaram de revisão médica.

Figura 11: Motivos para revisão ou remoção do componente glenoidal em TSA

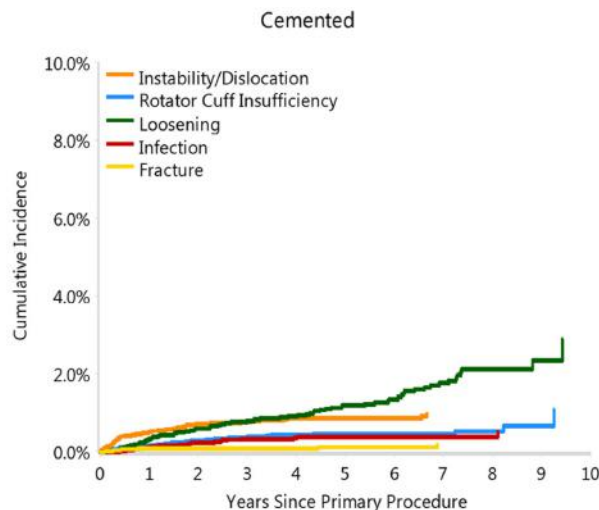
Glenoid design	Infection	Instability	Wear (poly/ metal)	Loosening	Total
Neer II					
All-poly	0	2	0	5	7
Metal-backed	6	0	3	12	21
Cofield 1					
Metal-backed	7	20	23	24	74
All-poly	0	0	0	2	2
Cofield 2					
all-poly					
Keeled	5	3	0	7	15
Pegged	1	0	0	1	2
Totals	19	25	26	51	121

Fonte: Fox et al. (2009)

Dentre essas 121 próteses nota-se que em 51 delas (42% dos casos) o motivo de revisão foi um **afrouxamento** do implante glenoidal.

Page et al. (2018) mostra em seu estudo utilizando os dados da AOANJRR (Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry), que o principal fator de revisão nas próteses cimentadas é o fenômeno de afrouxamento.

Figura 12: Motivos da taxa de revisão do componente glenoidal cimentado.



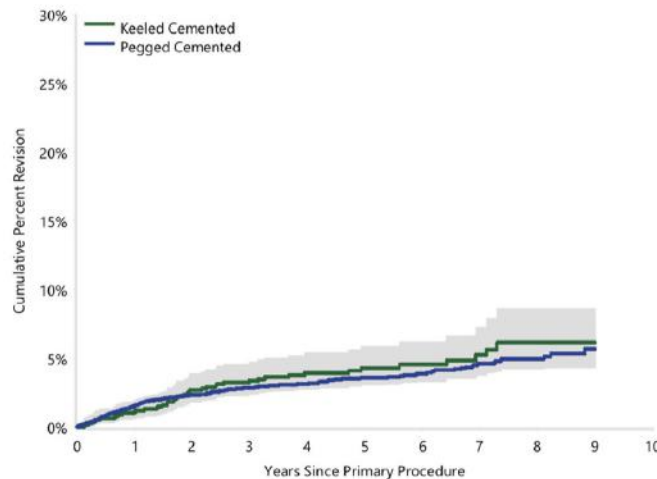
Fonte: Adaptado de Page et al. (2018)

A parte umeral da prótese de ombro, como afirmado por Begum and Candal-Couto (2015), apresenta poucos problemas de falha quando comparado com o afrouxamento do componente glenoidal. Ele se baseia nos estudos feitos por Cil et al. (2010) com 1584 próteses e afirma que após 10 anos mais de 90% das astes umerais continuavam funcionais.

Por fim, de acordo com a pesquisa de Welsher et al. (2019), a principal diferença encontrada na literatura entre os dois tipos de fixação (keel e peg) são as linhas de radiolucência encontradas nas radiografias dessas próteses. Essas linhas poderiam estar associadas ao fenômeno de afrouxamento do componente glenoidal. Em alguns estudos mostravam-se uma tendência do tipo de fixação keel em desenvolver mais linhas de radiolucência do que o tipo peg ao longo do tempo.

No estudo realizado por Page et al. (2018), utilizando os dados de da AO-ANJRR, foi identificado que dentre 10.805 TSAs com o diagnóstico de omartrose, 1115 próteses eram do tipo keel, e 6478 eram do tipo peg. Não houve uma diferença significativa nas taxas de revisão médica entre os dois tipos de fixação do implante.

Figura 13: Comparativo entre a taxa de revisão acumulada entre próteses do tipo keel e peg



Fonte: Adaptado de Page et al. (2018)

Entretanto, na revisão sistemática de literatura e metanálise realizada por Welsher et al. (2019) o autor afirma que não foi encontrado uma diferença significativa nos dados de resultados funcionais dos dois tipos de fixação, quando analisados estudos comparativos de alta qualidade, mas a taxa de revisões médicas necessárias

para o tipo peg após a cirurgia eram menores. Ao mesmo tempo, não foram encontradas na metanálise diferenças significativas entre as linhas de radioluscência dos dois tipos de fixação. Ou seja, embora houvesse uma sugestão inicial de que havia uma relação entre linhas de radioluscência em radiografias e afrouxamento do componente glenoidal, os dados analisados mostravam que isso não representava necessariamente uma relação de causalidade.

Para dar ênfase a esse fato, Welsher et al. (2019) ainda cita o trabalho realizado por Bohsali et al (2006), em que ele mostra que, em um estudo realizado levando em consideração complicações na TSA, 80% desenvolviam linhas de radioluscência nas radiografias, entretanto apenas 7% precisavam de revisão médica. A conclusão foi que, embora o tipo peg apresente menos taxas de revisão, não houve diferença em relação aos resultados funcionais, e a menor taxa de revisão do tipo peg poderia não estar relacionado com o fenômeno de afrouxamento do implante, sendo necessário mais estudos nessa área.

Dessa forma, de acordo com as informações apresentadas anteriormente e conforme a necessidade de mais estudos nessa área, propõe-se um estudo da fixação do componente glenoidal através de um ensaio cíclico de engenharia e a validação de um modelo numérico do implante glenoidal, com o objetivo de aprofundar os conhecimentos nessa área de biomecânica.

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo geral

O propósito principal deste trabalho consiste em apresentar um procedimento metodológico destinado a estudar a fixação do componente glenoidal de uma prótese de ombro anatômica e validar um modelo numérico deste componente, empregando o método de elementos finitos. Essa abordagem visa a fortalecer : a compreensão sobre a fixação dessa prótese na cavidade glenoidal da escápula; a compreensão dos modelos numéricos desse componente, para que outros estudos possam propor novas geometrias de fixação à partir de um modelo computacional validado.

1.3.2 Objetivos específicos

Os objetivos específicos deste trabalho guiarão algumas das etapas deste estudo, que serão:

1. Conduzir uma revisão da literatura acerca da fixação do componente glenoidal;
2. Avaliar uma metodologia para realização de um teste mecânico por compressão aplicado ao componente glenoidal de um prótese total anatômica;
3. Validar a construção de um modelo numérico computacional em elementos finitos que apresente os deslocamentos realizados pelo componente glenoidal submetido a um esforço de compressão no software ABAQUS.

1.4 Estrutura do trabalho

Com o propósito de alcançar os objetivos delineados, este trabalho foi estruturado em cinco capítulos. O Capítulo 1, já apresentado, introduz o tema, fornecendo uma contextualização do assunto, justificando a relevância deste estudo, delineando os objetivos gerais e específicos, e esboçando a estrutura da pesquisa. O Capítulo 2 explora a literatura relacionada às próteses de ombro, discutindo seu funcionamento, aplicabilidade e problemas comumente encontrados. No Capítulo 3, será detalhada a metodologia empregada no estudo, incluindo uma explicação da construção do ensaio mecânico e uma explicação do processo de validação de um modelo em elementos finitos. O Capítulo 4 se concentrará nos resultados obtidos e nas discussões resultantes. Por fim, o Capítulo 5 englobará as conclusões alcançadas ao longo deste trabalho, bem como as limitações identificadas, oferecendo sugestões para futuras pesquisas nessa área específica.

2 REVISÃO TEÓRICA

2.1 Ensaios mecânicos em componentes glenoidais

De acordo com Anglin et al. (2000), o afrouxamento do componente glenoidal é o maior fator de preocupação entre os cirurgiões de artroplastias totais de ombro e que, por isso, a caracterização do comportamento desses componentes através de testes em laboratório pode levar à designs melhorados, o que levaria à redução de incidentes de afrouxamento.

Ainda segundo o autor, podem ser citados quatro pontos de melhoria ao serem realizados testes mecânicos em laboratório :

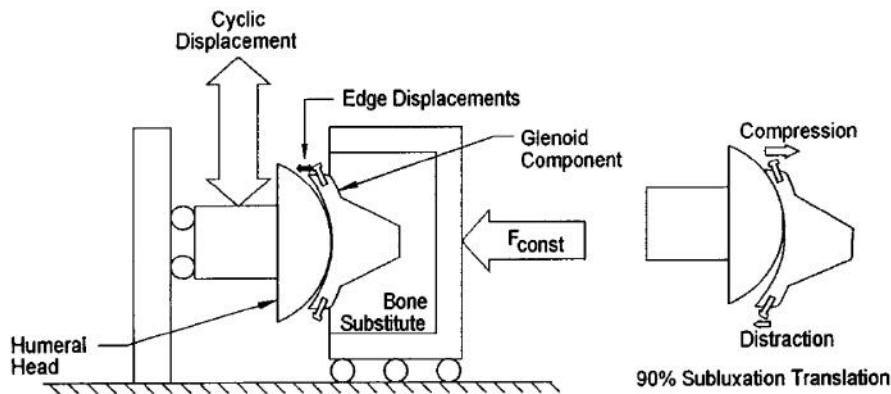
- Redução de complicações clínicas devido à identificação de problemas na fase concepção, antes da prótese ser implantada em pacientes;
- Comparação da performance entre diferentes designs;
- Explicação de falhas clínicas;
- Maior informação sobre os testes realizados e, conseqüentemente, escolhas mais assertivas em indicações médicas aos pacientes.

Apesar dessas vantagens o autor ressalta que não existem testes padronizados para caracterizar o comportamento desses componentes glenoidais. Entretanto, Sarah et al. (2010) cita em seu estudo denominado "Failure mechanism of the all-polyethylene glenoid implant" que a American Society for Testing and Materials (ASTM) adotou um padrão para testar o afrouxamento do implante glenoidal medindo a alteração do deslocamento das bordas do implante com o número de ciclos de carga, como um indicador do fenômeno de afrouxamento. Entretanto, a presença de deslocamento das bordas do implante não representaria de fato a presença de afrouxamento da prótese.

Nos estudos realizados por Anglin et al. (2000), é ressaltado que as cargas excêntricas são os principais fatores de causa do afrouxamento, através do fenômeno "rocking-horse" ou "cavalo de cavalgar", em tradução livre. Dessa forma, em seu estudo, tentou-se replicar esse fenômeno através do carregamento das bordas superior e inferior da glenoide alternadamente. Isso foi alcançado com uma máquina bi-axial

pneumática com cilindro de 50 milímetros. O esquema dessa máquina pode ser visto na figura 14.

Figura 14: Máquina pneumática bi-axial para reproduzir o fenômeno de rocking-horse



Fonte: Anglin et al. (2000)

Nesse estudo, intitulado "Mechanical testing of shoulder prostheses and recommendations for glenoid design", durante o carregamento, uma carga de 750 Newtons de compressão foi submetida ao componente e, em seguida, uma máquina de teste hidráulico com uma célula de carga de 1000 N deslocou a cabeça umeral verticalmente até 90% da distância da borda articular, na parte superior e inferior. Além disso, o componente glenoidal foi cimentado em um substituto ósseo de poliuretano (PU).

A principal diferença entre o estudo realizado por Anglin et al. (2000) e os testes realizados para este trabalho foram : a quantidade de ciclos (100.000 ciclos); o tipo de carregamento (dinâmico senoidal com 2 Hz); o meio em que o teste foi realizado (submerso em água circulante e aquecida à 37°C).

Os 100.000 ciclos propostos por Anglin et al. (2000) foram justificados considerando um paciente que realiza aproximadamente 25 atividades de alta carga por dia, como levantar da cadeira ou levantar uma mala, durante aproximadamente 10 anos. A carga resultante entre 787 Newtons e 943 Newtons foi justificada com base em cinco atividades do dia, como levantar um objeto entre 5 e 8 quilos para os lados ou o levantamento de um objeto entre 2 e 4 quilos com as duas mãos na altura do ombro. O substituto em PU foi justificado através de suas propriedades mecânicas semelhantes à de um osso.

Essas cargas e informações foram importantes para a realização do teste mecânico proposto neste trabalho. A realização do teste com uma carga excêntrica e o magnitude dessa carga são fatores que poderiam alterar o comportamento mecânico do componente glenoidal e levar, eventualmente, à sua falha mecânica. Outro ponto importante foi a escolha do poliuretano como substituto ósseo, escolha esta que foi replicada nos testes mecânicos realizados para este trabalho.

Os resultados colhidos do estudo de Anglin et al. (2000) e que serviram de ponto de atenção para os testes mecânicos deste trabalho estão listados :

1. Versões com suporte liso se desprendem mais facilmente do cimento. Próteses com rugosidades nos seus suportes de fixação duravam mais ciclos;
2. Versões com suporte curvado tem performance geral melhor durante os testes dinâmicos comparadas com os componentes de suporte plano;
3. Testes dinâmicos são necessários para observar o fenômeno de afrouxamento;
4. O substituto ósseo evita a grande variabilidade do osso de cadáver. Ele também pode suportar cargas cíclicas, o que o osso de cadáver não consegue.

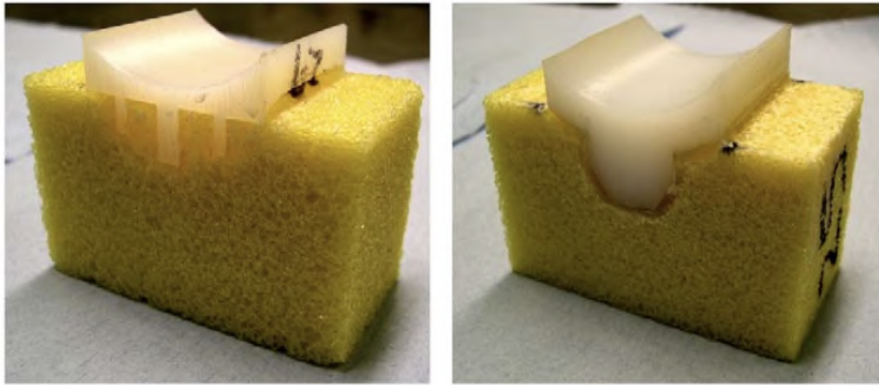
Esses pontos influenciaram na escolha das características dos testes realizados neste trabalho. Por exemplo, poderia ser escolhido um suporte liso afim de reduzir a quantidade de ciclos do teste mecânico, aumentando as chances de ocorrer o fenômeno de afrouxamento. Ou ainda, escolher um suporte curvado para reduzir as tensões no substituto ósseo, podendo aumentar as cargas sob o componente glenoidal afim de testar casos extremos. Essas escolhas serão discutidas, definidas e justificadas posteriormente nos métodos do ensaio mecânico deste trabalho.

Segundo Sarah et al. (2010), independente do modo de fixação, todos os implantes testados em seu estudo **apresentaram falha na interface entre implante e cimento**. Os resultados do seu estudo indicaram que as falhas poderiam ser reduzidas melhorando a força de interação na interface entre implante e cimento. Dessa forma, será visto posteriormente que, com o objetivo de caracterizar a ocorrência do fenômeno de rocking-horse no componente glenoidal, este trabalho propôs a **observação do distanciamento entre implante e cimento durante alguns ciclos de cargas de compressão** aplicadas de forma excêntrica em um componente glenoidal fixado em um substituto ósseo.

Ainda segundo Sarah et al. (2010), seu estudo foi realizado utilizando um substituto ósseo fabricado em poliuretano (PU), assim como feito por Anglin et al. (2000). Uma diferença considerável se deu nos métodos utilizados por Sarah et al. (2010), em que extrusões foram feitas nos implantes para que as observações e efeitos dos testes mecânicos pudessem ser feitas diretamente na interface implante-cimento.

O cimento era feito em polimetilmetacrilato (PMMA) com uma espessura de 2 mm no substituto ósseo para acomodar o implante, e o implante era fabricado em UHMWPE (Polietileno de Ultra Alto Peso Molecular) assim como em próteses reais. O conjunto de implante glenoidal, cimento e substituto ósseo pode ser visto na figura 15 :

Figura 15: Extrusão do conjunto implante + PMMA + PU



Fonte: Sarah et al. (2010)

Os testes mecânicos realizados por Sarah et al. (2010) tinham uma magnitude de 1800 Newtons de força na horizontal. A justificativa para uma carga desse porte vinham dos trabalhos de Anglin et al.(2000) e do fato de que esses implantes, mostrados na figura 15, eram estruturas mais volumosas e rígidas do que os implantes reais, sendo necessárias cargas mais altas para gerar tensões semelhantes ao caso de um implante real. Isso também foi justificado através de um modelo de elementos finitos dos dois casos, o real, e o estudado por eles.

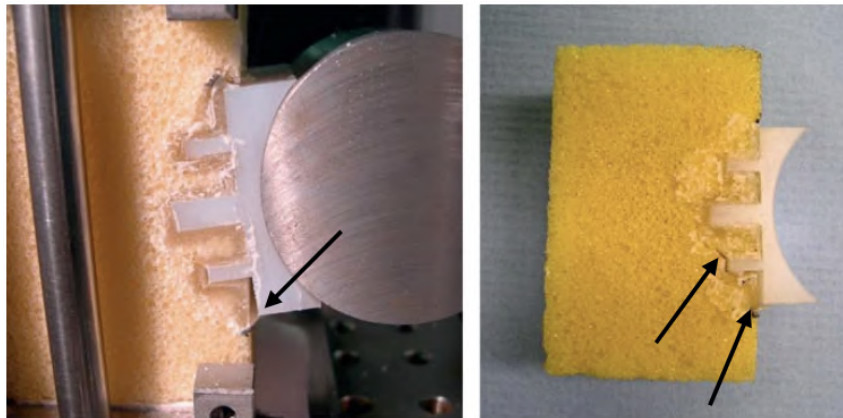
Este exemplo foi importante para o caso estudado neste trabalho, visto que cargas mais altas foram propostas devido ao diferente material utilizado e uma vez que a quantidade de ciclos foi reduzida devido ao tempo limitado no laboratório, como será explicado posteriormente no presente trabalho.

Além disso, no estudo de Sarah et al. (2010), foi aplicado um deslocamento vertical de maneira cíclica, com uma frequência de 5 Hz, em grupos de 4000 ciclos.

Esse deslocamento era feito deslocando o cilindro, que neste caso representa a cabeça do úmero, do centro do implante até a parte superior do implante, tentando causar o efeito rocking-horse. Assim, uma força compressiva era aplicada na parte superior enquanto que a parte inferior do implante sofria um força de tração. Esse tipo de carregamento foi justificado segundo a literatura citada por Sarah et al. (2010) e serviu de inspiração para a carga excêntrica e cíclica aplicada nos testes mecânicos deste trabalho.

A figura 16 mostra o teste descrito anteriormente, bem como o mecanismo de falha devido aos esforços de tração e compressão sob o componente glenoidal.

Figura 16: Falhas observados no implante glenoidal devido aos esforços de tração e compressão



Fonte: Sarah et al. (2010)

Os principais resultados colhidos do estudo de Sarah et al. (2010) e que serviram de ponto de atenção para os testes mecânicos deste trabalho estão enumerados :

1. A falha ocorria em todos os implantes estudados e na interface cimento-implante.
2. A falha ocorria inicialmente na parte oposta ao esforço de compressão, ou seja, na parte inferior, onde ocorriam os esforços de tração.

Isso servirá de base para definir os pontos de observação do nosso experimento. Uma vez aplicada uma carga na parte superior, é possível observar o mecanismo de falha através do deslocamento relativo entre prótese e substituto ósseo na parte oposta inferior, devido aos esforços de tração causados pelo fenômeno rocking-horse.

2.2 Modelos numéricos de componentes glenoidais

Existem algumas literaturas que abordam o tema da modelagem numérica para validar ou avaliar a distribuição das tensões nos componentes glenoidais. Um dos métodos utilizados para essa validação é o método dos elementos finitos que, segundo Azevedo (2003), consiste no cálculo da distribuição das tensões e deformações sofridas por um sólido de geometria arbitrária, sujeito às ações de forças exteriores.

Em um dos trabalhos analisados para este trabalho, e que aborda o método dos elementos finitos, pode-se citar Abdul Wahab et al. (2016) no seu estudo intitulado "Analysis on stress and micromotion on various peg fixation at glenoid implant". Em seu trabalho, seis tipos diferentes de implantes glenoidais comerciais foram simulados via análise por elementos finitos. Esses componentes foram modelos via CAD (computer-aided design), através do software SolidWorks. Em seguida, através do software ABAQUS, os elementos glenoidais foram simulados com tamanho de malha de 1 milímetro, com uma quantidade de elementos entre 55.029 e 65.719. Os elementos eram do tipo "Four-node tetrahedral element (C3D4 and F3D4)", assim como no trabalho realizado por Geraldés et al. (2017).

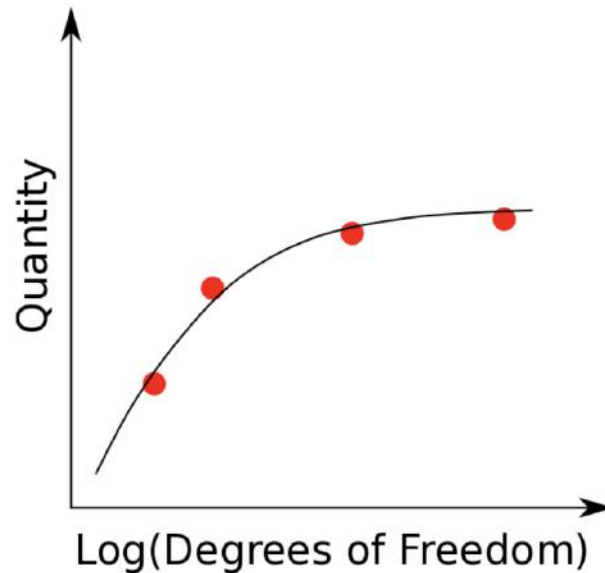
Esse abordagem serve de base para o estudo realizado por este trabalho, visto que o processo é semelhante em outras literaturas, como demonstrado em Wahab et al. (2017) : primeiro é utilizado um software CAD para construir a geometria e em seguida um software como o ABAQUS permite a análise por elementos finitos através de diferentes tipos de elementos e finuras de malha. Por fim, um método de convergência é adotado para validação dos resultados.

Ainda em seus artigos, Abdul Wahab et al. (2016) e Wahab et al. (2017) citam que para a tornar seus modelos confiáveis, um estudo de convergência foi realizado utilizando o método "H-refinement", traduzido para este trabalho como refinamento h ou refinamento do tipo h. Segundo Abdul Wahab et al. (2016) e Wahab et al. (2017), esse tipo de refinamento gera uma malha cada vez mais fina localmente para gerar uma melhor distribuição dos esforços. Entretanto, uma malha muito fina leva mais tempo para ser resolvida numericamente, por isso o estudo de convergência seria importante, para encontrar o tamanho ótimo que equilibraria um resultado preciso com menos tempo de processamento.

Para entender melhor o método de refinamento h pode-se consultar o trabalho

de Harish (2020), em que é explicado que o estudo de convergência busca assegurar que os resultados obtidos nas análises por elementos finitos não serão afetados pelas modificações no tamanho da malha, como pode ser visto pela figura 17 :

Figura 17: Comportamento de convergência da malha



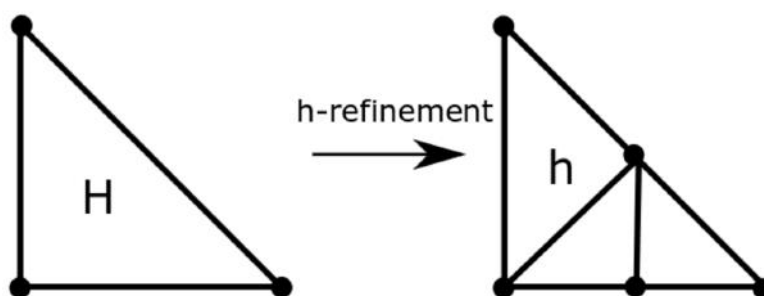
Fonte: Harish (2020)

Harish (2020) explica que é importante identificar inicialmente a variável de interesse e, conforme é aumentada a densidade da malha (malha mais fina e maior número de elementos), a variável de interesse convergiria para um valor arbitrário. Em seguida, se após dois refinamentos os valores dessa variável de análise não forem consideravelmente modificados, então isso significa que a malha e os resultados convergem. Essa análise entre dois refinamentos consecutivos pode ser realizada calculando-se o erro relativo da variável de análise nas duas iterações;

Nos estudos elaborados por Wahab et al. (2017), o número de elementos de uma malha foi escolhido após o erro relativo se tornar menor do que 10% ao ser analisado as tensões de Von Mises. Para o osso cortical quando o erro relativo era menor do que 2%. E para o componente glenoidal quando o erro relativo fosse menor do que 3%. Esse tipo de abordagem servirá de referência para a validação do modelo numérico deste trabalho.

No artigo de Wahab et al. (2017), com a redução do tamanho do elemento e consequentemente a obtenção de uma malha mais densa, trata-se de um refinamento do tipo h , o mesmo utilizado por Abdul Wahab et al. (2016).

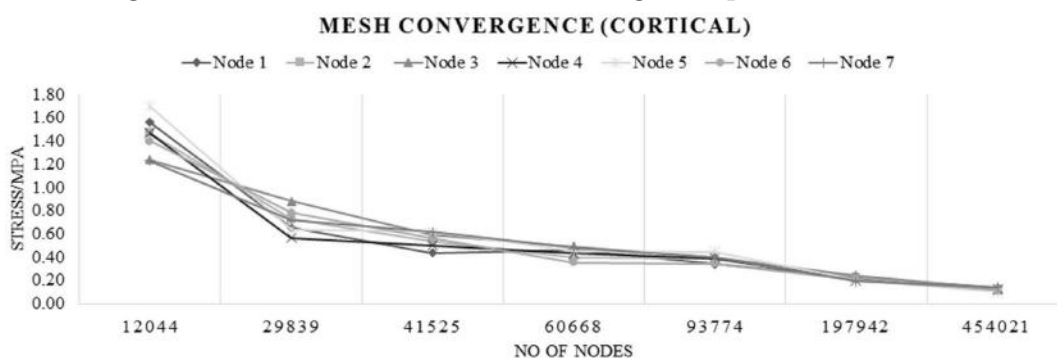
Figura 18: Refinamento de malha do tipo h



Fonte: Adaptado de Harish (2020)

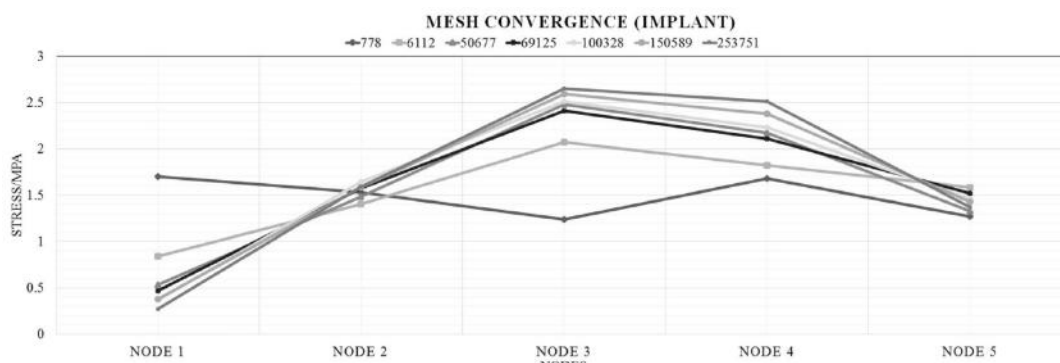
Nos estudos realizados por Abdul Wahab et al. (2016), pode-se observar que o estudo de convergência foi conduzido tanto para um modelo do osso cortical quanto para um modelo do implante glenoidal. O osso cortical convergiu após atingir cerca de 197.942 elementos e o implante glenoidal após atingir cerca de 50.677 elementos. As figuras 19 e 20 mostram os resultados do estudo de convergência realizados pelo autor.

Figura 19: Gráfico do estudo de convergência para o osso cortical



Fonte: Abdul Wahab et al. (2016)

Figura 20: Gráfico do estudo de convergência para o componente glenoidal



Fonte: Abdul Wahab et al. (2016)

Na imagem 19 percebe-se que o resultado não apresenta considerável variação apenas após atingir 197.942 elementos, sendo este o número mínimo de elementos para convergir. Na imagem 20 percebe-se que 50.677 elementos é o número mínimo para que a malha apresenta resultados precisos, ou seja, malhas mais densas apresentam resultados semelhantes, entretanto com tempo de processamento maior.

Esse tipo de abordagem e estudo de convergência será utilizado neste trabalho com o intuito de validar a confiança nos resultados de um modelo numérico de um componente glenoidal através de uma análise por elementos finitos. Dessa forma, como será mostrado posteriormente, um estudo de convergência utilizando dados de um experimento real será elaborado para que o modelo numérico do presente trabalho seja validado, através do cálculo do erro relativo entre dois refinamentos consecutivos, com uma porcentagem baixa, assim como foi realizado por Wahab et al. (2017). Além disso, o tipo de elemento também tem um peso importante na demanda de processamento e de tempo para a análise por elementos finitos e, assim como feito por Geraldés et al. (2017) e Abdul Wahab et al. (2016), este trabalho utilizará elementos tetraédricos para construir a malha do modelo estudado.

3 METODOLOGIA

3.1 Ensaio mecânico por compressão

No âmbito desse trabalho, que consiste em estudar a biomecânica da prótese de ombro, foram realizados testes mecânicos para caracterizar o comportamento do implante glenoidal. O objetivo é estudar a problemática clínica do afrouxamento.

3.1.1 Apresentação do experimento

A experiência envolve a realização de testes mecânicos estáticos e testes mecânicos dinâmicos (cíclicos) em um implante glenoidal implantado em um substituto ósseo. Durante esses testes, foram aplicadas cargas excêntricas para criar o fenômeno de "cavalo de balanço" e, assim, provocar o problema de afrouxamento do implante.

Para esta experiência, utilizamos uma prótese feita de resina Zortrax fabricada por meio de impressão 3D. É importante lembrar que esta prótese não é feita com o mesmo material usado em próteses reais (UHMWPE) devido às limitações em encontrar o material real em laboratório. Portanto, esta prótese pode potencialmente não ter o mesmo comportamento que uma prótese real e isso pode ocorrer devido a alguns fatores como o fato de que a resina do material poder reagir com o cimento utilizado e formar um bloco unificado.

O cimento usado é de material PMMA (polimetilmetacrilato). O substituto ósseo utilizado é PU (poliuretano) na forma de um bloco de espuma.

Para realizar essas experiências, as seguintes etapas foram seguidas:

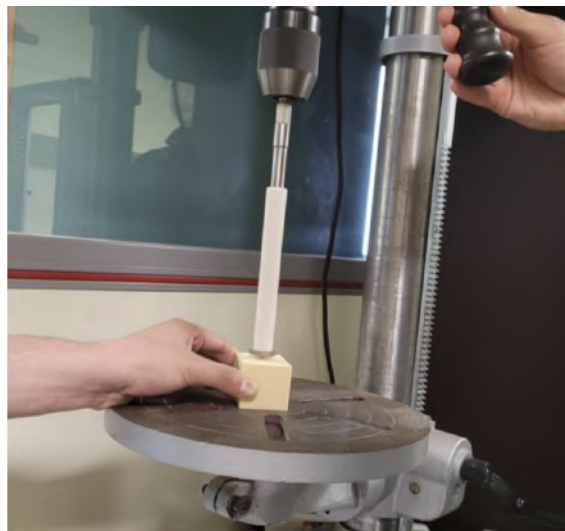
- Preparação do substituto ósseo;
- Definição e implementação do protocolo experimental:
 - Preparação dos pontos de medição;
 - Colocação do bloco de espuma + implante glenoidal na máquina de teste;
 - Ajuste e calibração;
 - Definição das forças do ensaio mecânico.

A obtenção dos resultados envolve medir o deslocamento dos pontos colocados na prótese em relação ao bloco de espuma. Essas medições são usadas para avaliar o deslocamento entre os dois objetos e identificar o fenômeno de afrouxamento, quando este deslocamento for maior do que zero.

3.1.2 Preparação do substituto ósseo

Para realizar nossa experiência, é necessário passar por uma fase de preparação para implantar a prótese Zortrax (é importante notar que este não é o mesmo material usado em próteses reais, UHMWPE). A primeira etapa envolve fresar a espuma de PU que representa a glenoide. Para isso, realizamos um fresamento semi-esférico que cobre a largura da prótese. Em seguida, raspamos as bordas com uma cureta para cobrir o comprimento da prótese.

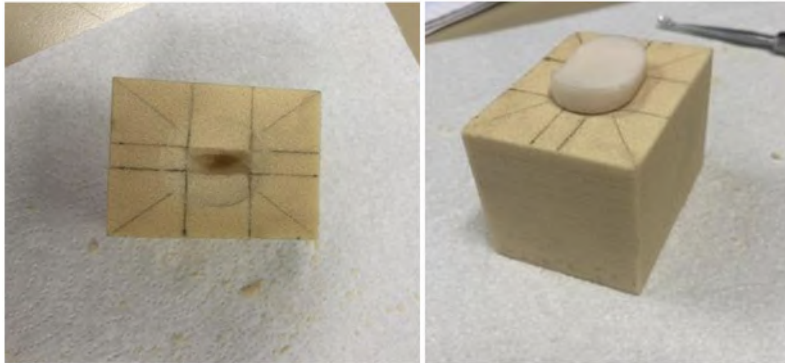
Figura 21: Fresamento semi-esférico no substituto ósseo



Fonte: Elaborada pelo autor

Em seguida, escavamos no PU para criar um vão que acomodará a quilha. É importante deixar um milímetro em cada uma das dimensões da quilha para ter o volume necessário para adicionar o cimento PMMA. Dessa forma, cavamos um orifício retangular com dimensões de superfície de 17 mm x 7 mm. Procuramos manter inclinações semelhantes às da prótese enquanto escavamos o orifício: uma inclinação maior para a largura e uma inclinação menor para o comprimento.

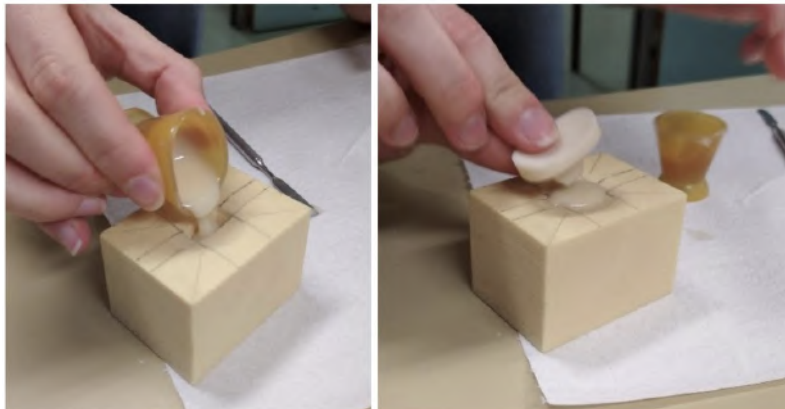
Figura 22: Escavamento do orifício retangular no substituto ósseo para acomodar o componente glenoidal



Fonte: Elaborada pelo autor

Em seguida, foi adicionado o cimento usando uma mistura de pó e líquido (1,5 parte de pó para 1,5 parte de líquido) e pressionou-se a quilha rapidamente contra a mistura e o substituto ósseo. Posteriormente, foi removido o excesso de cimento assim que o mesmo polimerizou.

Figura 23: Adição do cimento PMMA no orifício do substituto ósseo



Fonte: Elaborada pelo autor

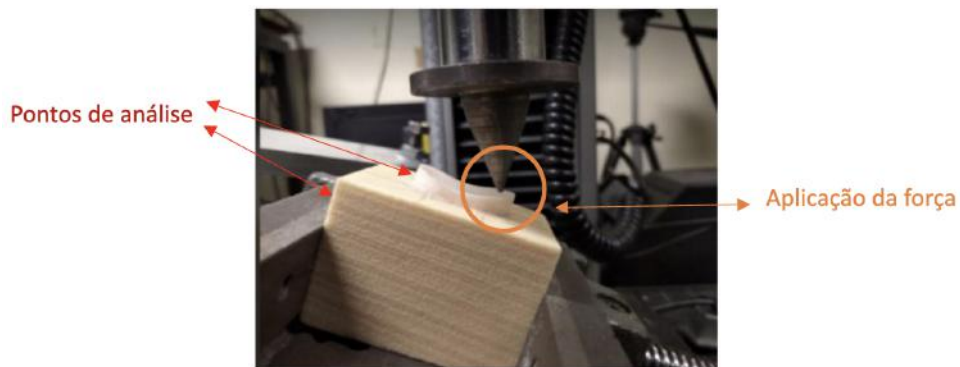
3.1.3 Definição e implementação do protocolo experimental

1. Pontos de referência

Na coleta de dados durante os testes mecânicos, foram fixados pontos de referência para obter a orientação correta do deslocamento relativo entre o implante glenoidal e o bloco do substituto ósseo. Para isso foi utilizado um alfinete, que foi inserido na espuma, para representar o nosso ponto de referência da espuma. Em seguida, foi pintado no implante glenoidal um ponto branco, feito com corretivo branco, com um ponto preto no seu interior, feito

com a ponta fina de um pincel. Esses pontos proporcionam contraste para a câmera, o que nos permitirá rastrear a trajetória desse ponto preto em relação ao alfinete por meio de um programa MATLAB, para que possamos visualizar o deslocamento relativo entre bloco e implante (o que caracterizaria a presença do fenômeno de afrouxamento caso esse deslocamento seja maior do que zero). É importante observar que a força será aplicada do lado oposto aos pontos marcados.

Figura 24: Ponto de aplicação da força vs pontos de observação

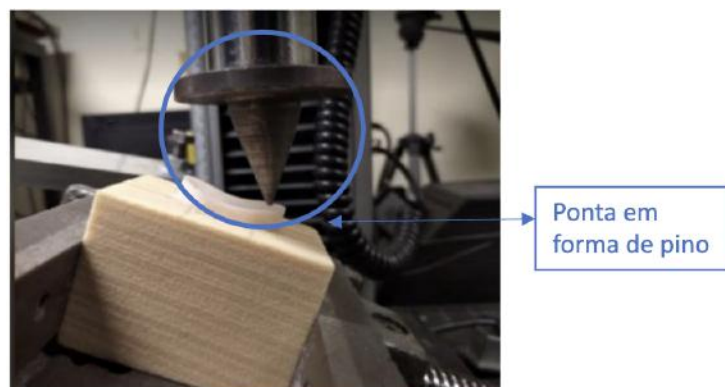


Fonte: Elaborada pelo autor

2. Ajuste do Bloco no Torno e Marcação da Força

Foram utilizados calços de diferentes tamanhos para inclinar nosso suporte em ângulos específicos e, em seguida, usando uma base metálica, a montagem (torno + bloco de espuma + prótese) foi fixada com parafusos. Por fim, para definir a área de aplicação da força, usamos uma ponta em forma de pino para nos posicionar o mais próximo possível do ponto de aplicação da força.

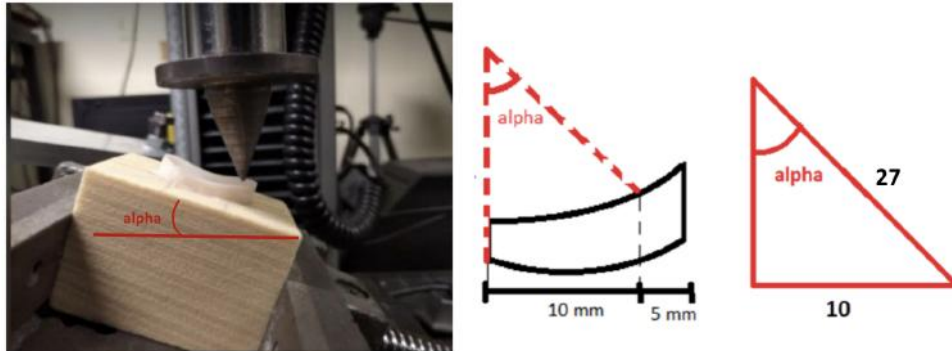
Figura 25: Ponta para aplicação da força em forma de pino



Fonte: Elaborada pelo autor

Era desejado realizar um teste de compressão mecânica aplicando uma força perpendicular a um ponto de apoio deslocado 5 milímetros em relação à borda. Para isso, a prótese foi instalada sob a máquina de compressão (que representa a cabeça do úmero neste experimento) com um ângulo α .

Figura 26: Ângulo de aplicação da força



Fonte: Elaborada pelo autor

Para encontrar esse ângulo, foi necessário realizar um pequeno cálculo:

$$\sin \alpha = \frac{10}{27} \Rightarrow \alpha = 21,74^\circ \approx 22^\circ \quad (1)$$

3. Calibração do Tamanho de um Pixel

Após posicionar a câmera e obter uma imagem nítida onde ambos os pontos contrastantes são visíveis, foi realizada uma calibração. O calibrador é apresentado na figura 27 :

Figura 27: Calibrador



Fonte: Elaborada pelo autor

Este calibrador é colocado no plano da câmera. Ele possui pontos pretos cujo tamanho é conhecido e que permitem determinar o tamanho de um píxel da nossa imagem observada, um procedimento que será realizado com a ajuda de um programa MATLAB. O princípio de funcionamento do programa MATLAB é calcular o deslocamento a partir da diferença de posição entre a agulha (referencial do substituto ósseo) e o ponto escuro marcado no implante (referencial do componente glenoidal) contabilizando quantos píxeis existem entre os dois pontos de referência e observando se existe diferença nessa distância ao longo do ensaio mecânico.

Neste ensaio temos uma resolução máxima da ordem do tamanho do pixel, qualquer deslocamento relativo menor que o tamanho de um pixel não será contabilizado pela máquina.

Observa-se que quando a diferença entre o ponto marcado na agulha e o ponto marcado na prótese é nula, isso não significa que não houve deslocamento total, uma vez que houve compressão, mas sim que ambos os pontos se moveram juntos, ou seja, o deslocamento relativo entre os dois pontos de referência é zero, caracterizando a ausência de afrouxamento da prótese.

Por fim, foi ajustado o conjunto de implante, substituto ósseo e câmera, como pode ser observado na figura 28.

Figura 28: Ajuste final para o ensaio mecânico



Fonte: Elaborada pelo autor

4. Definição das forças do ensaio mecânico

Para a seleção dos testes a serem realizados, foi considerado que uma força de 750 N era razoável, pois é uma força média aplicada no componente glenoidal na vida cotidiana.

Por exemplo, segundo Bergmann et al. (2011), um indivíduo de 83 Kg realizando um movimento rápido de elevação frontal com 2 Kg estaria realizando um esforço de até 120% do seu peso corporal, resultando em uma força de 976 Newtons. Já o mesmo indivíduo realizando o mesmo movimento porém de forma lenta e sem peso estaria realizando um esforço de cerca de 90% do seu peso corporal, resultando em um esforço de 732 Newtons.

Em seguida, uma segunda força de 1000 Newtons foi escolhida, pois poderia ser aplicada em uma situação extrema.

Por exemplo, ainda de acordo com Bergmann et al. (2011), um indivíduo de 83 Kg realizando um movimento de abdução lentamente com 2 Kg resultaria em um esforço de mais de 140% do seu peso corporal em sua articulação, resultando em um esforço de mais de 1140 Newtons.

Posteriormente, optou-se por realizar um teste cíclico, pois seria uma maneira de analisar quais são as consequências de um movimento repetitivo na prótese. Nesse caso, uma força de 750 Newtons foi escolhida devido à sua alta ocorrência, bem como uma força de 2000 Newtons em seguida para representar um caso extremo.

Para validar essa escolha de caso extremo é possível se basear nos resultados de Bergmann et al. (2011), onde ele apresenta que um outro indivíduo de 73 Kg, realizando um movimento lento de abdução com 2kg, resultando em uma força de até 200% do seu peso corporal, equivalente à mais de 1430 Newtons. Considerou-se que em um caso extremo esse peso poderia ser maior do que os 2 Kg, podendo chegar aos 2000 Newtons propostos.

Por fim, um teste estático de 1000 Newtons foi escolhido para ser realizado após cada teste cíclico, a fim de comparar os resultados entre o deslocamento dos pontos de referência antes e depois dos movimentos repetitivos. A organização e sequências dos experimentos está descrita :

A primeira experiência foi estática: foi aplicada uma carga de -750 N (a média durante um movimento diário) com uma velocidade de 10 mm/min e uma medição a cada 200 ms.

A segunda experiência tem quase os mesmos parâmetros, exceto que a carga é de -1000 N e uma medição é feita a cada 50 ms.

A terceira experiência é um teste cíclico com uma carga mínima de -750 N e uma carga máxima de -50 N. Aplicamos 1000 ciclos com uma medição a cada 200 ms e uma velocidade de 120 mm/min.

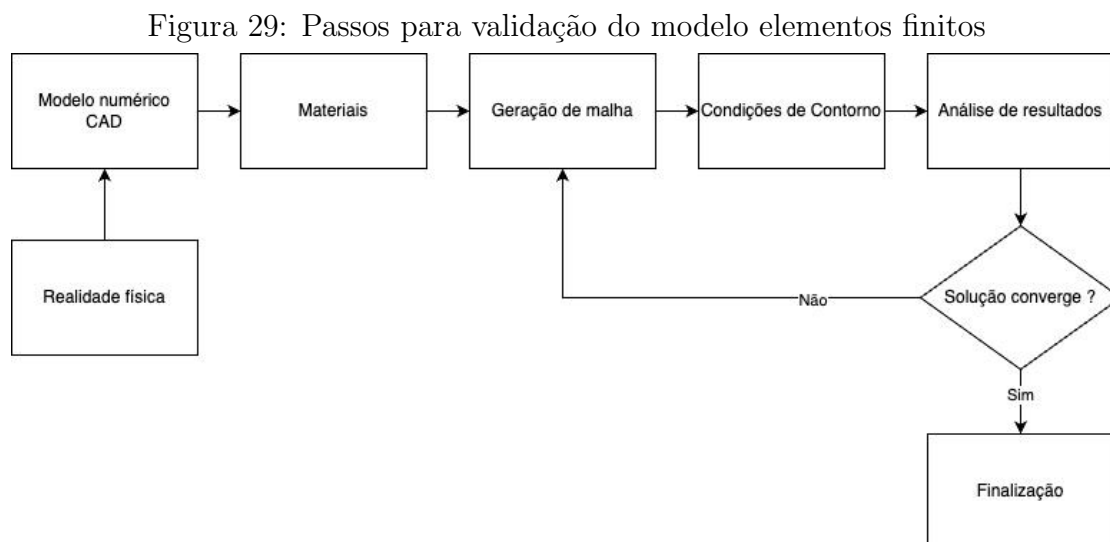
A quarta experiência foi para avaliar os efeitos do nosso ensaio cíclico. Foi realizado então novamente um carregamento estático de -1000 N com uma velocidade de 10 mm/min e uma medição é feita a cada 50 ms, com o objetivo de observar as mudanças em relação à segunda experiência.

Para a quinta experiência, foi realizado outro teste cíclico, mas desta vez a carga máxima é de -50 N e a carga mínima é de -2000 N.

E para avaliar os efeitos deste novo ensaio cíclico, teoricamente, seria realizado novamente um carregamento estático de 1000 N com uma velocidade de 10 mm/min para analisar as diferenças em relação à segunda e quarta experiência. No entanto, o implante se rompeu antes que o teste pudesse ser concluído.

3.2 Elementos finitos e validação numérica

Baseando-se na obra de Szabó and Babuška (2011), mais especificamente no capítulo de validação de um modelo em elementos finitos, e adaptando o esquema do autor para o presente trabalho, pode-se chegar ao esquema da figura 29, de autoria própria, que explica os passos adotados para validar o modelo numérico do componente glenoidal :



Fonte: Elaborada pelo autor

As etapas mostradas na figura 29 estão detalhadas a seguir :

1. Inicialmente, através de dados experimentais fornecidos por MAUREL and DIOP (2022) e que poderão ser consultados no capítulo 4.2, foi definida a variável de interesse para realizar o estudo de convergência do modelo numérico deste trabalho, assim como recomendado por Harish (2020). Desse modo, os resultados mostravam um deslocamento vertical de 0,325 milímetros de um ponto específico da prótese após ser submetida a um esforço de compressão de magnitude de 200 Newtons. Assim, o deslocamento foi escolhido como variável para o estudo de convergência.
2. Em seguida, o modelo numérico gerado por CAD foi configurado seguindo as propriedades dos materiais, fornecidas pelo catálogo da empresa Zortrax.S.A., no software ABAQUS.
3. O terceiro passo foi a geração da malha. Dois tipos de malha foram testado, C3D4 - tetraedro linear de 4 nós, e C3D10 - tetraedro quadrático de 10 nós.

Foi testado que outros tipos de malhas levariam muito tempo para finalizar o processamento ou não apresentavam convergência para o tamanho da discretização disponível na versão de estudante do software ABAQUS.

4. Posteriormente, na quarta foram testadas diferentes condições de contorno e as simulações foram realizadas.
5. O quinto passo consiste em analisar os resultados da simulação na etapa 4 e, de maneira iterativa, novas malhas e novas condições de contorno (passo 3 e passo 4) eram geradas afim de alcançar um resultado ótimo dentre as opções testadas, levando sempre em consideração uma análise de convergência da malha através do cálculo de um erro relativo, assim como proposto e realizado por Wahab et al. (2017).
6. Com a solução convergindo para um erro relativo abaixo de 3%, o método iterativo seria finalizado e o modelo numérico seria validado.

Os seis passos expostos anteriormente foram adotados seguindo uma metodologia iterativa, tentando buscar sempre um equilíbrio entre precisão de resultados e tempo de processamento, assim como feito nos trabalhos de Abdul Wahab et al. (2016) e Wahab et al. (2017). Entretanto, é importante salientar que algumas limitações, como a utilização da versão de estudante do software ABAQUS, estão presentes neste trabalho.

Ainda assim, os estudo de convergência para validação do modelo utilizá o método de refinamento do tipo h, em que o densidade da malha será aumentada progressivamente, assim como também foi realizado por Abdul Wahab et al. (2016) e Wahab et al. (2017).

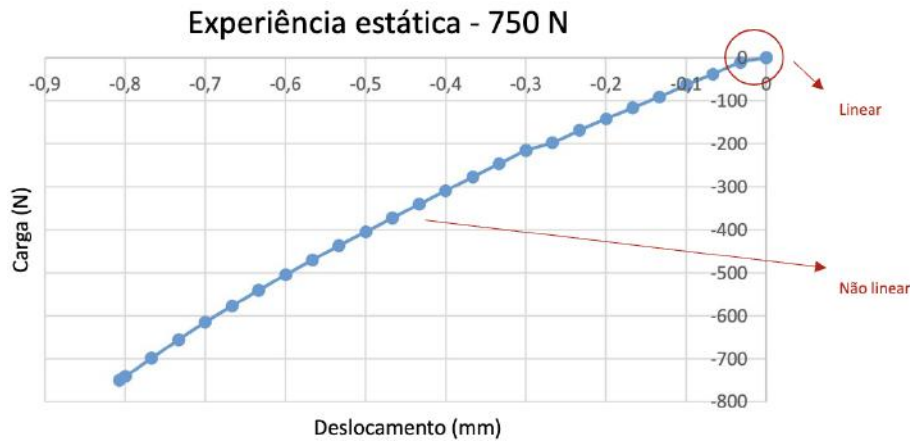
4 Resultados e Discussões

4.1 Curvas e resultados do ensaio mecânico por compressão

4.1.1 1° Experiência - estática com $F = -750\text{ N}$ e $v = 10\text{ mm/min}$:

As primeiras medições que foram obtidas mostram a evolução da carga em função do deslocamento. A curva apresenta dois comportamentos, no início podemos observar uma forma linear e depois a curva se torna não linear. Pode-se explicar essa forma porque se fosse apenas a prótese, a carga evoluiria linearmente com o deslocamento, e se fosse apenas o bloco de espuma, a carga evoluiria de forma não linear. Portanto, essa curva é uma combinação da reação da prótese e do bloco de espuma.

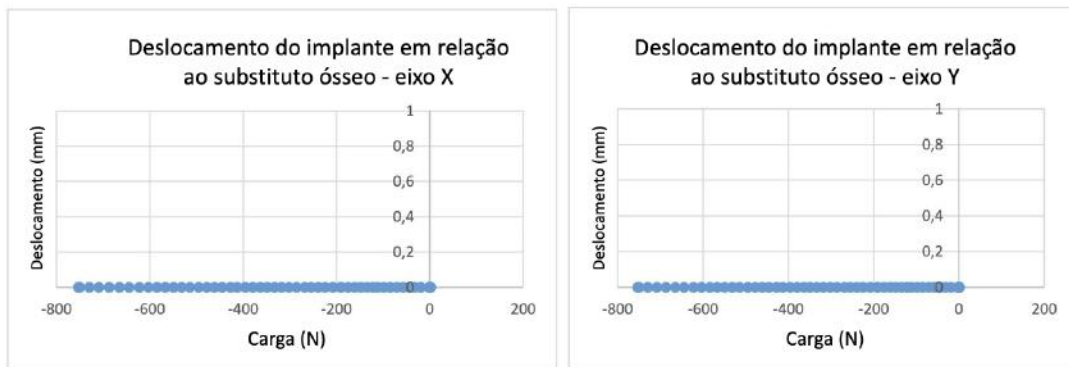
Figura 30: Carga vs deslocamento - Estático - 750 N



Fonte: Elaborada pelo autor

Com os resultados exportados para o Excel, nossa planilha foi adaptada para que ela retorne um valor zero quando a diferença entre os dois pontos de observação (ponto referencial do implante glenoidal e ponto referencial da agulha no substituto ósseo) for menor do que a resolução do tamanho de um pixel, caso contrário, ela retorna o valor observado. Essa resolução é de 0,019636 mm na direção x e 0,019721 mm na direção y. Contudo, devido à natureza do ensaio mecânico ser de compressão e na vertical, espera-se que, caso ocorra o fenômeno de afrouxamento, o valor observado ocorra no eixo y.

Figura 31: Deslocamento relativo - eixo X e Y - Estático (750 N)



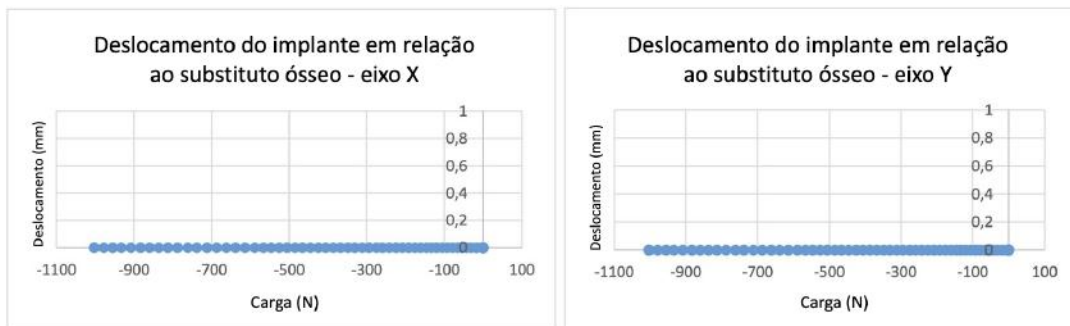
Fonte: Elaborada pelo autor

Após a modificação feita na nossa planilha, foi observado que não há movimento presente nem na direção x, nem na direção y. A prótese está firmemente fixada ao osso para cargas dessa magnitude. Isso já era esperado, visto que, de acordo com a literatura, o fenômeno de afrouxamento só ocorre após alguns anos e na maioria dos casos mais de 80% dos implantes duram mais do que 10 anos. Dessa forma, com uma força da magnitude de 750 Newtons, considerando que esse é um valor que pode ser solicitado diariamente, seriam necessários vários ciclos para que o fenômeno de afrouxamento pudesse ser observado.

4.1.2 2° Experiência - estática com $F = -1000\text{ N}$ e $v = 10\text{ mm/min}$:

Da mesma forma que no teste estático com -750N, foi obtido um deslocamento nulo no teste com -1000N (com uma redução para 0 se a diferença for menor que a resolução do tamanho de um pixel).

Figura 32: Deslocamento relativo - eixo X e Y - Estático (1000 N)

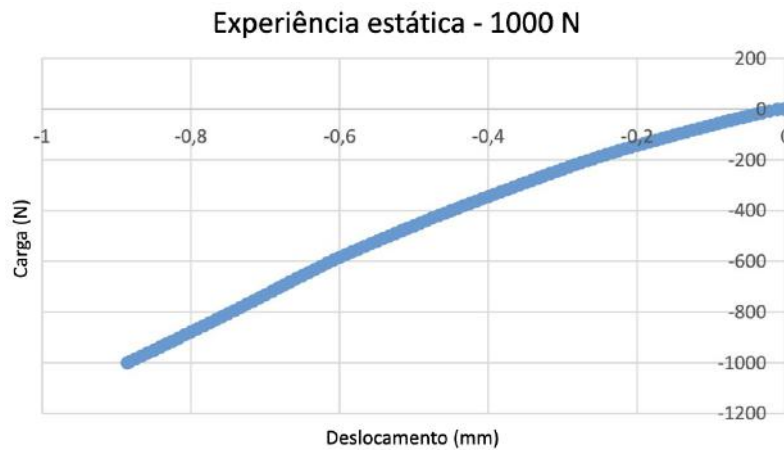


Fonte: Elaborada pelo autor

A prótese permanece firmemente fixada no osso mesmo ao aumentar a carga para 1000 Newtons. Da mesma forma como citado anteriormente, seria necessário

aumentar a carga e o número de ciclos para aumentar a probabilidade de ocorrência do fenômeno de afrouxamento.

Figura 33: Carga vs deslocamento - Estático - 1000 N

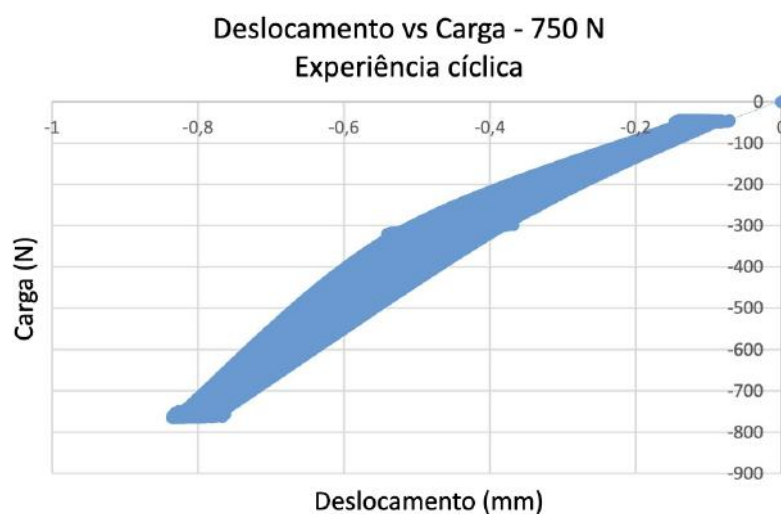


Fonte: Elaborada pelo autor

Da mesma forma que no teste com 750N, a curva apresenta dois comportamentos, inicialmente uma forma linear e depois a curva se torna não linear. Podemos explicar essa forma porque, se fosse apenas a prótese, a carga evoluiria linearmente com o deslocamento, e se fosse apenas o bloco de espuma, a carga evoluiria de forma não linear. Portanto, essa curva é uma combinação da reação da prótese e do bloco de espuma.

4.1.3 3° Experiência - cíclica com $F = -750\text{ N}$ e $v = 120\text{ mm/min}$:

Figura 34: Carga vs deslocamento - Cíclico - 750 N



Fonte: Elaborada pelo autor

Observou-se uma proporção entre o deslocamento e a carga. É possível notar o aumento não-linear do deslocamento em função da carga, entretanto esse aumento não apresenta nenhuma variação abrupta no deslocamento durante o ensaio cíclico, o que é explicado pela ausência de desprendimento, ruptura ou afrouxamento do implante.

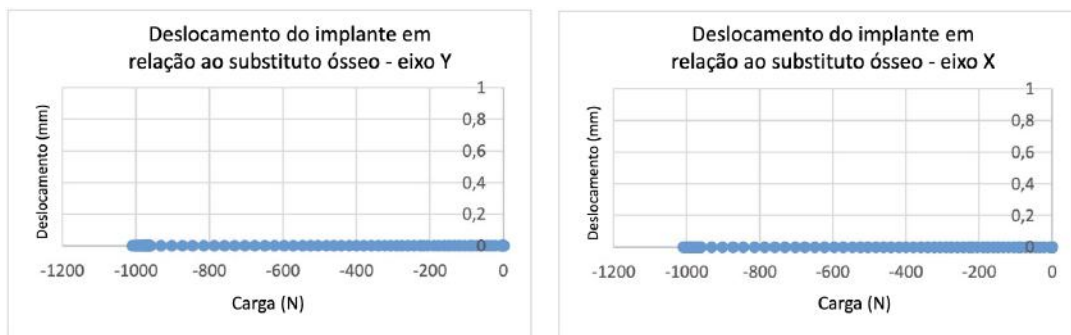
Por uma limitação do tempo em laboratório foi necessário limitar a quantidade de ciclos em 1000 ciclos. Entretanto se for levado em consideração que o fenômeno de afrouxamento seria observado a partir de 15 anos e considerando que um esforço dessa magnitude fosse realizado por um paciente 3 vezes ao dia (apenas uma estimativa de cálculo), poderia ser realizado o seguinte cálculo, em que N representa o número de ciclos. :

$$N = 3 \cdot 365 \cdot 15 = 16425 \quad (2)$$

Ou seja, 1000 ciclos foram insuficientes para observar o fenômeno de afrouxamento neste implante glenoidal. Mais estudos propondo ciclos maiores podem ser feitos afim de encontrar uma estimativa sobre a quantidade de ciclos necessários para que o fenômeno de afrouxamento ocorra.

4.1.4 4º Experiência - estática com $F = -1000 \text{ N}$ e $v = 10 \text{ mm/min}$:

Figura 35: Deslocamento relativo - eixo Y e X - Estático (1000 N)



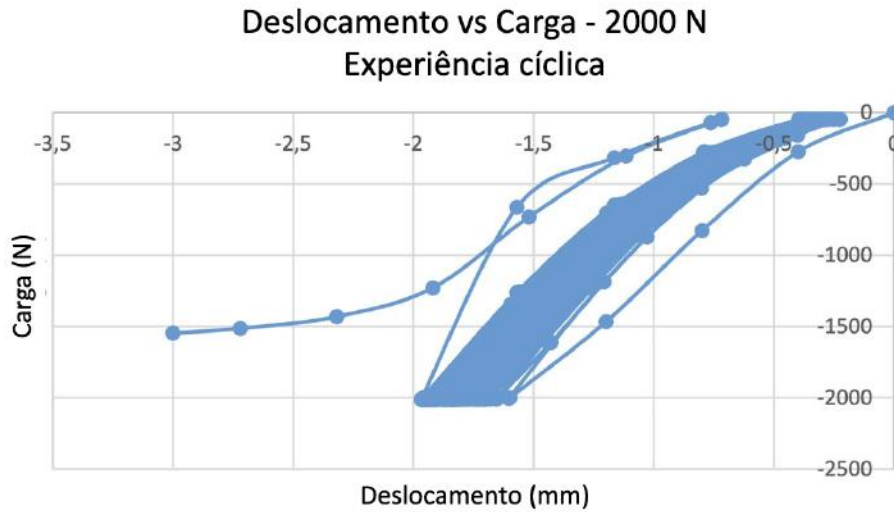
Fonte: Elaborada pelo autor

Observamos nenhuma alteração em comparação com o primeiro teste estático com $F = -1000 \text{ N}$. O teste cíclico realizado anteriormente tem, portanto, pouca influência devido à sua baixa carga e/ou ao baixo número de ciclos, razão pela qual foi realizado um segundo teste cíclico com uma carga maior, já que, devido

à limitações de tempo no laboratório, não foi possível propor um carregamento de ciclos maiores na prótese.

4.1.5 5° Experiência - cíclica com $F = -2000\text{ N}$ e $v = 120\text{ mm/min}$:

Figura 36: Carga vs deslocamento - Cíclico - 2000 N



Observa-se duas fases diferentes : uma primeira fase que se assemelha à curva de carga cíclica a 750N no conjunto prótese + substituto ósseo. E a segunda fase, que corresponde à carga que atinge um platô para uma carga de -1500N : carga em que ocorre a ruptura da prótese.

Figura 37: Rompimento da prótese após ensaio cíclico de 2000 N



Fonte: Elaborada pelo autor

A prótese então se rompeu durante o teste cíclico com uma carga de 2000N após 115 ciclos. Isso não permitiu obter informações sobre o afrouxamento da prótese. Isso também pode ter sido influenciado pelo material que foi utilizado, que não é semelhante ao utilizado na prática pelos cirurgiões. De fato, após discutir com os orientadores do laboratório, parece que a resina Zortrax, utilizada para fabricar a prótese deste estudo, reage de forma diferente com o PMMA (cimento entre o implante e o substituo ósseo), pois os materiais são semelhantes, podendo ocorrer uma fusão entre eles durante a polimerização, o que influenciaria os resultados.

Portanto, não foi possível realizar o teste estático após o teste cíclico de 2000 Newtons, o que teria permitido comparar o comportamento da prótese antes e depois do teste cíclico.

Com esses dados podemos afirmar que seria necessário aumentar a carga na prótese sem alcançar valores que danificam o componente glenoidal. Poderia ser aumentado a carga para, por exemplo, 900 Newtons, com um número de ciclos maior, no valor de 20000 por exemplo, aumentando as chances de se observar o fenômeno de afrouxamento sem que houvesse o rompimento do material da prótese.

4.2 Validação do modelo numérico do implante glenoidal

O objetivo desta etapa é realizar a modelagem com elementos finitos do nosso componente glenoidal, seguida da validação do modelo usando resultados experimentais. Para obter os resultados experimentais, usamos uma amostra de um componente glenoidal de prótese total anatômica feito de resina usando a técnica de manufatura aditiva.

Para a modelagem de elementos finitos, foi usado o software CAE ABAQUS, com base na geometria produzida anteriormente no software CATIA V5. Para criar o modelo de elementos finitos, primeiro escolhemos o material. Para isso, usamos um documento fornecido pelos responsáveis do estudo de caso, que continha informações sobre o material usado para fabricar nossa amostra experimental.

Figura 38: Propriedades e valores do material utilizado para a amostra do componente glenoidal

Mechanical Properties	Metric	Imperial
Tensile Strength	36 - 52 MPa	5220 - 7540 psi
Tensile Modulus	1.779 - 2.385 GPa	258 - 346 ksi
Elongation at Break	11 - 20%	11 - 20%
Flexural Strength	59 - 70 MPa	8560 - 10200 psi
Flexural Modulus	1.882 - 2.385 GPa	273 - 346 ksi
Izod Impact, Notched	44 - 49 J/m	0.824 - 0.918 ft-lb/in
Other Properties	Metric	Imperial
Viscosity	150 - 200 mPa·s	0.00313 - 0.00418 lbf-s/ft ²
Density	1.05 - 1.13 g	0.00232 - 0.00249 lb
Shrinkage	3.72 - 4.24%	3.72 - 4.24%
Shore Hardness (D)	88	88
Glass Transition Temperature	100° C	212° F
Hot Deformation Temperature	80° C	176° F

Fonte: Adaptado de Zortrax.S.A.

Os valores usados foram o módulo de Young = 2 Gpa, para o qual o valor de 2000 Mpa foi definido no software. Densidade = 1,1 g e coeficiente de Poisson = 0,46, semelhante ao de um polietileno.

Tabela 1: Valores e propriedades utilizados para modelizar o material

Propriedade	Valor
Modulo de Young	2000 [MPa]
Densidade	1.1 [g]
Coef. de Poisson	0.46

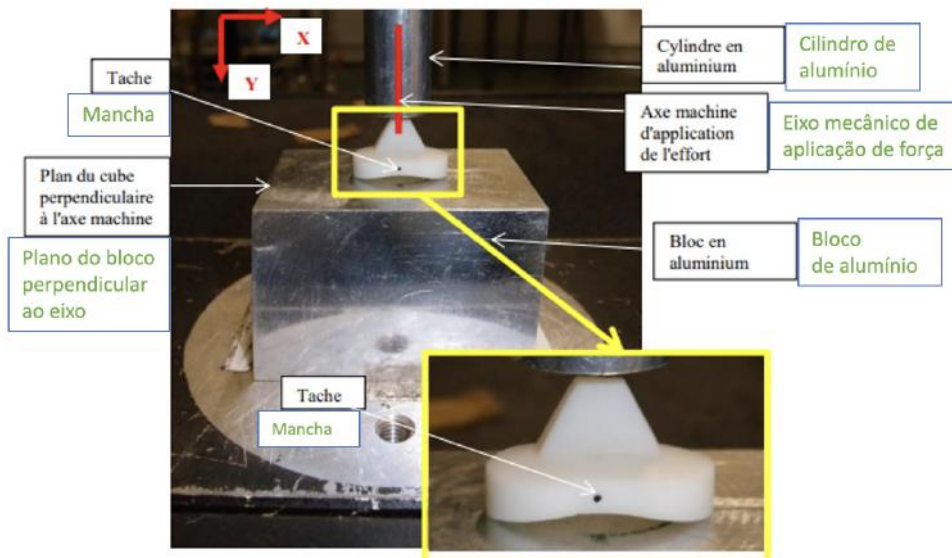
Fonte: Elaborada pelo autor

Para validar o modelo, foram usados os resultados experimentais fornecidos pelos docentes do caso de estudo. Por exemplo, de acordo com os resultados do experimento realizado por eles, com uma força de 200 N para baixo, foi encontrado um deslocamento vertical para baixo de 0,325 mm em um ponto específico do componente glenoidal, como pode ser visto na figura 39.

Posteriormente essa informação será usada para que seja possível validar o modelo através do método de elementos finitos, por meio do software de simulação ABAQUS.

A figura 39 possibilita a compreensão do experimento realizado para fornecer o valor de deslocamento vertical através da aplicação de uma força de compressão.

Figura 39: Experimento sob o componente glenoidal



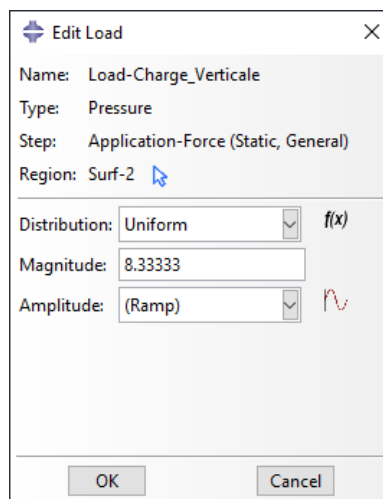
Fonte: Adaptado de MAUREL and DIOP (2022)

4.2.1 Características iniciais

Para iniciar a validação do modelo pelo método dos elementos finitos, primeiro foi necessário definir a força vertical realizada durante o experimento. Para isso, durante toda a evolução do modelo, foi utilizado uma força de tipo pressão aplicada na parte inferior do implante gleinoidal, como pode ser visto na figura 41. Essa força tinha como magnitude o valor de $8,33 \text{ N/mm}^2$, sob uma area de $6 \text{ mm} \times 4 \text{ mm}$, totalizando uma força de compressão de aproximadamente $199,92 \text{ N}$, que será utilizada como o valor de 200 N do experimento.

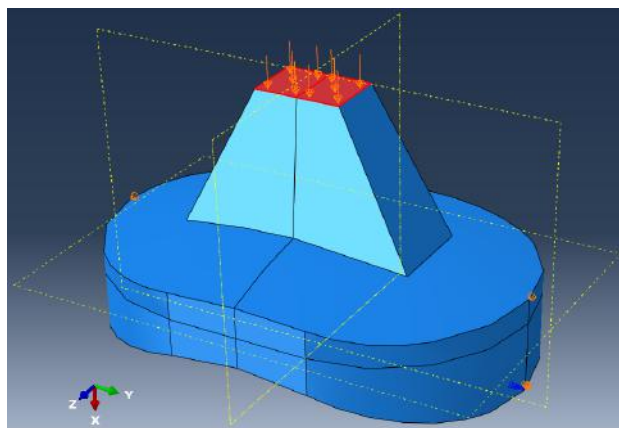
$$F = 8,33 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2} \cdot 6\text{mm} \cdot 4\text{mm} \approx 200\text{N} \quad (3)$$

Figura 40: Força do tipo pressão aplicada durante a evolução do modelo numérico



Fonte: Elaborada pelo autor

Figura 41: Representação da força de pressão aplicada no implante gleinoidal

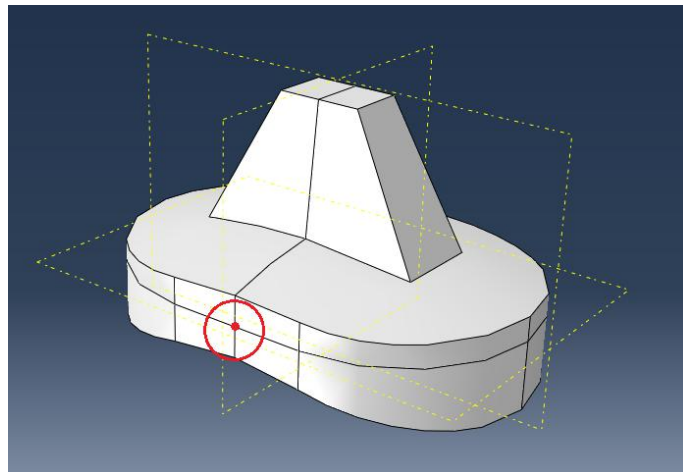


Fonte: Elaborada pelo autor

Em seguida, foram testadas algumas formas de fixação do modelo numérico e diferentes tipos de malhas para calcular as tensões e deformações no componente gleinoidal. Esses testes foram realizados à partir de um processo recursivo, através de diferentes tentativas, analisando sempre os resultados e buscando sempre a melhoria do modelo.

Além disso, outro ponto era importante para a validação do modelo conforme o experimento da figura 39: definir o ponto onde seria medido o deslocamento vertical devido à força de pressão aplicada. Assim, através das opções "Create Datum Plane" e "create Partition", foi possível particionar o modelo e definir o ponto de observação experimental.

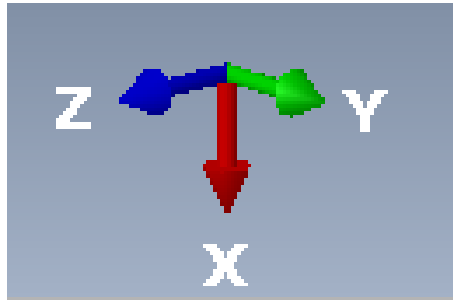
Figura 42: Primeiro particionamento criado no modelo EF - ponto de observação do deslocamento vertical em vermelho



Fonte: Elaborada pelo autor

É importante salientar que para o modelo numérico, o deslocamento de interesse do ponto apresentado na figura 42 será analisado no sentido positivo e na direção do eixo x. Esse referencial foi adotado no início do modelo e será importante durante a análise dos resultados. Dessa forma, será escolhida a visualização do deslocamento U na direção do eixo x, representado pelo acrônimo U1.

Figura 43: Direção de aplicação dos esforços : eixo X positivo no referencial do ABAQUS



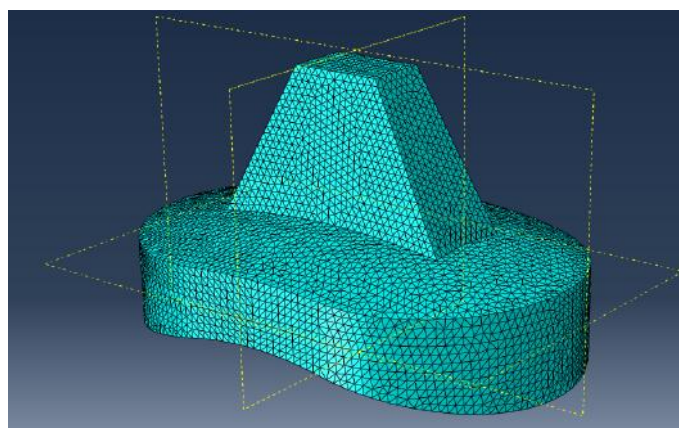
Fonte: Elaborada pelo autor.

A sequência de etapas a seguir demonstrará os passos seguidos para validação do modelo. As simulações que contribuíram para a evolução do modelo pelo método dos elementos finitos foram separadas em quatro partes progressivas principais, que evoluíram de modo recursivo ao longo das simulações.

4.2.2 Primeira simulação

Para a primeira simulação uma malha do tipo tetraédrica foi utilizada, onde os elementos eram do tipo "C3D4 : A 4-node linear tetrahedrom", com uma condição de contorno de fixação do tipo antisimétrica, anulando o deslocamento na direção do eixo X e na direção do eixo Z e anulando também a rotação ao redor do eixo Y.

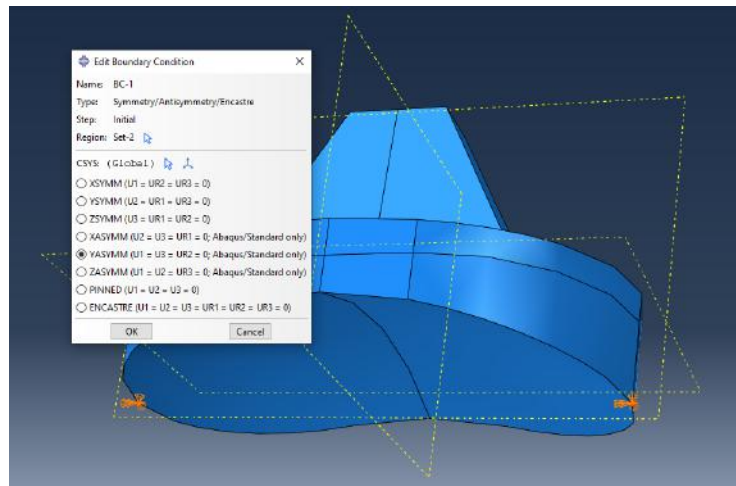
Figura 44: C3D4 Primeira malha utilizada - C3D4



Fonte: Elaborada pelo autor.

Para definir a condição de contorno, é possível observar na figura 45 que os dois principais pontos de contato do implante gleinoidal com a base da máquina de compressão foram fixados conforme a restrição YASYMM.

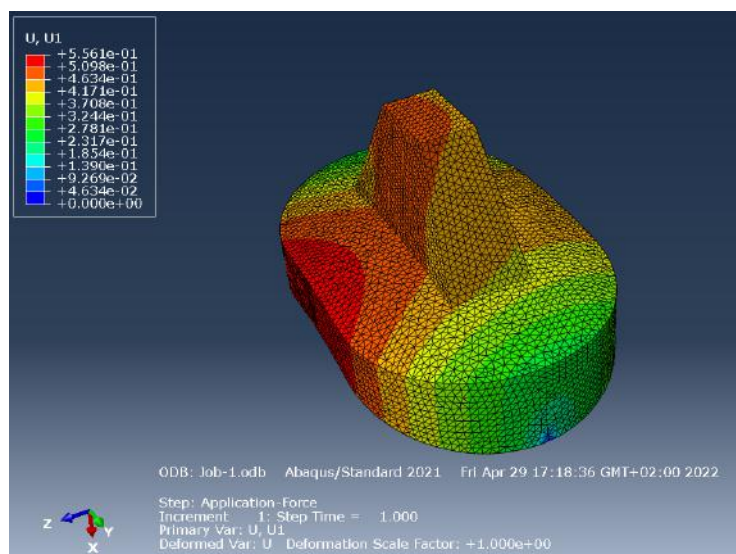
Figura 45: Primeira condição de contorno - fixação da base



Fonte: Elaborada pelo autor

Dessa forma, a partir dessas definições, foi possível realizar uma primeira simulação para analisar os resultados do modelo numérico e propor melhorias. O resultado pode ser observado na figura 46.

Figura 46: Resultados da primeira simulação



Fonte: Elaborada pelo autor

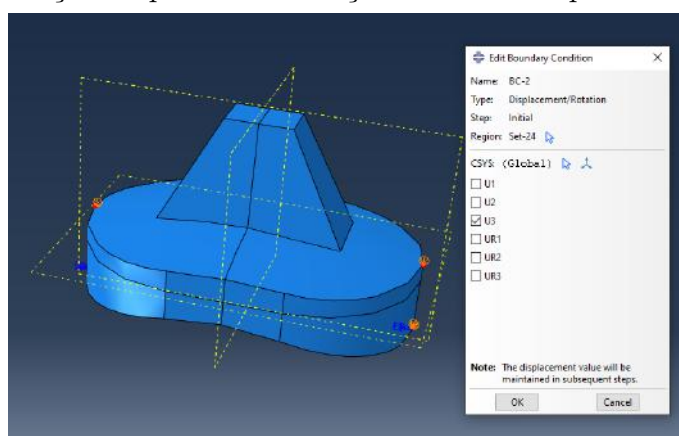
Após analisar esse resultado, torna-se evidente que não houve simetria durante o deslocamento vertical dos pontos observados no modelo numérico do implante gleinoidal. Efetivamente, é possível visualizar uma rotação ao redor do eixo Y, o que não representa bem o experimento para validação do modelo. Dessa forma, outras tentativas de simulações com diferentes condições de contorno foram realizadas.

4.2.3 Segunda simulação

Para a segunda simulação, a condição de contorno para restringir o modelo numérico foi modificada. Neste caso, uma fixação do tipo "deslocamento / rotação" foi adicionada, com o objetivo de limitar o movimento horizontal ao longo do eixo Z, a partir de dois pontos situados acima dos dois pontos de apoio iniciais, que se encontram no mesmo plano de simetria.

A figura 47 mostra a adição desses dois novos pontos, fixando o deslocamento / rotação para o eixo Z, representado pela sigla U3.

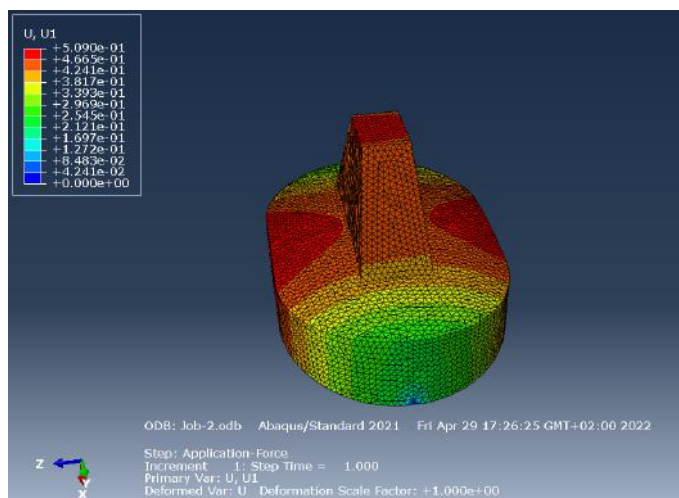
Figura 47: Modificação da primeira condição de contorno para a segunda simulação



Fonte: Elaborada pelo autor

Após as modificações, a simulação foi mais uma vez realizada e os resultados podem ser encontrados na figura 48 :

Figura 48: Resultado da segunda simulação



Fonte: Elaborada pelo autor

Dessa vez, é possível observar que as condições de contorno já são suficientes para representar de maneira satisfatória o deslocamento dos nós da nossa malha, isto é, é possível observar uma simetria em relação ao deslocamento dos pontos ao longo do eixo X positivo, representado pela sigla U1 na figura 48.

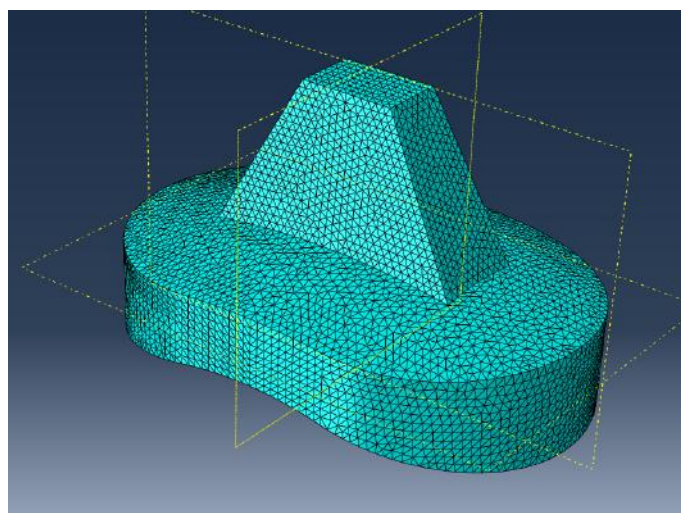
Entretanto, o valor de deslocamento obtido para o nosso ponto de referencial - definido anteriormente e podendo ser observado na figura 42 - continuava superior ao resultado experimental de 0,325 mm. Nesta simulação o resultado encontrado foi de 0,509 mm, longe do valor experimental, sendo portanto necessário evoluir o modelo a partir da proposição de outras modificações.

4.2.4 Terceira simulação

Nesta etapa, após definir de maneira satisfatória as condições de contorno, a malha do nosso modelo numérico foi alterada, com o objetivo de observar se poderia haver melhoria do modelo a partir das malhas disponíveis no software ABAQUS.

Para realizar a modificação da malha, o tipo tetraédrico linear foi alterado para o tipo tetraédrico quadrático. Mais precisamente, os elementos do tipo "C3D4 : um tetraedro linear de 4 nós" foram alterados para o tipo "C3D10 : um tetraedro quadrático de 10 nós". Com essa modificação foi observado um aumento significativo do tempo de resolução da simulação.

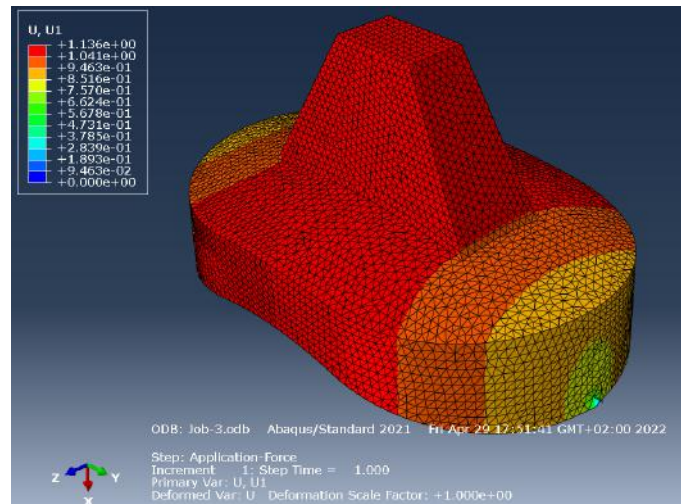
Figura 49: Segundo tipo de malha utilizada - C3D10



Fonte: Elaborada pelo autor

Após essa modificação a simulação foi realizada e o resultado obtido pode ser observado na figura 50.

Figura 50: Resultado da terceira simulação com a malha do tipo C3D10

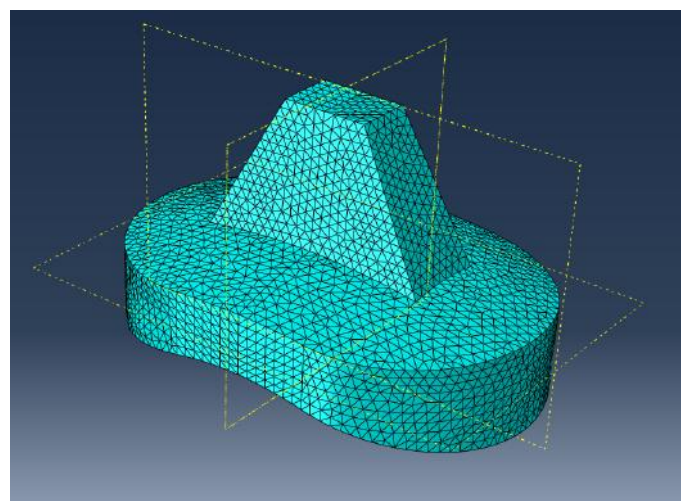


Fonte: Elaborada pelo autor

A partir dos resultados da simulação, um valor de deslocamento de 1,13 mm foi encontrado para o ponto de referência. Portanto, além de um valor menos exato em relação ao resultado experimental, a simulação também levou mais tempo para ser finalizada.

Entretanto, antes de descartar a malha, foi decidido que seria interessante mudar a espessura dos elementos da malha para verificar a convergência e tentar reduzir o problema de tempo de cálculo. Assim, o parâmetro "seed - Global size" foi alterado de 0,5 para 0,7.

Figura 51: Segundo tipo de malha utilizada - C3D10 - Seed Global size de 0,7



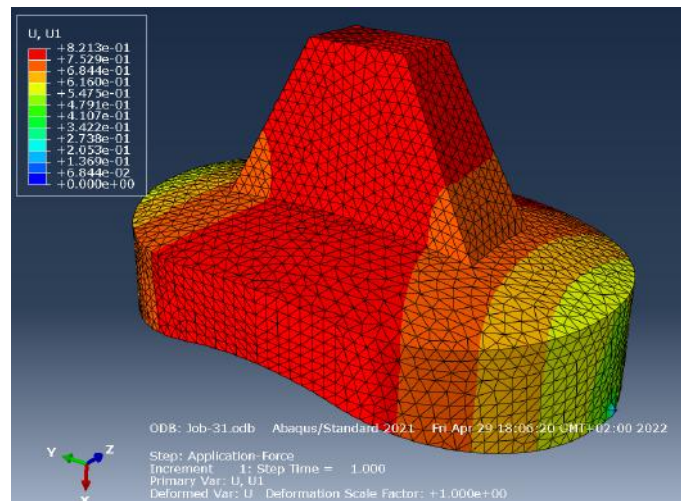
Fonte: Elaborada pelo autor

Entretanto, após realizar uma nova simulação, um valor de deslocamento de 0,821 mm foi encontrado para o nosso ponto de referência. Ou seja, esse resultado

mostra que esse tipo de malha não forneceria resultados precisos para nosso modelo caso fosse alterado o valor de espessura da malha. Isso porque com o aumento da espessura da malha, era esperado um afastamento do nosso valor numérico em relação ao experimental. O problema com o novo valor de 0,821 mm ser mais próximo do resultado experimental é que caso essa malha seja escolhida para continuar a melhoria do modelo numérico, será necessário realizar posteriormente uma análise da convergência da malha alterando sua espessura. Contudo, já é possível observar que uma malha mais fina levaria um tempo significativamente mais alto para serem calculados os esforços de tensão e deformação no nosso modelo, além de ser obtido um valor mais distante do resultado experimental.

A figura 52 mostra o resultado dessa nova simulação.

Figura 52: Resultado da terceira simulação com a malha do tipo C3D10 - seed Global size de 0,7



Fonte: Elaborada pelo autor

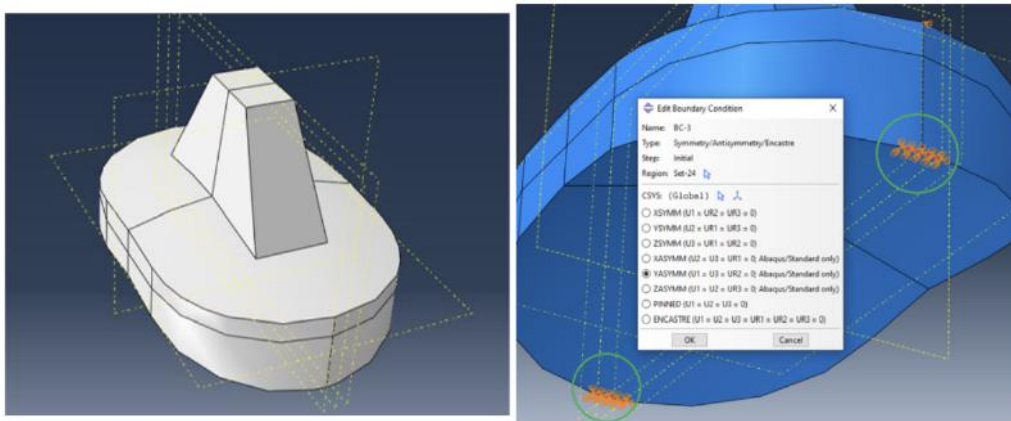
Por causa das observações citadas anteriormente, foi escolhido prosseguir as próximas simulações com a malha linear tetraédrica C3D4 utilizada durante as duas primeiras simulações. Essa alteração foi feita com o objetivo de verificar se poderíamos melhorar o nosso modelo e obter uma convergência nos cálculos da nossa malha independentemente da espessura escolhida, mas desta vez com a malha do tipo C3D4.

4.2.5 Quarta simulação

Para a quarta simulação, a malha linear tetraédrica C3D4 foi novamente utilizada, com o valor "seed Global size" igual à 0,5.

Com a finalidade de representar melhor o experimento, o modelo numérico foi particionado mais vezes para aumentar os pontos que representam o contato do componente gleinoidal com a base da máquina de compressão. Assim, conforme a figura 53 , pode-se observar que o modelo foi particionado com o auxílio de dois novos planos equidistantes de 1 mm do plano central, o que permitiu uma condição de contorno mais representativa em relação ao experimento físico real.

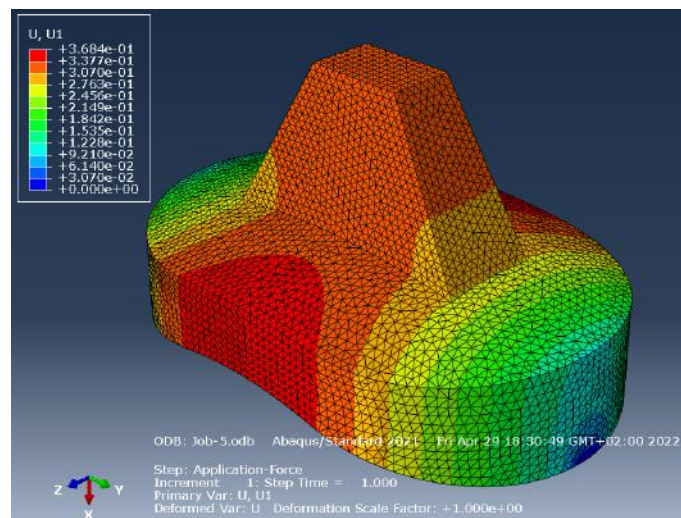
Figura 53: Novo particionamento e novos pontos de condição de contorno de fixação



Fonte: Elaborada pelo autor

Após a realização das modificações, uma nova simulação foi realizada :

Figura 54: Quarta simulação - segunda modificação das condições de contorno



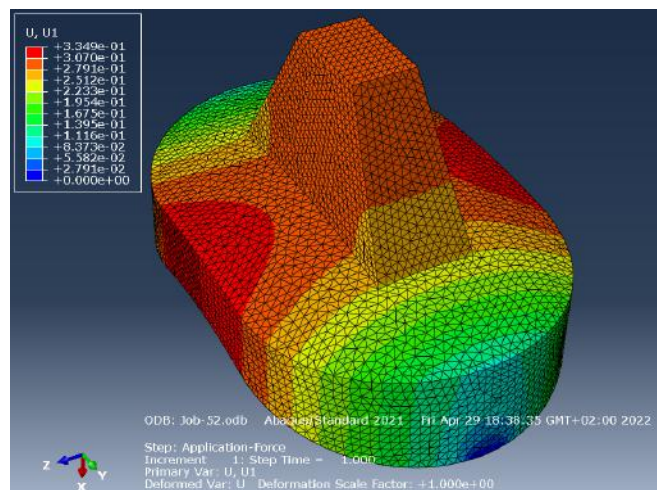
Fonte: Elaborada pelo autor

Desta vez, o valor de deslocamento do nosso ponto de referência foi de 0,368 mm, valor bem mais próximo do valor de referência do experimento físico real.

Para melhorar nosso modelo, com o auxílio de uma planilha no Excel[®], o erro relativo entre o deslocamento do ponto de referência do modelo numérico e o deslocamento do ponto de referência do modelo físico experimental foi calculado. Para isso, um método iterativo foi realizado a partir da alteração do módulo de elasticidade do material para cada nova simulação.

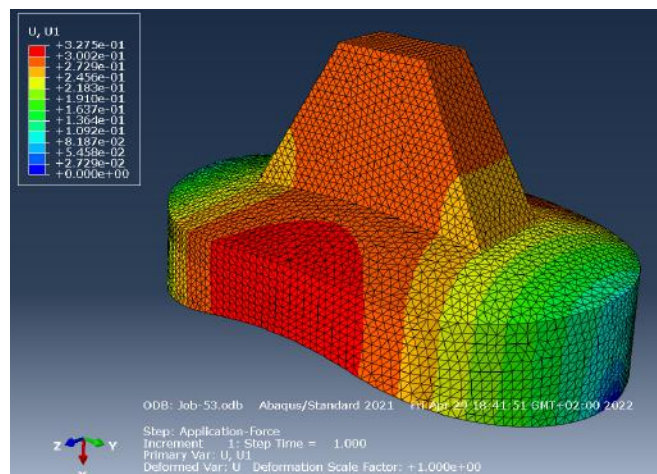
As figuras 55 e 56 mostram os resultados de cada uma dessas novas simulações realizadas de maneira iterativa modificando o módulo de elasticidade, e a tabela 2 resume esse processo iterativo com os resultados de interesse para analisar a qualidade do modelo numérico.

Figura 55: Quarta simulação - 1° modificação do módulo de Young para 2200 MPa



Fonte: Elaborada pelo autor

Figura 56: Quarta simulação - 2° modificação do módulo de Young para 2250 MPa



Fonte: Elaborada pelo autor

Tabela 2: Evolução do erro relativo com a alteração do módulo de elasticidade

	Evolução do erro relativo		
Módulo de Young [MPa]	2000	2200	2250
Valor Simulação Abaqus [mm]	0,3684	0,3349	0,3275
Valor Experimental [mm]	0,325	0,325	0,325
Erro relativo [%]	13,35 %	3,05 %	0,76 %

Fonte: Elaborada pelo autor

É possível constatar que após as duas tentativas, foi possível encontrar um erro relativo satisfatório de 0,76% para validar nosso modelo até a etapa atual, isto é, um erro relativo inferior à 1% em relação ao resultado do experimento físico real.

Este erro foi calculado pela seguinte fórmula :

$$Erro_relativo = \frac{\|Valor_do_modelo_numerico - Valor_experimental\|}{Valor_experimental} \quad (4)$$

4.2.6 Convergência da malha e análise dos resultados

Para concluir a fase de teste com esta malha, novas simulações foram realizadas com os mesmos parâmetros do último modelo, alterando apenas a finura da malha, com a finalidade de avaliar a convergência da malha do nosso modelo.

O tamanho da discretização (ou o tamanho dos elementos, descrito aqui como seed global size) e o número de elementos em uma malha estão interligados na análise por elementos finitos. A relação entre eles é a seguinte:

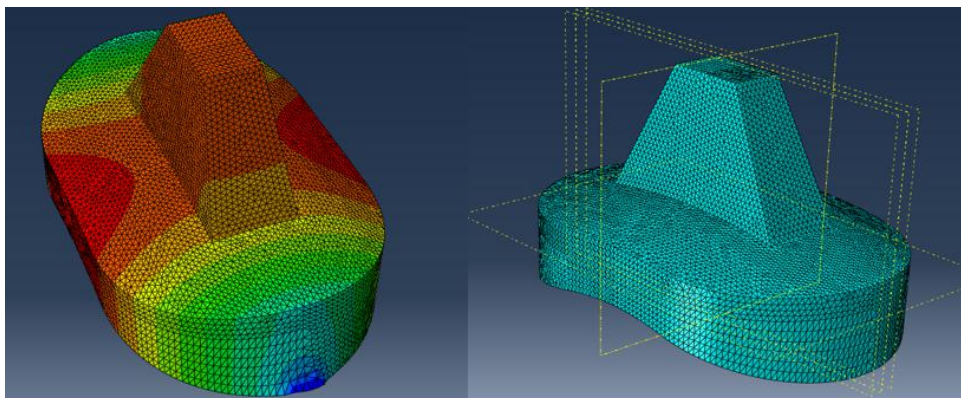
- **Tamanho dos Elementos (Seed Size):** O tamanho dos elementos refere-se ao tamanho dos elementos em que a geometria é dividida na malha. Quanto menor o tamanho dos elementos, mais fina é a discretização da geometria. Isso significa que a geometria é representada com mais detalhes, o que resulta em uma aproximação mais precisa da realidade.
- **Número de Elementos:** O número de elementos na malha é inversamente proporcional ao tamanho dos elementos. Ou seja, quanto menor o tamanho dos elementos, mais elementos serão necessários para preencher a mesma geometria. Isso significa que uma malha mais fina, com elementos menores, terá

um número maior de elementos se comparado com uma malha mais grossa, com elementos maiores. No entanto, à medida que o número de elementos aumenta, os cálculos computacionais podem se tornar mais intensivos, o que requer mais recursos de processamento.

Assim, para avaliar a convergência da malha, o parâmetro "seed - Global size" foi alterado de um valor de 5 para um valor de 0,42, e assim novas simulações foram realizadas. O valor de 0,42 foi escolhido devido às limitações da licença de estudante. No entanto, isso foi suficiente para alcançar um total de 243.141 elementos.

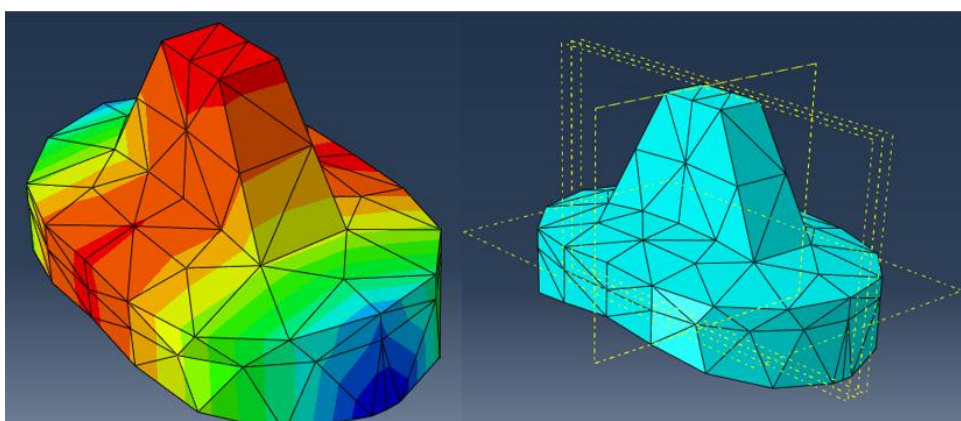
É possível ver uma representação entre a diferença na quantidade de elementos de uma malha discretizada com o tamanho dos elementos em 0,42 em comparação com uma de tamanho dos elementos em 5:

Figura 57: Malha com o parâmetro seed global size de 0,42



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 58: Malha com o parâmetro seed global size de 5



Fonte: Elaborada pelo autor.

Para cada valor de malha, foi registrado o número de elementos gerados na malha e o valor do deslocamento máximo encontrado. O valor do deslocamento máximo

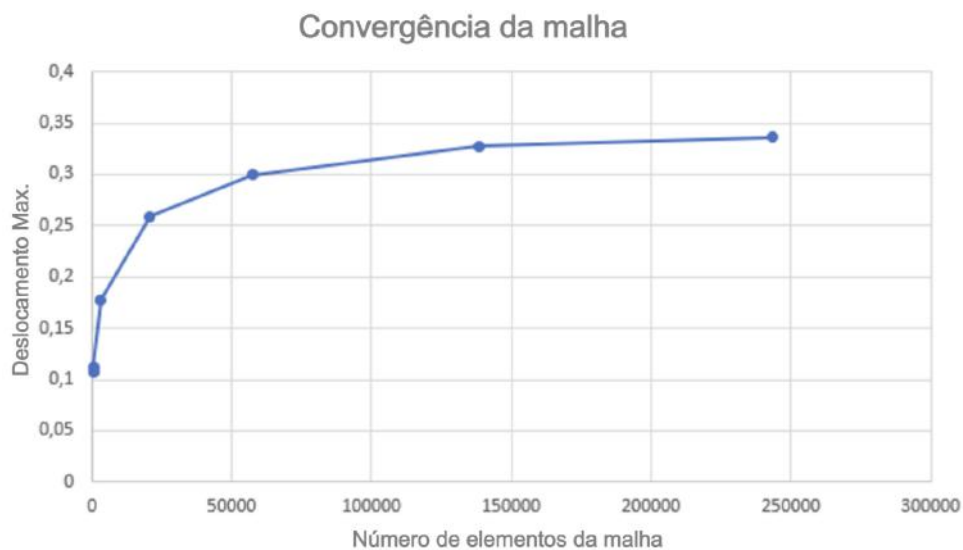
foi usado porque, em todos os casos, era o mesmo valor de deslocamento do nosso ponto de análise.

Tabela 3: Valores para convergência da malha

Convergência da malha		
Seed Size (Discretização)	Número de elementos	Deslocamento max.
5	358	0,1069
4	607	0,1123
2	3255	0,1778
1	20722	0,259
0,7	57397	0,2996
0,5	138619	0,3275
0,42	243141	0,3363

Fonte: Elaborada pelo autor

Figura 59: Gráfico da convergência da malha



Fonte: Elaborada pelo autor.

Dessa forma, ao calcular o erro relativo entre o deslocamento da malha de tamanho 0,5 e o deslocamento da malha de tamanho 0,42, podemos encontrar um valor de 2,68%. Esse valor estaria dentro de um erro aceitável de 3%.

$$Erro_relativo = \frac{\|0,3275 - 0,3363\|}{0,3275} = 2,68\% \quad (5)$$

Isso significa que podemos considerar que a partir de uma discretização de tamanho 0,5, ou seja, 138.619 elementos, nossa malha já está convergindo.

Além disso, ao analisar o valor do deslocamento com um tamanho de malha de 0,42, encontramos um novo erro relativo em relação ao valor experimental. No início da validação deste modelo foi dito que o valor do deslocamento do ponto obtido experimentalmente foi de 0,325 mm. Assim podemos calcular o erro relativo como :

$$Erro_relativo = \frac{\|0,325 - 0,3363\|}{0,325} = 3,48\% \quad (6)$$

Esse novo erro é de 3,48% e o deslocamento do ponto foi maior do que 0,325 mm, o que significa que nosso modelo é menos rígido do que o modelo experimental. Assim, é possível aumentar um pouco mais o valor do módulo de Young do nosso modelo, uma vez que não atingimos o valor máximo previsto do material de 2385 GPA, mostrado na figura 38, uma vez que nosso modelo foi calculado à partir de um módulo de Young de 2250.

5 Conclusões

Este capítulo busca resumir o trabalho desenvolvido neste trabalho lembrando os objetivos traçados e concentrando o foco nos resultados obtidos, nas limitações encontradas e nos principais pontos de melhorias para estudos futuros na mesma área.

5.1 Principais conclusões

5.1.1 Ensaio mecânico cíclico

Durante o ensaio mecânico cíclico, foi possível observar como se comporta o deslocamento do conjunto prótese + substituto ósseo (espuma) + cimento, em relação à carga aplicada. A presença de uma parte linear e uma parte não-linear na curva Carga VS Deslocamento já era esperada.

Entretanto, por causa da escolha do procedimento adotado, não foi possível observar o fenômeno de afrouxamento da prótese, sendo necessários mais do que 1000 ciclos de uma carga de compressão de 750 Newtons para causar problemas de afrouxamento. Isso está de acordo com a teoria introdutória apresentada neste trabalho, pois uma grande parte das próteses totais anatômicas (mais de 80%) estudadas nas revisões médicas não apresentavam problemas de afrouxamento mesmo após 15 anos.

Observou-se também que, no caso do material estudado, ultrapassar 1500 Newtons de compressão cíclica com o objetivo de forçar o aparecimento do fenômeno de afrouxamento não levou a resultados conclusivos, uma vez que a ruptura da prótese ocorreu antes mesmo de 1000 ciclos (a ruptura ocorreu com 115 ciclos com uma força cíclica de compressão no valor de 2000 Newtons). Dessa forma o ideal seria manter uma carga menor e recorrente no dia a dia de pacientes (800 Newtons por exemplo), aumentando consideravelmente os ciclos do ensaio (para mais de 20000 ciclos por exemplo).

5.1.2 Validação do modelo em elementos finitos

A partir do conhecimento adquirido nesta etapa do trabalho, foi possível analisar como ocorre o processo de validação de um modelo por elementos finitos, e foi possível realizar uma reflexão crítica sobre como as condições de contorno afetam nosso modelo numérico e como os resultados variam em função dos parâmetros da malha em análise.

A análise dos resultados permite concluir que o modelo foi validado em relação à convergência da finura da malha. Tanto o valor experimental quanto o valor fornecido pela simulação no Abaqus apresentaram um erro relativo inferior à um por cento (1%), considerando um valor de malha (Seed Global Size) de 0,5.

Observou-se que ainda era possível aumentar o valor do módulo de Young, uma vez que o limite máximo (2385 GPa) previsto pela figura 38 não foi alcançado, já que nosso modelo ainda se encontrava com um módulo de Young de 2250.

5.2 Principais limitações

O tempo para validar os modelo numérico em elementos finitos bem como o acesso apenas à versão estudantil do ABAQUS podem ser vistas como uma das principais limitações na parte do estudo computacional. A grande demanda de processamento computacional limitou o uso de outros tipos de malha.

Neste estudo apenas o ensaio de compressão foi utilizado para validar o modelo numérico, entretanto alguns outros ensaios multiparamétricos, como demonstrado por Maurel et al. (2005), poderiam ser realizados para aumentar a confiabilidade do modelo e melhor caracterizar o seu comportamento numérico.

No ensaio mecânico cíclico dois pontos de melhoria foram identificados. O primeiro se concentra na possibilidade de haver reação entre a resina Zortrax da nosso elemento de estudo com o cimento PMMA utilizado. Neste caso o ideal seria utilizar um material próximo ou igual ao de próteses reais (UHMWPE) para que não haja potenciais reações que poderiam influenciar o nosso estudo.

O segundo ponto foi a pequena quantidade de ciclos necessários para que fosse observado o fenômeno de afrouxamento. Devido às limitações de tempo não foi possível aumentar a quantidade de ciclos sob o elemento de estudo. Isso pode influenciar os resultados e dificultar a observação do fenômeno de afrouxamento.

5.3 Recomendações para estudos futuros

As principais recomendações estão diretamente relacionadas com as limitações supracitadas.

A primeira recomendação seria utilizar uma prótese real feita em UHMWPE para a realização dos ensaios mecânicos cíclicos, com o objetivo de reduzir as chances de reações químicas entre as superfícies de contato.

Para melhorar o ensaio mecânico, como citado durante o capítulo sobre os resultados e discussões, o ideal seria aumentar levemente os esforços sob a prótese e aumentar consideravelmente a quantidade de ciclos. O ideal seria tentar estimar a quantidade de ciclos que representa um ano e tentar extrapolar esse valor para até duas décadas e observar o comportamento da prótese.

Para melhorar o modelo numérico, a aquisição de uma licença profissional seria interessante, bem como a realização das simulações em processadores com maior poder computacional.

Sobre a simulação, outros pontos de melhoria também são previstos : modelar o substituto ósseo, o cimento cirúrgico e o componente glenoidal em conjunto poderia ser interessante para ter uma representação mais fiel ao que ocorre na vida real em pacientes com a prótese total anatômica. Essa modelagem numérica de todos os componentes poderia ser utilizada em um ensaio cíclico numérico para tentar simular uma quantidade de ciclos equivalente aos esforços de duas décadas e observar em quanto tempo ocorre o afrouxamento nesse caso dentro do software.

Uma vez que essa modelagem fosse obtida de maneira satisfatória, outras geometrias de fixação poderiam ser propostas aos componentes glenoidais, tentando analisar quais delas apresentariam menos taxas de afrouxamento ao longo dos ciclos na simulação.

Referências Bibliográficas

- A. H. Abdul Wahab, M. R. Abdul Kadir, T. Kamarul, M. N. Harun, and A. Syahrom. Analysis on stress and micromotion on various peg fixation at glenoid implant. *Tribology-Materials, Surfaces & Interfaces*, 10(1):26–32, 2016.
- C. Anglin, U. P. Wyss, and D. R. Pichora. Mechanical testing of shoulder prostheses and recommendations for glenoid design. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 9(4):323–331, 2000.
- Á. F. Azevedo. Método dos elementos finitos. *Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto*, 1(7), 2003.
- R. Begum and J. Candal-Couto. (iii) total shoulder arthroplasty. *Orthopaedics and Trauma*, 29(5):297–304, 2015.
- G. Bergmann, F. Graichen, A. Bender, A. Rohlmann, A. Halder, A. Beier, and P. Westerhoff. In vivo gleno-humeral joint loads during forward flexion and abduction. *Journal of biomechanics*, 44(8):1543–1552, 2011.
- A. S. Costa and A. I. S. V. da Costa. A artroplastia no tratamento da omartrose.
- V. T. Deore, E. Griffiths, and P. Monga. Shoulder arthroplasty—past, present and future. *Journal of Arthroscopy and Joint Surgery*, 5(1):3–8, 2018.
- T. J. Fox, A. Cil, J. W. Sperling, J. Sanchez-Sotelo, C. D. Schleck, and R. H. Cofield. Survival of the glenoid component in shoulder arthroplasty. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 18(6):859–863, 2009.
- D. M. Geraldès, U. Hansen, and A. A. Amis. Parametric analysis of glenoid implant design and fixation type. *Journal of Orthopaedic Research*, 35(4):775–784, 2017.
- A. Harish. What is convergence in finite element analysis. *Simscale. come*, 2020.
- J.-F. Kempf. Les prothèses d’épaule: résultats à moyen et long terme. *Bulletin de l’Académie Nationale de Médecine*, 202(5-6):1087–1100, 2018.
- C. Lévigne, P. Lacroix, and J. Garret. La prothèse d’épaule en 2010: prothèse anatomique ou prothèse inversée? indications et contre-indications. *Revue du Rhumatisme monographies*, 77(3):195–200, 2010.

- N. MAUREL and A. DIOP. Be ed3 prothèse d'épaule. Technical report, Arts et Métiers PARISTECH, 2022.
- N. Maurel, A. Diop, and J. Grimberg. A 3d finite element model of an implanted scapula: importance of a multiparametric validation using experimental data. *Journal of biomechanics*, 38(9):1865–1872, 2005.
- E. Neri. Lesão do manguito rotador do ombro. URL <https://dreduardoneri.com.br/lesao-do-manguito-rotador-do-ombro/>.
- R. S. Page, V. Pai, K. Eng, G. Bain, S. Graves, and M. Lorimer. Cementless versus cemented glenoid components in conventional total shoulder joint arthroplasty: analysis from the australian orthopaedic association national joint replacement registry. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 27(10):1859–1865, 2018.
- C. H. Ramos, J. S. Sallum, R. L. Sobania, L. G. Borges, W. C. Sola Junior, and L. Y. P. Ribeiro. Resultados do tratamento artroscópico das rupturas do manguito rotador. *Acta Ortopédica Brasileira*, 18:15–18, 2010.
- J. Sarah, G. Sanjay, S. Sanjay, A. Carolyn, R. Emery, A. Andrew, and H. Ulrich. Failure mechanism of the all-polyethylene glenoid implant. *Journal of biomechanics*, 43(4):714–719, 2010.
- B. Szabó and I. Babuška. *Introduction to finite element analysis: formulation, verification and validation*, volume 35. John Wiley & Sons, 2011.
- A. H. A. Wahab, M. R. A. Kadir, M. N. Harun, T. Kamarul, and A. Syahrom. Number of pegs influence focal stress distributions and micromotion in glenoid implants: a finite element study. *Medical & biological engineering & computing*, 55:439–447, 2017.
- A. Welsher, C. Gohal, K. Madden, B. Miller, A. Bedi, B. Alolabi, and M. Khan. A comparison of pegged vs. keeled glenoid components regarding functional and radiographic outcomes in anatomic total shoulder arthroplasty: a systematic review and meta-analysis. *JSES Open Access*, 3(3):136–144, 2019.
- W. J. Willems. History of shoulder arthroplasty. *Journal of Arthroscopy and Joint Surgery*, 8(1):2–6, 2021.

Zortrax_S.A. Technical data sheet. URL https://cf.zortrax.com/wp-content/uploads/2018/11/Zortrax_Resin_Basic_WhiteIvoryGrey_Technical_Data_Sheet_eng.pdf.