



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CAMPUS FLORIANÓPOLIS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

Arthur Paiva Grimaldi Santos

Análise Experimental da Migração de Hastes de Próteses de Quadril Cimentadas

FLORIANÓPOLIS

2019

Arthur Paiva Grimaldi Santos

Análise Experimental da Migração de Hastes de Próteses de Quadril Cimentadas

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Santa Catarina para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Orientador: Prof. Carlos Rodrigo de Mello Roesler, Dr. Eng.

Florianópolis

2019

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor,
através do Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária da UFSC.

Santos, Arthur Paiva Grimaldi

Análise experimental da migração de hastes de próteses de
quadril cimentadas / Arthur Paiva Grimaldi Santos ;
orientador, Carlos Rodrigo de Mello Roesler, 2019.
117 p.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Santa
Catarina, Centro Tecnológico, Programa de Pós-Graduação em
Engenharia Mecânica, Florianópolis, 2019.

Inclui referências.

1. Engenharia Mecânica. 2. Análise de Migração. 3. Prótese
cimentada. 4. Biomecânica do Quadril. I. Roesler, Carlos
Rodrigo de Mello. II. Universidade Federal de Santa
Catarina. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.
III. Título.

Arthur Paiva Grimaldi Santos

Análise Experimental da Migração de Hastes de Próteses de Quadril Cimentadas

O presente trabalho em nível de mestrado foi avaliado e aprovado por banca examinadora composta pelos seguintes membros:

Prof. Edison da Rosa, Dr. Eng.
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof. Daniel Araujo Fernandes, Dr.
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof. Daniel Alejandro Ponce Saldias, Dr. Eng.
Universidade Federal de Santa Catarina

Certificamos que esta é a **versão original e final** do trabalho de conclusão que foi julgado adequado para obtenção do título de mestre em Engenharia Mecânica.

Prof. Jonny Carlos da Silva, Dr. Eng.
Coordenador(a) do Programa

Prof. Carlos Rodrigo de Mello Roesler, Dr. Eng.
Orientador(a)

Florianópolis, 26 de Dezembro de 2019.

Este trabalho é dedicado à minha mãe.

AGRADECIMENTOS

Os agradecimentos principais são direcionados ao meu caro orientador, Professor Rodrigo, sinto que após anos de trabalho em conjunto adquiri mais do que um tutor, mas um amigo para a vida toda.

Agradeço também a todo o programa de Pós Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Santa Catarina pela oportunidade da vaga e paciência. Especialmente ao coordenador Professor Jonny da Silva e aos professores da minha área de concentração, Professores Edison da Rosa e Eduardo Fancello.

À minha família pela paciência e compreensão nesta caminhada.

À minha namorada Luiza Badura e sua família pelo apoio e torcida.

Aos meus amigos Otávio Pinto, Ruben Acevedo, Gabriel Bertoli, César Stupp e André Ceravolo pela inspiração.

Ao Professor Daniel Fernandes pelos conselhos e ajuda direta no trabalho.

Ao Dr. André Luiz Pizzolatti pelo apoio e incentivo.

Aos colegas de laboratório Leonardo Piedade, Luciano Fontes, Luiza Lessa, Michele Barreto, Lucas Azambuja e Izabelle Grindi. Especialmente à Allan Assad, Douglas Lunkes e Vinícius Oliveira pela ajuda no trabalho.

Aos Professores do laboratório, Dr. Ari e Dra. Patricia.

Ao LEBm pela estrutura de alta qualidade e seus colaboradores.

À Cimtech pelo material fornecido.

“Não é nossa função controlar todas as marés do mundo, mas sim fazer o que pudermos para socorrer os tempos em que estamos inseridos, erradicando o mal dos campos que conhecemos, para que aqueles que viverem depois tenham terra limpa para cultivar. Que tempo encontrarão não é nossa função determinar.”

(J.R.R. Tolkien)

RESUMO

A avaliação pré-clínica precisa da estabilidade inicial de novos *designs* de hastes de quadril cimentadas usando testes *in vitro* é um passo importante no processo de desenvolvimento destes dispositivos médicos. A migração de próteses de quadril está relacionada com falhas prematuras, como por exemplo, solturas assépticas. Vários sistemas de medições, a maioria baseados em transdutores de deslocamento variável linear, já foram elaborados, porém seu uso é complexo e caro. Nesse trabalho foi elaborado um protocolo experimental de medição alternativo baseado em câmeras estereoscópicas que não exigem contato com o sistema medido. Essas câmeras analisam o deslocamento de corpo rígido no espaço tridimensional e geram dados de translações e rotações relativas. Também foi projetado, analisado e fabricado um dispositivo capaz de aplicar cargas mais similares às curvas de carregamento levantadas clinicamente. Os resultados preliminares indicaram que os dados de migração sofreram interferência proveniente do fenômeno da fluência dos materiais viscoelásticos que compõem o corpo de prova. Para superar esse problema, foi elaborado um protocolo para minimizar esses efeitos. A validação do protocolo por meio de estudos estatísticos dos resultados indicou que, para a subsidência do implante, movimento de maior interesse, foi obtido um resultado de 0,245 mm com valor de p de 0,026. Alguns movimentos de migração não apresentaram resultados estatisticamente significativos.

Palavras-chave: Análise de Migração. Prótese cimentada. Biomecânica do Quadril.

ABSTRACT

Precise Pre-clinical evaluation of the initial stability of new cemented hip prosthesis using *in vitro* tests is an important step in the design process to assess the potential of new implants. Hip prosthesis migrations are related to premature failures, such as aseptic loosening. Several measurement systems, mostly based on linear variable displacement transducers, have already been developed, but these can easily become complex and expensive. In this work an alternative measurement protocol based on stereoscopic cameras that do not require rigid installation was developed. These cameras analyze rigid body displacement in three-dimensional space and generate relative rotation and translation data. A device capable of applying loads more similar to the clinically profiles than those found in the literature was also elaborated. The migration data suffered interference from the creep phenomenon of the viscoelastic materials that compose the specimen, a protocol was elaborated to minimize these effects. The protocol validation by way of statistical studies of the results indicated that for the subsidence of the implant, which is the subject of main interest, a result of 0.245 mm with p-value of 0.026 was obtained. Some stem migration movements did not present statistically significant results.

Keywords: Migration Analysis. Cemented prosthesis. Hip Biomechanics.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Diagrama esquemático de uma substituição artificial do quadril. O agente de fixação pode fazer parte do sistema, no caso de próteses cimentadas, ou não fazer parte do sistema, no caso de próteses sem cimento.	31
Figura 2 – Causas de falhas detectadas nos registros suecos de explantes de 2017.	32
Figura 3 – Evidência clínica da subsidência.	33
Figura 4 – Magnitude e perfil de forças durante atividades variadas. Dados para um indivíduo com peso corporal de 750 N.	35
Figura 5 – Magnitude e perfil do momento durante atividades variadas. Dados para um indivíduo com peso corporal de 750 N.	36
Figura 6 – Região de ligação dos tendões dos músculos piriforme, glúteo médio e glúteo mínimo.	36
Figura 7 – Ação combinada da força muscular trativa no trocânter maior (F_T) e a força de contato compressivo na cabeça do fêmur (F_H) que agem, de modo a produzir a torção do eixo femoral.	37
Figura 8 – Distribuição tridimensional da força de contato resultante durante o ciclo da marcha com muleta. Os comprimentos das linhas indicam a magnitude da força.	38
Figura 9 – Diferença na migração para hastes ásperas e polidas, nota-se a migração mais exacerbada para o segundo tipo, a qual ocorre de forma escalonada.	41
Figura 10 – Diagrama demonstrando como a dinâmica dos carregamentos provocam a subsidência das hastes do tipo <i>force-closed</i>	42
Figura 11 – Representação de uma molécula de PMMA.	43
Figura 12 – Fluência à 40 °C e 10 MPa, experimental (quadrado) e modelo matemático (linha contínua).	44
Figura 13 – Efeito da densidade (ρ) na fluência. Teste realizado por Treharne e Brown (1975) com uma tensão compressiva (σ) de aproximadamente 62 MPa e temperatura de 26,1 °C	44
Figura 14 – Curva tensão–deformação para o PMMA puro em diferentes temperaturas	45
Figura 15 – Esquema dos mecanismos de adesão: (a) adsorção, (b) difusão, (c) ancoramento mecânico e (d) eletrostático.	46
Figura 16 – Esquema do processo de adesão por atração eletrostática, onde δ^+ e δ^- , representam cargas positivas e negativas respectivamente.	46
Figura 17 – Esquema do emaranhamento no processo de interdifusão.	46
Figura 18 – Desenho esquemático da adesão por forças de Van Der Waals.	47
Figura 19 – Esquema da teoria de adesão por união mecânica.	47

Figura 20 – Esquema da seção transversal do sistema haste/cimento/osso.	48
Figura 21 – Aparato utilizado por Bühler et al. (1997).	49
Figura 22 – Equipamento de medição utilizado por Maher, Prendergast e Lyons (2001).	50
Figura 23 – Esquema do projeto usado por Cristofolini et al. (2003).	51
Figura 24 – Equipamento utilizado por Østbyhaug et al. (2010) para análise de micromovimentos.	52
Figura 25 – Equipamentos de medição e carregamento utilizados por Leuridan et al. (2017). Foram empregados 8 LVDT's por local de medição.	53
Figura 26 – Sistema de coordenadas utilizado nesse trabalho.	56
Figura 27 – Diagrama de um corpo de prova; isto é, um osso sintético com a prótese já inserida permeada com cimento ósseo, já posicionado no dispositivo.	56
Figura 28 – Haste utilizada nesse trabalho com o alinhador encaixado na parte distal	57
Figura 29 – Dimensões do fêmur sintético utilizado nesse trabalho.	59
Figura 30 – Máquina de ensaio utilizada nos teste mecânicos deste trabalho. Esta máquina permite e controla movimentos axiais e torcionais do atuador hidráulico. À direita, posicionado em um tripé, está demonstrado o sistema de captura de deslocamentos de corpo rígido OptiTrack.	61
Figura 31 – Vista geral da malha utilizada.	62
Figura 32 – Detalhe do refinamento da malha na região de maior interesse.	62
Figura 33 – Detalhe do elemento mola no lugar do cabo trocantérico.	63
Figura 34 – Detalhe das interface de contato do corpo de prova.	63
Figura 35 – Esquema das restrições de movimento e aplicação de cargas.	64
Figura 36 – Câmeras estereoscópicas OptiTrack modelo V120:trio com três câmeras.	65
Figura 37 – Marcador utilizado para detectar os movimentos da prótese. É possível ver as três esferas refletoras.	65
Figura 38 – Detalhe dos locais onde foram colocados os marcadores compostos pelos refletores, um na superfície do osso sintético (A) e outro acoplado no ombro da prótese de quadril (B).	66
Figura 39 – Nota-se a mudança nos resultados que a diferente orientação da base de referência poderia causar.	67
Figura 40 – O dispositivo que estabelece a orientação do sistema de coordenadas de referência pode ser visto na parte inferior da imagem.	68
Figura 41 – Exemplo do sinal de apenas uma captura de 8 segundos para a posição relativa dos marcadores.	69
Figura 42 – Exemplo do sinal de apenas uma captura de 8 segundos para a orientação relativa dos marcadores. Onde ϕ , θ e ψ são as rotações em ângulos de Euler nos eixos x' , y' e z' respectivamente.	69

Figura 43 – Diagrama de deslocamento de dois corpos rígidos no espaço euclidiano, sendo os pontos O e I uma representação dos marcadores posicionados no osso sintético e no implante ortopédico respectivamente.	70
Figura 44 – Detalhe da haste de suporte dos refletores posicionada no implante.	73
Figura 45 – Percebe-se a criação de uma migração virtual resultante da rotação θ quando não se conhece o centro de rotação.	74
Figura 46 – Ângulo de seccionamento da cabeça do fêmur.	74
Figura 47 – Posição do furo para abertura do canal medular e preparação da parte proximal do fêmur para o brochamento.	75
Figura 48 – Fresas especializadas utilizadas no brochamento.	76
Figura 49 – Diagrama demonstrando o alinhamento do brochamento com um ângulo de anteversão (AV) de 15° .	76
Figura 50 – Exemplo de sinal de força e torque captados pelo transdutor de carga bi-axial.	79
Figura 51 – Exemplo de sinal de extensão axial e rotação do atuador hidráulico da máquina de ensaios, ambos captados pelos LVDT's embutidos na máquina.	79
Figura 52 – Protótipo confeccionado em escala 1:2 do dispositivo de carregamento.	81
Figura 53 – Resultados dos dados obtido no ensaio de tração do cabo que simula o tendão do glúteo médio.	82
Figura 54 – Detalhe das tensões atingidas no pescoço do implante.	83
Figura 55 – Dispositivo desenvolvido nesse trabalho no Laboratório de Engenharia Biomecânica LEBm-UFSC.	83
Figura 56 – Detalhe da parte superior do dispositivo. Pode-se notar a não-coplanicidade das forças atuantes no sistema.	84
Figura 57 – Detalhe da parte inferior do dispositivo.	85
Figura 58 – Carregamentos em função do deslocamento para o ensaio preliminar estático.	85
Figura 59 – Detalhe do local de fratura do osso sintético.	86
Figura 60 – Campo de tensão (von Mises) e deformação (principais) obtidos na análise numérica da célula trocantérica.	86
Figura 61 – Disposição da célula trocantérica em um ensaio preliminar estático.	87
Figura 62 – No primeiro gráfico, a relação dos sinais de força aplicada, captada pelo transdutor de carga bi-axial, e força detectada no tendão simulado, captada pela célula de carga trocantérica. No segundo, os resíduos da linearização.	87
Figura 63 – No primeiro gráfico, a relação dos sinais de força aplicada e torque, ambos captados pelo transdutor de carga bi-axial. No segundo, os resíduos da linearização.	88

Figura 64 – Posição dos extensômetros para uma célula do tipo "coluna", ao lado, a representação da ponte completa Wheatstone utilizada.	88
Figura 65 – Exemplo de um gráfico de deslocamento obtido como resultado. Após o alívio do carregamento, o qual se inicia as 24 horas, nota-se claramente o retorno do implante à sua posição inicial.	89
Figura 66 – Exemplo de um gráfico de orientação obtido como resultado. Após o alívio do carregamento, o qual se inicia as 24 horas, nota-se claramente o retorno do implante à sua posição inicial.	90
Figura 67 – Exemplo de resultado obtido de um teste preliminar para deslocamento relativo tridimensional em função do tempo de ensaio.	91
Figura 68 – Exemplo do resultado obtido para a orientação relativa dos marcadores em função do tempo de ensaio. Onde ϕ , θ e ψ são as rotações em ângulos de Euler nos eixos x' , y' e z' respectivamente.	91
Figura 69 – Comparativo entre os corpos de prova para o deslocamento no sentido medial após 12 horas de ensaio cíclico.	92
Figura 70 – Comparativo entre os corpos de prova para o deslocamento no sentido anterior após 12 horas de ensaio cíclico.	93
Figura 71 – Comparativo entre os corpos de prova para o deslocamento no sentido superior após 12 horas de ensaio cíclico.	93
Figura 72 – Comparativo entre os corpos de prova para as rotações no sentido medial após 12 horas de ensaio cíclico.	94
Figura 73 – Comparativo entre os corpos de prova para as rotações no sentido anterior após 12 horas de ensaio cíclico.	94
Figura 74 – Comparativo entre os corpos de prova para as rotações no sentido superior após 12 horas de ensaio cíclico.	95
Figura 75 – Comparativo entre os corpos de prova para o deslocamento no sentido medial no final da fase cíclica.	95
Figura 76 – Comparativo entre os corpos de prova para o deslocamento no sentido anterior no final da fase cíclica.	96
Figura 77 – Comparativo entre os corpos de prova para o deslocamento no sentido superior no final da fase cíclica.	96
Figura 78 – Comparativo entre os corpos de prova para as rotações no sentido medial no final da fase cíclica.	97
Figura 79 – Comparativo entre os corpos de prova para as rotações no sentido anterior no final da fase cíclica.	97
Figura 80 – Comparativo entre os corpos de prova para as rotações no sentido superior no final da fase cíclica.	98
Figura 81 – Comparativo entre os corpos de prova para o deslocamento no sentido medial depois da relaxação.	98

Figura 82 – Comparativo entre os corpos de prova para o deslocamento no sentido anterior depois da relaxação.	99
Figura 83 – Comparativo entre os corpos de prova para o deslocamento no sentido superior depois da relaxação.	99
Figura 84 – Comparativo entre os corpos de prova para as rotações no sentido medial depois da relaxação.	100
Figura 85 – Comparativo entre os corpos de prova para as rotações no sentido anterior depois da relaxação.	100
Figura 86 – Comparativo entre os corpos de prova para as rotações no sentido superior depois da relaxação.	101

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Composição química média de três hastes e três cabeças diferentes utilizadas nesse trabalho.	58
Tabela 2 – Comparação das propriedades mecânicas entre fêmur sintético e fêmur cadavérico.	59
Tabela 3 – Resultados do estudo estatístico.	102
Tabela 4 – Comparação dos resultados com trabalhos anteriores.	104
Tabela 5 – Métodos e resultados de trabalhos anteriores.	115
Tabela 6 – Resultados obtidos nos ensaios.	118

LISTA DE SIGLAS

ATQ	Artroplastia total de quadril
PC	Peso Corporal
CP	Corpo de prova
PMMA	Polimetacrilato de metila
PU	Poliuretano
LED	Diodo emissor de luz
RAM	Memória de acesso aleatório
ASCII	Código padrão americano para o intercâmbio de informação
LVDT	Transformador diferencial variável linear, utilizado para medição precisa de deslocamentos
IC 99%	Intervalo de confiança de 99

LISTA DE SIGLAS

x'	Eixo lateral-medial da prótese
y'	Eixo posterior-anterior da prótese
z'	Eixo inferior-superior da prótese
ϕ	Rotação no eixo x'
θ	Rotação no eixo y'
ψ	Rotação no eixo z'
x	Eixo lateral-medial do fêmur
y	Eixo posterior-anterior do fêmur
z	Eixo inferior-superior do fêmur
M_z	Momento no eixo inferior-superior do fêmur
M'_z	Momento no eixo inferior-superior da prótese
F_T	Força trocantérica
F_H	Força na cabeça do fêmur/prótese
F	Força axial detectada pelo transdutor bi-axial da máquina
D_{io}	Deslocamento relativo implante-osso
D_t	Vetor deslocamento ambiente de observação
D_0	Vetor deslocamento ambiente de referência
R_{ri}	Matriz de rotação relativa implante-referência
R_{ro}	Matriz de rotação relativa osso-referência
R_{io}	Rotação relativa implante-osso
E	Módulo de elasticidade
σ_C	Tensão máxima compressiva
ρ	Densidade aparente

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	31
1.1	OBJETIVOS	33
1.2	ESTRUTURA DO TRABALHO	34
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	35
2.1	BIOMECÂNICA DO QUADRIL	35
2.2	FUNCIONALIDADE DE PRÓTESES DE QUADRIL	37
2.3	<i>BACKGROUND</i> MÉDICO	38
2.4	<i>BACKGROUND</i> DE ENGENHARIA	39
2.5	CIMENTO ÓSSEO	42
2.6	INTERFACES E ADESÃO	45
2.7	MÉTODOS PARA MEDIÇÃO DE MIGRAÇÃO <i>IN VITRO</i> (ESTADO DA ARTE)	48
2.7.1	Análise crítica dos modelos existentes	52
3	MÉTODOS	55
3.1	PRINCÍPIO	55
3.2	MATERIAIS	55
3.2.1	Implante para ATQ	57
3.2.2	Cimento Ósseo Cirúrgico	57
3.2.3	Fêmur Sintético	58
3.2.4	Resina Acrílica de Fixação no Dispositivo	58
3.3	APARATO	60
3.3.1	Máquina de Ensaio Universal	60
3.3.2	Dispositivo de Carregamento	60
3.3.3	Análise por Elementos Finitos	61
3.3.4	OptiTrack	64
3.4	CÁLCULO DA MIGRAÇÃO	67
3.5	IMPLANTAÇÃO DA PRÓTESE	73
3.6	PROCEDIMENTOS DO ENSAIO ESTÁTICO	77
3.7	DETERMINAÇÃO DOS PARÂMETROS DE ENSAIO (EN- SAIO PILOTO)	77
3.8	RELAÇÃO DE FORÇAS	77
3.9	PROCEDIMENTOS DE AVALIAÇÃO DA FLUÊNCIA DO SISTEMA	78
3.10	PROCEDIMENTOS DO ENSAIO DE MIGRAÇÃO	78

3.11	ANÁLISE ESTATÍSTICA	78
4	RESULTADOS	81
4.1	PROJETO, ANÁLISE E FABRICAÇÃO DO DISPOSITIVO DE ENSAIOS	81
4.1.1	Protótipo	81
4.1.2	Análise por Elementos Finitos	81
4.1.3	Dispositivo de Ensaios	82
4.2	ENSAIO ESTÁTICO	84
4.3	RELAÇÃO DE FORÇAS E CÉLULA TROCANTÉRICA	84
4.4	AVALIAÇÃO DA FLUÊNCIA	89
4.5	RESULTADOS DO ENSAIO PILOTO	89
4.6	RESULTADOS DA MIGRAÇÃO	90
4.6.1	Migração Após 12 Horas	90
4.6.2	Migração ao Final da Fase Cíclica	92
4.6.3	Migração Após a Relaxação	92
4.7	RESULTADOS DO ESTUDO ESTATÍSTICO	101
5	DISCUSSÃO	103
5.1	LIMITAÇÕES NO ESTUDO	104
6	CONCLUSÃO	107
6.1	RECOMENDAÇÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	107
	REFERÊNCIAS	109
	APÊNDICE A – TRABALHOS ANTERIORES	115
	APÊNDICE B – TABELA DE RESULTADOS	117

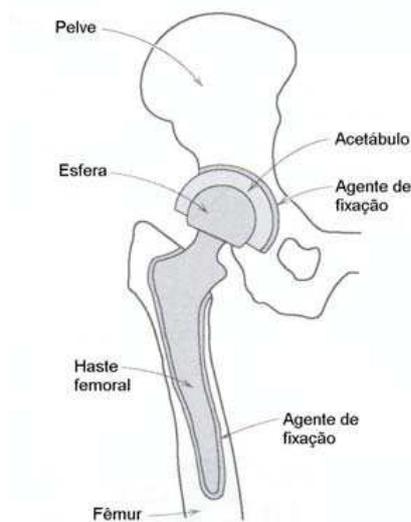
1 INTRODUÇÃO

A substituição da articulação de quadril (artroplastia total de quadril, ou ATQ) é uma das cirurgias mais realizadas na medicina ortopédica, com milhões de dispositivos implantados no mundo inteiro todos os anos (MAHER; PRENDERGAST; LYONS, 2001; COSTI et al., 2017).

A ATQ visa aliviar dores e restaurar movimentos que foram prejudicados ou limitados pela evolução da artrose, um processo degenerativo comum que causa o desgaste da cartilagem, por fraturas causadas por osteoporose ou até mesmo por acidentes que causaram danos irreversíveis na estrutura da articulação.

A artroplastia total de quadril (ATQ) com haste cimentada consiste, de forma simplista, na substituição do colo e cabeça do fêmur por uma haste metálica intramedular fixada ao osso por meio de uma resina acrílica (cimento ósseo), e na substituição da cartilagem articular da pelve por um sistema acetabular, formado geralmente por uma casca metálica e um *liner* polimérico (Figura 1).

Figura 1 – Diagrama esquemático de uma substituição artificial do quadril. O agente de fixação pode fazer parte do sistema, no caso de próteses cimentadas, ou não fazer parte do sistema, no caso de próteses sem cimento.



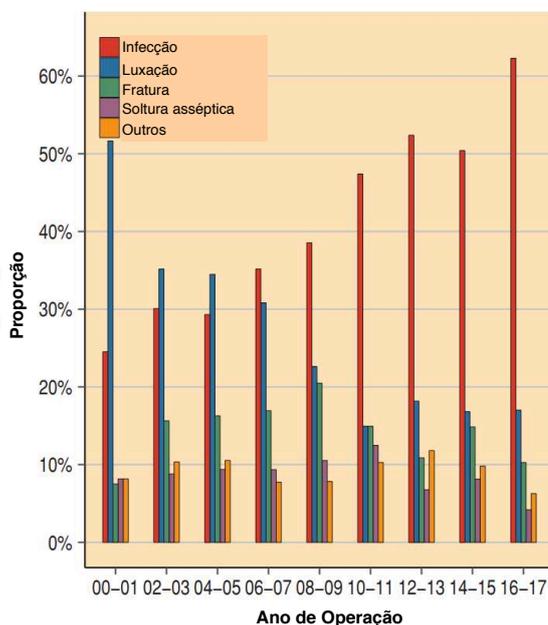
Fonte: Retirado de Gomes (2010).

Essas partes, quando encaixadas, formam um sistema tribológico de baixo atrito capaz de transmitir as forças mecânicas, geradas pelos movimentos naturais do corpo humano e pela gravidade, às estruturas e tecidos adjacentes (GRIZA, 2006).

Atualmente existe uma grande variedade de geometrias usadas para hastes femorais. Isto decorre da tentativa de aumentar a durabilidade destes dispositivos médicos e também devido à grande diferença anatômica entre os pacientes. A maioria desses *designs* possuem altas taxas de sucesso, com mais de 90% após 10 anos de uso. Porém, para pacientes mais jovens, a taxa de sobrevivência dessas próteses pode cair para 72% (VERDONSCHOT, 2005; MESNIL et al., 2014; COSTI et al., 2017). Quando a ATQ falha é necessário realizar uma cirurgia de revisão e substituir os componentes que falharam.

As falhas comuns em próteses polidas foram levantadas por Kärholm et al. (2018), o qual demonstrou que as principais causas de revisão, em um *follow-up* do ano 2000 a 2017 (Figura 2), são: infecção, soltura asséptica, fratura no colo da haste, fratura na parte distal da haste, sepsia, luxação recorrente e fratura peri protética do osso hospedeiro. Pode-se ver que a migração não é uma causa direta de falha, pois a migração já é esperada e considerada no projeto de hastes cimentadas (VERDONSCHOT, 2005). Porém a subsidência exagerada pode ser um indício de que a prótese apresentará problemas clínicos, mais especificamente, a presença de um *gap* entre o cimento e a haste pode aumentar a abrasão e geração de detritos que irão acelerar a osteólise (HOWELL; HUBBLE; LING, 2005).

Figura 2 – Causas de falhas detectadas nos registros suecos de explantes de 2017.



Fonte: Adaptado de Kärholm et al. (2018).

O contínuo aperfeiçoamento das próteses de quadril visa desenvolver sistemas de próteses de quadril que desempenhem sua função biomecânica de forma satisfatória que dure a vida toda do paciente, mesmo no caso de pacientes jovens ativos. O aperfeiçoamento do projeto mecânico desses sistemas é visto como uma forma potencial de melhoria do desempenho deste produto médico. De acordo com Verdonschot (2005), o desenvolvimento

de uma prótese que não precise de revisão só será obtido através do estudo dos mecanismos de falha, incluindo o afrouxamento asséptico associado à migração da haste (Figura 3).

Figura 3 – Evidência clínica da subsidência.



Fonte: Adaptado de Morscher (2005).

Neste sentido a avaliação precisa da migração de próteses de quadril torna-se importante nos contextos pré-clínico e clínico. A validação pré-clínica *in vitro* de novos *designs* de próteses geralmente envolve a avaliação da estabilidade primária por meio de testes (VICECONTI et al., 2000).

Apesar de existir na literatura uma série de experimentos realizados para medir a migração de próteses de quadril, não há um método padronizado para estas medições (BÜHLER et al., 1997; SPEIRS et al., 2000; MAHER; PRENDERGAST; LYONS, 2001; MAHER; PRENDERGAST, 2002; CRISTOFOLINI et al., 2003; ØSTBYHAUG et al., 2010; CHOI et al., 2010; ENOKSEN et al., 2014; LEURIDAN et al., 2017). O presente estudo visa desenvolver e validar uma metodologia experimental (*in vitro*) que possa ser padronizada para quantificar a migração de diferentes *designs* de próteses de quadril.

1.1 OBJETIVOS

O objetivo principal deste trabalho é desenvolver e validar uma metodologia experimental (*in vitro*) para quantificar a migração de diferentes *designs* de próteses de quadril cimentadas. A metodologia deverá empregar testes *in vitro* que simulem carregamentos verificados *in vivo*. A validação será baseada na repetição controlada de ensaios mecânicos visando determinar a repetitividade do método experimental desenvolvido.

Os objetivos secundários específicos estão relacionados nas alíneas a seguir.

- a) Projeto, análise e fabricação de um dispositivo de ensaios capaz de replicar os carregamentos encontrados *in vivo*;

- b) Avaliar a resistência mecânica do dispositivo de fixação do sistema implante-osso;
- c) Determinar a relação entre a força aplicada pela máquina de ensaios e a força abduutora aplicada no corpo de prova;
- d) Definir os parâmetros de ensaio (ensaio piloto);
- e) Elaborar um protocolo para avaliar a fluência do sistema;
- f) Analisar a significância estatística dos resultados de migração.

1.2 ESTRUTURA DO TRABALHO

A presente dissertação possui 5 capítulos.

O capítulo 1 trata da introdução, a qual contém uma disposição preliminar do problema. Também exhibe os objetivos deste trabalho e a motivação.

O capítulo 2 contém uma breve revisão do material estudado necessário para a elaboração do trabalho. Inicia-se fazendo uma revisão da biomecânica do quadril e a funcionalidade das próteses. Depois faz-se um resumo do conhecimento de engenharia e médico do problema abordado. Após esse resumo tem-se um aprofundamento em algumas questões-chaves no fenômeno da migração. Por fim apresenta-se um estudo do estado da arte em métodos de análise *in vitro* de movimentos de próteses de quadril cimentadas.

O capítulo 3 apresenta a metodologia desenvolvida.

O capítulo 4 apresenta os resultados obtidos e avaliação dos mesmos.

No capítulo 5 é feita uma discussão dos resultados.

Ao fim, apresenta-se as conclusões do trabalho, as limitações encontradas e as sugestões para trabalhos posteriores.

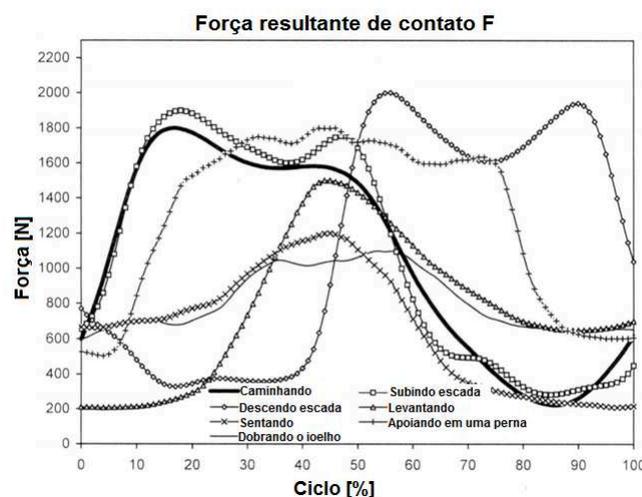
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 BIOMECÂNICA DO QUADRIL

Do ponto de vista biomecânico, os principais modos de solicitação mecânica impostos à articulação do quadril são aqueles relacionados à transferência de cargas cíclicas de compressão, flexão e torção associadas ao suporte do peso corporal e a transmissão de movimento. Os componentes que compõem a prótese de quadril são submetidos a estas mesmas solicitações.

As forças que atuam na articulação do quadril podem ser determinadas a partir de próteses instrumentadas com sensores de deformação e coletadas a partir de técnicas de aquisição de sinais via telemetria. Kotzar et al. (1991) e Bergmann et al. (2001) obtiveram dados realísticos das forças de contato e torque na articulação do quadril como demonstrado na Figura 4 e 5, respectivamente. Para a caminhada lenta, com velocidade de 3 km/h, registraram força máxima média de 270 %PC (Percentual do Peso Corporal), enquanto durante a corrida a 7 km/h foram obtidos picos de 550 %PC. Dados compilados indicam 2.880.000 ciclos de caminhada por ano para pacientes normais, e 5.400.000 ciclos anuais para pacientes de alta demanda, com forças de contato no quadril variando entre 156 %PC e 470 %PC em distintas atividades (MOW; HUISKES, 2005).

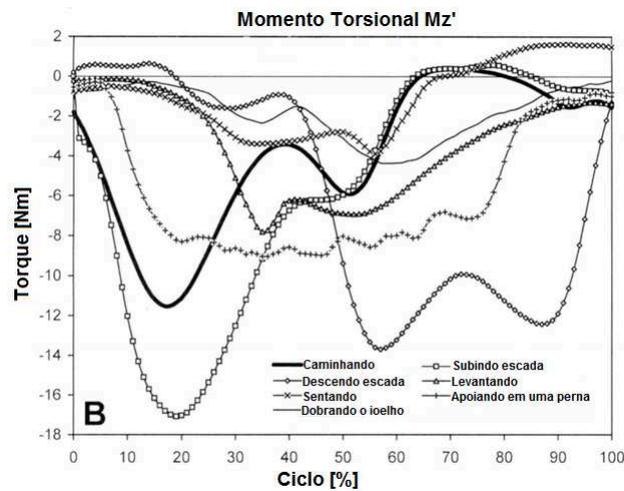
Figura 4 – Magnitude e perfil de forças durante atividades variadas. Dados para um indivíduo com peso corporal de 750 N.



Fonte: Adaptado de Bergmann et al. (2001)

Robertson et al. (2008) dissecou fêmures cadavéricos com o objetivo de analisar a área de inserção dos principais músculos que fazem ligação com a parte trocantérica do

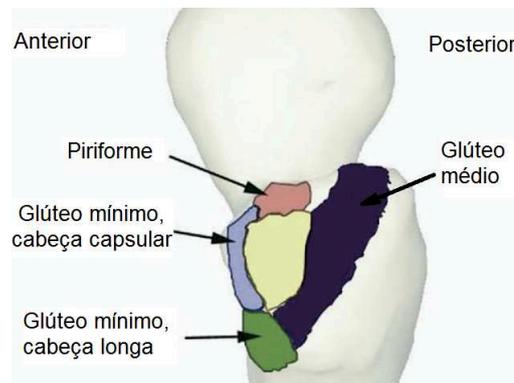
Figura 5 – Magnitude e perfil do momento durante atividades variadas. Dados para um indivíduo com peso corporal de 750 N.



Fonte: Adaptado de [Bergmann et al. \(2001\)](#)

fêmur (Figura [6](#)).

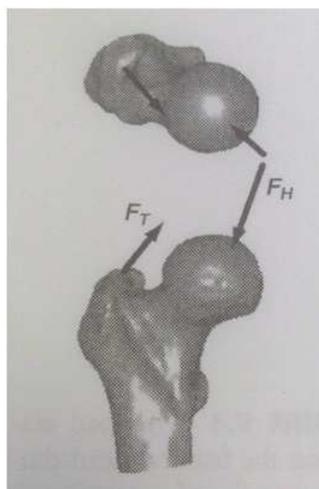
Figura 6 – Região de ligação dos tendões dos músculos piriforme, glúteo médio e glúteo mínimo.



Fonte: Adaptado de [Robertson et al. \(2008\)](#)

A solicitação de torção na parte medial do fêmur resulta da configuração geométrica, associada à transmissão de forças da articulação do quadril para a metáfise do fêmur, dada pela angulação combinada nos planos frontal e sagital entre a cabeça do fêmur e seu corpo, bem como da ação combinada da força muscular trativa (F_T) no trocânter maior e a força de contato compressiva (F_H) na cabeça do fêmur que agem de modo a produzir a torção do eixo femoral (Figura [7](#)).

Figura 7 – Ação combinada da força muscular trativa no trocânter maior (F_T) e a força de contato compressivo na cabeça do fêmur (F_H) que agem, de modo a produzir a torção do eixo femoral.



Fonte: Retirado de Mow e Huiskes (2005)

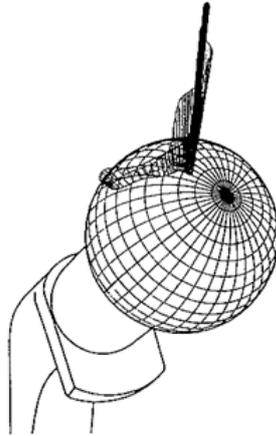
2.2 FUNCIONALIDADE DE PRÓTESES DE QUADRIL

Os implantes de substituição articular são dispositivos constituídos por biomateriais destinados à compensação funcional mecânica de uma articulação danificada por processos degenerativos, inflamatórios, infecciosos, isquêmicos, metabólicos e traumáticos. Eles objetivam restaurar, total ou parcialmente, a amplitude de movimentação articular e promover a transmissão de forças mecânicas para as estruturas osteo ligamentares adjacentes.

O ponto de aplicação da força na cabeça metálica da prótese não varia substancialmente durante a fase de apoio da marcha. Davy et al. (1988) utilizaram uma prótese instrumentada e mediram que a orientação das forças de contato resultantes na articulação com prótese varia em um intervalo relativamente reduzido durante a fase de apoio da marcha, sendo que geralmente a força de contato na cabeça da prótese posiciona-se na região anterior/superior como demonstrado na Figura 8. A magnitude da força é maior durante a fase de apoio.

Os materiais utilizados para a fabricação de dispositivos implantáveis estão sujeitos a altas tensões e altos ciclos de carregamento. Essa condição severa de carregamento em um meio agressivo leva, em geral, a falha por fadiga de implantes metálicos, poliméricos e cerâmicos.

Figura 8 – Distribuição tridimensional da força de contato resultante durante o ciclo da marcha com muleta. Os comprimentos das linhas indicam a magnitude da força.



Fonte: Retirado de [Davy et al. \(1988\)](#)

2.3 *BACKGROUND* MÉDICO

A durabilidade e a integridade das interfaces, o desenho dos implantes e a competência na realização da técnica cirúrgica adequada são a chave para a longa sobrevivência das artroplastias cimentadas. Boas técnicas de cimentação conjugadas com bons projetos de próteses e boa técnica cirúrgica resultam em bons resultados. O cimento ósseo promove a transferência de cargas do implante para o osso hospedeiro.

Com relação às falhas, o histórico indica que a soltura da prótese é a maior complicação em longo prazo dos procedimentos de artroplastia de quadril. A soltura asséptica é um processo gradual, não associado à infecção do tecido, através do qual a integridade mecânica da interface osso-implante é perdida, e um tecido fibroso é formado entre as duas superfícies. Um gradual aumento na espessura desta camada macia ocorre com o tempo e, como resultado, o paciente desenvolve dor e restrições funcionais. A soltura da prótese pode provocar até a fratura do osso hospedeiro.

A soltura asséptica é a falha da união entre prótese e osso, ou também entre prótese e cimento ósseo no caso de implantes estabilizados com resina polimérica, na ausência de processos infecciosos. O risco de soltura aumenta conforme a idade do paciente, no momento da cirurgia, diminui.

À medida que a dor e a incapacidade devido à soltura tornam-se suficientemente graves para exigir artroplastia de revisão, as anormalidades na ligação do cimento ao osso ou prótese são quase sempre visíveis radiograficamente. As interfaces alargadas progressivamente superiores a 2 mm sugerem afrouxamento e/ou infecção. À medida que

o componente afrouxa, pode aumentar a subsidência e inclinar. A migração, caracterizada por qualquer movimento de translação ou rotação da haste, ou subsidência, geralmente definida como o afundamento da prótese, possuem papel importante na soldura asséptica de componentes de prótese de quadril (CATANI et al., 2005; SUARI et al., 2017).

Desta forma, o conhecimento da influência da técnica de cirurgia, do *design* da prótese, do alinhamento final da prótese, do estado dos tecidos adjacentes e das condições de carregamento, torna-se essencial na prevenção de falhas. Com relação à mudança de posição da próteses em uso, dois fatores foram demonstrados como sendo importantes para determinar o risco de falha do implante: subsidência e deslocamento posterior da cabeça da prótese (CATANI et al., 2005). Subsidência da haste maior que 1,2 mm gera uma probabilidade de 50% de cirurgia de revisão. Casos com subsidência maior que 2,6 mm a probabilidade atinge 95% (CATANI et al., 2005). Norman et al. (2001) indicam que migração de até 1 mm é considerado normal e até mesmo vantajosa no sentido que diminuiria as tensões de cisalhamento na interface entre a prótese e o cimento ósseo, causando menor ocorrência de falhas.

2.4 BACKGROUND DE ENGENHARIA

O primeiro registro do uso de cimento ósseo é de um pesquisador alemão, o qual usou dessa técnica para melhorar a fixação de uma haste de marfim em 1891, porém o uso de polimetacrilato de metila foi popularizado por Sir John Charnley na década de 50 (LEARMONTH; YOUNG; RORABECK, 2007). Nas décadas seguintes a técnica de cimentação passaria por três diferentes gerações.

Na primeira geração a preparação do leito ósseo era limitada, apenas sendo feito uma leve raspagem no canal intramedular. Não havia a utilização de plugues no fêmur para evitar o extravasamento distal do cimento, o cimento ósseo era preparado e aplicado manualmente assim como a inserção da haste, Essa forma de implantação ainda é muito utilizada no Brasil.

Na segunda geração a preparação do canal evolui com a realização de uma raspagem mais agressiva, lavagem e secagem do local com a ajuda de seringas. Foram introduzidos também plugues, colocados na extremidade distal do canal intramedular, para conter o cimento ósseo, o qual continua a ser preparado manualmente exposto à atmosfera, porém, agora utilizando se de uma pistola para a aplicação da resina de forma pressurizada (BREUSCH; MALCHAU, 2005).

Atualmente, na terceira geração, o canal passa por uma preparação completa do tecido ósseo por meio de lavagem pulsátil. A pressurização da resina é também realizada no acetábulo e fêmur, os quais são selados para conter a resina e manter a pressurização antes e depois da aplicação, aumentando a pressão de aplicação. Desta forma alcança-se

uma melhor interdigitação (grupo de invaginações e evaginações como o entrelaçar dos dedos) da resina na estrutura do osso, e por consequência, melhor fixação. A preparação da resina passa a ser feita por centrifugação sob vácuo, dessa forma a resina apresenta menor formação de bolhas. Passa a ser utilizado um posicionador da haste (BREUSCH; MALCHAU, 2005).

Apesar da evolução gradual das técnicas de cimentação, estudos mostram que todas as hastes com fixação cimentada migram, com suas devidas variações, quando incorporadas no seu meio fixador (cimento ósseo). Portanto pode-se considerar a hipótese de que sempre ocorre a desunião entre a haste e o agente fixador, após um intervalo de tempo. Existe pouca ou nenhuma evidência de que aumentar a rugosidade ou então recobrir a haste com resina previamente à cirurgia provoque algum aumento na ligação da haste com o cimento (VERDONSCHOT, 2005). Considerando que todas as hastes cimentadas eventualmente irão descolar do cimento ósseo, as consequências deste desfecho clínico devem ser analisadas.

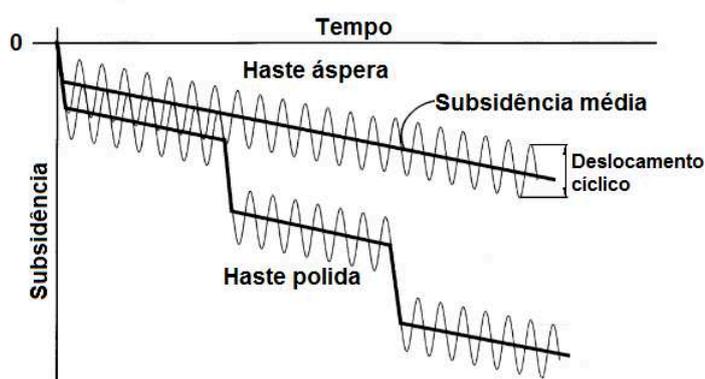
Com relação à geometria e rugosidade das hastes e sua forma de fixação, algumas hipóteses também podem ser encontradas na literatura. Howell, Hubble e Ling (2005) descreveram brilhantemente da seguinte forma os dois tipos atuais de fixação de próteses cimentadas, *shape-closed* e *force-closed*:

A shape-closed fixation design is one in which the stem achieves fixation at the stem/cement interface through a match in the shapes of the surfaces of the stem and the cement with the cement gripping the surface of the stem. These designs have matt or textured surfaces into which it is intended the cement will penetrate, thus achieving a solid bond of the stem to the cement. Conversely, a force-closed system is one in which the fixation of the stem within the cement is achieved through the balance of forces without the need for the existence of a bond between the stem and the cement (HOWELL; HUBBLE; LING, 2005).

No caso do *design* afunilado de algumas hastes o suporte de cargas pela cabeça femoral da prótese provoca a transferência de carga para o cimento ósseo. Verdonshot (2005) empregou análises numéricas para demonstrar que hastes de maior aspereza na superfície geram menores micromovimentos durante carregamentos cíclicos. Indicou, porém, que o dano causado pela abrasão se torna mais significativo nestes projetos de hastes com maior aspereza gerando maior número de partículas. Para hastes altamente polidas indicou que menores tensões na interface haste-cimento são geradas. A superfície polida pode deslizar em relação ao cimento ósseo e diminuir as tensões de cisalhamento e aumentar as tensões normais na interface cimento-osso, essas tensões normais reforçam a interface cimento-osso. Esta alteração na rugosidade superficial das próteses cria condições de migração diferentes. O implante áspero apresenta uma subsidência mais contínua ao longo do tempo, enquanto a prótese polida tem variações bruscas na subsidência devido ao surgimento de trincas no cimento ósseo. Está ilustrado na Figura 9 os modos de migração

para hastes ásperas *vs.* polidas demonstrados nos estudos de Choi et al. (2010), Verdonschot e Huiskes (1998).

Figura 9 – Diferença na migração para hastes ásperas e polidas, nota-se a migração mais exacerbada para o segundo tipo, a qual ocorre de forma escalonada.



Fonte: Adaptado de Verdonschot e Huiskes (1998).

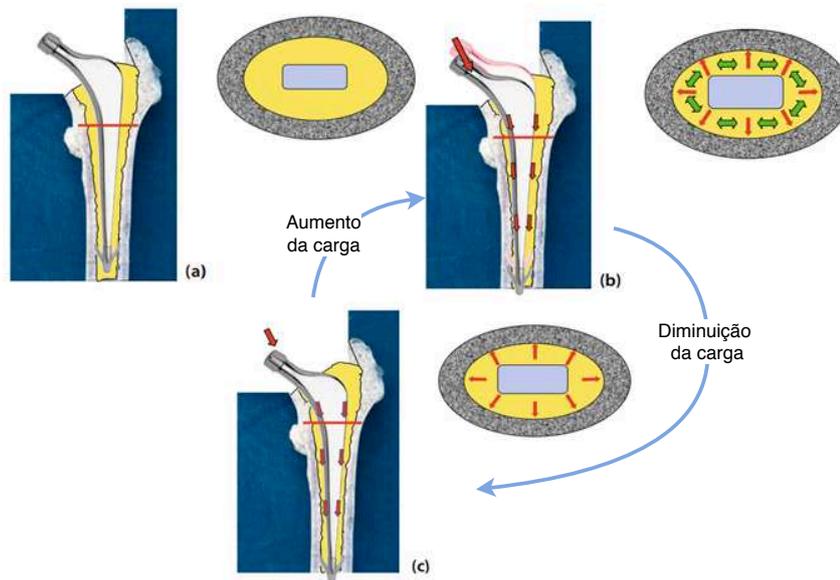
Para o tipo *force-closed*, inicialmente o sistema mecânico todo está em equilíbrio estático, de modo que as forças externas e o atrito na interface da haste com o cimento estão equilibrados (Figura 10(a)).

Cargas significativas são aplicadas à articulação quando o paciente está acordado (cerca de 16 horas por dia) e as cargas são reduzidas a quase zero quando o paciente está dormindo (cerca de 8 horas por dia). Ao realizar as atividades diárias, como por exemplo caminhar, surgem forças compressivas radiais e forças trativas circunferenciais como pode-se ver na Figura 10(b).

Com a diminuição do carregamento na mudança de atividade ou à medida que trincas são desenvolvidas, devido as propriedades viscoelásticas do cimento ósseo, a resina relaxa e as tensões circunferenciais diminuem de forma preferencial, diminuindo também o atrito (Figura 10(c)). Como o carregamento *in vivo* ocorre em "controle de força" e não de deslocamento, para o sistema continuar em equilíbrio a haste deverá migrar para aumentar o contato e as forças de atrito (VERDONSCHOT, 2005; HOWELL; HUBBLE; LING, 2005; LEE, 2005; LEARMONTH; YOUNG; RORABECK, 2007).

Outros *designs* populares também possuem a característica de transferir a carga para o cimento ósseo através de aspectos na sua estrutura, como por exemplo, colares, cristas, serrilhados, recortes, chavetas, etc. Essas estruturas também possuem a função de melhorar a estabilidade da haste no cimento.

Figura 10 – Diagrama demonstrando como a dinâmica dos carregamentos provocam a subsidência das hastes do tipo *force-closed*.



Fonte: Retirado de Lee (2005).

2.5 CIMENTO ÓSSEO

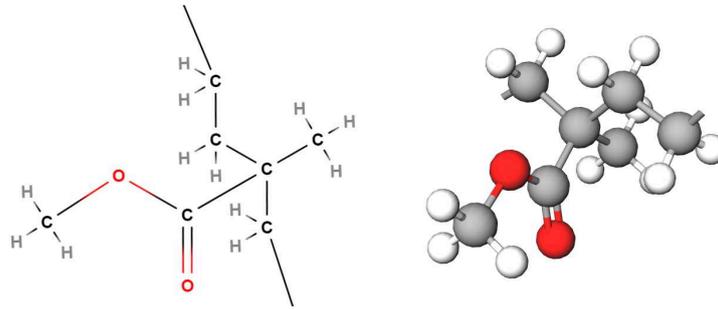
Cimentos ósseos são produtos essenciais na artroplastia articular. Originalmente desenvolvidos para aplicações odontológicas, foram utilizados com sucesso em cirurgias de artroplastia por mais de 40 anos. Os cimentos ósseos são compostos a base de polimetilmetacrilato (PMMA) em uma formação composta por metil metacrilato (MMA) e ésteres de metacrilato ácido ou copolímeros contendo o PMMA e poliestireno (DEMIAN; MC-DELMOTT, 1998; KÜHN, 2005).

Nas reações de polimerização do PMMA há inúmeras micro processos que geram um polímero termoplástico, completamente amorfo a temperatura ambiente. Ainda, devido as ligações dos grupos metilas ligados alternadamente aos grupamentos de carbono, geram um molécula com alta resistência química, mecânica e uma ótima estabilidade dimensional (ODIAN, 2004).

Os cimentos ósseos acrílicos também mostram propriedades plásticas. Portanto, é fisicamente possível que eles se introduzam lentamente em cavidades após a cura e selem-nas. Portanto, o comportamento de fluência é tomado como um critério adicional para testes de cimento ósseo (KÜHN, 2005).

O fenômeno da fluência é caracterizado por deformações plásticas a carga e temperaturas constantes, tornando-se importante o seu entendimento em ensaios mecânicos de longa duração (JÚNIOR, 2008). Todos os materiais sofrem esse efeito, e para polímeros esse

Figura 11 – Representação de uma molécula de PMMA.



Fonte: elaborado pelo autor em <http://molview.org>

fenômeno é vital, pois pode ocorrer fluência considerável mesmo em baixas temperaturas. Alguns modelos matemáticos são propostos para prever este fenômeno e demonstram certa eficiência para materiais amorfos, como o PMMA (ARNOLD; WHITE, 1995). Algumas dessas fórmulas foram desenvolvidas para prever a relação entre a taxa de deformação e a carga aplicada (*creep compliance*) D para fluência em função do tempo. Struik (1978 apud ARNOLD; WHITE, 1995) elaborou uma equação dita universal:

$$D(t) = D_0 \cdot \exp(B \cdot t)^{1/3} \quad (2.1)$$

Onde D_0 é a *creep compliance* inicial, a qual é dependente da temperatura, e B uma constante. Ainda, é possível avaliar peças já envelhecidas sendo essa uma condição mais realista de ensaio mecânico desenvolvida por Arnold e White (1995).

$$D(t) = D_0 \cdot \exp \left[B \cdot t_e \cdot \ln \left(1 + \frac{t}{t_e} \right) \right]^{1/3} \quad (2.2)$$

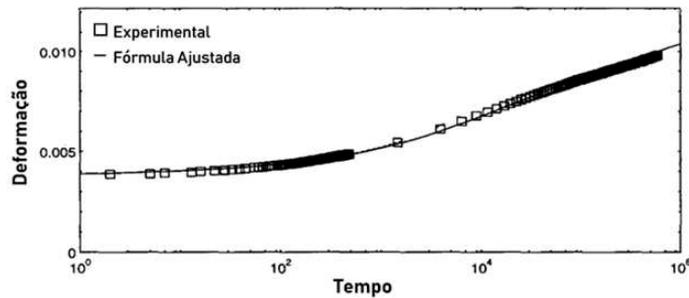
Onde t_e é o tempo efetivo de envelhecimento. Os valores de D_0 , B e t_e são obtidos a partir de regressões lineares dos dados obtidos em testes experimentais. Porém, os valores de fluência são normalmente esperados como um valor de deformação. É possível fazer uma associação à deformação a partir da equação 2.2 (ARNOLD; WHITE, 1995).

$$\varepsilon(t) = \varepsilon_0 \cdot \exp \left[B \cdot t_e \cdot \ln \left(1 + \frac{t}{t_e} \right) \right]^{1/3} \quad (2.3)$$

Nesse estágio, os valores de ε_0 são ajustadas em relação à D_0 . Por fim, tem-se uma curva com boa predição do comportamento do PMMA submetido a fluência, como visto na Figura 12.

Um método comum para se avaliar a fluência dos materiais é a aplicação de um endentador com uma carga conhecida e constante sendo feito o acompanhamento do

Figura 12 – Fluência à 40 °C e 10 MPa, experimental (quadrado) e modelo matemático (linha contínua).

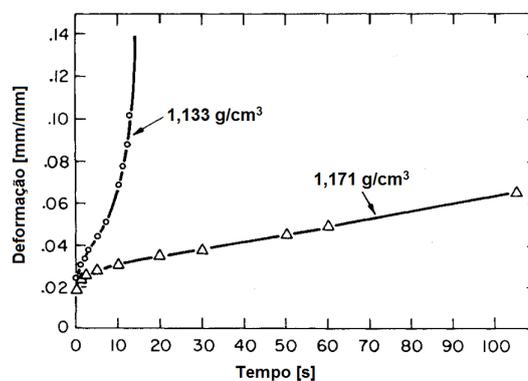


Fonte: Adaptado de [Arnold e White \(1995\)](#).

deslocamento (profundidade de penetração) do endentador em função do tempo. Esse comportamento está, em geral, associado a seu peso molecular e densidade ([CHAKKALAKAL et al., 2013](#); [TREHARNE; BROWN, 1975](#)).

Apesar do PMMA ser base constituinte do cimento ósseo eles possuem entre si, ao menos, pequenas diferenças em suas propriedades. Estudos sugerem que a densidade deve ser o fator mais influente para a diferença de fluência entre o PMMA e os cimentos ósseos, como pode-se notar na Figura 13, dessa forma, a densidade surge como principal fator para a caracterização de fluência. O PMMA puro possui densidade base de 1,186 g/cm³ e o cimento ósseo, na sua maioria, possui densidade inferior a essa. Logo espera-se que o PMMA puro apresente maior resistência à fluência ([TREHARNE; BROWN, 1975](#)).

Figura 13 – Efeito da densidade (ρ) na fluência. Teste realizado por [Treharne e Brown \(1975\)](#) com uma tensão compressiva (σ) de aproximadamente 62 MPa e temperatura de 26,1 °C

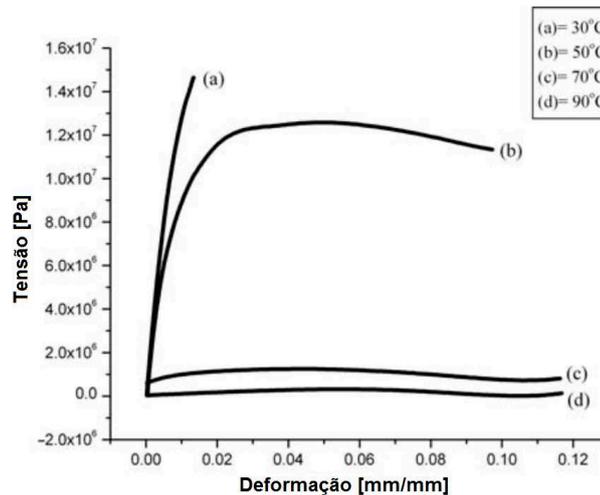


Fonte: Adaptado de [Treharne e Brown \(1975\)](#).

As propriedades mecânicas do PMMA mudam de forma distinta em função da temperatura (Figura 14). Para baixas temperaturas (ambiente) pode-se observar um

comportamento basicamente elástico, exibindo apenas uma pequena porção plástica logo antes da ruptura. Assim, na temperatura ambiente o PMMA se apresenta com um material frágil, podendo ser adotado um modelo linear (AGRAWAL; PATIDAR; SAXENA, 2011; SOUZA, 2011).

Figura 14 – Curva tensão–deformação para o PMMA puro em diferentes temperaturas



Fonte: Adaptado de Agrawal, Patidar e Saxena (2011).

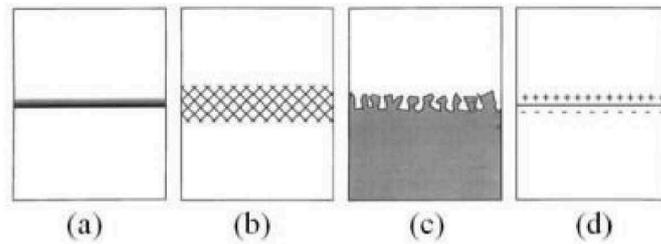
2.6 INTERFACES E ADESÃO

A atração entre dois corpos com superfície comum, pode ser entendida como o fenômeno de adesão. O mecanismo de adesão é habitualmente chamado de cola ou, ainda, adesivo (GASPARIN, 2011). A norma técnica ASTM D907-15 (2015) define como: "o estado em que duas superfícies são unidas por forças interfaciais, as quais podem consistir de forças de valência ou forças de ancoramento mecânico ou ambas". O mecanismo de adesão, atualmente, baseia-se basicamente em 4 teorias: adsorção, difusão ao redor da interface, ancoramento mecânico e adesão eletrostática, sendo esses ilustrados na Figura 15.

No modo de adesão eletrostática, representado na Figura 16, caracteriza-se por adesivo e substrato apresentarem diferentes níveis energéticos e, assim, proporcionando uma transferência de elétrons na superfície. Essa transferência, gera uma atração entre as partes gerada por uma diferença de cargas elétricas (PEIXOTO, 2009; PISANU, 2018).

No modo de interdifusão, a adesão ocorre do entrelaçamento das macromoléculas do adesivo e substrato na interface (Figura 17). Assim sendo, há uma difusão entre as partes das cadeias poliméricas na superfície de contato. Essa aplicação é particular a polímeros onde o emaranhamento físico é comum. Esta teoria requer que ambos, adesivo e

Figura 15 – Esquema dos mecanismos de adesão: (a) adsorção, (b) difusão, (c) ancoramento mecânico e (d) eletrostático.



Fonte: Retirado de [Gasparin \(2011\)](#).

Figura 16 – Esquema do processo de adesão por atração eletrostática, onde δ^+ e δ^- , representam cargas positivas e negativas respectivamente.



Fonte: Retirado de [Pisanu \(2018\)](#).

substrato, sejam capazes de movimento e ao mesmo tempo mutuamente compatíveis e miscíveis ([PATANKAR, 2010](#) apud [PISANU, 2018](#)).

Figura 17 – Esquema do emaranhamento no processo de interdifusão.

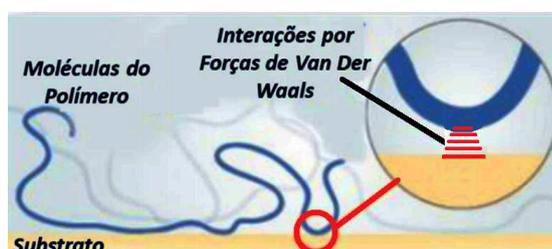


Fonte: Adaptado de [Pisanu \(2018\)](#).

A adsorção química, representada na Figura [18](#), é a que possui maior ocorrência para adesão interfacial. Ela declara que as forças de superfície estão envolvidas na adesão, e que as moléculas polares se orientam de maneira ordenada ([PATANKAR, 2010](#) apud [PISANU, 2018](#)). Esse contato íntimo entre as superfícies, gera uma interação entre os átomos das duas partes, produzindo forças interatômicas e intermoleculares. Quando

possível, o tipo mais comum de forças superficiais que se formam na interface entre o adesivo e o substrato são as forças de Van der Waals do tipo dipolo-dipolo ((PEIXOTO, 2009)).

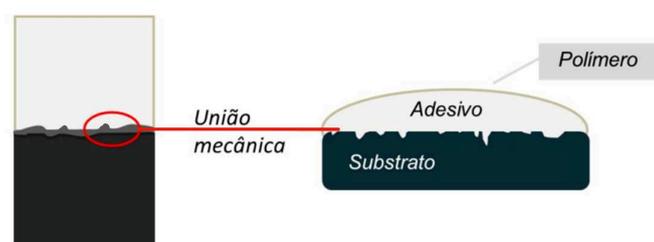
Figura 18 – Desenho esquemático da adesão por forças de Van Der Waals.



Fonte: Adaptado de Pisanu (2018).

A teoria da adesão mecânica (também conhecido como ancoragem) é o conceito mais antigo e que expõe que o bloqueio mecânico entre os mesmos é dado pela ancoragem através das irregularidades das superfícies, ilustrado na Figura 19. Os adesivos fluem entre os poros e rugosidades na superfície dos materiais e constituem uma incorporação mecânica (interdigitação) ((PISANU, 2018)).

Figura 19 – Esquema da teoria de adesão por união mecânica.



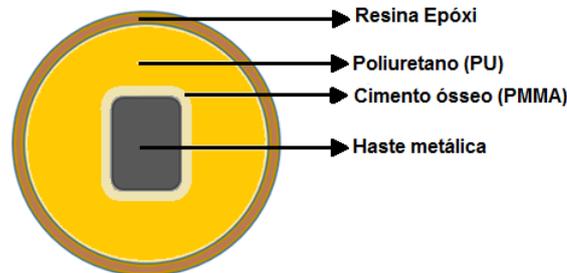
Fonte: Adaptado de Pisanu (2018).

As interfaces de interesse no estudo da migração da haste cimentada estão descritas abaixo e podem ser vistas na Figura 20:

- Haste–cimento: é a interface gerada na implantação da prótese, sendo composta pela haste metálica, fabricada em liga de cobalto de acordo com as normas técnicas ASTM F1537-11 (2011) ou então ISO 5832-12:2019 (2016), e o cimento ósseo (PMMA), fabricado segundo as recomendações das normas ASTM F451-16 (2016) ou ISO 5833:2002 (2002);
- Cimento–osso: gerada no momento de introdução do cimento ósseo no canal criado pela raspagem do canal trabecular do osso sintético, sendo composta

pelo cimento ósseo (PMMA) e a espuma trabecular de poliuretano (PU) de densidade 17 PCF, ou aproximadamente 0.272 g/cm^3 .

Figura 20 – Esquema da seção transversal do sistema haste/cimento/osso.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Na relação haste–cimento, o cimento ósseo não atua como adesivo (LEARMONTH; YOUNG; RORABECK, 2007), isto é, não existem reações químicas entre os dois substratos que poderiam gerar a ligação. Portanto, a fixação é mecânica e ocorre por efeito de cunha (ou mais precisamente por trava geométrica), devido ao duplo afunilamento. Devido a superfície altamente polida da haste, se existe algum tipo de ancoragem devido as irregularidades superficiais da haste, essas são praticamente desprezíveis.

Na interface cimento–osso a porosidade do PU gera uma interdigitação similar à encontrada *in vivo*, formando o mecanismo de adesão mecânico, porém, em menor magnitude de penetração.

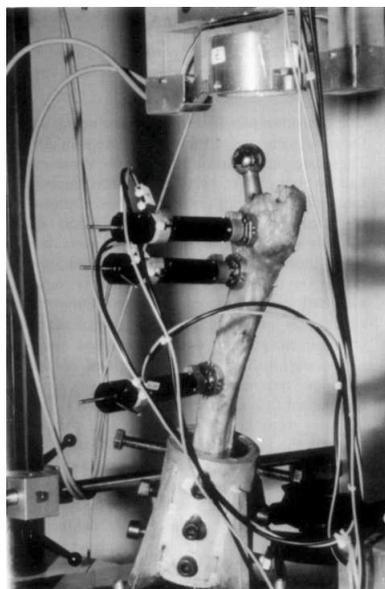
2.7 MÉTODOS PARA MEDIÇÃO DE MIGRAÇÃO *IN VITRO* (ESTADO DA ARTE)

Já no início da década de 90, Phillips, Messieh e McDonald (1990) analisaram a soldura e a migração sob carga flexural após constatar que alguns pacientes com prognóstico de dor possuíam próteses que precisavam de carregamento rotacional para apresentar soldura. Foram testados 26 pares de fêmures cadavéricos com hastes implantadas com a mesma técnica cirúrgica utilizada em pacientes. Foram utilizadas hastes não cimentadas e comparadas com uma haste cimentada.

Bühler et al. (1997) avaliaram se o padrão de estabilização primária era afetado por diferenças nos projetos de hastes com a ajuda de um equipamento misto, combinando sensores ópticos e mecânicos (Figura 21), o qual é capaz de detectar os micromovimentos entre a haste e o osso. Foram utilizados sete pares de fêmures cadavéricos para testar dois tipos de hastes não cimentadas com conceitos diferentes de ancoramento. Foi realizado carregamento senoidal combinado com movimento angular, com frequência de 1 Hz e 0,5

Hz respectivamente, através de uma máquina servo-hidráulica biaxial (Instron Modelo 1270). As magnitudes de carregamento variavam de 100 %PC a 400 %PC.

Figura 21 – Aparato utilizado por Bühler et al. (1997).



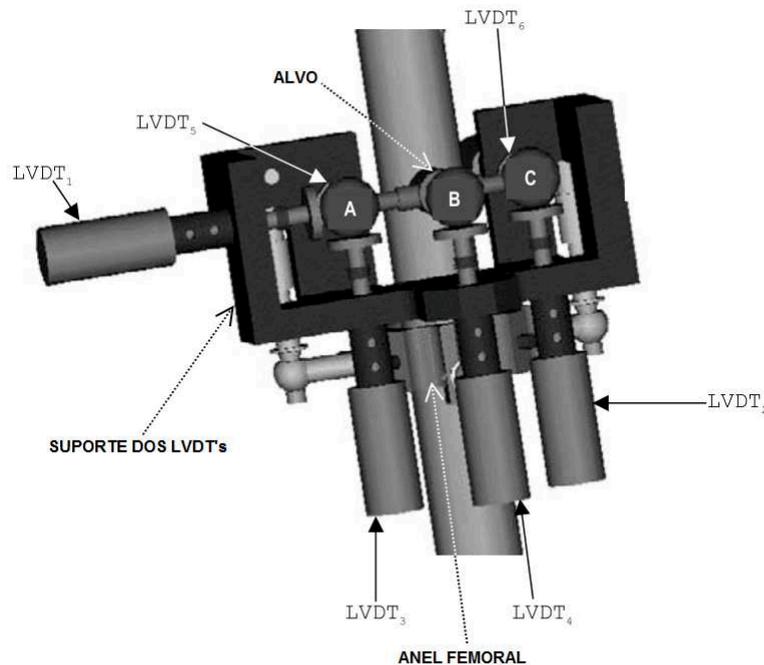
Fonte: Adaptado de Bühler et al. (1997).

Speirs et al. (2000) compararam a estabilidade de dois *designs* de hastes cimentadas, sendo uma sem colar, afunilada e altamente polida e a segunda com colar e acabamento menos polido. Foram utilizados oito pares de fêmures. O sistema e a forma de carregamento são similares aos utilizados Bühler et al. (1997), com cargas variando de 100 %PC até 400 %PC, número de ciclos variando de 250 a 1000 no mesmo modelo de máquina de testes. Os sensores de captação dos micromovimentos possuíam características mecânicas e ópticas no seu funcionamento e foram montados na parte distal da haste.

Maier, Prendergast e Lyons (2001) desenvolveram um método para medir a migração de uma prótese cimentada em um fêmur sintético. O dispositivo consistia de um alvo, acoplado diretamente na haste através do fêmur, composto por três esferas em formato de cruz. Seis LVDT's foram alinhados com as esferas para captar os deslocamentos e rotações de corpo rígido. O carregamento e o alinhamento da haste em relação aos eixos de aplicação de força foram realizados conforme as recomendações da norma técnica ISO 7206-4:2010 (2010) com frequência de 5 Hz. Os dados foram captados a cada 1 hora com frequência de 100 Hz. Pode-se ver o equipamento utilizado nos testes de Maier, Prendergast e Lyons (2001) na Figura 22. Um ano depois, Maier e Prendergast (2002) repetiram os ensaios para dois *designs* de próteses diferentes.

Cristofolini et al. (2003) elaboraram um teste para posteriormente validá-lo para utilização na indústria como ensaio pré-clínico. Foram levantados estatisticamente o número

Figura 22 – Equipamento de medição utilizado por Maher, Prendergast e Lyons (2001).



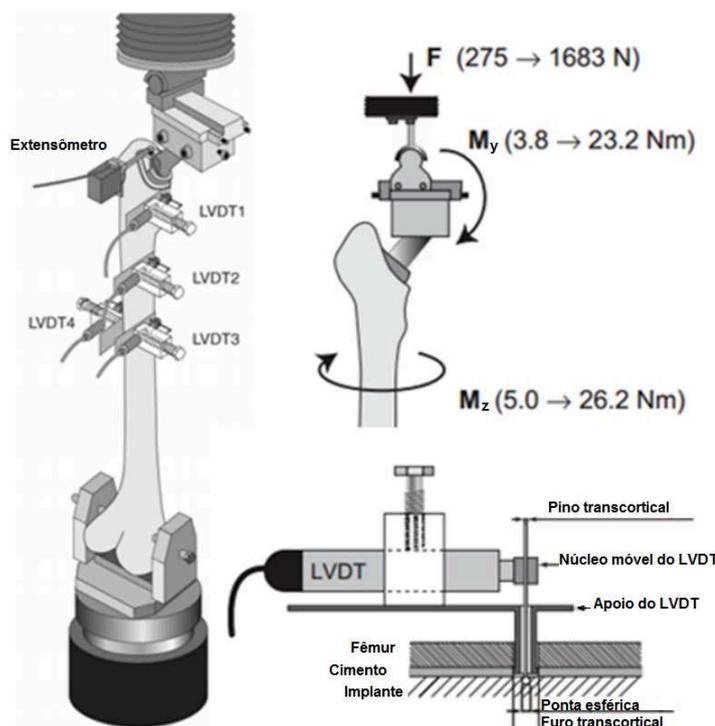
Fonte: Adaptado de Maher, Prendergast e Lyons (2001).

de corpos de prova, foi estabelecido que para um nível de confiança de 95% seria necessário testar 3 corpos de prova. Foi utilizado fêmures sintéticos (Modelo 3103, Pacific Research Labs Inc, Vashon Island, WA) como local de implantação de dois modelos de hastes, sendo uma estabelecida como padrão devido à grande taxa de sobrevivência em uso clínico. Foi aplicado um carregamento cíclico que simula o subir de uma escada por 10^6 ciclos a uma frequência de 0,75 Hz. A carga foi aplicada usando uma máquina de ensaios universais do tipo servo-hidráulica (858 Minibionix, MTS). A captação dos movimentos cisalhantes na interface entre cimento e haste foi realizada empregando-se 4 LVDT's. Um esquema do projeto de Cristofolini et al. (2003) está demonstrado a seguir na Figura 23.

Østbyhaug et al. (2010) utilizaram 20 pares de fêmures e dois sistemas de implantes com hastes modulares não cimentadas, sem colar, fabricadas em titânio, com recobrimento de hidroxiapatita, e implantadas por um cirurgião ortopédico experiente. Foi desenvolvido um equipamento para captação dos micromovimentos relativos entre a haste e o osso composto empregando 6 LVDT's. Para amplificação do sinal utilizou-se um equipamento da HBM e o *software* LabView. Foram realizados 500 + 50 ciclos compostos de três passos, 600 N de carregamento axial com 15 Nm de momento torsor e por fim descarregamento. O dispositivo utilizado está demonstrado na Figura 24.

Enoksen et al. (2014) utilizaram 12 fêmures cadavéricos aleatórios com hastes não cimentadas, sem colar, com colo modular, fabricadas em liga de titânio com recobrimento

Figura 23 – Esquema do projeto usado por Cristofolini et al. (2003).



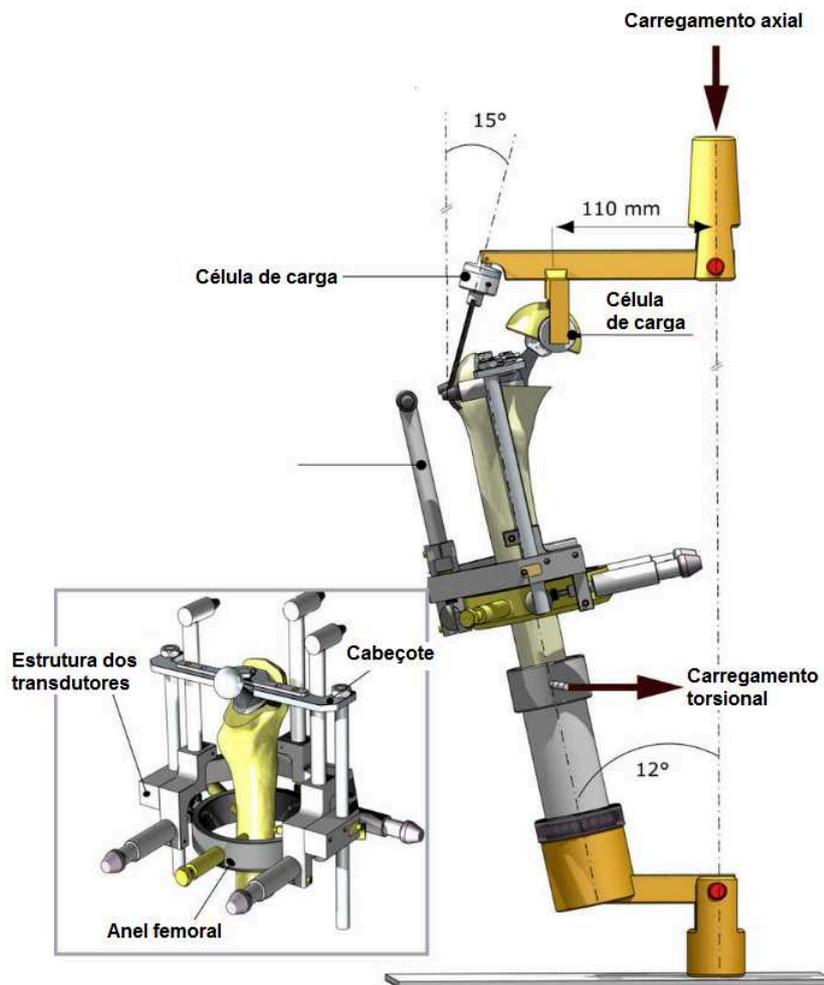
Fonte: Adaptado de Cristofolini et al. (2003).

total de hidroxiapatita. Cada CP (corpo de prova) foi posicionado em um dispositivo para simular o próprio doador do osso, ou seja, usaram uma carga relativa ao peso corporal (0,83 %PC). Foi utilizado uma máquina universal servo-hidráulica (MTS 858 MiniBionix II), tendo sido realizados carregamentos simulando paradas em um pé só e subida de escadas. O dispositivo utilizado é similar ao de Østbyhaug et al. (2010).

Até então, a maioria dos autores assumiam deslocamentos de corpo rígido em seus cálculos. Já Leuridan et al. (2017) utilizaram uma estrutura que lhes permitiu inferir níveis de deformação da prótese e fazer uma comparação entre modelos. Essa estrutura é relativamente similar às utilizadas por Østbyhaug et al. (2010), Enoksen et al. (2014) e Maher, Prendergast e Lyons (2001), porém eles utilizaram de artifícios mecânicos para gerar movimentos e rotações tridimensionais enquanto Leuridan et al. (2017) realizaram as medições relativas de forma pontual e direta, obtendo dados mais precisos a partir de 8 LVDT's. Foram utilizadas próteses (primária e de revisão) não cimentadas e ossos sintéticos modelo 3403, tamanho médio, da Sawbones Europe AB (Malmo, Suécia).

Ainda sobre o trabalho de Leuridan et al. (2017), eles desenvolveram um dispositivo de simulação do carregamento similar ao de Østbyhaug et al. (2010) e Enoksen et al. (2014), porém o protocolo de carregamento apresentado pelos autores não apresenta nenhum tipo de carregamento torsor, consistindo em uma carga compressiva axial senoidal, variando

Figura 24 – Equipamento utilizado por Østbyhaug et al. (2010) para análise de micromovimentos.



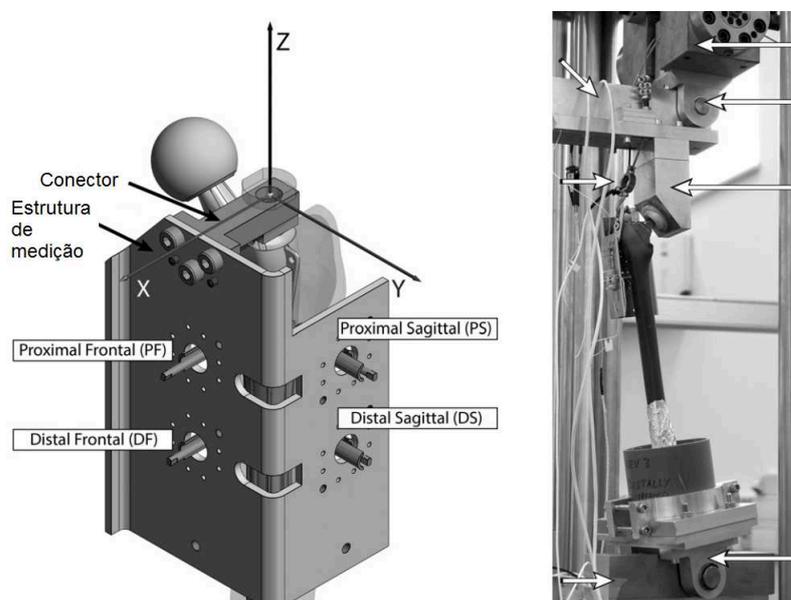
Fonte: Adaptado de Østbyhaug et al. (2010).

de 150 N a 800 N à 0,5 Hz, até completar 2000 ciclos. Após essa etapa era medido os micromovimentos por 250 ciclos em cada posição de medição (Figura 25).

2.7.1 Análise crítica dos modelos existentes

Analisando os estudos expostos anteriormente podemos fazer um diagnóstico do estado atual de avaliação da migração. De modo geral todos utilizaram sistemas de medição de alta precisão, todavia esse sistemas geralmente são caros, complexos de operar ou não estão disponíveis no mercado. Alguns dos estudos não analisaram períodos longos de exposição ou então simplificaram excessivamente os carregamentos aplicados. Além disto, utilizaram fêmures sintéticos que não possuem as mesmas características de um osso natural. Outros consideraram as partes do sistema como corpos rígidos e não consideraram sua deformação. Na Tabela 5 do Apêndice A estão listados alguns trabalhos anteriores

Figura 25 – Equipamentos de medição e carregamento utilizados por [Leuridan et al. \(2017\)](#). Foram empregados 8 LVDT's por local de medição.



Fonte: Adaptado de [Leuridan et al. \(2017\)](#).

com seus resultados e características.

[Bühler et al. \(1997\)](#) realizaram um trabalho muito relevante o qual simulou carregamentos biaxiais quase-fisiológicos, com um sistema de medição preciso, desenvolvido especificamente para esse estudo, obtendo dados precisos de micromovimentos. No entanto, não consideraram os danos provocados por uma exposição prolongada ao carregamento e não simularam as forças causadas pelos músculos abdutores. [Speirs et al. \(2000\)](#) repetiu os estudos de [Bühler et al. \(1997\)](#) e naturalmente o seu estudo possui os mesmos problemas.

Os estudos de [Maher, Prendergast e Lyons \(2001\)](#) e [Maher e Prendergast \(2002\)](#) foram bem conclusivos e demonstraram diferenças na migração entre projetos de implantes. Eles realizaram testes de longa duração mas sem considerar momentos cíclicos e as forças causadas pelo músculos abdutores.

[Østbyhaug et al. \(2010\)](#) e [Enoksen et al. \(2014\)](#) utilizaram um dispositivo mais avançado dos que os elaborados até então. Eles desenvolveram um sistema capaz de aplicar forças cíclicas similares as observadas clinicamente, incluindo as forças realizadas pelos músculos abdutores. Apesar disso, o seu sistema não é capaz de causar momentos cíclicos, sendo assim, aplicaram apenas um momento torsor estático constante através de um esquema de peso morto.

Como dito anteriormente, [Leuridan et al. \(2017\)](#) elucubram provavelmente o estudo mais completo até o momento. Se basearam e modificaram sistemas utilizados por autores anteriores, desenvolveram um sistema de suporte/estrutura capaz de medir níveis

de deformação para a prótese através da medição com 8 LVDT's. Com isso conseguiram corrigir seus dados de migração e levantar hipóteses e quantificar a influência nos dados ao assumir deslocamentos de corpo rígido. Apesar disso, não consideraram um sistema de carregamento não coplanar.

3 MÉTODOS

Foi elaborado um protocolo para realização de ensaios *in vitro* para medição de migração de hastes femorais cimentadas utilizadas em artroplastia de quadril. Esta migração é composta por deslocamentos e angulações relativos ao posicionamento original da haste femoral, acumulados ao longo de sua vida útil. O método de ensaio mecânico desenvolvido foi aplicado a em 7 (sete) corpos de prova (hastes femorais). Todas as hastes utilizadas são de um mesmo modelo e fabricante ($n = 7$). O princípio do método e detalhes preliminares a serem considerados são apresentados abaixo.

3.1 PRINCÍPIO

As próteses foram cimentadas em um modelo de fêmur sintético que replica algumas propriedades físicas reais. A cimentação é feita seguindo o procedimento cirúrgico convencional e realizado por um cirurgião experiente. O modelo do fêmur com a prótese já cimentada é incorporado em meio sólido na parte inferior do dispositivo de carregamento desenvolvido e é aplicada uma carga cíclica orientada de modo a replicar uma condição crítica do uso real com magnitude e perfil que simulem as condições de carregamento encontradas *in vivo*.

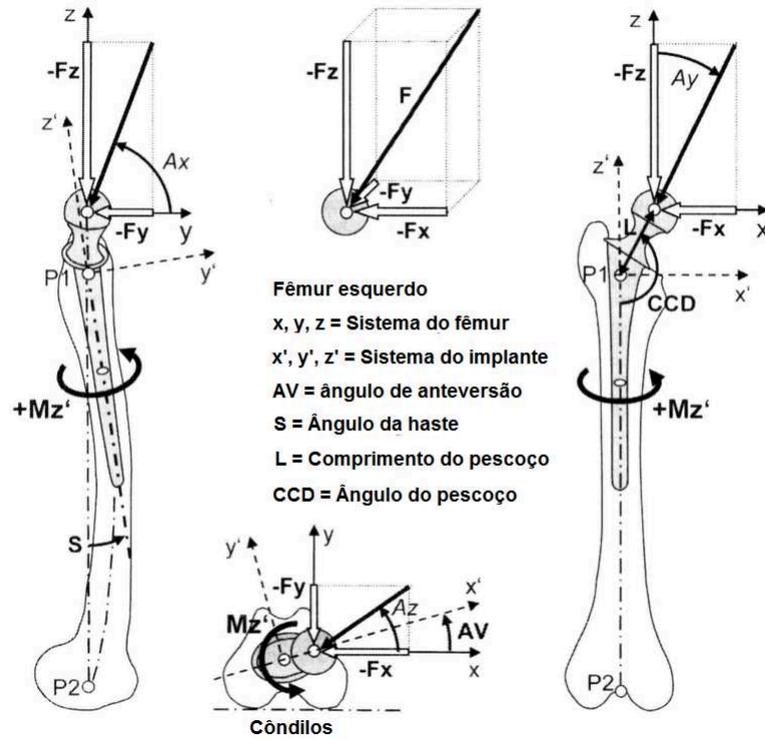
A cada intervalo estabelecido, baseado em um dado número de ciclos ou tempo, é aferido o posicionamento relativo de um sistema de coordenadas associado à haste. Os parâmetros de migração são obtidos com base nas translações e rotações desse sistema de coordenadas ao longo do tempo.

O sistema de coordenadas utilizado será o mesmo desenvolvido por [Bergmann et al. \(2001\)](#) em seus trabalhos, mais precisamente, os resultados serão sempre expressos no sistema de coordenadas local do implante (x' , y' e z') ilustrado na Figura [26](#).

3.2 MATERIAIS

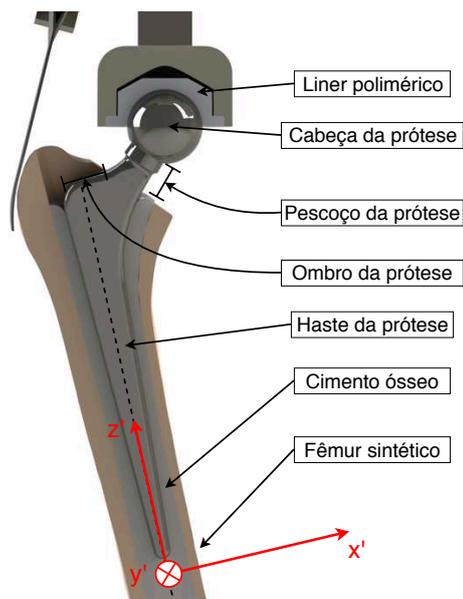
Todos os materiais envolvidos nessa análise experimental devem possuir características mecânicas reprodutíveis, a fim de controlar as variáveis do sistema e diminuir a dispersão de resultados. Dessa forma, deu-se preferência à materiais comerciais de alta qualidade e que possuem normas de fabricação e comercialização. Nesse trabalho será considerado um corpo de prova como o conjunto implante-cimento-fêmur (Figura [27](#)).

Figura 26 – Sistema de coordenadas utilizado nesse trabalho.



Fonte: Adaptado de Bergmann et al. (2001).

Figura 27 – Diagrama de um corpo de prova; isto é, um osso sintético com a prótese já inserida permeada com cimento ósseo, já posicionado no dispositivo.



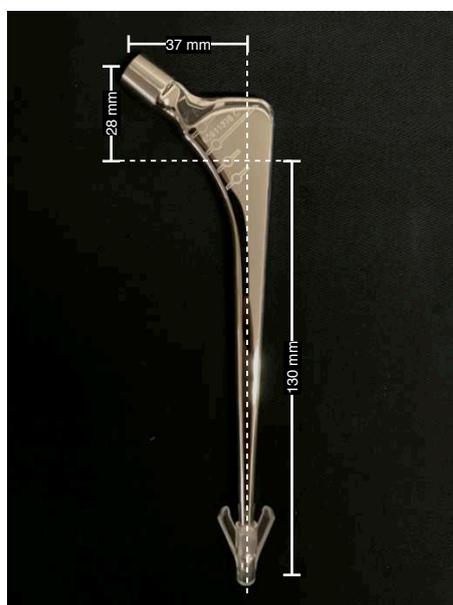
Fonte: Elaborado pelo autor.

3.2.1 Implante para ATQ

Os implantes utilizados nesse trabalho são próteses com histórico de sucesso clínico comprovado. Tendo sido estudados de forma muito profunda e extensiva tornam-se bons candidatos para análises e elaboração de métodos experimentais, pois seus mecanismos de funcionamento já são bem compreendidos.

A prótese utilizada é do tipo Exeter, tamanho N°1, *offset* de 37 mm, comprimento de 130 mm, munhão com conicidade 12/14. Ela tem tanto a cabeça quanto sua haste distal fabricadas em liga baseada em cobalto segundo norma [ASTM F1537-11 \(2011\)](#), sua composição química está demonstrada na Tabela [1](#).

Figura 28 – Haste utilizada nesse trabalho com o alinhador encaixado na parte distal



Fonte: Elaborado pelo autor.

3.2.2 Cimento Ósseo Cirúrgico

O cimento ósseo utilizado será o mesmo utilizado nas cirurgias, mantendo assim a proposta de um experimento capaz de avaliar de forma mais fidedigna o cenário encontrado *in vivo*. O cimento que foi utilizado nesse trabalho é o Cimento Ortopédico Cirúrgico C-MAXX[®], o qual foi doado pela Cimtech Indústria e Comércio de Produtos Ortopédicos (Rio Claro-SP, Brasil) e atende aos requisitos da norma [ISO 5833:2002 \(2002\)](#).

O cimento contém uma embalagem acondicionada estéril contendo 40 g de pó estéril de polimetilmetacrilato, e uma ampola acondicionada estéril contendo 20 ml de líquido estéril de metilmetacrilato. Ela tem sua composição baseada em PMMA, porém possui outras substâncias para torná-lo radiopaco, e.g., sulfato de bário.

Tabela 1 – Composição química média de três hastes e três cabeças diferentes utilizadas nesse trabalho.

Elemento	Composição Nominal ASTM F1537 (UNS R31537) (% em peso)	Haste (% em peso)	Cabeça (% em peso)
Cromo	26,0 - 30,0	27,9	27,7
Molibdênio	5 - 7	6,25	5,6
Níquel	1,0 máx.	<0,1	<0,1
Ferro	0,75 máx.	0,42	0,12
Carbono	0,14 máx.	0,065	0,038
Silício	1,0 máx.	0,49	0,27
Manganês	1,0 máx.	0,84	0,77
Nitrogênio	0,25 máx.	0,154	0,158
Cobalto	Balanço	Balanço	Balanço

Fonte: Elaborado pelo autor.

Nota: Análise realizada por espectroscopia óptica

3.2.3 Fêmur Sintético

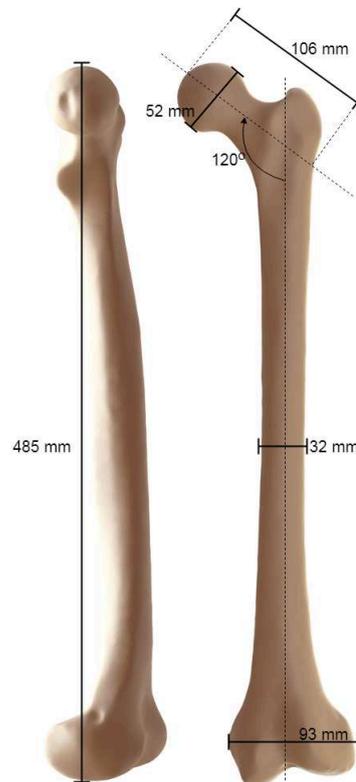
O fêmur sintético consiste em um modelo do osso humano produzido com material compósito, com características mecânicas e físicas que reproduzem as propriedades do fêmur humano real quando analisado como um todo (CRISTOFOLINI et al., 1996). Este material será usado como base para cimentação da haste femoral de forma a homogeneizar a amostra e diminuir as variáveis do ensaio. As dimensões em milímetros do osso sintético são indicadas na Figura 29. O modelo utilizado foi o 3406-17, tamanho grande, da marca Sawbones USA (Pacific Research Labs Inc, Vashon Island, WA).

Na Tabela 2 está relacionado dados comparativos para algumas propriedades mecânicas e físicas do fêmur sintético e fêmur cadavérico, analisando separadamente suas partes corticais e trabeculares. Os dados para o sintético são fornecidos pelo fabricante e estão disponíveis em seu *website* na internet. As propriedades do fêmur natural variam drasticamente conforme o local de análise como comprovado por Goldstein (1987), além disso, outros fatores influenciam nos resultados como por exemplo, o tecido ósseo é anisotrópico e o tempo entra a retirada do órgão e o ensaio mecânico, por causa dessa variação foi exposto os dados mínimos e máximos achados na literatura.

3.2.4 Resina Acrílica de Fixação no Dispositivo

O meio para a incorporação no dispositivo do fêmur composto já com a prótese implantada deve apresentar as características definidas na norma técnica ISO 7206-4:2010 (2010), como por exemplo: não romper sob a carga aplicada durante o ensaio, não exibir excessiva deformação ou fluência e ter características mecânicas reprodutíveis. Os materiais de incorporação com comportamento satisfatório são: resina acrílica, resina epóxi e ligas

Figura 29 – Dimensões do fêmur sintético utilizado nesse trabalho.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Tabela 2 – Comparação das propriedades mecânicas entre fêmur sintético e fêmur cadavérico.

	Região	E [MPa]	σ_C [MPa]	ρ [g/cm ³]	FV
Fêmur Sintético	Trabecular (PU)	155	6,2	0,27	0,23
	Cortical (Epóxi)	17000	157	1,64	-
Fêmur Cadavérico	Trabecular	7,6-9800 ^a 6900-11400 ^d	0,15-22,5 ^a	0,62 ^b	0,11-0,29 ^c 0,29 ^b
	Cortical	15800-25000 ^d	107,9 ^b	1,88 ^e	0,153 ^b

Fonte: Retirado de a: Goldstein (1987), b: Bayraktar et al. (2004), c: Bevill et al. (2006), d: Zysset et al. (1999), e: Yeni, Brown e Norman (1998) e Biomechanical... (2019).

Nota: Onde E é o módulo de elasticidade, σ_C é a tensão máxima compressiva, ρ é a densidade aparente e FV é a fração volumétrica.

metálicas. O material de incorporação deve ter um módulo de elasticidade entre 2.000 N/mm² e 6.000 N/mm².

Para os ensaios desse trabalho será utilizado resina acrílica odontológica autopolimerizável. Ela tem sua composição baseada em PMMA e é comercializada como um polímero e um monômero, o primeiro sólido e outro líquido que ao se misturarem formam um composto pastoso que pode ser vertido em moldes ou outras cavidades. Depois de alguns minutos esses compostos se polimerizam dando origem a um sólido que atende aos requisitos da norma [ISO 7206-4:2010](#) ([2010](#)).

3.3 APARATO

3.3.1 Máquina de Ensaio Universal

O ensaio deverá ser realizado em uma máquina de ensaios de fadiga capaz de atender aos requisitos da norma [ISO 7206-4:2010](#) ([2010](#)), que são: capacidade de aplicar uma carga cíclica a uma frequência compreendida entre 1 Hz e 30 Hz; erro na carga aplicada inferior a 2 % da carga máxima. A máquina mais apropriada situada no LEBm é a MTS Bionix modelo 370.02, trata-se de uma máquina de ensaios universal do tipo servo-hidráulica biaxial com capacidade máxima de carregamento de 15 kN de carga axial e 120 Nm de momento torsor, o transdutor de carga tem capacidade de 15 kN e 150 Nm respectivamente.

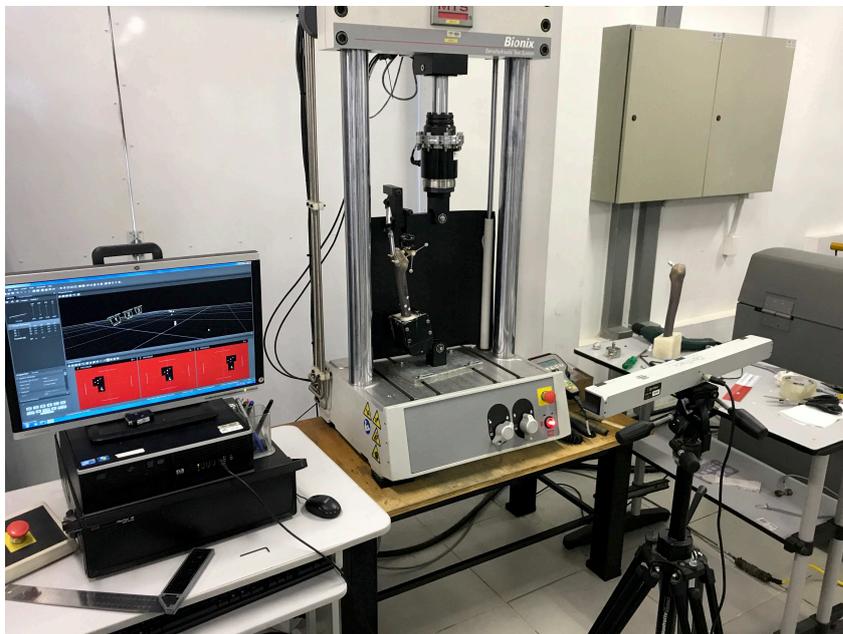
3.3.2 Dispositivo de Carregamento

O dispositivo utilizado nesse trabalho é desenvolvido tomando-se por base o trabalho de [Østbyhaug et al.](#) ([2010](#)) e [Enoksen et al.](#) ([2014](#)), o qual possui um sistema na sua parte superior com um efeito de alavanca capaz de desenvolver carregamentos tanto na cabeça do implante quanto na parte do trocânter maior do fêmur, simulando as forças transmitidas pelo quadril e as forças dos músculos abdutores (glúteo médio e mínimo). Porém nos trabalhos de [Østbyhaug et al.](#) ([2010](#)) e [Enoksen et al.](#) ([2014](#)), o torque cíclico que é transmitido ao implante e que ocorre naturalmente ao realizar tarefas diárias, como demonstrado na seção [2.1](#), foi simulado com um sistema de peso morto, i.e., o torque simulado no teste é constante.

As análises dos perfis de carregamentos levantados por [Bergmann et al.](#) ([2001](#)) mostram que as curvas de força e torque de uma única atividade, e.g., caminhando, são cíclicas. Outro ponto relevante é que as curvas são similares no sentido que ambos apresentam um pico maior por volta de 15% do ciclo e logo após um pico de menor intensidade por volta de 50% do ciclo.

Para considerar estas condições, no presente trabalho, é elaborado um dispositivo capaz de aplicar carga axial e torcional no implante (ambas cíclicas), aproximando mais

Figura 30 – Máquina de ensaio utilizada nos teste mecânicos deste trabalho. Esta máquina permite e controla movimentos axiais e torcionais do atuador hidráulico. À direita, posicionado em um tripé, está demonstrado o sistema de captura de deslocamentos de corpo rígido OptiTrack.



Fonte: Elaborado pelo autor.

os carregamentos que são encontrados *in vivo*.

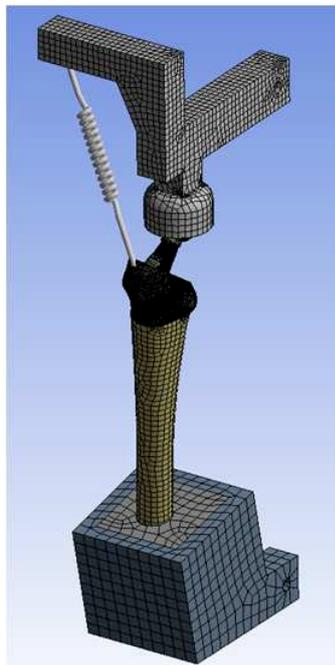
3.3.3 Análise por Elementos Finitos

Como forma complementar de análise do desempenho do dispositivo em relação as similitudes do ensaio *in vitro* com as observações clínicas, realizou-se uma verificação através da técnica de elementos finitos dos campos de tensão e deformação que surgem do teste. Todas as análises fora realizadas utilizando o *software* Ansys versão R19.0.

A discretização das geometrias foi realizada utilizando elementos sólidos 3D. Foram utilizados elementos hexaédrico de segunda ordem com malha Hex20 para todo o conjunto com tamanho médio de 4 mm (Figura 31). A fim de reduzir o tempo computacional, foi realizado um refinamento da malha somente na região de interesse, onde foram utilizados elementos hexaédricos Hex20 de segunda ordem com um tamanho médio de 1 mm, inclusive na região de contato entre o implante e o cimento ósseo (Figura 32).

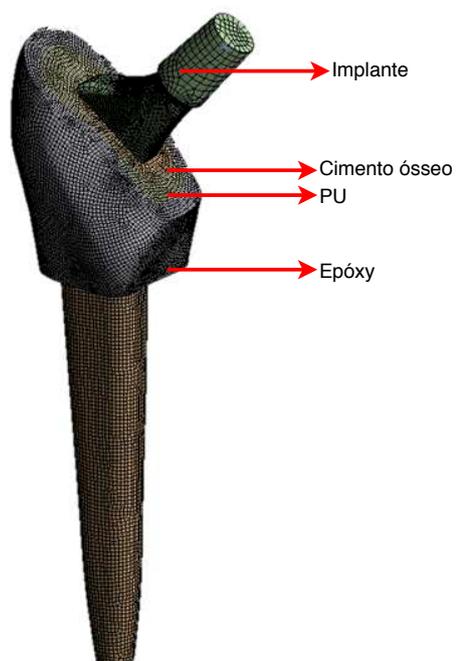
No lugar de todo o sistema de tração trocantérica foi utilizado um elemento mola como forma de simplificar e otimizar o estudo (Figura 33), já que o mesmo irá operar dentro de seu regime elástico. As forças da mola agem ao longo do eixo da mola e nenhum momento de flexão é realizado similar ao experimental.

Figura 31 – Vista geral da malha utilizada.



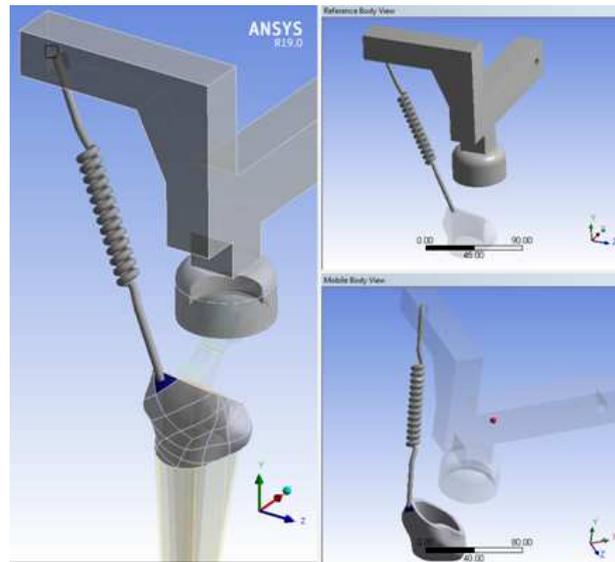
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 32 – Detalhe do refinamento da malha na região de maior interesse.



Fonte: Elaborado pelo autor.

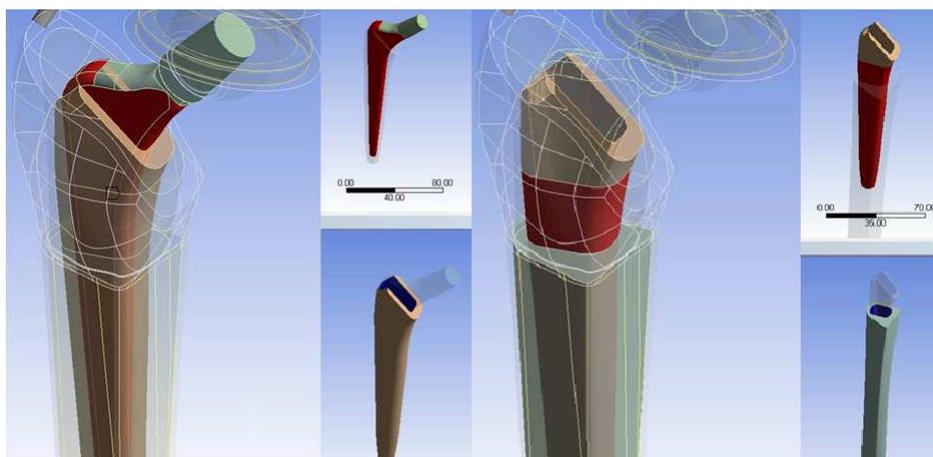
Figura 33 – Detalhe do elemento mola no lugar do cabo trocantérico.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Para modelar as interfaces implante-cimento e cimento-osso foram utilizados elementos de contato entre as peças (Figura 34). Buscando um modelo matemático que represente a condição física do problema e como o deslocamento entre ciclos no teste experimental está na ordem de micrometro, foi aplicada uma condição de contato sem atrito na interface considerando o ensaio *in silico* como quase estático.

Figura 34 – Detalhe das interface de contato do corpo de prova.

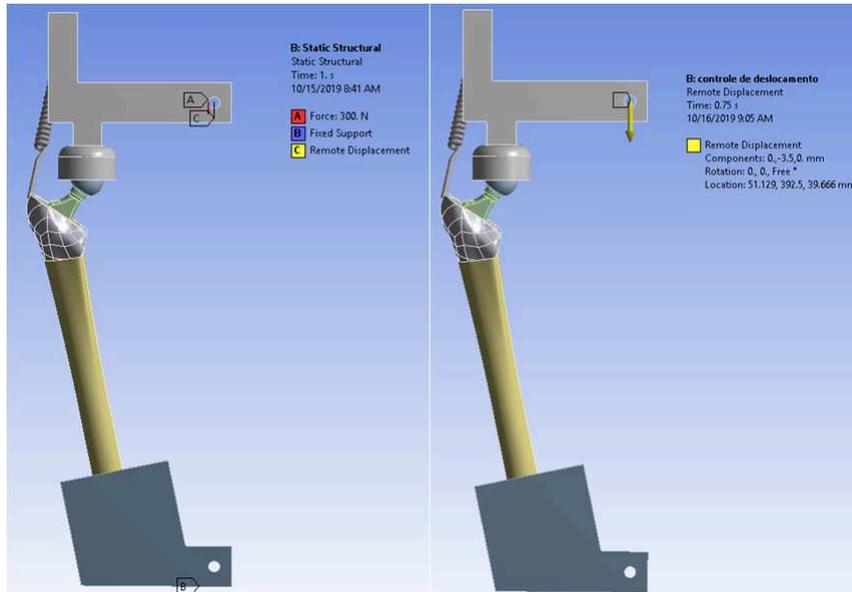


Fonte: Elaborado pelo autor.

Foi utilizado um suporte do tipo *remote displacement* no local do eixo pivotante superior e inferior do dispositivo. Na parte superior, tal suporte permite trabalhar com o deslocamento de translação inferior-superior livre e rotação no eixo anterior-posterior

livre. Já na parte inferior, foi mantido somente a rotação do eixo pivotante livre na direção anterior-posterior. O objetivo desse tipo de fixação é representar o que acontece na realidade do ensaio, mantendo os mesmos graus de liberdade (Figura 35).

Figura 35 – Esquema das restrições de movimento e aplicação de cargas.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Na análise foi utilizado carregamentos monotônicos, por controle de carga e depois de deslocamento. No primeiro teste (controle de carga) o valor de força compressiva atingiu máximo de 300 N em 0,5 segundos. A força foi aplicada de forma distribuída na parte interna do furo no braço superior, onde ficaria o eixo pivotante no ensaio experimental. No segundo teste utilizou-se dados experimentais de deslocamento, mais especificamente do atuador hidráulico da máquina de ensaios, para estabelecer a magnitude do movimento axial que foi de aproximadamente 3,5 mm em 0,75 segundos. Esses valores são similares aos realizados *in vitro*.

3.3.4 OptiTrack

As medições de deslocamento e angulações de corpo rígido serão realizadas utilizando dispositivo de processamento estereoscópico de imagens da marca OptiTrack, modelo V120:Trio, demonstrado na Figura 36. O sensor é composto por um sistema óptico com múltiplas câmeras e *software* de captura *plug-and-play*, o qual se denomina *Tracking Tools*, versão 2.5.3.

O sistema de captura de movimentos de corpo rígido funciona da seguinte forma: são dispostos os marcadores de certa maneira que ele represente da melhor forma o movimento

Figura 36 – Câmeras estereoscópicas OptiTrack modelo V120:trio com três câmeras.



Fonte: Disponível em <https://optitrack.com/>.

a ser estudado das diferentes partes do sistema mecânico, neste caso, por exemplo, um foi fixado no osso sintético e outro acoplado no implante, cuja migração será monitorada.

Um marcador é composto de três ou mais refletores, como nota-se na Figura 37, formando um polígono com os mesmos representando os vértices. Esses refletores são nada mais do que esferas recobertas com uma pintura especial, cujo um dos compostos é alumínio em forma de pó, ou então fitas de alta refletividade.

O *software* considera o centro geométrico (ou centroide) do polígono formado pelos refletores como a origem do marcador, e são as informações espaciais desse ponto que serão transmitidas e posteriormente analisadas pelo autor. As imagens são captadas pelo sistema através da reflexão da luz infravermelha monocromática emitida pelos LED's dispostos no V120:Trio.

Figura 37 – Marcador utilizado para detectar os movimentos da prótese. É possível ver as três esferas refletoras.



Fonte: Elaborado pelo autor.

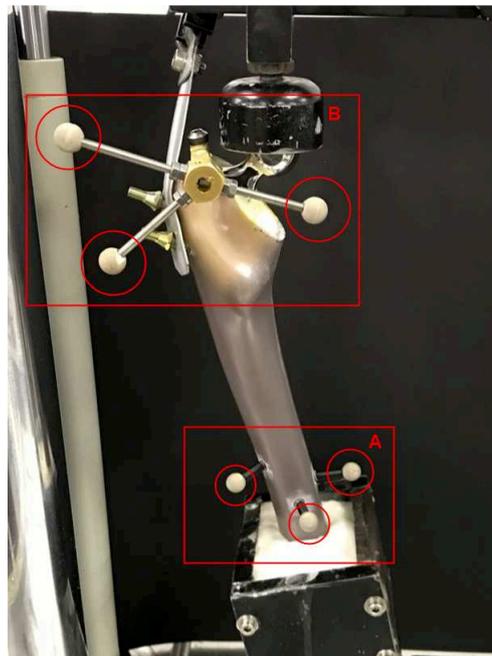
O sensor é composto por um sistema óptico com 3 (três) câmeras as quais estão posicionadas com uma dada distância e ângulos conhecidos entre elas. À vista disso é possível analisar as imagens e calcular a distância dos objetos em relação às câmeras, tornando possível estudar o campo de deslocamento.

Existem dois fatores que influenciaram na escolha dos locais de posicionamento dos marcadores. Primeiro, e mais importante, é que se deseja obter o resultado de migração do implante em relação ao osso com a maior precisão possível, então esses seriam os locais mais recomendados.

Outro problema reside no fato que as câmeras não estão rigidamente conectadas à máquina ou ao dispositivo de ensaio. Caso as câmeras se movam, ou então vibrem, em relação a qualquer um desses dois objetos ocorrerá um ruído no sinal ou até mesmo inviabilizará os dados de migração do ensaio. Na realidade, apenas o caminhar de alguém próximo à máquina de ensaios causaria prejuízos na captura do sinal.

Devido a esses fatos foram escolhidos os locais para colocação dos marcadores (Figura 38) no osso e no implante, pois dessa forma é minimizado qualquer ruído no sinal. Então não serão completamente eliminados, mas em caso de pequenas vibrações os dados não serão prejudicados, e ao mesmo tempo é maximizado a precisão da medição da migração relativa.

Figura 38 – Detalhe dos locais onde foram colocados os marcadores compostos pelos refletores, um na superfície do osso sintético (A) e outro acoplado no ombro da prótese de quadril (B).



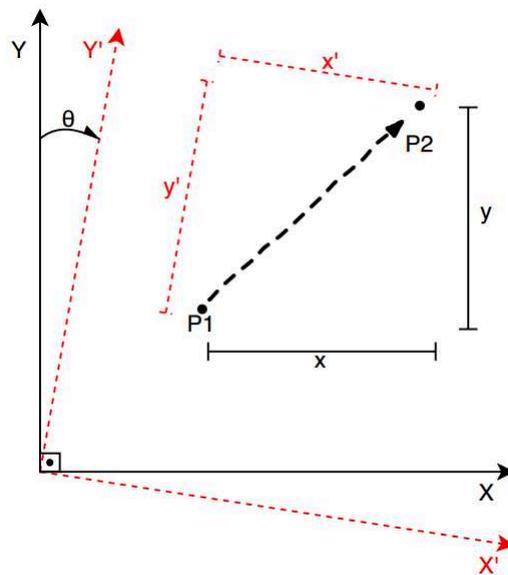
Fonte: Elaborado pelo autor.

Existe ainda outro problema na captura de dados do OptiTrack que é a orientação do sistema de coordenadas de referência. Esse sistema precisa coincidir com o sistema de coordenadas do implante pra que haja a transmissão de dados coerentes e para que esse dados possam ser analisado estatisticamente e posteriormente ter seus resultados

comparados entre os corpos de prova.

Entende-se melhor esse problema analisando a Figura 39. Para simplificar o problema, imagine uma partícula se deslocando em linha reta no espaço 2D do ponto $P1$ ao ponto $P2$. O caminho que a partícula percorre pode ser decomposto como deslocamentos paralelos aos eixos do sistema de coordenadas. Ao rotacionar esse sistema um certo ângulo θ pode-se imaginar que a decomposição do caminho se altera. Na verdade, pode-se incrementar essa rotação ao ponto de o caminho percorrido não possuir mais um deslocamento em X' .

Figura 39 – Nota-se a mudança nos resultados que a diferente orientação da base de referência poderia causar.



Fonte: Elaborado pelo autor.

À vista disso, fica bem claro que para que se possa obter dados de forma precisa, ou até mesmo para que os resultados possam ser comparados entre os corpos de prova, todos os testes realizados tiveram que ter seu sistema de referência estabelecido com a mesma orientação. Para tanto, foi elaborado o dispositivo demonstrado na Figura 40 que utiliza três refletores para estabelecer o plano formado pelos eixos x' e y' . O eixo z' é automaticamente interpretado como sendo perpendicular a esse plano.

3.4 CÁLCULO DA MIGRAÇÃO

Para o cálculo da migração foram desenvolvidos dois *scripts* no *software* MatLab para capturar e analisar os dados fornecidos pelo OptiTrack. O primeiro possui como objetivo controlar o aplicativo executável de captura dos dados. Esse aplicativo, o qual foi desenvolvido em linguagem de programação C++, se conecta com o servidor criado

Figura 40 – O dispositivo que estabelece a orientação do sistema de coordenadas de referência pode ser visto na parte inferior da imagem.



Fonte: Elaborado pelo autor.

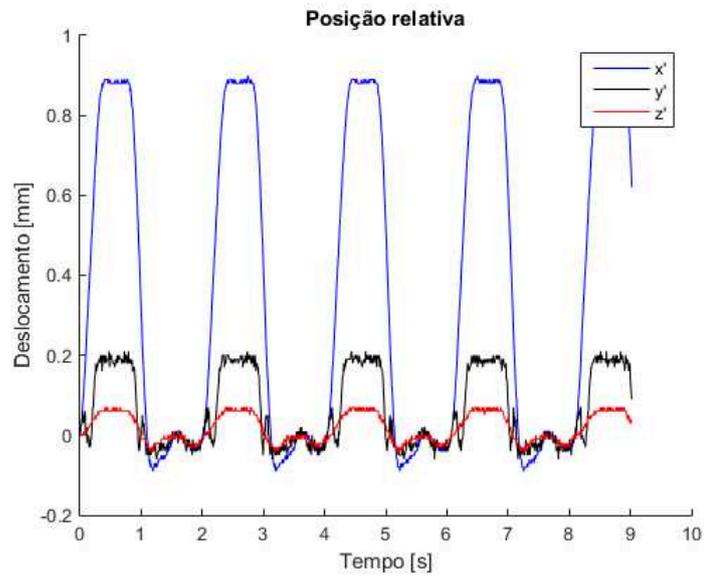
pelo *software* TrackingTools e extrai os dados de posição e orientação espacial. Como este aplicativo se conecta de forma ininterrupta com o *software* de controle das câmeras e salva os dados na memória RAM do sistema, ele precisa ser fechado manualmente para interromper a transmissão de dados, se não for fechado o sistema para de funcionar quando a memória não possuir mais espaço livre. Como o ensaio possui uma longa duração, se tornaria inviável ativar e desativar o aplicativo manualmente, por isso a decisão de usar um *script* do MatLab para o controle do tempo de captura, estabelecido em 8 segundos, e do intervalo de captura dos dados, realizado de forma logarítmica.

Além disso, esse primeiro *script* faz uma análise do sinal cíclico (demonstrado nas Figuras 41 e 42), como por exemplo, encontra picos e vales, faz o cálculo da média e desvio padrão. Depois de analisado o sinal, exporta-se esses valores para um arquivo de simples texto tipo ASCII que será posteriormente utilizado pelo segundo *script* desenvolvido.

O segundo *script* faz a análise geral da migração, utilizando os dados de média e desvio padrão gravados pelo primeiro *script* para cada tomada de dados. Assim, é gerado um sinal de deslocamento relativo entre osso e implante em função do tempo de ensaio.

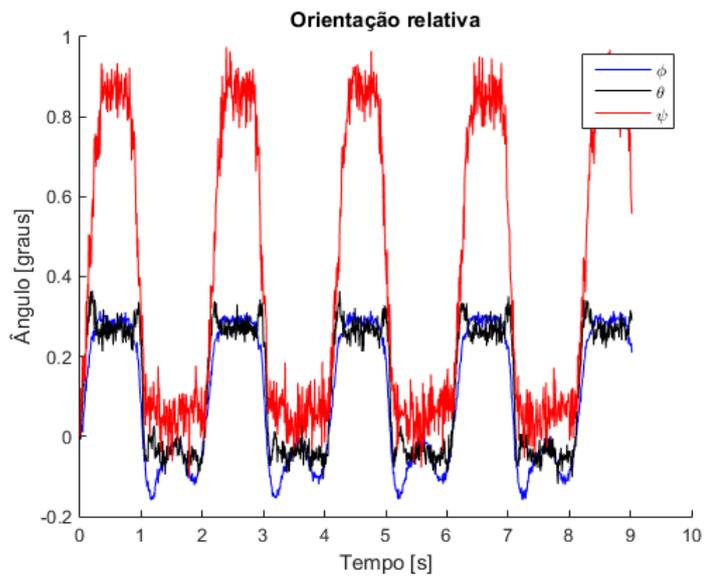
Para deslocamentos de corpo rígido as partículas movem-se uma mesma distância (igual magnitude e mesma direção) dado um tempo t qualquer. Portanto, tem-se que o deslocamento só é dependente do tempo, i.e., $\mathbf{U}(t)$. As posições dos marcadores podem ser analisadas como transformações relativas a um sistema de coordenadas ortonormal

Figura 41 – Exemplo do sinal de apenas uma captura de 8 segundos para a posição relativa dos marcadores.



Fonte: Elaborado pelo autor.

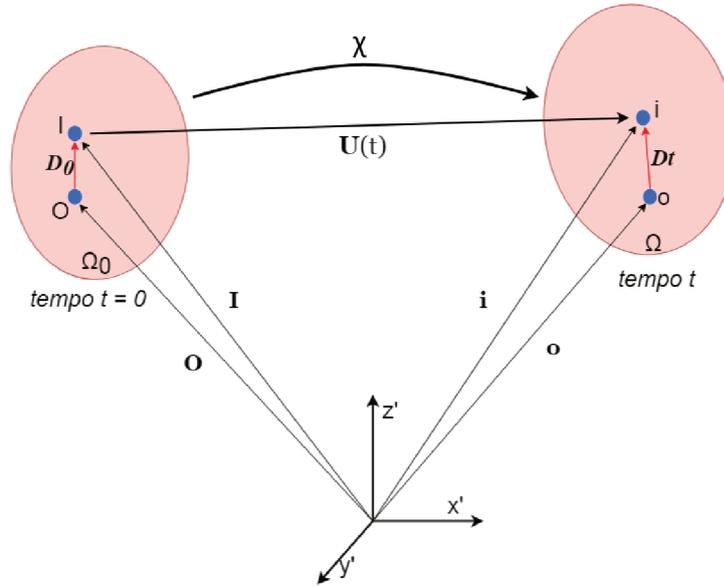
Figura 42 – Exemplo do sinal de apenas uma captura de 8 segundos para a orientação relativa dos marcadores. Onde ϕ , θ e ψ são as rotações em ângulos de Euler nos eixos x' , y' e z' respectivamente.



Fonte: Elaborado pelo autor.

privilegiado (Figura 43). Pode-se decompor essa transformação χ realizada em $\overline{\mathbf{IO}}$ como uma rotação seguida de uma translação, obtendo que:

Figura 43 – Diagrama de deslocamento de dois corpos rígidos no espaço euclidiano, sendo os pontos O e I uma representação dos marcadores posicionados no osso sintético e no implante ortopédico respectivamente.



Fonte: Elaborado pelo autor.

$$\chi(\overline{\mathbf{IO}}) = R\overline{\mathbf{IO}} + D \quad (3.1)$$

Onde R é a matriz de rotação e D o vetor deslocamento.

O OptiTrack captura e analisa as imagens a 120 Hz e fornece uma matriz (P) de uma linha e 7 (sete) colunas. As três primeiras colunas são as posições cartesianas espaciais em relação à origem do sistema, aqui denominadas x' , y' e z' . A posição da origem pode ser estabelecida via *software* em qualquer lugar do espaço e possui sua posição estabelecidas por x'_c , y'_c e z'_c . Portanto os vetores de posição \mathbf{I} e \mathbf{O} do ambiente material Ω_0 ficam:

$$\begin{cases} \mathbf{I} = (x'_I - x'_c, y'_I - y'_c, z'_I - z'_c) \\ \mathbf{O} = (x'_O - x'_c, y'_O - y'_c, z'_O - z'_c) \end{cases} \quad (3.2)$$

Onde os índices I e O representam posições no ambiente material do implante e do osso, respectivamente, no instante $t = 0$. Analogamente os vetores posição do ambiente

de observação Ω ficam:

$$\begin{cases} \mathbf{i} = (x'_i - x'_c, y'_i - y'_c, z'_i - z'_c) \\ \mathbf{o} = (x'_o - x'_c, y'_o - y'_c, z'_o - z'_c) \end{cases} \quad (3.3)$$

Onde os índices i e o representam posições no ambiente de observação do implante e do osso, respectivamente, em um dado instante t . As quatro colunas seguintes representam um quatérnion. Um quatérnion q é definido como a soma de um escalar q_0 e um vetor $\mathbf{q} = (q_1, q_2, q_3)$:

$$q = q_0 + \mathbf{q} = q_0 + q_1\mathbf{i} + q_2\mathbf{j} + q_3\mathbf{k} \quad (3.4)$$

Onde \mathbf{i} , \mathbf{j} e \mathbf{k} são vetores unitários na base ortonormal de referência. Portanto a matriz dos dados fornecidos de apenas uma imagem para um marcador fica da seguinte forma:

$$P = \{x'_t, y'_t, z'_t, q_0, q_1, q_2, q_3\} \quad (3.5)$$

Para uma mesma imagem são transmitidos duas matrizes P de dados. O *streaming* é intercalado por linhas para os marcadores, isto é, para o marcador 1 (osso sintético) e para o marcador 2 (implante).

$$\begin{cases} P_1 = \{x'_i, y'_i, z'_i, q_0, q_1, q_2, q_3\} \\ P_2 = \{x'_o, y'_o, z'_o, q_0, q_1, q_2, q_3\} \end{cases} \quad (3.6)$$

O *script* programado no *software* MatLab, primeiramente, separa a matriz P em duas matrizes, uma contendo os dados de posição x' , y' e z' e outra contendo os dados de rotação q_0 , q_1 , q_2 e q_3 .

Logo após, para obter o vetor deslocamento relativo entre o implante e o osso em função do tempo ($D_{io}(t)$), o programa simplesmente realiza a subtração dos vetores das posições cartesianas relativas dos marcadores para cada imagem analisada, ou seja:

$$D_{io}(t) = \mathbf{D}_t - \mathbf{D}_0 \quad (3.7)$$

Sabendo que $\mathbf{D}_t = \mathbf{o} - \mathbf{i}$ e $\mathbf{D}_0 = \mathbf{O} - \mathbf{I}$ tem-se que:

$$\begin{aligned} D_{io}(t) = & (x'_o - x'_c, y'_o - y'_c, z'_o - z'_c) - (x'_I - x'_c, y'_I - y'_c, z'_I - z'_c) - \dots \\ & \dots (x'_O - x'_c, y'_O - y'_c, z'_O - z'_c) + (x'_I - x'_c, y'_I - y'_c, z'_I - z'_c) \end{aligned} \quad (3.8)$$

Logo:

$$D_{io}(t) = ([x'_o - x'_i] - [x'_o - x'_I], [y'_o - y'_i] - [y'_o - y'_I], [z'_o - z'_i] - [z'_o - z'_I]) \quad (3.9)$$

Para obter a orientação de apenas um marcador, transforma-se o quatérnion em ângulos de Euler pela seguinte relação:

$$\begin{bmatrix} \phi \\ \theta \\ \psi \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \operatorname{arctg} \frac{2(q_0q_1 + q_2q_3)}{1 - 2(q_1^2 + q_2^2)} \\ \operatorname{arcsen}(2(q_0q_2 - q_3q_1)) \\ \operatorname{arctg} \frac{2(q_0q_3 + q_1q_2)}{1 - 2(q_2^2 + q_3^2)} \end{bmatrix} \quad (3.10)$$

Onde ϕ , θ e ψ são as rotações em ângulos de Euler nos eixos x' , y' e z' respectivamente. Em seguida, os ângulos são transformados em matrizes de rotação segundo a equação abaixo:

$$\begin{aligned} R &= R_z(\psi)R_y(\theta)R_x(\phi) = \\ &= \begin{bmatrix} \cos(\psi) & -\operatorname{sen}(\psi) & 0 \\ \operatorname{sen}(\psi) & \cos(\psi) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos(\theta) & 0 & \operatorname{sen}(\theta) \\ 0 & 1 & 0 \\ -\operatorname{sen}(\theta) & 0 & \cos(\theta) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\phi) & -\operatorname{sen}(\phi) \\ 0 & \operatorname{sen}(\phi) & \cos(\phi) \end{bmatrix} = \\ &= \begin{bmatrix} \cos(\theta)\cos(\psi) & -\cos(\phi)\cos(\psi) + \operatorname{sen}(\phi)\operatorname{sen}(\theta)\cos(\psi) & & \\ \cos(\theta)\cos(\psi) & \cos(\phi)\cos(\psi) + \operatorname{sen}(\phi)\operatorname{sen}(\theta)\cos(\psi) & \dots & \\ -\operatorname{sen}(\theta) & \operatorname{sen}(\phi)\cos(\theta) & & \\ \operatorname{sen}(\phi)\operatorname{sen}(\psi) + \cos(\phi)\operatorname{sen}(\theta)\cos(\psi) & & & \\ \dots & -\operatorname{sen}(\phi)\operatorname{sen}(\psi) + \cos(\phi)\operatorname{sen}(\theta)\cos(\psi) & & \\ & \cos(\phi)\cos(\theta) & & \end{bmatrix} \quad (3.11) \end{aligned}$$

Para realizar o cálculo da rotação relativa entre os marcadores pode-se imaginar que existe as seguintes rotações:

- a) R_{ri} que é a matriz de rotação do implante em relação ao sistema de coordenadas de referência
- b) R_{ro} que é a matriz de rotação do osso em relação ao sistema de coordenadas de referência.

Porém, o interesse é em descobrir R_{io} , isto é, a rotação relativa entre o implante e osso, dessa maneira, sabendo que ao multiplicar duas matrizes os índices internos se cancelam, basta multiplicar a transposta de R_{ri} por R_{ro} , ou seja:

$$R_{io} = R_{ri} \cdot R_{ro} = R'_{ri} \cdot R_{ro} \quad (3.12)$$

Nota-se, entretanto, que é ainda necessário fazer uma pequena correção do valor de migração. Ao analisar a Figura 44 nota-se que a haste que contém os refletores se projeta para a parte posterior do implante. Como não é conhecido os eixos de rotação do implante, qualquer rotação que ocorra na prótese causa uma migração virtual do marcador.

Figura 44 – Detalhe da haste de suporte dos refletores posicionada no implante.



Fonte: Elaborado pelo autor.

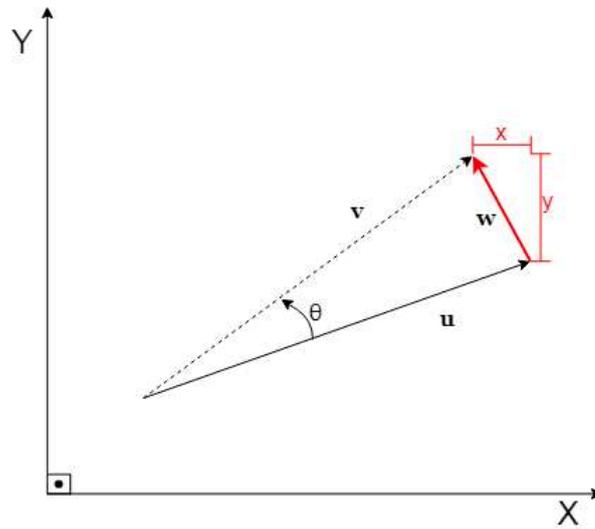
Para compreender melhor esse problema, imagina-se uma rotação de um vetor no espaço bidimensional (a Figura 45 demonstra essa rotação). Ao aplicar a matriz de rotação ao vetor \mathbf{u} , cria-se o vetor \mathbf{v} . Ao subtrair o vetor \mathbf{u} por \mathbf{v} , obtêm-se \mathbf{w} , ao qual possui suas componentes x e y no sistema de referência global.

Para o nosso problema tridimensional aplica-se a matriz de rotação relativa R_{io} em um vetor, de magnitude conhecida, que se estende do ponto de fixação na parte trocântica da haste até o centro geométrico do polígono criado pelos refletores. Assim gera-se um novo vetor rotacionado para o marcador posicionado no implante. De forma similar ao exemplo bidimensional, subtraindo o vetor rotacionado do anterior, obtêm-se um terceiro vetor com suas componentes x' , y' e z' no sistema de referência do ensaio. Subtraindo esses valores dos obtidos pelo OptiTrack para D_{io} , tem-se um valor de migração corrigido. Com D_{io} e R_{io} calculados e corrigidos, pode-se analisar os dados de translação e rotação relativa entre osso e implante.

3.5 IMPLANTAÇÃO DA PRÓTESE

A implantação da prótese foi realizada por um cirurgião experiente na artroplastia total de quadril. De forma geral, os passos para criar um corpo de prova seguem de forma

Figura 45 – Percebe-se a criação de uma migração virtual resultante da rotação θ quando não se conhece o centro de rotação.

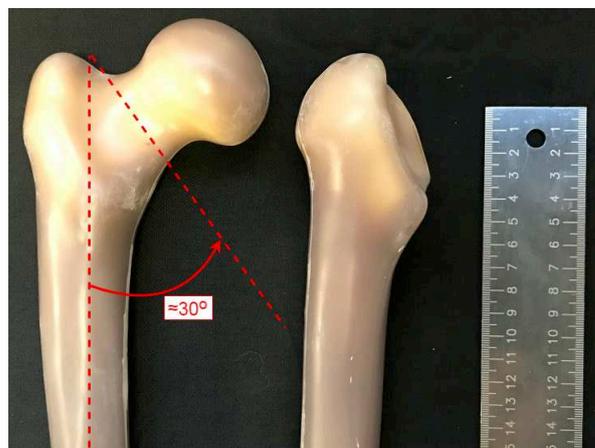


Fonte: Elaborado pelo autor.

similar os passos realizados durante a cirurgia convencional empregando cimentação da primeira geração.

O procedimento inicia-se com o seccionamento da cabeça do fêmur sintético formando um ângulo de 30 graus com o eixo anatômico. O corte segue aproximadamente a linha intertrocanteriana sendo realizado cerca de 15 mm acima do trocânter menor, cuidando-se para que o trocânter maior não seja atingido (Figura 46).

Figura 46 – Ângulo de seccionamento da cabeça do fêmur.

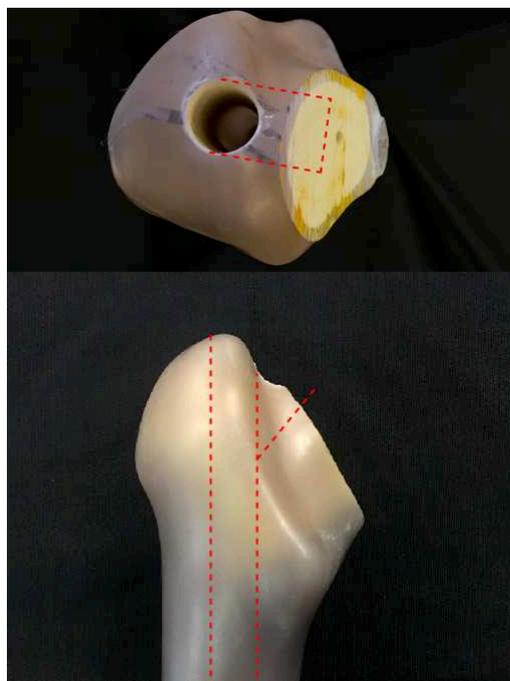


Fonte: Elaborado pelo autor.

Após, realiza-se a abertura do canal medular com uma fresa de 12 mm de diâmetro

(Figura 47). Depois faz-se um corte em cunha na superfície superior do fêmur sintético, que irá de encontro com o canal aberto. Esta etapa é a preparação para o brochamento.

Figura 47 – Posição do furo para abertura do canal medular e preparação da parte proximal do fêmur para o brochamento.



Fonte: Elaborado pelo autor.

O brochamento é realizado com ferramentas com tamanhos aumentados gradualmente especializadas para esse tipo de cirurgia e implante (demonstradas na Figura 48). O canal aberto, o qual fica aproximadamente retangular quanto visto de topo, deve ter aproximadamente 15° de anteversão como demonstrado na Figura 49. Isto é, a cabeça da prótese deve se projetar para a parte anterior.

Para melhor entendimento, pode-se imaginar uma linha que passa no centro desse canal retangular, essa linha central deve ficar rotacionada 15° em relação ao eixo de rotação da parte tibial, ou então a linha formada pelos ápices posteriores do côndilo lateral e medial. Ao final do brochamento é realizada a limpeza interna do canal.

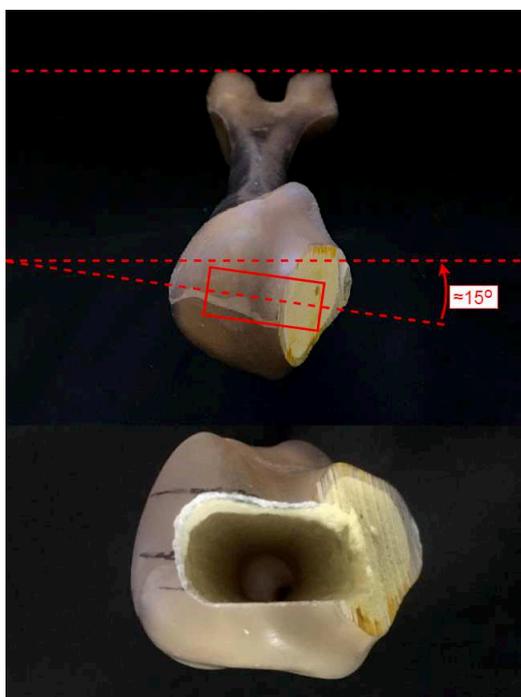
O próximo passo é preparar o cimento ósseo misturando os dois monômeros. Após aproximadamente 2 minutos, a mistura começa a polimerizar e adquire uma consistência pastosa, nesse momento o cirurgião pode moldar o cimento. Enrolando o cimento entre as duas mãos e fazendo uma espécie de cilindro, ele começa a introduzir o cimento no canal aberto no fêmur, ao mesmo tempo, uma bomba de vácuo suga o ar do fundo do canal, isso ocorre através de um tubo de silicone com 3 mm de diâmetro externo posicionado dentro do canal na parte lateral. Após o cimento ser completamente inserido, o cirurgião

Figura 48 – Fresas especializadas utilizadas no brochamento.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 49 – Diagrama demonstrando o alinhamento do brochamento com um ângulo de anteversão (AV) de 15°.



Fonte: Elaborado pelo autor.

retira o tubo de silicone e então inicia a inserção da prótese dentro do canal, seguindo o alinhamento e o nível recomendado pelo fabricante, com o alinhador na ponta distal da prótese. Após esse estágio basta aguardar a completa polimerização do cimento ósseo. Foi esperado 24 horas para iniciar o ensaio cíclico.

3.6 PROCEDIMENTOS DO ENSAIO ESTÁTICO

Foi realizado um ensaio quase estático como forma de avaliar a resistência do sistema que envolve o corpo de prova e dispositivo de carregamento. Foi utilizada a mesma máquina universal bi-axial do ensaio de migração executando um carregamento monotônico com controle de deslocamento do atuado hidráulico com velocidade de 1 mm/min. Foram adquiridos os dados de força e torque da célula de carga bi-axial com taxa de 5 Hz.

3.7 DETERMINAÇÃO DOS PARÂMETROS DE ENSAIO (ENSAIO PILOTO)

Foi realizado um ensaio preliminar de migração para obter dados com alta frequência de captação para avaliar e otimizar a taxa de aquisição. Foram adquiridos dados de 5 em 5 minutos com tomada de imagem de 8 segundos em 120 Hz. As curvas de carregamento são as mesma utilizadas no ensaio de migração.

3.8 RELAÇÃO DE FORÇAS

Julgou-se necessário nesse trabalho medir a relação entre a força aplicada pela máquina de ensaio e as forças aplicadas no corpo de prova, tanto a compressiva aplicada na cabeça da prótese (F_H) e a trativa aplicada no trocâter maior (F_T). Para chegar nesse objetivo é necessário medir a força trativa trocantérica com um transdutor de carga específico.

Para realizar a medição de força trativa que é aplicada no trocâter maior pelo glúteo médio simulado no experimento, foi projetado, e confeccionado, uma célula de carga do tipo coluna, em aço carbono AISI 1045, com capacidade de 2 kN. Esta célula possui 50 mm de comprimento e 1,5 mm de espessura na seção reduzida, foi fixada no dispositivo através de duas roscas M10 no topo e na parte de baixo, ambas colineares com o eixo de tracionamento.

Para a aquisição de dados é utilizado condicionador/amplificador de 8 (oito) canais HBM QuantumX, modelo MX840B, em conjunto com o software CatmanAP versão 3.0.3.100. Taxa de aquisição estabelecida em 5 Hz.

3.9 PROCEDIMENTOS DE AVALIAÇÃO DA FLUÊNCIA DO SISTEMA

Para avaliar a fluência do sistema, elaborou-se um protocolo após o carregamento cíclico, o qual consiste no alívio total da carga, e acompanhamento do retorno por relaxação da prótese. Será considerado como migração apenas a diferença dos deslocamentos e rotações após a relaxação.

3.10 PROCEDIMENTOS DO ENSAIO DE MIGRAÇÃO

O ensaio de migração utiliza o dispositivo de ensaio desenvolvido, e o sistema implante-cimento-fêmur. Para a tomada de dados foi elaborado um protocolo de forma a aperfeiçoar as análises. Sabendo que os maiores deslocamentos se dão na fase inicial do ensaio, ao terminar uma captura adiciona-se 7% ao tempo anterior de intervalo para obter o novo intervalo. A avaliação dos resultados será feita em 3 (três) partes.

Os perfis das curvas de carregamento utilizadas foram baseadas nas curvas levantadas por Bergmann et al. (2001) e estão demonstradas na Seção 2.1. A máquina de ensaio imprime um ciclo de marcha a cada 2 segundos, i.e., a 0,5 Hz, variando a força entre -50 N no vale da onda e -300 N no pico global. Esse carregamento foi mantido por exatamente 24 horas, completando assim 43200 ciclos, sendo que o tempo de relaxação se manteve em 12 horas.

A Figura 50 demonstra dados captados pela célula de carga da máquina universal de ensaio, o local desse transdutor de carga bi-axial está demonstrado na Figura 56. A máquina controla apenas o sinal de força axial, ou seja, o ensaio ocorreu por controle de carga axial, o sinal de torque é passivo.

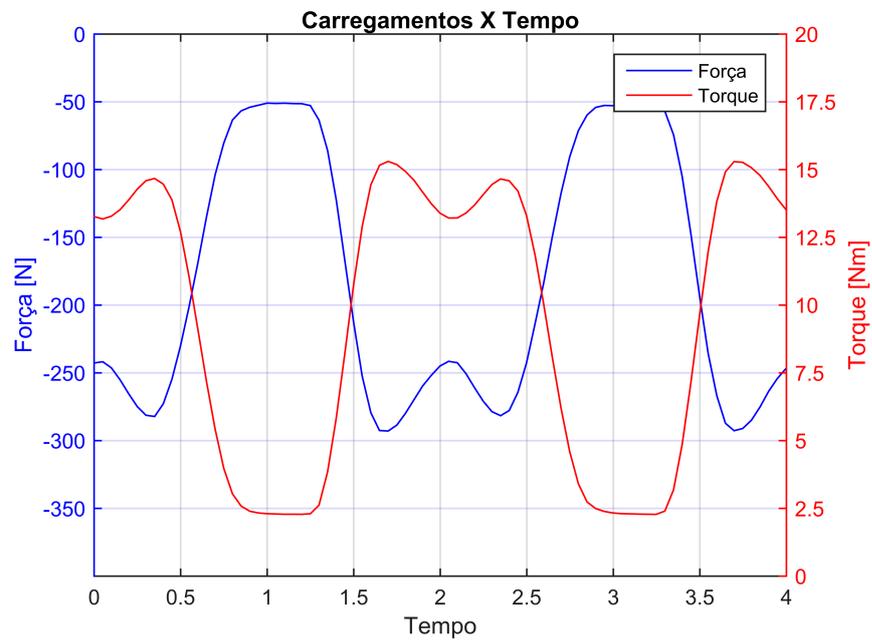
Na Figura 51 pode-se ver os sinais de deslocamento axial e rotação do atuador. Assim como o sinal de torque, o deslocamento axial do pistão aplicador de carga da máquina é um sinal passivo, a máquina apenas capta esses dados que resultam do controle, porém o sinal de rotação é controlado, ele ficou em um estado de *dwell*, isto é, o programa de carregamento elaborado não permitiu a alteração da rotação.

3.11 ANÁLISE ESTATÍSTICA

As análises estatísticas, de um modo geral, usualmente fazem uma comparação entre dois grupos diferentes de dados, como nesse trabalho não possuímos um grupo de controle, a comparação será feita entre a média dos dados de migração, para cada tipo de movimento, e um estado de migração zero ideal, ou seja, uma condição onde a migração teria média zero e desvio infinitesimal. Todos os cálculos aqui demonstrados foram realizados no *software* R versão 3.5.3.

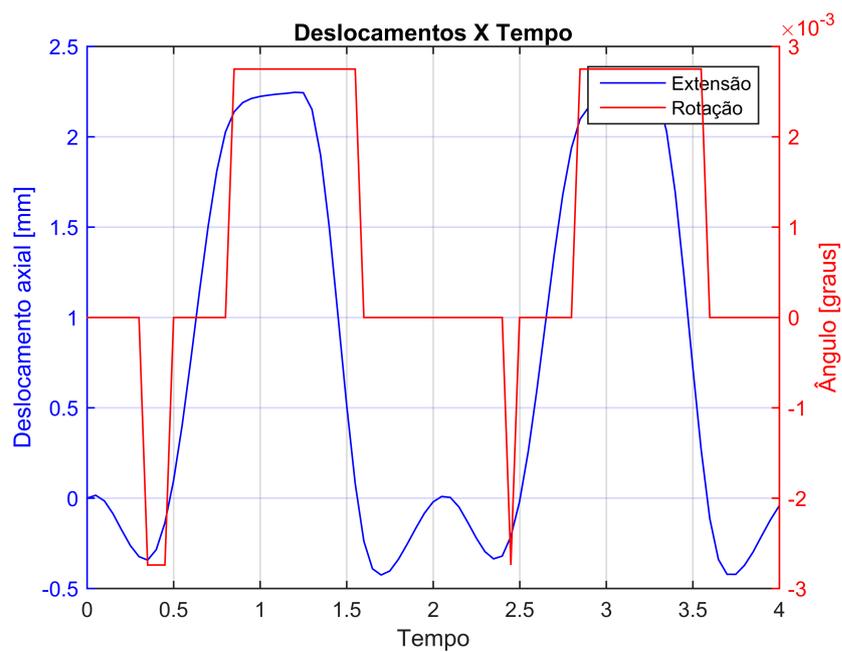
Primeiro realizou-se o teste de normalidade para amostras pequenas chamado

Figura 50 – Exemplo de sinal de força e torque captados pelo transdutor de carga bi-axial



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 51 – Exemplo de sinal de extensão axial e rotação do atuador hidráulico da máquina de ensaios, ambos captados pelos LVDT's embutidos na máquina.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Shapiro-Wilk, essa análise tem por objetivo obter informações sobre o tipo de distribuição de probabilidade associada aos dados dos ensaios e retornar se ela é normal ou não. Isso se faz comparando um valor estatístico $W_{\alpha,n}$ tabelado com o W_{obs} observado dos dados em questão. O valor de $W_{\alpha,n}$ é dependente do número de corpo de prova testados (n) e do nível de significância desejado (α), usualmente 0,05. Logo em seguida calculamos a probabilidade de $W_{\alpha,n}$ ser maior que W_{obs} , i.e., $P[W_{\alpha,n} > W_{obs}]$, damos a essa probabilidade o nome de p-valor. Formulando as hipóteses para o teste de Shapiro-Wilk, temos que:

$$\begin{cases} H0 : \text{A amostra provém de uma população de distribuição normal} \\ H1 : \text{A amostra não provém de uma população de distribuição normal} \end{cases} \quad (3.13)$$

Nesse teste estatístico, caso W_{obs} seja maior que $W_{\alpha,n}$ com p-valor maior que 0,05, não é possível rejeitar $H0$ com nível de confiança de 95%. Nesse trabalho o valor de $W_{\alpha,n}$ tabelado é 0,803. Observando os resultados de W_{obs} dispostos na Tabela 3, chega-se a conclusão que os dados de todos os deslocamentos e rotações seguem uma distribuição normal. Dessa forma, pode-se realizar um teste paramétrico para a média, como a variância da população é desconhecida, será utilizado o teste t de Student.

O processo de avaliação do teste t é muito parecido com o anterior, tem-se um $t_{\alpha,gl}$ tabelado, onde gl são os graus de liberdade (que é dependente do tamanho da amostra) da amostra e o nível de significância (α) também de 0,05. Porém nesse caso se t_{obs} estiver entre $-t_{\alpha,gl}$ e $t_{\alpha,gl}$ e p-valor maior que 0,05, não é possível rejeitar $H0$ (com nível de confiança de 95%). A probabilidade p-valor é calculado segundo $2P[t_{\alpha,gl} > |t_{obs}||H0]$. Formulando as hipóteses para o teste t de Student, tem-se que:

$$\begin{cases} H0 : \mu = 0 \\ H1 : \mu \neq 0 \end{cases} \quad (3.14)$$

Nesse estudo, não se conhecia quais seriam os sentidos de migração da prótese, com exceção do deslocamento em z' que se esperava ser negativo devido ao estado de carregamento compressivo, conseqüentemente, foi utilizado o teste t tipo uni-caudal apenas para os dados de translação em z' . O valor de $t_{\alpha,gl}$ bi-caudal é 2,571 e o uni-caudal é 2,015.

4 RESULTADOS

4.1 PROJETO, ANÁLISE E FABRICAÇÃO DO DISPOSITIVO DE ENSAIOS

4.1.1 Protótipo

Como forma de avaliação e comprovação de conceito de projeto, foi confeccionado um protótipo em escala 1:2 do dispositivo e de um corpo de prova (Figura 52). Utilizando uma impressora tridimensional modelo uPrint SE da Stratasys (Mineápolis, EUA) e como material de construção o *ABSplus-430* do mesmo fabricante, o qual é um termoplástico baseado em acrilonitrila butadieno estireno, foi empregado uma resolução de impressão de 0,330 mm para atingir bons resultados superficiais.

Figura 52 – Protótipo confeccionado em escala 1:2 do dispositivo de carregamento.

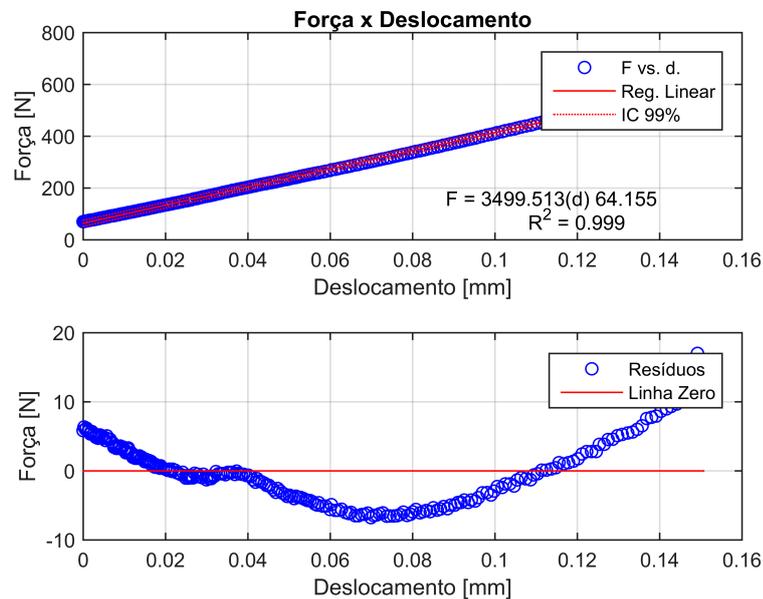


Fonte: Elaborado pelo autor.

4.1.2 Análise por Elementos Finitos

Para estabelecer um k para o elemento mola que representa a ação do músculo abdutor foi realizado um ensaio estático com controle de deslocamento de 1 mm/min até atingir a força máxima de 600 N, com pré carga de 70 N. O resultado indicou rigidez de 3499,5 N/mm. Este valor foi empregado na análise numérica. A Figura 53 demonstra os dados obtidos.

Figura 53 – Resultados dos dados obtido no ensaio de tração do cabo que simula o tendão do glúteo médio.



Fonte: Elaborado pelo autor.

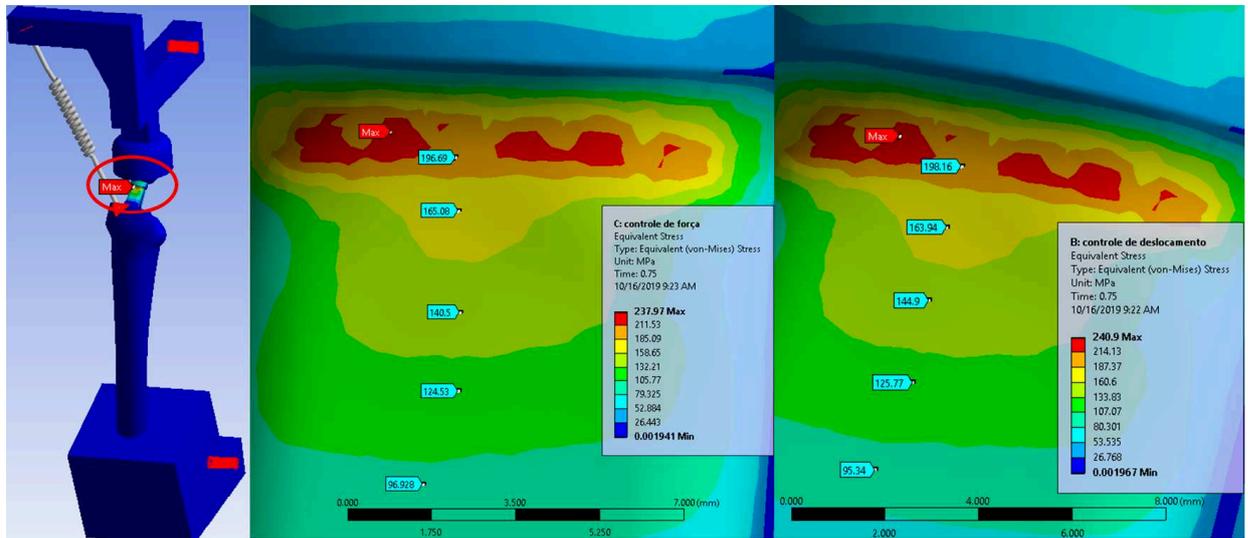
Nos dois testes realizados na análise de elementos finitos (controle de carga e controle de deslocamento), a maior tensão atingida ocorreu na região superior do pescoço da prótese (Figura 54), esse resultado pode ser corroborado com os dados levantados por Hubble, Timperley e Ling (2005) e aqui demonstrados na Seção 1, os quais mostram que a segunda maior causa de falhas é a fratura no pescoço do implante. Os resultados demonstram valores similares para a tensão máxima em ambos os testes com diferença menor que 2%. Com controle de carregamento a tensão máxima ficou próxima de 238 MPa e com controle de deslocamento 241 MPa. Isso comprova que a rigidez do modelo computacional está próximo da realidade.

4.1.3 Dispositivo de Ensaio

Após a avaliação do comportamento do mecanismo de carregamento por meio do protótipo fabricado, foi elaborado o dispositivo demonstrado na Figura 55, capaz de aplicar cargas cíclicas axiais e torcionais no implante. O dispositivo é dividido em uma parte superior, o qual entra em contato com a cabeça da prótese através de um *liner* polimérico, e uma parte inferior, a qual realiza a fixação do corpo de prova na base da máquina.

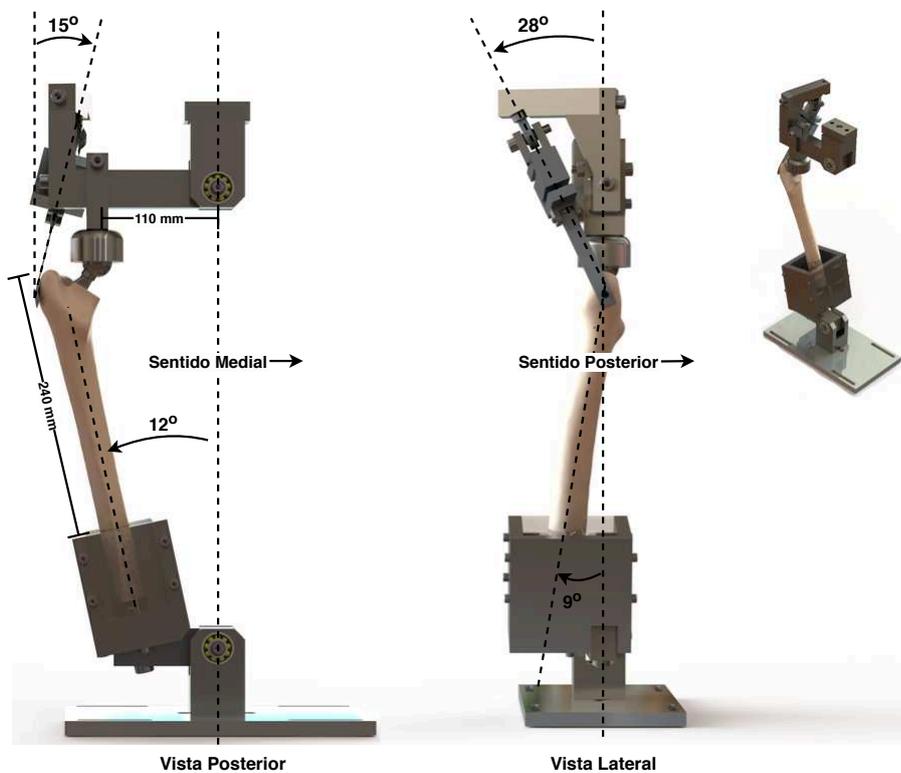
Na parte superior do dispositivo, (Figura 56), foi elaborado um sistema de alavanca que é capaz de aplicar uma força na região do trocânter maior (F_T) não-coplanar com o plano contendo o eixo de aplicação de carga da máquina (F) de ensaio universal e a força

Figura 54 – Detalhe das tensões atingidas no pescoço do implante.



Fonte: Elaborado pelo autor.

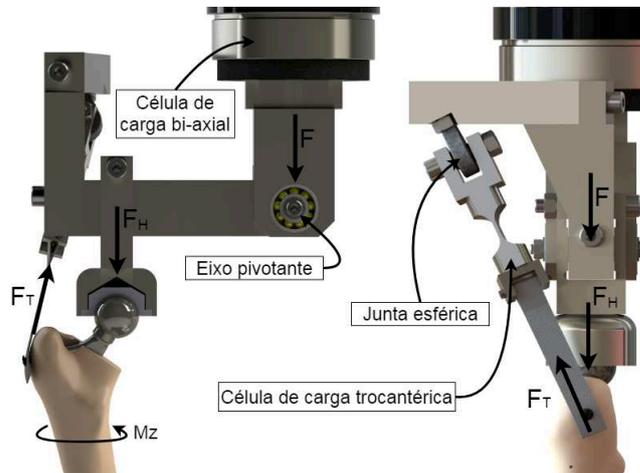
Figura 55 – Dispositivo desenvolvido nesse trabalho no Laboratório de Engenharia Biomecânica LEBm-UFSC.



Fonte: Elaborado pelo autor.

compressiva aplicada na cabeça da prótese (F_H). Essa não-coplanicidade causa um torque no eixo z do sistema implante-osso, denominado M_z .

Figura 56 – Detalhe da parte superior do dispositivo. Pode-se notar a não-coplanicidade das forças atuantes no sistema.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Como pode-se notar na Figura 57, para a fixação do corpo de prova foi utilizado uma espécie de copo metálico desmontável que permitiu a incorporação em meio sólido do CP. Essa incorporação foi realizada até um nível pré-estabelecido de 240 mm a partir da parte trocantérica do fêmur. O eixo pivotante permite a rotação livre no plano medial-lateral, dessa forma evitando flexões e momentos não fisiológicos.

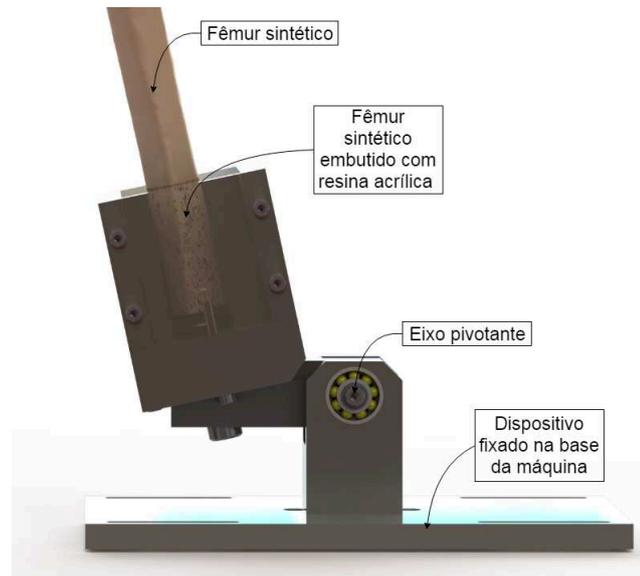
4.2 ENSAIO ESTÁTICO

Na Figura 58 está demonstrado a curva resultante do ensaio estático. Por volta de 20,54 minutos houve a falha catastrófica do corpo de prova, o resultado está demonstrado na Figura 59. O corpo de prova apresentou força máxima de -910,6 N e torque máximo de 64,5 Nm. O dispositivo não apresentou nenhuma falha durante o ensaio e depois de uma análise visual não foi detectado nenhuma deformação plástica.

4.3 RELAÇÃO DE FORÇAS E CÉLULA TROCANTÉRICA

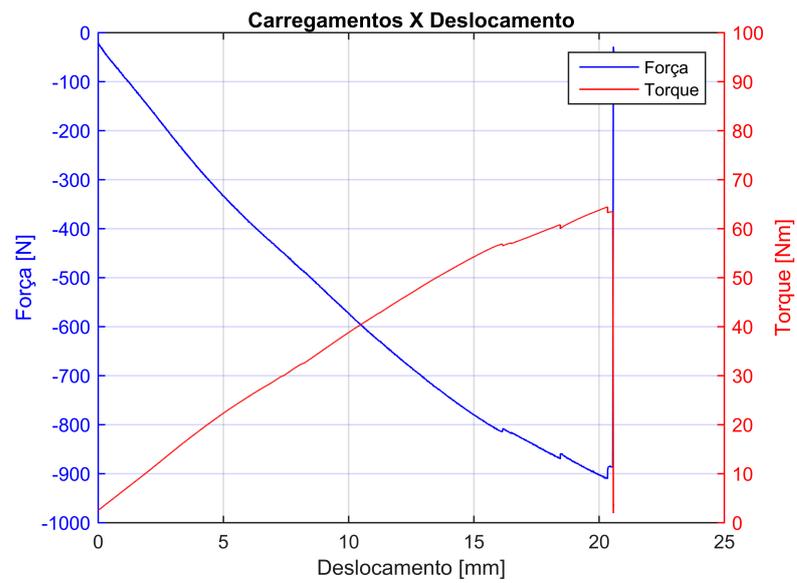
Para obter os níveis de deformação esperados foi realizado análise por elementos finitos, isto possibilita selecionar os extensômetros adequados para a medição. Utilizando o *software* Solidworks® 2018, as condições de contorno são dadas por um engaste na rosca interna M10 inferior e uma força axial distribuída na superfície interna da rosca M10 superior, os resultados estão na Figura 60.

Figura 57 – Detalhe da parte inferior do dispositivo.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 58 – Carregamentos em função do deslocamento para o ensaio preliminar estático.



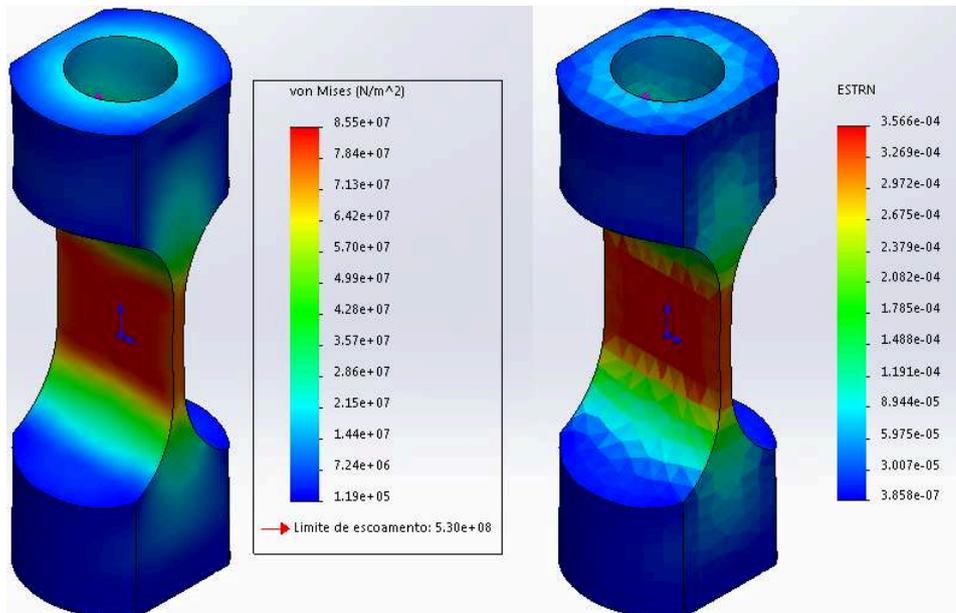
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 59 – Detalhe do local de fratura do osso sintético.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 60 – Campo de tensão (von Mises) e deformação (principais) obtidos na análise numérica da célula trocantérica.



Fonte: Elaborado pelo autor.

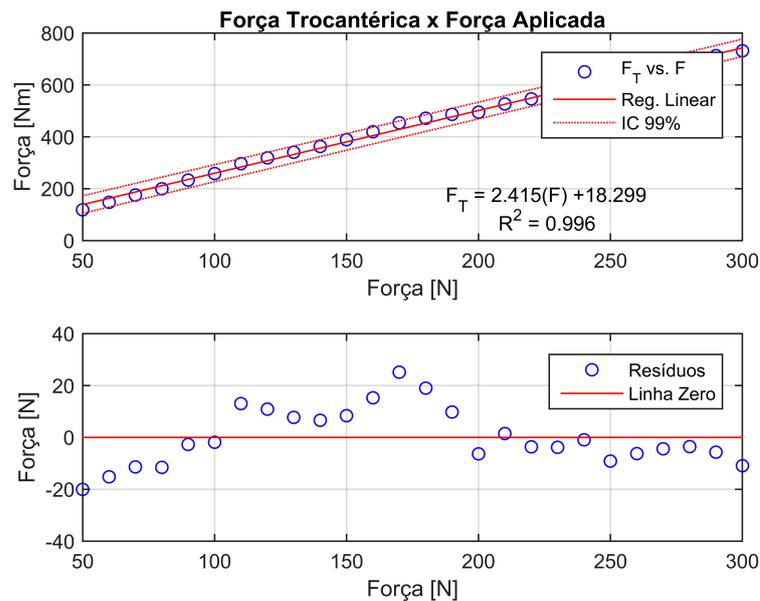
Na Figura 61 pode-se ver a célula acoplada durante o ensaio preliminar. Está demonstrado nas Figuras 62 e 63 as relações de forças e torque linearizados com o gráfico de resíduos da linearização. Na Figura 64 está demonstrado um esquema da instrumentação utilizada.

Figura 61 – Disposição da célula trocantérica em um ensaio preliminar estático.



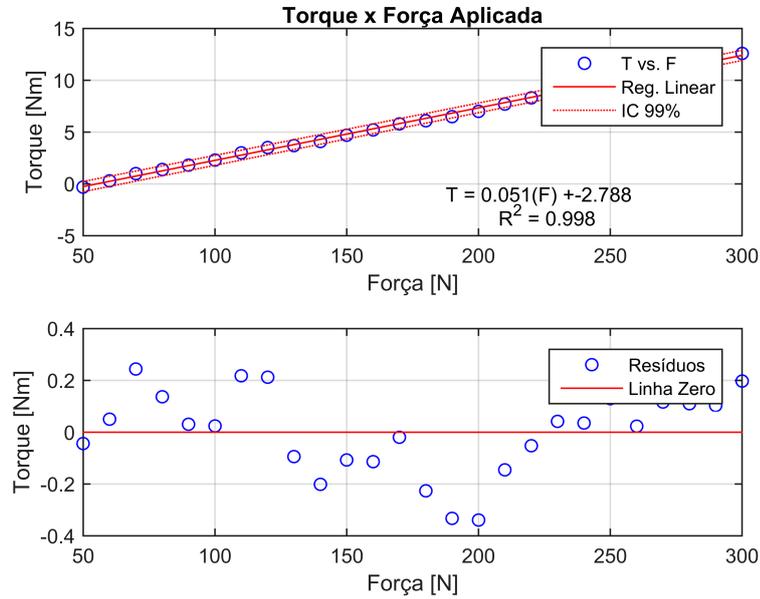
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 62 – No primeiro gráfico, a relação dos sinais de força aplicada, captada pelo transdutor de carga bi-axial, e força detectada no tendão simulado, captada pela célula de carga trocantérica. No segundo, os resíduos da linearização.



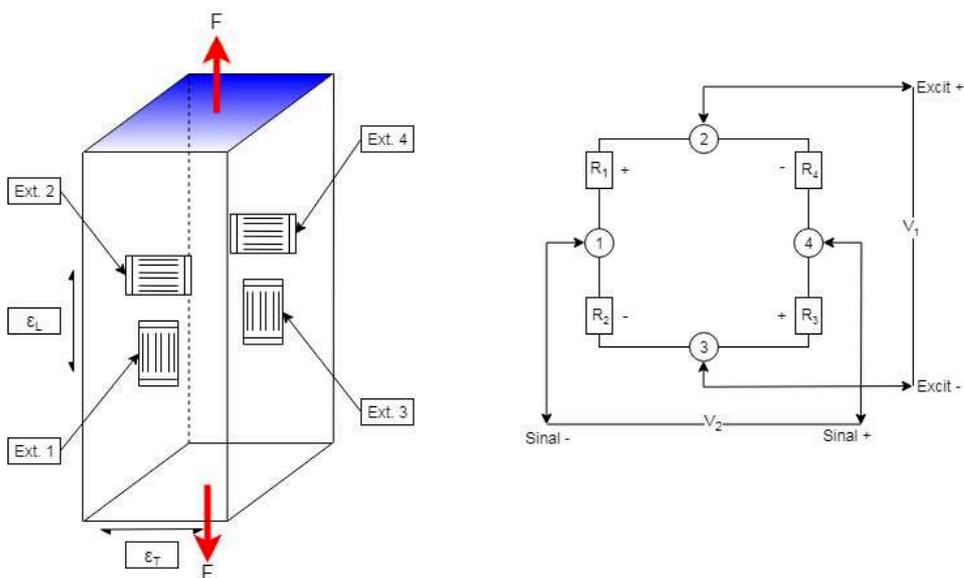
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 63 – No primeiro gráfico, a relação dos sinais de força aplicada e torque, ambos captados pelo transdutor de carga bi-axial. No segundo, os resíduos da linearização.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 64 – Posição dos extensômetros para uma célula do tipo "coluna", ao lado, a representação da ponte completa Wheatstone utilizada.

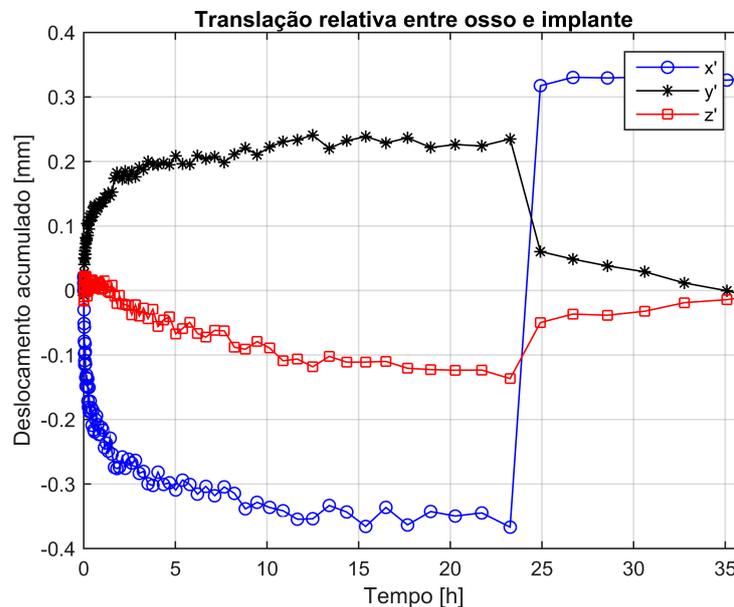


Fonte: Elaborado pelo autor.

4.4 AVALIAÇÃO DA FLUÊNCIA

Como foi exposto anteriormente, tanto o fêmur sintético quanto o cimento ósseo são fabricados com materiais poliméricos ou compósitos os quais se apresentam como materiais viscoelásticos, dessa forma, apresentam o fenômeno da fluência. Pode-se notar nas Figuras 65 e 66 o momento que é retirada a carga o corpo de prova ao completar 24 horas de ensaio, quando inicia-se a relaxação, em poucas horas já ocorre o retorno da prótese à sua posição original.

Figura 65 – Exemplo de um gráfico de deslocamento obtido como resultado. Após o alívio do carregamento, o qual se inicia as 24 horas, nota-se claramente o retorno do implante à sua posição inicial.



Fonte: Elaborado pelo autor.

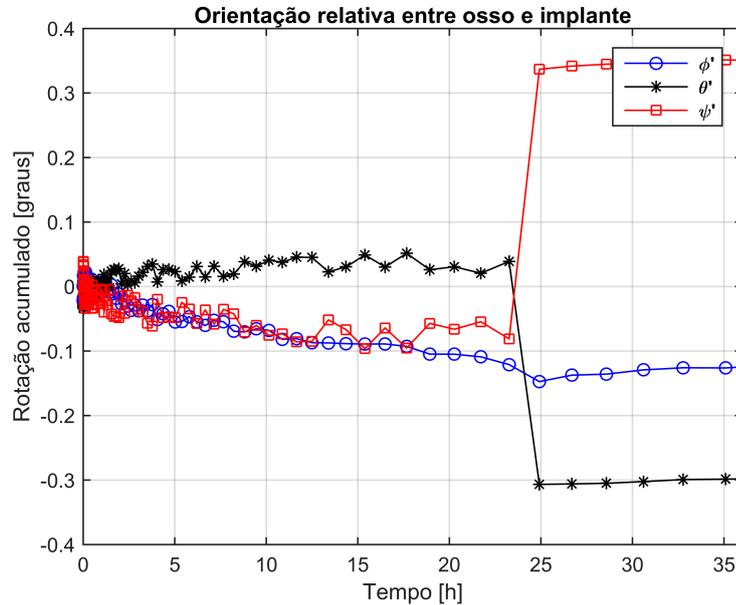
4.5 RESULTADOS DO ENSAIO PILOTO

O ensaio piloto realizado permitiu definir os seguintes parâmetros para o protocolo de ensaio de migração :

- O intervalo logarítmico entre capturas com taxa de crescimento de 7%;
- O tempo de captura estabelecido em 8 segundos;
- taxa de aquisição de imagens de 120 Hz.

Portanto o ensaio piloto permitiu desenvolver um protocolo mais elaborado para aquisição e para a análise dos resultados dos testes posteriores, já que foi possível ter uma visualização de como a migração iria se comportar, especialmente em relação ao tempo

Figura 66 – Exemplo de um gráfico de orientação obtido como resultado. Após o alívio do carregamento, o qual se inicia as 24 horas, nota-se claramente o retorno do implante à sua posição inicial.



Fonte: Elaborado pelo autor.

que seria necessário para que houvesse o término da estabilização inicial da prótese. O sinal de migração desse teste está demonstrado nas Figuras 67 e 68.

4.6 RESULTADOS DA MIGRAÇÃO

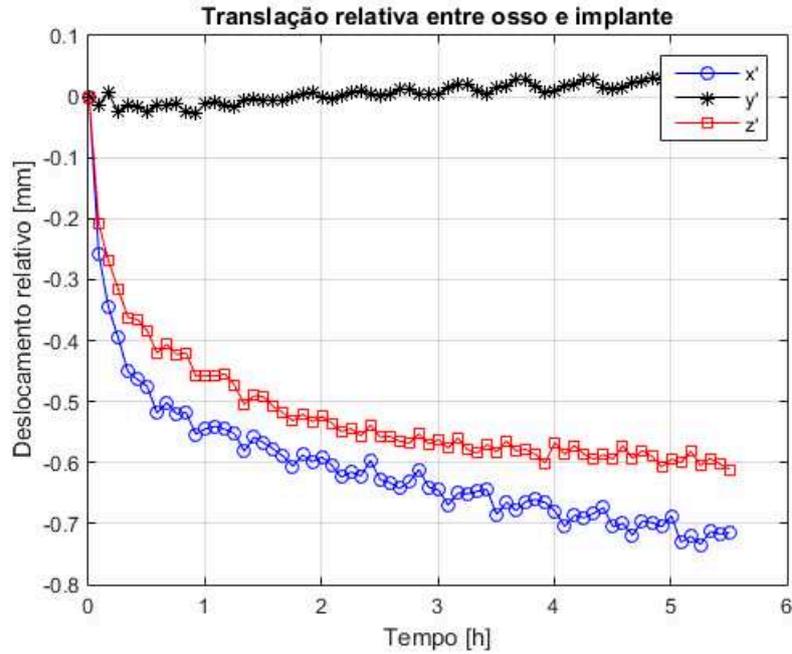
Os resultados foram gerados no formato de gráficos de barra para deslocamentos e rotações relativas em função do corpo de prova. Para a análise quantitativa os resultados dos ensaios foram analisados em três partes separadamente: uma parte inicial compreendida pelas primeiras 12 horas de ensaio, uma segunda parte que representa a continuidade do ensaio cíclico e a parte final após a relaxação. Dessa forma pode-se avaliar as diferentes fases da migração. Todos os valores estão dispostos na Tabela 6 do Anexo B.

4.6.1 Migração Após 12 Horas

Os resultados para os deslocamentos relativos após 12 horas de ensaio cíclico contínuo são apresentados nas Figuras 69, 70 e 71. Os maiores valores obtidos estão na ordem de 1,5 mm, com o corpo de prova número 3 apresentando grande migração no sentido lateral, o corpo de prova número 2 com os maiores movimentos no sentido anterior e sentido inferior. Todos os corpos de prova apresentaram afundamento (eixo z').

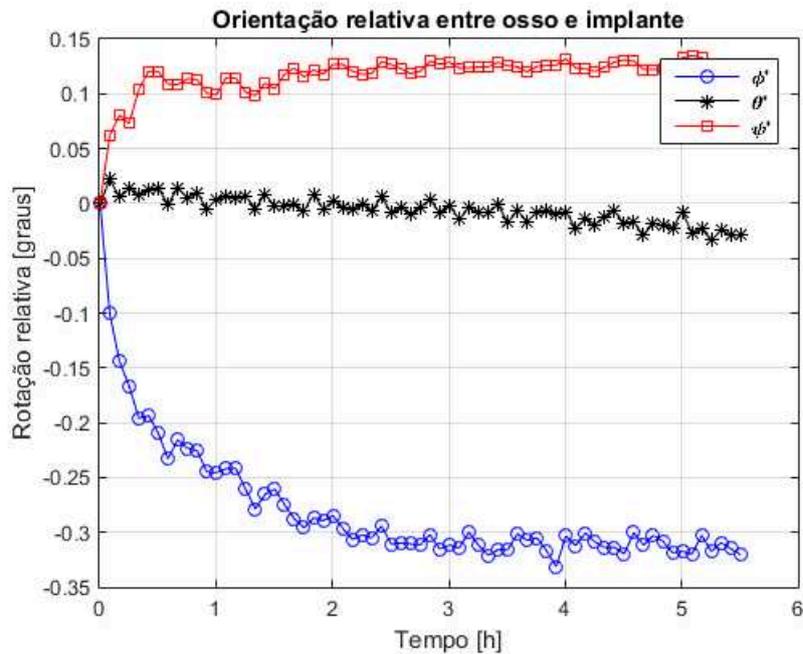
Nas Figuras 72, 73 e 74 estão relacionados os valores de rotações relativas. No

Figura 67 – Exemplo de resultado obtido de um teste preliminar para deslocamento relativo tridimensional em função do tempo de ensaio.



Fonte: Elaborado pelo autor.

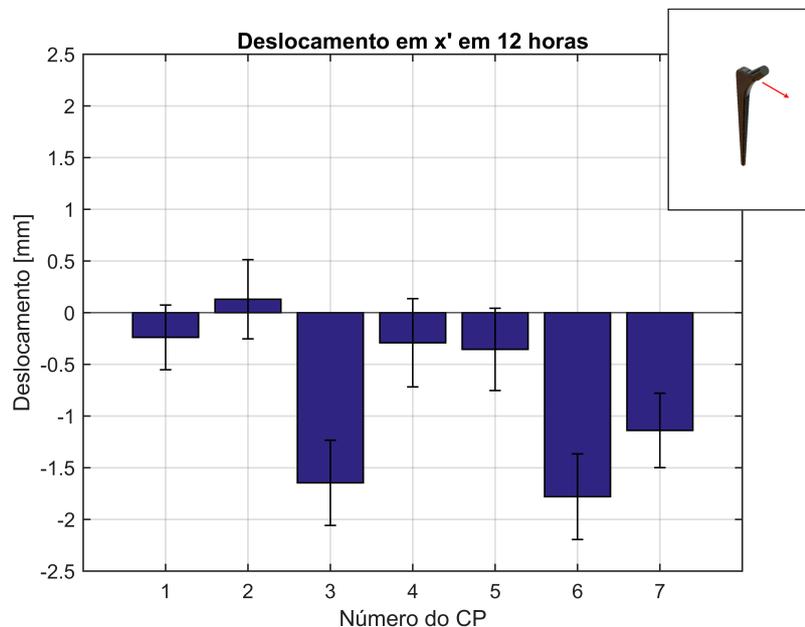
Figura 68 – Exemplo do resultado obtido para a orientação relativa dos marcadores em função do tempo de ensaio. Onde ϕ , θ e ψ são as rotações em ângulos de Euler nos eixos x' , y' e z' respectivamente.



Fonte: Elaborado pelo autor.

eixo x' , ou direção lateral-medial, houve concordância entre os corpos de prova e todos rotacionaram no sentido lateral. No eixo z' aparentemente existe uma preferência de rotação no sentido inferior.

Figura 69 – Comparativo entre os corpos de prova para o deslocamento no sentido medial após 12 horas de ensaio cíclico.



Fonte: Elaborado pelo autor.

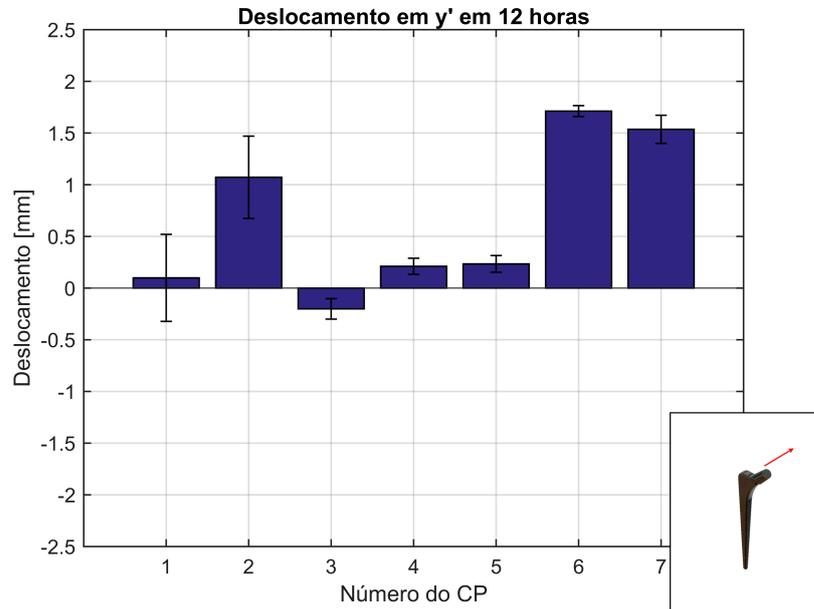
4.6.2 Migração ao Final da Fase Cíclica

Nas Figuras 75 e 76 nota-se grandes movimentos dos corpos de prova 1, 2 e 3 com valores ultrapassando 1,5 mm. Na Figura 77 nota-se que todos os corpos apresentaram afundamento. Na Figura 78 pode-se ver uma tendência de rotação no sentido lateral. As rotações demonstradas nas Figuras 79 e 80 não apresentam valores conclusivos.

4.6.3 Migração Após a Relaxação

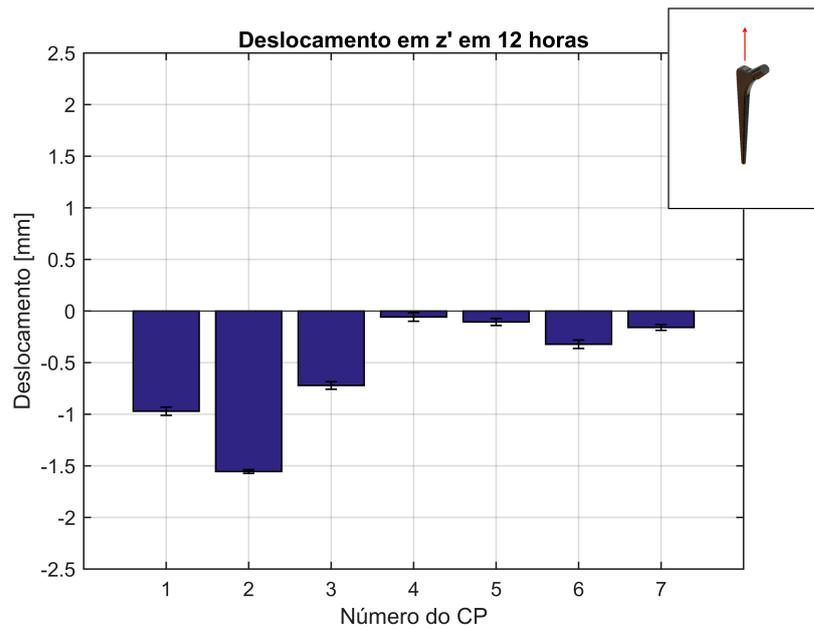
O deslocamento em x' apresentou movimentos em ambos os sentidos (lateral e medial) com valores variando entre 0,018 mm e 1,648 mm. O deslocamento em y' revelou tendência de movimento no sentido anterior. A migração em z' mostrou uma prevalência de movimento no sentido inferior, apenas o corpo de prova número 4 não apresentou afundamento. Assim como nos outros estágios do ensaio, as rotações relativas em x' apresentarem rotação negativa, exceto o corpo de prova número 4. As rotações na direção posterior-anterior apresentaram boa consistência, todos os corpos de prova obtiveram uma rotação final negativa. As rotações em z' divergiram entre os corpos de prova analisados com valores variados nos dois sentidos.

Figura 70 – Comparativo entre os corpos de prova para o deslocamento no sentido anterior após 12 horas de ensaio cíclico.



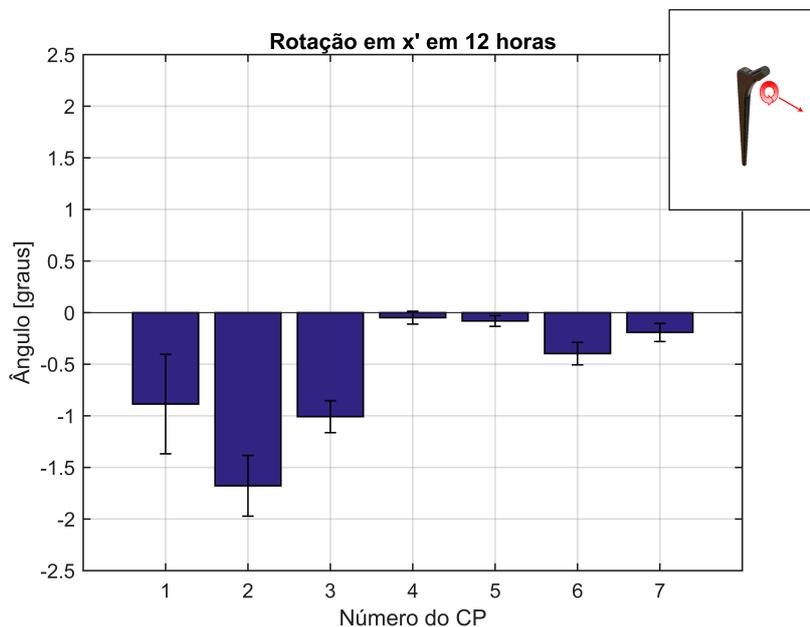
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 71 – Comparativo entre os corpos de prova para o deslocamento no sentido superior após 12 horas de ensaio cíclico.



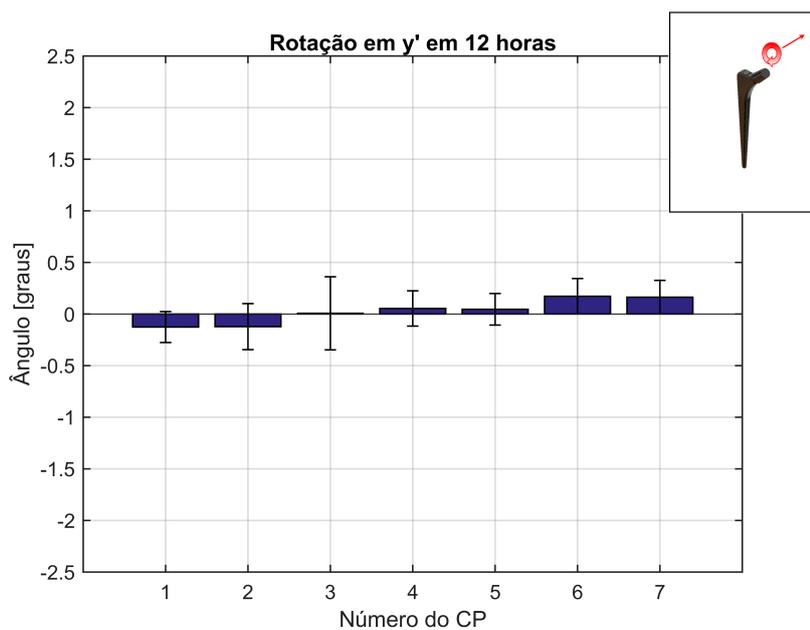
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 72 – Comparativo entre os corpos de prova para as rotações no sentido medial após 12 horas de ensaio cíclico.



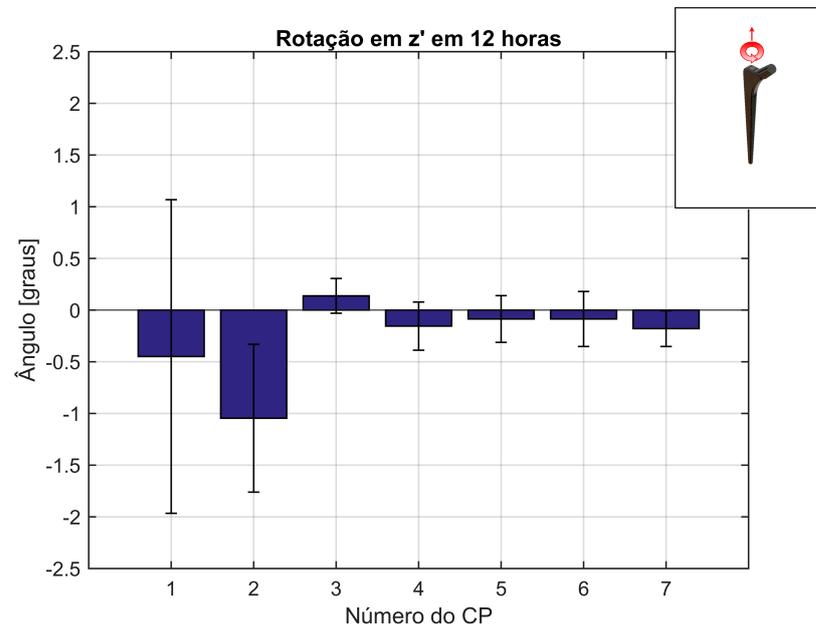
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 73 – Comparativo entre os corpos de prova para as rotações no sentido anterior após 12 horas de ensaio cíclico.



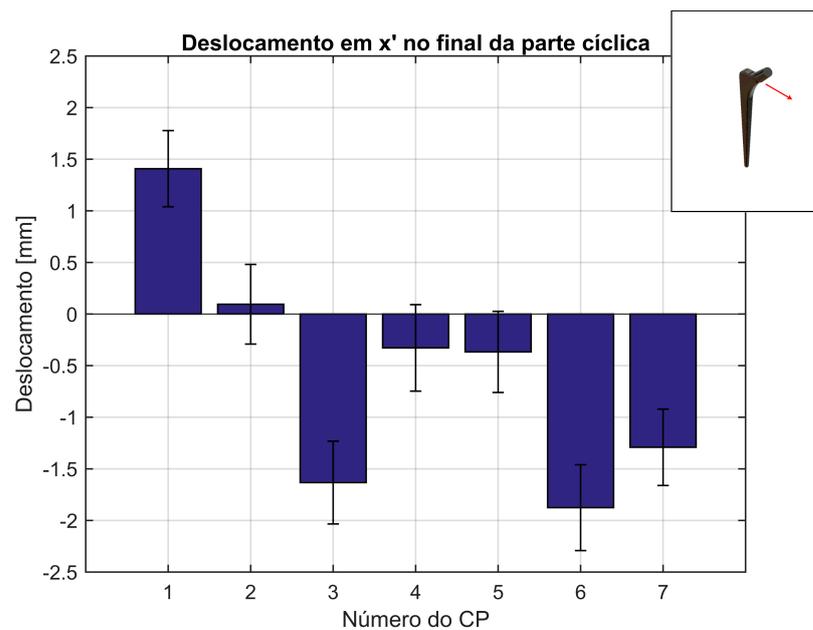
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 74 – Comparativo entre os corpos de prova para as rotações no sentido superior após 12 horas de ensaio cíclico.



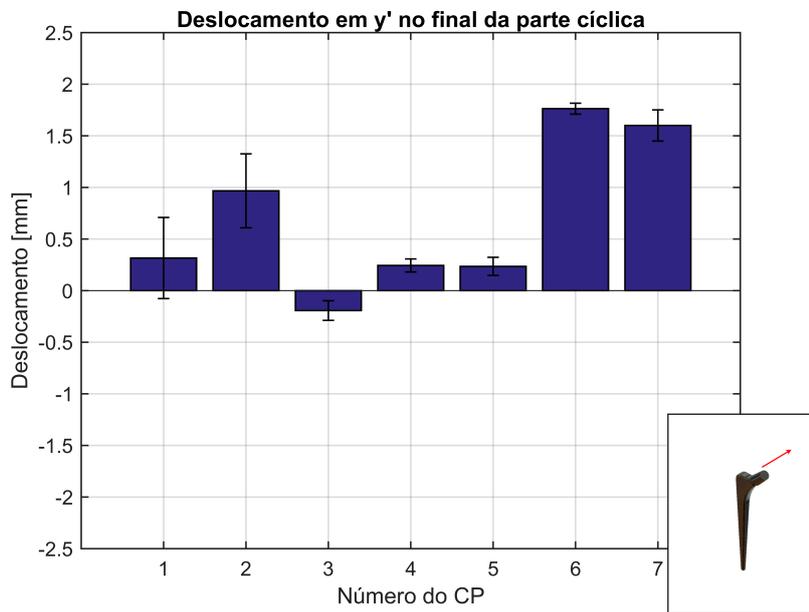
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 75 – Comparativo entre os corpos de prova para o deslocamento no sentido medial no final da fase cíclica.



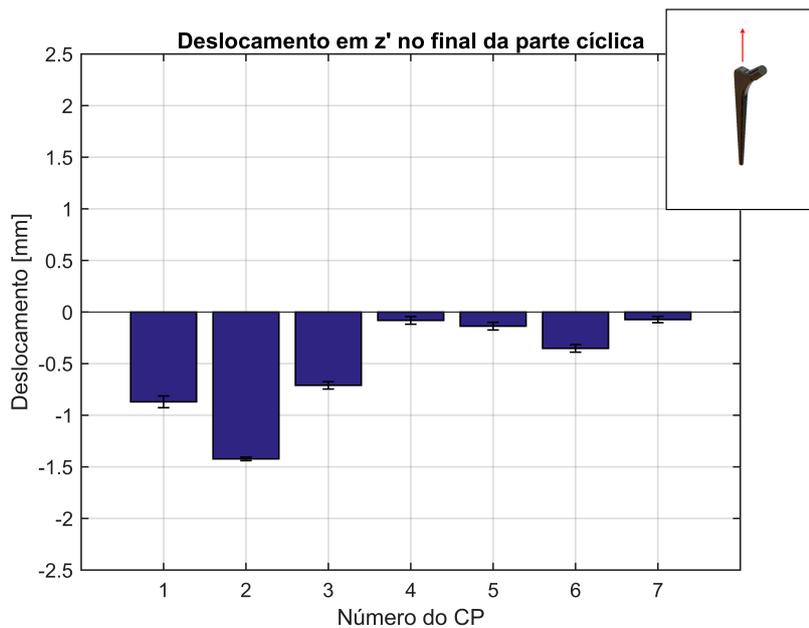
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 76 – Comparativo entre os corpos de prova para o deslocamento no sentido anterior no final da fase cíclica.



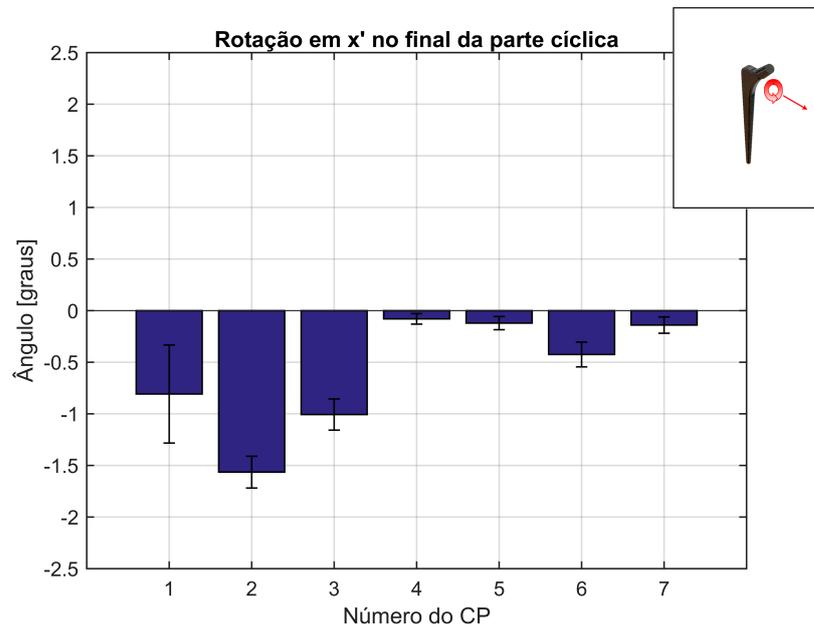
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 77 – Comparativo entre os corpos de prova para o deslocamento no sentido superior no final da fase cíclica.



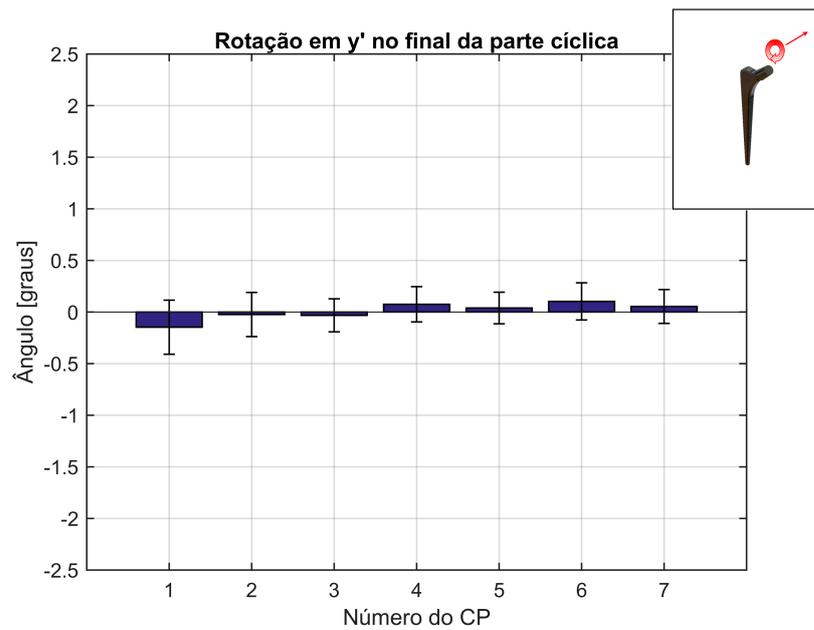
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 78 – Comparativo entre os corpos de prova para as rotações no sentido medial no final da fase cíclica.



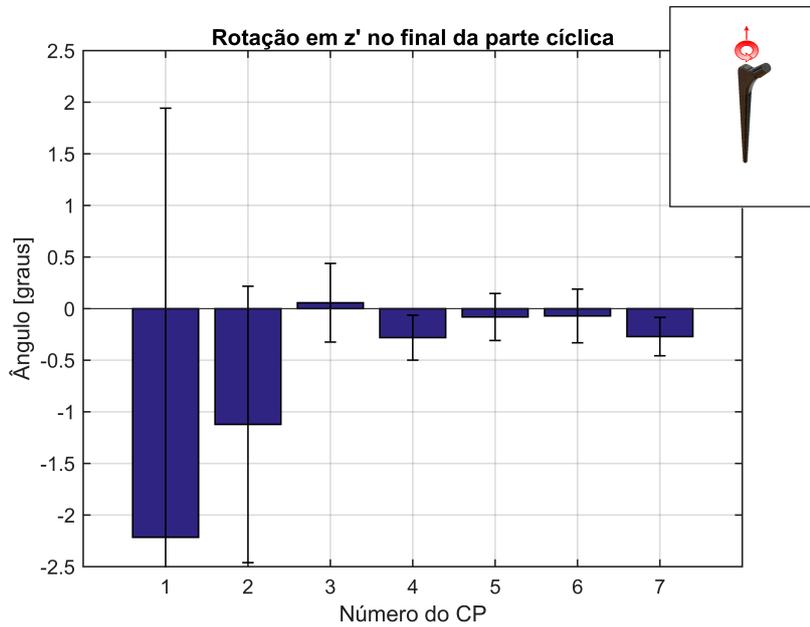
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 79 – Comparativo entre os corpos de prova para as rotações no sentido anterior no final da fase cíclica.



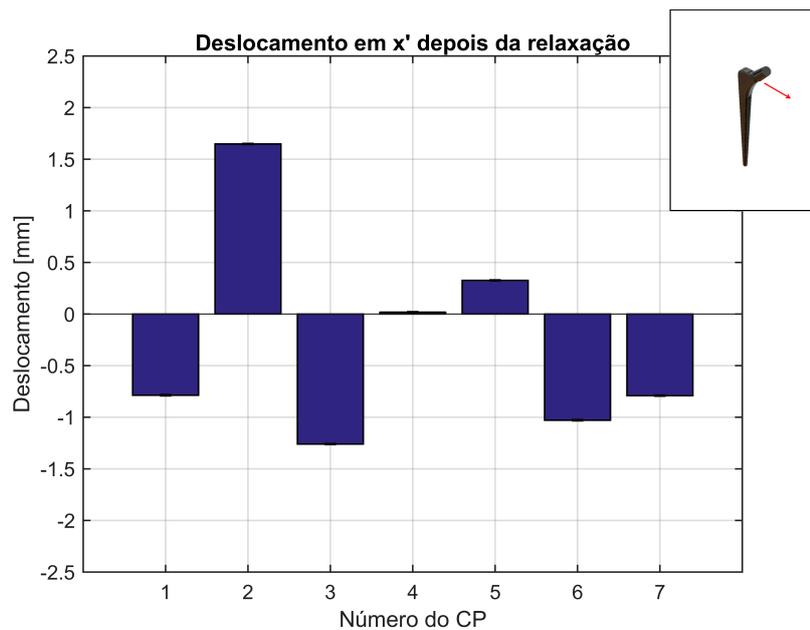
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 80 – Comparativo entre os corpos de prova para as rotações no sentido superior no final da fase cíclica.



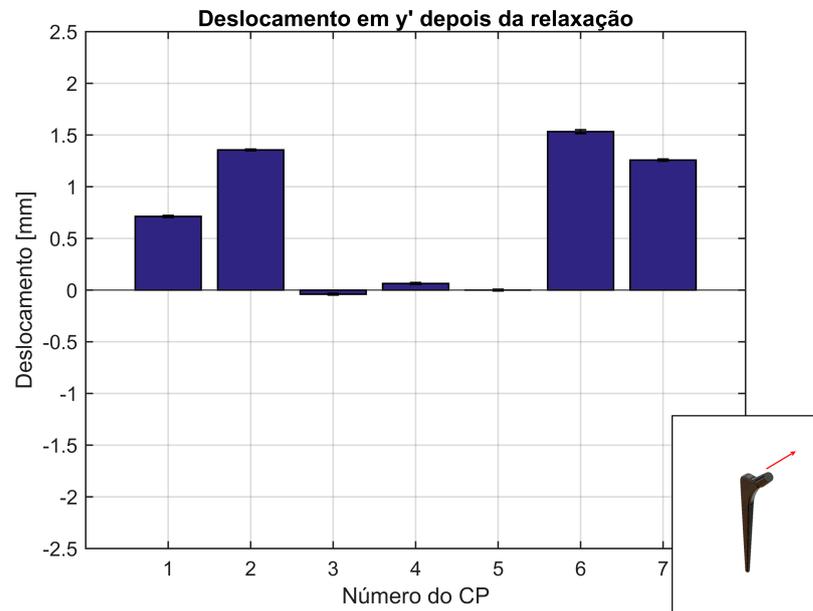
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 81 – Comparativo entre os corpos de prova para o deslocamento no sentido medial depois da relaxação.



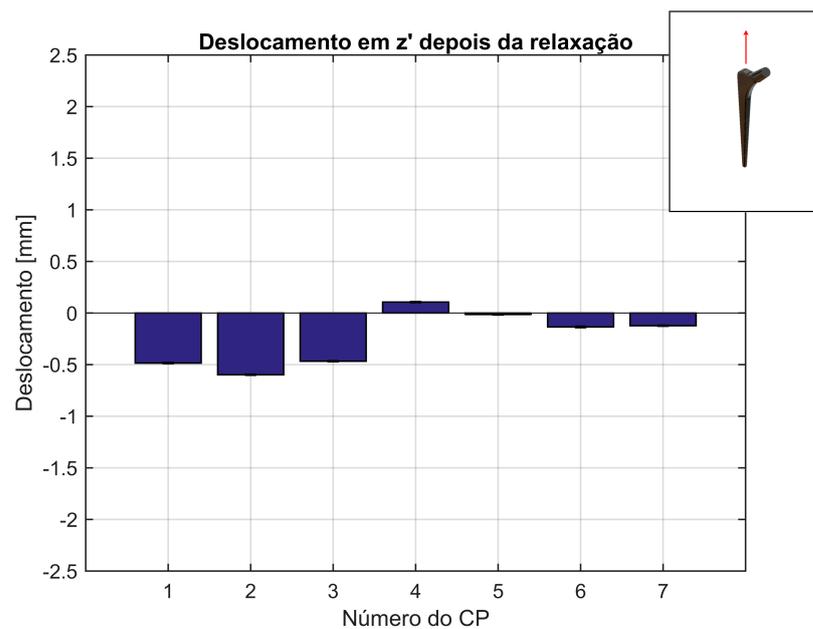
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 82 – Comparativo entre os corpos de prova para o deslocamento no sentido anterior depois da relaxação.



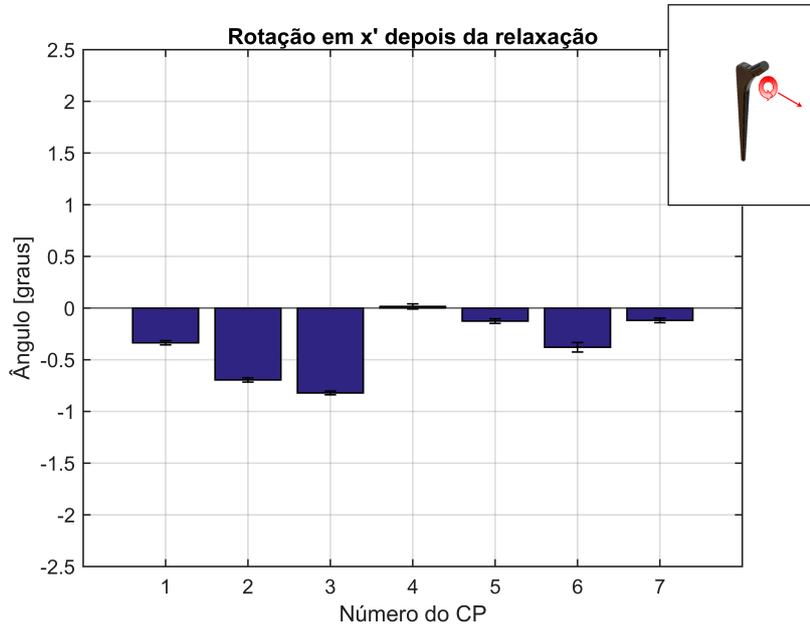
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 83 – Comparativo entre os corpos de prova para o deslocamento no sentido superior depois da relaxação.



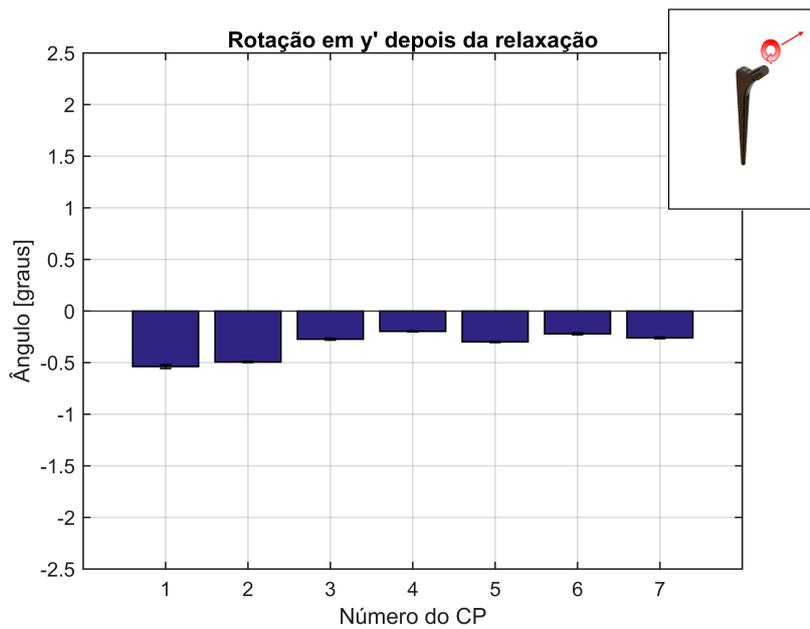
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 84 – Comparativo entre os corpos de prova para as rotações no sentido medial depois da relaxação.



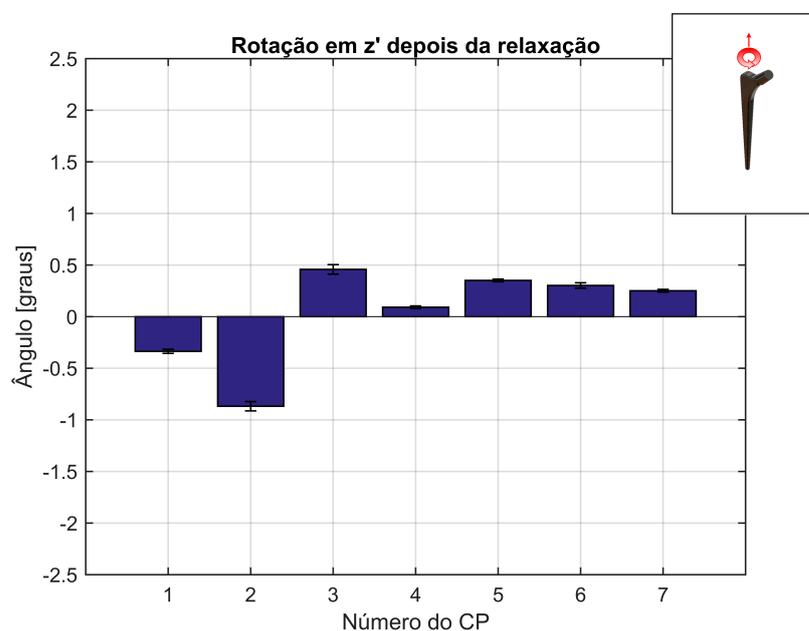
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 85 – Comparativo entre os corpos de prova para as rotações no sentido anterior depois da relaxação.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 86 – Comparativo entre os corpos de prova para as rotações no sentido superior depois da relaxação.



Fonte: Elaborado pelo autor.

4.7 RESULTADOS DO ESTUDO ESTATÍSTICO

Efetuando um estudo estatístico dos resultados obtidos, pode-se analisar a significância estatística dos mesmos, e dessa forma inferir se os deslocamento e rotações foram realmente consideráveis. Analisando a Tabela 3 vemos que os movimentos de rotação em z' e deslocamento em x' não possuem diferença estatisticamente significativa, i.e., não é possível rejeitar H_0 e as médias são equivalentes à 0. As rotações em x' e y' , bem como os deslocamentos em y' e z' são estatisticamente significantes, i.e., pode-se rejeitar H_0 e as médias são diferentes de 0.

Tabela 3 – Resultados do estudo estatístico.

Movimento	Média	Desvio Padrão	Teste de Shapiro-Wilk		Teste para média (teste t)	
			W_{Obs}	p-valor	T_{Obs}	p-valor
ϕ [°]	-0,352	0,311	0,924	0,503	-2,992	0,024
θ [°]	-0,326	0,135	0,832	0,083	-6,407	0,001
ψ [°]	0,036	0,475	0,837	0,093	0,198	0,849
x' [mm]	-0,268	1,017	0,879	0,222	0,697	0,512
y' [mm]	0,698	0,693	0,845	0,111	2,666	0,037
z' [mm]	-0,245	0,269	0,912	0,411	-2,409	0,026

Fonte: Elaborado pelo autor.

Nota: $W_{\alpha,n}$ é 0,803.

Nota: $t_{\alpha,gl}$ bi-caudal é 2,571 e uni-caudal é 2,015.

5 DISCUSSÃO

De forma geral, os corpos de prova apresentaram bons resultados estatísticos, isto é, mostraram uma boa relação entre a média e o desvio padrão. Porém alguns apresentaram grandes desvios, especialmente os corpos de prova 1 e 2, o que pode representar algum problema no ensaio ou então alguma mudança na relação de equilíbrio do sistema, como por exemplo o surgimento de trincas no cimento ósseo. Isso se deve provavelmente à forma de acoplamento dos refletores na haste e osso sintético, e não ao sistema de captura ou pós-tratamento dos dados. Não foi pré-estabelecido uma regra para eliminar dados espúrios, portanto todos os corpos de prova que não apresentaram algum tipo de falha foram considerados válidos.

O sistema de análise de deslocamento de corpos rígidos, composto pelas câmeras estereoscópicas, desempenhou sua função de forma adequada, realmente representando uma evolução na forma de captar movimentos. O tamanho relativamente compacto dos refletores permite realizar múltiplas medições em locais específicos. Isso é frequentemente difícil de se cumprir com sistemas de medição mecânicos onde geralmente é necessário fixar múltiplos sistemas para obter movimentos e rotações em três dimensões. Aliado à boas práticas, como por exemplo, estabelecer com boa precisão a origem e orientação do sistema de referência, este sistema facilmente atinge os níveis de precisão necessária para medir variações na ordem de centésimos de milímetro, já que possui erro sistemático na ordem de 0,005 mm.

Comparando os resultados obtidos nesse trabalho com aqueles documentados na literatura sob carregamentos similares percebe-se que em alguns casos os valores destoam (Tabela 4). Os corpos de prova obtiveram relativos grandes movimentos quando comparados com os medidos com LVDT's nos trabalhos de Østbyhaug et al. (2010), Enoksen et al. (2014), Leuridan et al. (2017), Maher, Prendergast e Lyons (2001). Apesar disso, esses valores estão de acordo com a subsidência encontrada *in vivo*, Geller, Malchau e Kärrholm (2005) relatou afundamentos na ordem de 1 mm. Essa migração agravada em relação aos trabalhos de outros autores talvez seja explicado pelo perfil de carregamento mais severo com torque cíclico (como demonstrado na Seção 3.10), além disso, nesse trabalho superou-se o número de ciclos e tempo de ensaio realizados por outros autores.

A direção de migração considerada mais importante nesse trabalho é colinear ao eixo z' , ou então direção inferior-superior. Isso devido ao formato de cunha da haste que favorece a migração no sentido de afunilamento. E de fato a migração no eixo z' foi a que apresentou maior coerência e consistência nos dados. Quase todos os corpos de prova migraram para o sentido inferior, ou seja, apresentaram um afundamento da haste nos três momentos analisados. Apenas o CP 4 que apresentou uma migração positiva em z'

Tabela 4 – Comparação dos resultados com trabalhos anteriores.

Tempo	Movimento	Média	Østbyhaug et al. (2010)	Leuridan et al. (2017)
12h	ϕ [°]	-0,613	-	-
	θ [°]	-0,003	-	-
	ψ [°]	-0,266	-	-
	x' [mm]	-0,76	-	-
	y' [mm]	0,666	-	-
	z' [mm]	-0,556	-	-
	Tempo limite (24h)	ϕ [°]	-0,592	-
θ [°]		0,01	-	-
ψ [°]		-0,569	-	-
x' [mm]		-0,57	-	-
y' [mm]		0,704	-	-
z' [mm]		-0,521	-	-
Depois da Relaxação		ϕ [°]	-0,352	-0,006
	θ [°]	-0,326	0,002	0,02
	ψ [°]	0,036	-0,187	0,02
	x' [mm]	-0,268	-0,0167	-0,01
	y' [mm]	0,698	-0,0001	-0,005
	z' [mm]	-0,245	-0,0697	-0,016

Fonte: Elaborado pelo autor.

(sentido superior) após a relaxação.

Os movimentos na fase final da parte cíclica apresentaram resultados similares ao da fase inicial de 12 horas, tanto para os deslocamentos quanto para as rotações.

5.1 LIMITAÇÕES NO ESTUDO

Sem sombras de dúvidas, a maior deficiência nesse trabalho é a utilização de um osso sintético no lugar de um osso cadavérico, o qual, com certeza, seria o mais apropriado e recomendado. Em relação à diferença entre os dois, o mais óbvio reside no fato que o osso sintético não possui as mesmas propriedades mecânicas que um fêmur natural quando tem suas partes analisadas separadamente, mais especificamente, quando examinamos os seus materiais de fabricação isoladamente. A espuma de PU não possui a mesmas propriedades que a parte trabecular e o compósito de matriz em resina epóxi não possui as mesmas propriedades que a parte cortical do osso humano. O osso sintético apresenta propriedades similares ao real apenas quando observado como um todo.

O osso sintético apresenta dificuldades para obtenção de uma fixação inicial do cimento ósseo. Isso se deve ao fato de ele não possuir a mesma porosidade e reentrâncias que um osso humano, o que não permitiu atingir os mesmo níveis de interdigitação da prática clínica.

Outro grande problema, que já era esperado na fase de projetos, é a presença do fenômeno da fluência devido à viscoelasticidade dos materiais poliméricos presentes no

sistema. Esse fenômeno causa deformações dependentes do tempo mesmo na presença de baixas tensões relativas. Assumir deslocamentos de corpo rígido para o osso sintético pode causar um sobrevalor, segundo [Leuridan et al. \(2017\)](#), os dados de micromovimentos levantados em seus testes comprovam que houve uma rotação combinada nos planos laterais e frontais aliada à uma compressão axial nos corpos de prova.

Outra limitação está no sistema de captura dos deslocamentos, como dito anteriormente, o OptiTrack pode alcançar uma alta precisão na captura de dados de deslocamentos quando aliado à boas práticas de ensaio, porém ele apresenta alguns problemas, já conhecidos pela academia, associados a este tipo de equipamentos que trabalham com sistemas de navegação por ângulos de Euler, esse problema é denominado de *gimbal lock*, o qual ocasiona a perda de um grau de liberdade no sinal. Apesar de os dados emitidos pela câmera estarem na forma de quatérnions, os quais não deveriam apresentar esse problema, aparentemente existe algum tipo de transformação interna no sistema da câmera de ângulo de Euler para quatérnion, o que transmite esse problema ao dados analisados.

6 CONCLUSÃO

O dispositivo fabricado para a avaliação experimental da migração de hastes cimentadas apresentou funcionamento adequado para esta finalidade. Após mais de 400 horas de uso sob carregamento cíclico, não apresentou nenhum sinal de desgaste ou deformações nos eixos pivotantes, na junta esférica ou no *liner* polimérico. Mesmo após mais de 30 desmontagens e remontagens, não apresentou folga ou desalinhamento. A análise por meio de elementos finitos se mostrou importante como comprovação da equivalência dos carregamentos aplicados nos ensaios e na prática clínica.

A avaliação experimental da resistência mecânica do sistema apresentou falha catastrófica do corpo de prova, com o dispositivo apresentando ausência de danos. Pode-se concluir que o dispositivo é capaz de ser submetido aos níveis de carga exigidos pelo ensaio sem apresentar falhas. Este ensaio também permite estabelecer com maior segurança os níveis de carregamento que seriam utilizados nos ensaios de migração.

A determinação da relação entre a força aplicadas pela máquina e a força trocântérica teve um caráter informativo. Para elaborar um diagrama de equilíbrio e calcular as forças compressivas no implante se faz necessário a medição das forças laterais resultantes na cabeça da prótese.

O ensaio piloto trouxe informações importantes para compor as boas práticas do ensaio de migração, permitindo também a elaboração do protocolo que seria empregado na análise dos resultados.

No estudo estatístico conclui-se que a subsidência (movimento no sentido inferior ao longo do eixo z' da prótese) é estatisticamente diferente de zero.

Em relação ao protocolo de avaliação da fluência, este mostra-se eficaz e permite filtrar possíveis erros nas medições dos movimentos do implante.

No presente trabalho desenvolve-se e executa-se um método *in vitro* para analisar e investigar a migração das próteses de quadril cimentadas obtendo resultados de deslocamento e rotação nos três eixos espaciais. Isso permite avaliar experimentalmente a estabilidade primária do implante quando submetido a cargas similares às encontradas *in vivo*. O movimento de maior interesse, a migração no eixo z' apresentou média de afundamento de 0,245 mm com p-valor de 0,026.

6.1 RECOMENDAÇÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Como sugestão para trabalhos futuros pode-se comentar os seguintes pontos:

- a) Utilização de osso cadavéricos com certeza resultaria em dados mais confiáveis, já que as deformações que ocorreriam nesse sistema seriam muito próximos aos que ocorrem naturalmente após uma cirurgia convencional. Outro fato que daria mais confiabilidade aos testes seria o fato da formação de uma melhor adesão mecânica cimento-osso que resultaria em uma estabilidade inicial mais robusta e conseqüente melhor transmissão dos carregamentos;
- b) Utilização de mais marcadores para elucubração de uma hipótese de deformação do implante. Os locais indicados seriam, e.g., um na parte proximal e outro na parte distal da haste, e ainda mais um no osso sintético;
- c) Elaboração de um perfil de carregamento ainda mais severo e próximo do real, com variações de carregamento e descarregamento, bem como tempos de relaxação, simulando períodos de descanso e atividades físicas mais rigorosa dos pacientes. Essas variações teriam como objetivo induzir maiores movimentos na interface implante-cimento;
- d) Elaborar uma melhor forma de acoplamento do tendão virtual responsável pela transmissão de cargas à parte trocantérica, o intuito seria reproduzir o efeito, distribuído, e não concentrado; que um tendão real transmite as cargas ao osso;
- e) Realizar testes com próteses de diferentes *designs*. O objetivo seria ajudar no desenvolvimento de novos modelos e realizar uma comparação do desempenho;
- f) Desenvolver células melhores e mais confiáveis para que seja possível medir forças localmente durante o ensaio cíclico, mais especificamente, forças laterais na cabeça do implante e força trativa no trocânter;
- g) Realizar análise por elementos finitos considerando deformações não-lineares para os materiais viscoelásticos;
- h) Avaliar formação de trincas no cimento ósseo e comparar com as encontradas *in vivo*.

Referências

- AGRAWAL, S.; PATIDAR, D.; SAXENA, N. Investigation of temperature-dependent mechanical properties of cds/pmma nanocomposites. *Journal of Composite Materials*, v. 45, n. 24, p. 2507–2514, 2011. Citado na página 45.
- ARNOLD, J. C.; WHITE, V. E. Predictive models for the creep behaviour of PMMA. *Materials Science and Engineering A*, v. 197, n. 2, p. 251–260, 1995. ISSN 09215093. Citado 2 vezes nas páginas 43 e 44.
- ASTM INTERNATIONAL. *ASTM F1537-11*: Standard specification for wrought cobalt-28chromium-6molybdenum alloys for surgical implants. West Conshohocken, PA, EUA, 2011. Citado 2 vezes nas páginas 47 e 57.
- ASTM INTERNATIONAL. *ASTM D907-15*: Standard terminology of adhesives. West Conshohocken, PA, EUA, 2015. Citado na página 45.
- ASTM INTERNATIONAL. *ASTM F451-16*: Standard specification for a acrylic bone cement. West Conshohocken, PA, EUA, 2016. Citado na página 47.
- BAYRAKTAR, H. H. et al. Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue. *Journal of Biomechanics*, v. 37, n. 1, p. 27 – 35, 2004. ISSN 0021-9290. Disponível em: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929003002574>. Citado na página 59.
- BERGMANN, G. et al. Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *Journal of Biomechanics*, v. 34, n. 7, p. 859–871, jul 2001. ISSN 00219290. Disponível em: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929001000409>. Citado 6 vezes nas páginas 35, 36, 55, 56, 60 e 78.
- BEVILL, G. et al. Influence of bone volume fraction and architecture on computed large-deformation failure mechanisms in human trabecular bone. *Bone*, v. 39, n. 6, p. 1218 – 1225, 2006. ISSN 8756-3282. Disponível em: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S8756328206005771>. Citado na página 59.
- BIOMECHANICAL Product Info. 2019. Materials Guide. Disponível em: <https://www.sawbones.com/biomechanical-product-info>. Acesso em: 03 de outubro de 2019. Citado na página 59.
- BREUSCH, S. J.; MALCHAU, H. What is modern cementing technique? In: *The Well-Cemented Total Hip Arthroplasty: Theory and Practice*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2005. p. 146–149. ISBN 978-3-540-28924-1. Citado 2 vezes nas páginas 39 e 40.
- BÜHLER, D. W. et al. Three-dimensional primary stability of cementless femoral stems. *Clinical Biomechanics*, v. 12, n. 2, p. 75–86, 1997. ISSN 02680033. Citado 6 vezes nas páginas 16, 33, 48, 49, 53 e 115.

CATANI, F. et al. Migration of cemented stem and restrictor after total hip arthroplasty: A radiostereometry study of 25 patients with Lubinus SP II stem. *The Journal of Arthroplasty*, v. 20, n. 2, p. 244–249, 2005. ISSN 08835403. Citado na página 39.

CHAKKALAKAL, G. L. et al. Influence of rheology and morphology on foaming of ps-b-pmma diblock copolymers and their composites with modified silica nanoparticles. *Polymer*, v. 54, n. 15, p. 3860 – 3873, 2013. ISSN 0032-3861. Citado na página 44.

CHOI, D. et al. In vitro measurement of interface micromotion and crack in cemented total hip arthroplasty systems with different surface roughness. *Clinical Biomechanics*, Elsevier Ltd, v. 25, n. 1, p. 50–55, 2010. ISSN 02680033. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.08.008>. Citado 2 vezes nas páginas 33 e 41.

COSTI, K. et al. Advantages in Using Cemented Polished Tapered Stems When Performing Total Hip Arthroplasty in Very Young Patients. *Journal of Arthroplasty*, Elsevier Ltd, v. 32, n. 4, p. 1227–1233, 2017. ISSN 15328406. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.arth.2016.11.031>. Citado 2 vezes nas páginas 31 e 32.

CRISTOFOLINI, L. et al. Comparative in vitro study on the long term performance of cemented hip stems: Validation of a protocol to discriminate between "good" and "bad" designs. *Journal of Biomechanics*, v. 36, n. 11, p. 1603–1615, 2003. ISSN 00219290. Citado 6 vezes nas páginas 16, 33, 49, 50, 51 e 115.

CRISTOFOLINI, L. et al. Mechanical validation of whole bone composite femur models. *Journal of Biomechanics*, v. 29, n. 4, p. 525 – 535, 1996. ISSN 0021-9290. Disponível em: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0021929095000844>. Citado na página 58.

DAVY, D. et al. Telemetric force measurements across the hip after total arthroplasty. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, v. 70, n. 1, p. 45–50, January 1988. ISSN 0021-9355. Citado 2 vezes nas páginas 37 e 38.

DEMIAN, H. W.; MCDERMOTT, K. Regulatory perspective on characterization and testing of orthopedic bone cements. *Biomaterials*, v. 19, n. 17, p. 1607–1618, sep 1998. ISSN 01429612. Disponível em: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0142961297001221>. Citado na página 42.

ENOKSEN, C. H. et al. Initial stability of an uncemented femoral stem with modular necks. An experimental study in human cadaver femurs. *Clinical Biomechanics*, Elsevier Ltd, v. 29, n. 3, p. 330–335, 2014. ISSN 18791271. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.12.011>. Citado 7 vezes nas páginas 33, 50, 51, 53, 60, 103 e 115.

GASPARIN, A. L. *Adesão metal-polímero: dispositivos de medição e correlações físico-químicas*. Tese (Doutorado), 2011. Citado 2 vezes nas páginas 45 e 46.

GELLER, J.; MALCHAU, H.; KÄRRHOLM, J. Migration pattern and outcome of cemented stems in sweden. In: *The Well-Cemented Total Hip Arthroplasty: Theory and Practice*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2005. p. 190–195. ISBN 978-3-540-28924-1. Disponível em: https://doi.org/10.1007/3-540-28924-0_24. Citado na página 103.

GOLDSTEIN, S. The mechanical properties of trabecular bone: Dependence on anatomic location and function. *Journal of Biomechanics*, v. 20, n. 11, p. 1055 – 1061, 1987. ISSN 0021-9290. F. Gaynor Evans Anniversary Issue on Bone Biomechanics. Disponível em: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0021929087900236>. Citado 2 vezes nas páginas 58 e 59.

GOMES, L. S. M. Biomateriais em artroplastia de quadril: Propriedades, estrutura e composição luiz. *O Quadril. São Paulo: Atheneu*, p. 121–143, 2010. Citado na página 31.

GRIZA, S. *Estudo Comparativo Da Influência Da Forma De Hastes Femorais Cimentadas Afiladas E Polidas Nos Padrões De Transmissão De Carga E Estabilidade in Vitro*. Tese (Doutorado), 2006. Citado na página 31.

HOWELL, J. R.; HUBBLE, M. J.; LING, R. S. Stem design - the surgeon's perspective. In: *The Well-Cemented Total Hip Arthroplasty: Theory and Practice*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2005. p. 180–189. ISBN 978-3-540-28924-1. Disponível em: https://doi.org/10.1007/3-540-28924-0_23. Citado 3 vezes nas páginas 32, 40 e 41.

HUBBLE, M. J. W.; TIMPERLEY, A. J.; LING, R. S. M. Long-term success with a double tapered polished straight stem. In: *The Well-Cemented Total Hip Arthroplasty: Theory and Practice*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2005. p. 228–234. ISBN 978-3-540-28924-1. Disponível em: https://doi.org/10.1007/3-540-28924-0_30. Citado na página 82.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. *ISO 5833:2002: Implants for surgery – acrylic resin cements*. Geneva, Suíça, 2002. Citado 2 vezes nas páginas 47 e 57.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. *ISO 7206-4:2010: Implants for surgery – partial and total hip joint prostheses – part 4: determination of endurance properties and performance of stemmed femoral components*. Geneva, Suíça, 2010. Citado 3 vezes nas páginas 49, 58 e 60.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. *ISO 5832-12:2019: Implants for surgery – metallic materials – part 12: Wrought cobalt-chromium-molybdenum alloy*. Geneva, Suíça, 2016. Citado na página 47.

JÚNIOR, J. G. F. D. S. *Otimização do processo de obtenção do cimento ósseo à base de PMMA*. Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal de Santa Catarina, 2008. Citado na página 42.

KOTZAR, G. M. et al. Telemeterized in vivo hip joint force data: A report on two patients after total hip surgery. *Journal of Orthopaedic Research*, v. 9, n. 5, p. 621–633, 1991. ISSN 1554527X. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1870027>. Citado na página 35.

KÄRRHOLM, J. et al. *Swedish Hip Arthroplasty Register: Annual Report 2017*. [S.l.], 2018. Citado na página 32.

KÜHN, K.-D. What is bone cement? In: *The Well-Cemented Total Hip Arthroplasty: Theory and Practice*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2005. p. 52–59. ISBN 978-3-540-28924-1. Citado na página 42.

LEARMONTH, I. D.; YOUNG, C.; RORABECK, C. The operation of the century: total hip replacement. *Lancet*, v. 370, n. 9597, p. 1508–1519, 2007. ISSN 01406736. Citado 3 vezes nas páginas [39](#), [41](#) e [48](#).

LEE, C. The mechanical properties of pmma bone cement. In: *The Well-Cemented Total Hip Arthroplasty: Theory and Practice*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2005. p. 60–66. ISBN 978-3-540-28924-1. Disponível em: https://doi.org/10.1007/3-540-28924-0_6. Citado 2 vezes nas páginas [41](#) e [42](#).

LEURIDAN, S. et al. A biomechanical testing system to determine micromotion between hip implant and femur accounting for deformation of the hip implant: Assessment of the influence of rigid body assumptions on micromotions measurements. *Clinical Biomechanics*, Elsevier Ltd, v. 42, p. 70–78, 2017. ISSN 18791271. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2017.01.009>. Citado 8 vezes nas páginas [16](#), [33](#), [51](#), [53](#), [103](#), [104](#), [105](#) e [115](#).

MAHER, S.; PRENDERGAST, P. Discriminating the loosening behaviour of cemented hip prostheses using measurements of migration and inducible displacement. *Journal of Biomechanics*, v. 35, n. 2, p. 257 – 265, 2002. ISSN 0021-9290. Disponível em: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929001001816>. Citado 4 vezes nas páginas [33](#), [49](#), [53](#) e [115](#).

MAHER, S. A.; PRENDERGAST, P. J.; LYONS, C. G. Measurement of the migration of a cemented hip prosthesis in an in vitro test. *Clinical Biomechanics*, v. 16, n. 4, p. 307–314, 2001. ISSN 02680033. Citado 9 vezes nas páginas [16](#), [31](#), [33](#), [49](#), [50](#), [51](#), [53](#), [103](#) e [115](#).

MESNIL, P. et al. Is cemented metal-polyethylene 22.2 mm hip arthroplasty a gold standard? Results of a series of 105 primary arthroplasties at a minimum of ten years follow-up. *Orthopaedics and Traumatology: Surgery and Research*, Elsevier Masson SAS, v. 100, n. 4, p. 369–373, 2014. ISSN 18770568. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.otsr.2014.02.004>. Citado na página [32](#).

MORSCHER, E. How have i done it? evaluation criteria. In: *The Well-Cemented Total Hip Arthroplasty: Theory and Practice*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2005. p. 332–339. ISBN 978-3-540-28924-1. Citado na página [33](#).

MOW, V. C.; HUISKES, R. *Basic orthopaedic biomechanics & mechano-biology*. [S.l.]: Lippincott Williams & Wilkins, 2005. Citado 2 vezes nas páginas [35](#) e [37](#).

NORMAN, T. L. et al. Stem surface roughness alters creep induced subsidence and 'taper-lock' in a cemented femoral hip prosthesis. *Journal of Biomechanics*, v. 34, n. 10, p. 1325–1333, 2001. ISSN 00219290. Citado na página [39](#).

ODIAN, G. *Principles of Polymerization, Fourth Edition*. [S.l.]: John Wiley & Sons, Inc., 2004. Citado na página [42](#).

ØSTBYHAUG, P. O. et al. Primary stability of custom and anatomical uncemented femoral stems. A method for three-dimensional in vitro measurement of implant stability. *Clinical Biomechanics*, Elsevier Ltd, v. 25, n. 4, p. 318–324, 2010. ISSN 02680033. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.12.012>. Citado 10 vezes nas páginas [16](#), [33](#), [50](#), [51](#), [52](#), [53](#), [60](#), [103](#), [104](#) e [115](#).

PATANKAR, M. *The Evaluation of the Effect of Processing Parameters on Adhesion Performance of Polyether based TPU over mold on to Polycarbonate Substrate*. Tese (Doutorado) — State University of New York at Stony Brook, 2010. Citado na página 46.

PEIXOTO, F. L. *Aplicação do processo de sobreinjeção em insertos de termoplástico utilizando moldes de fabricação rápida*. Tese (Doutorado) — Universidade Federal de Santa Catarina, 2009. Citado 2 vezes nas páginas 45 e 47.

PHILLIPS, T. W.; MESSIEH, S. S.; MCDONALD, P. D. Femoral stem fixation in hip replacement: A biomechanical comparison of cementless and cemented prostheses. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, v. 72-B, n. 3, p. 431–434, 1990. ISSN 0301-620X. Disponível em: <http://www.bjj.boneandjoint.org.uk/content/72-B/3/431.abstract>. Citado na página 48.

PISANU, L. *Estudo da força de adesão em polímeros dissimilares obtidos pelo processo de injeção multicomponente: aplicações em compósitos com fibra de côco*. Tese (Doutorado), 2018. Citado 3 vezes nas páginas 45, 46 e 47.

ROBERTSON, W. J. et al. Anatomy and Dimensions of the Gluteus Medius Tendon Insertion. *Arthroscopy - Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, Elsevier Inc., v. 24, n. 2, p. 130–136, 2008. ISSN 07498063. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.arthro.2007.11.015>. Citado 2 vezes nas páginas 35 e 36.

SOUZA, J. M. *Estudo do ensaio de determinação da tenacidade à fratura em deformação plana (K_{ic}) em PMMA e análise das tensões desenvolvidas por fotoelasticidade*. Tese (Doutorado), 2011. Citado na página 45.

SPEIRS, A. D. et al. Three-dimensional measurement of cemented femoral stem stability: An in vitro cadaver study. *Clinical Biomechanics*, v. 15, n. 4, p. 248–255, 2000. ISSN 02680033. Citado 4 vezes nas páginas 33, 49, 53 e 115.

STRUIK, L. C. E. *Physical Aging in Amorphous Polymers and Other Materials*. Tese (Doutorado) — Delft University of Technology, 1978. Citado na página 43.

SUARI, A. F. et al. The impact of subsidence on straight and curved modular cementless revision stems in hip revision surgery. *Revista Espanola de Cirugia Ortopedica y Traumatologia*, v. 61, n. 3, 2017. ISSN 18884415. Citado na página 39.

TREHARNE, R. W.; BROWN, N. Factors influencing the creep behavior of poly(methyl methacrylate) cements. *Journal of Biomedical Materials Research*, v. 9, n. 4, p. 81–88, 1975. ISSN 10974636. Citado 2 vezes nas páginas 15 e 44.

VERDONSCHOT, N. Stem design philosophies. In: *The Well-Cemented Total Hip Arthroplasty: Theory and Practice*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2005. p. 168–179. ISBN 978-3-540-28924-1. Citado 3 vezes nas páginas 32, 40 e 41.

VERDONSCHOT, N.; HUISKES, R. Surface roughness of debonded straight-tapered stems in cemented THA reduces subsidence but not cement damage. *Biomaterials*, v. 19, n. 19, p. 1773–1779, 1998. ISSN 01429612. Citado na página 41.

VICECONTI, M. et al. Large-sliding contact elements accurately predict levels of bone-implant micromotion relevant to osseointegration. *Journal of Biomechanics*, v. 33, n. 12, p. 1611–1618, 2000. ISSN 00219290. Citado na página 33.

YENI, Y.; BROWN, C.; NORMAN, T. Influence of bone composition and apparent density on fracture toughness of the human femur and tibia. *Bone*, v. 22, n. 1, p. 79 – 84, 1998. ISSN 8756-3282. Disponível em: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S8756328297002275>. Citado na página 59.

ZYSSET, P. K. et al. Elastic modulus and hardness of cortical and trabecular bone lamellae measured by nanoindentation in the human femur. *Journal of Biomechanics*, v. 32, n. 10, p. 1005 – 1012, 1999. ISSN 0021-9290. Disponível em: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929099001116>. Citado na página 59.

APÊNDICE A – TRABALHOS ANTERIORES

Tabela 5 – Métodos e resultados de trabalhos anteriores.

Referência	Implante e método	Forma de Medição, cimentada e tipo de fêmur	Protocolo de carregamento	Resultado de afundamento
Bühler et al. (1997)	Cônica e triplamente afunilada	Sensor customizado óptico/mecânico, não cimentada, fêmur cadavérico	Senoidal 100 %PC a 400 %PC 1 Hz e 0,5 Hz	Cônica: 207 μm , afunilada: 109 μm
Speirs et al. (2000)	Fosca com colar e polida sem colar	Sensor customizado óptico/mecânico, cimentada, fêmur cadavérico	Senoidal 100 %PC a 400 %PC 1 Hz e 0,5 Hz	Migração e micromovimentos. Fosca: 60 μm , polida: 90 μm
Maher, Prendergast e Lyons (2001)	Lubinus	6 LVDT's cimentada, fêmur sintético	Senoidal -230 kN a -2300 kN 5×10^6 5 Hz	Migração. Distal: 44 μm , proximal: 223 μm
Maher e Prendergast (2002)	Lubinus e Muller	6 LVDT's, cimentada, fêmur sintético	Senoidal -230 kN a -2300 kN 5×10^6 5 Hz	Lubinus: 0,043 μm , Muller: 0.113 μm
Cristofolini et al. (2003)	Lubinus SPII Muller curvada	4 LVDT's 1 extensômetro, cimentada, fêmur sintético	Subir de escada senoidal 10^6 ciclos 0,75 Hz	Muller: 97 μm , Lubinus: 34 μm
Østbyhaug et al. (2010)	Perfil anatômico e customizada	6 LVDT's, não cimentada, fêmur cadavérico	500 ciclos, 50 ciclos um pé, 50 ciclos subindo escada, relaxação, três carregamentos axiais diferentes totalizando 650 ciclos, torque estático de 15 Nm	Anatômica: 69,7 μm , customizada: 21,1 μm
Enoksen et al. (2014)	Pescoço modular, sem colar	6 LVDT's, não cimentada, fêmur cadavérico	500 ciclos, 50 ciclos um pé, 50 ciclos subindo escada, relaxação, três carregamentos axiais diferentes totalizando 650 ciclos, torque estático de 15 Nm	60 μm
Leuridan et al. (2017)	Pescoço modular, sem colar	8 LVDT's, não cimentada, ambos tipos	3000 ciclos no total, variando entre 150 N e 800 N	Aprox. 16 μm assumindo deformação

Fonte: Elaborado pelo autor.

Tabela 6 – Resultados obtidos nos ensaios.

CP		1		2		3		4		5		6		7	
Tempo	Desloc.	μ	σ_P												
12 horas	ϕ [°]	-0,886	0,482	-1,678	0,294	-1,008	0,155	-0,049	0,062	-0,081	0,052	-0,397	0,109	-0,192	0,088
	θ [°]	-0,126	0,150	-0,122	0,223	0,007	0,354	0,054	0,171	0,046	0,153	0,095	0,172	0,028	0,163
	ψ [°]	-0,449	1,517	-1,046	0,715	0,138	0,168	-0,155	0,233	-0,086	0,226	-0,086	0,266	-0,179	0,173
	x' [mm]	-0,239	0,313	0,130	0,383	-1,646	0,412	-0,291	0,427	-0,355	0,398	-1,780	0,414	-1,139	0,360
	y' [mm]	0,099	0,421	1,072	0,398	-0,201	0,099	0,211	0,078	0,234	0,081	1,712	0,053	1,536	0,136
	z' [mm]	-0,971	0,040	-1,555	0,018	-0,721	0,037	-0,058	0,041	-0,106	0,034	-0,322	0,041	-0,159	0,028
Parte cíclica	ϕ [°]	-0,808	0,475	-1,565	0,154	-1,007	0,151	-0,080	0,051	-0,121	0,064	-0,425	0,120	-0,140	0,079
	θ [°]	-0,147	0,262	-0,024	0,214	-0,032	0,160	0,075	0,171	0,039	0,153	0,103	0,180	0,054	0,164
	ψ [°]	-2,216	4,158	-1,122	1,339	0,057	0,381	-0,281	0,218	-0,081	0,228	-0,071	0,260	-0,271	0,186
	x' [mm]	1,408	0,369	0,095	0,386	-1,633	0,401	-0,328	0,419	-0,367	0,393	-1,876	0,416	-1,291	0,370
	y' [mm]	0,316	0,393	0,967	0,358	-0,193	0,095	0,244	0,063	0,235	0,088	1,763	0,053	1,600	0,151
	z' [mm]	-0,870	0,057	-1,423	0,017	-0,710	0,036	-0,081	0,037	-0,137	0,037	-0,352	0,037	-0,073	0,030
Relaxação	ϕ [°]	-0,336	0,020	-0,695	0,021	-0,821	0,018	0,016	0,025	-0,126	0,022	-0,379	0,046	-0,119	0,022
	θ [°]	-0,538	0,019	-0,494	0,005	-0,273	0,009	-0,197	0,005	-0,299	0,006	-0,221	0,009	-0,260	0,008
	ψ [°]	-0,336	0,020	-0,868	0,045	0,458	0,046	0,091	0,013	0,351	0,013	0,302	0,026	0,251	0,013
	x' [mm]	-0,787	0,006	1,648	0,005	-1,260	0,005	0,018	0,005	0,326	0,005	-1,029	0,006	-0,791	0,005
	y' [mm]	0,713	0,009	1,356	0,008	-0,040	0,008	0,064	0,009	0,000	0,008	1,533	0,018	1,258	0,010
	z' [mm]	-0,485	0,005	-0,598	0,005	-0,467	0,005	0,106	0,005	-0,014	0,005	-0,135	0,007	-0,123	0,005

Fonte: Elaborado pelo autor.

Nota: μ é a média do sinal e σ_p é o desvio padrão.

Nota: ϕ , θ e ψ são as rotações em x' , y' e z' respectivamente.