

UNESP

FACULDADE DE ENGENHARIA DO CAMPUS DE GUARATINGUETÁ

**DESENVOLVIMENTO DE UM EQUIPAMENTO PARA ANÁLISE DE DESGASTES
DOS COMPONENTES DE PRÓTESE TOTAL DE QUADRIL**

Guaratinguetá – SP
2015

MICHEL HADDAD

**DESENVOLVIMENTO DE UM EQUIPAMENTO PARA ANÁLISE DE DESGASTES
DOS COMPONENTES DE PRÓTESE TOTAL DE QUADRIL**

Tese apresentada à Faculdade de
Engenharia do Campus de Guaratinguetá,
Universidade Estadual Paulista, para a
obtenção do título de Doutor em Engenharia
Mecânica, área de Projetos.
Orientador: Prof. Dr. Mauro Pedro Peres

Guaratinguetá – SP

2015

H126d	Haddad, Michel Desenvolvimento de um equipamento para análise de desgastes em prótese de articulação total de quadril / Michel Haddad - Guaratinguetá, 2014 66 f. : il. Bibliografia: f. 64-67 Tese (doutorado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, 2014. Orientador: Prof. Dr. Mauro Pedro Peres Coorientador: Prof. Dr. Marcelino Pereira do Nascimento 1. Biomecânica 2. Prótese – Quadril I. Título CDU 612.766(043)
-------	---

MICHEL HADDAD

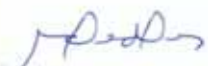
**ESTA TESE FOI JULGADA ADEQUADA PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE
“DOUTOR EM ENGENHARIA MECÂNICA”**

**PROGRAMA: ENGENHARIA MECÂNICA
ÁREA: PROJETOS**

APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO


Prof. Dr. Edson Cocchieri Botelho
Coordenador

BANCA EXAMINADORA:


Prof. Dr. MAURO PEDRO PERES
Orientador / UNESP-FEG


Prof. Dr. JOSÉ GERALDO TRANI BRANDÃO
UNESP-FEG


Prof. Dr. MARCELO SAMPAIO MARTINS
UNESP-FEG


Prof. Dr. RENATA APARECIDA RIBEIRO CUSTÓDIO
UNIFEI


Prof. Dr. HENRIQUE MARTINS ROCHA
UERJ

Janeiro de 2015

DADOS CURRICULARES

MICHEL HADDAD

NASCIMENTO 21-02-1963 Resende RJ

FILIAÇÃO Metanios Mikail Haddad (*in memorian*)
Samira Abdalah Haddad

1981/1986 Graduação em Engenharia Civil –
Unifoa Volta Redonda RJ

Curso de Pós-Graduação em Engenharia Civil, nível

2005/2006 Mestrado na Universidade Federal Fluminense – UFF -
Niterói RJ

Curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, nível

2011/2015 Doutorado na Universidade Estadual Paulista – UNESP
Campus de Guaratinguetá SP

Dedico este trabalho ao meu saudoso pai pelo exemplo que deixou na vida.

A minha mãe pela incansável vontade de viver.

Aos meus filhos Pedro, Marco e Davi pelo constante incentivo.

A minha esposa Luciana pelo companheirismo e dedicação.

AGRADECIMENTOS

Ao orientador, Prof. Dr. Mauro Pedro Peres pela orientação serena e independente que sempre demonstrou.

Ao co-orientador, Prof. Dr. Marcelino Pereira do Nascimento pela contribuição valiosa nos momentos certos.

Aos componentes da banca pela disposição.

Ao acadêmico da FEG Everton Coelho de Medeiros pela participação no desenvolvimento dos projetos e montagem dos equipamentos.

Ao técnico do Laboratório do DME Walter Tupinambá pela contribuição na instrumentação e operação dos equipamentos.

Ao médico ortopedista Virgílio de Oliveira Pires pelas orientações e pelas próteses fornecidas para testes.

Ao engenheiro químico Hyung Il Chang pelos ensinamentos em sua especialidade.

Ao engenheiro elétrico Eduardo Chiesse pela atenção na obtenção da água deionizada.

Ao Prof. Dr. Inácio Bianchi do Departamento de Engenharia Elétrica pelo auxílio prestativo.

A todos colaboradores da oficina do Colégio Técnico Industrial de Guaratinguetá, da Secretaria da Pós-Graduação, da Secretaria do DME e da oficina do DME pela atenção e solicitude.

Ao serralheiro Marco Antônio Fontes Vieira pela valiosa colaboração.

**“A mente que se abre a uma nova idéia
jamais voltará ao seu tamanho original”**

Albert Einstein

Haddad, M. **Desenvolvimento de um equipamento para análise de desgastes dos componentes de prótese total de quadril**, 2015, 67 fl, Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá da Universidade Estadual Paulista – Guaratinguetá SP, 2015.

Resumo

O incremento da renda brasileira aliado ao aumento da expectativa de vida, juntamente com outros fatores, propiciaram condições para a elevação da demanda por cirurgias de prótese de articulação total de quadril. A ausência de uma norma reguladora para a durabilidade mínima destas próteses fez surgir no mercado uma grande variedade de produtos que não atendem requisitos mínimos de uso, causando elevado número de cirurgias mal sucedidas e trazendo transtornos aos pacientes. Os ensaios para verificação da durabilidade das próteses realizados no território nacional utilizam, em sua maioria, equipamentos importados, com alto grau de sofisticação, tornando-os de custo elevado. Sendo o Sistema Único de Saúde (SUS) o maior adquirente destas próteses, torna-se inviável manter uma rotina de ensaios com a finalidade de avaliar a qualidade do produto a ser adquirido e oferecido aos pacientes. O projeto e montagem de um equipamento viável nas etapas de fabricação, operação e manutenção visa atender esta demanda com maior abrangência, proporcionando ensaios acessíveis. O atendimento das normas específicas, com alguns ajustes, viabilizou a operação do equipamento e as análises de exemplares de próteses, o que comprovou a viabilidade do projeto e o seu grau de atendimento a necessidade da realidade brasileira. Foi realizado um teste realizado com um conjunto protético por um período de 12 dias, totalizando 1 milhão de ciclos. Ao final obteve-se o desgaste da massa do componente acetabular em polímero, e calculou-se o fator de desgaste (K). O simulador apresentou funcionamento adequado, produziu o perfil da carga prescrita pela Norma Técnica e o fator de desgaste obtido foi considerado adequado.

Palavras-chave: prótese de quadril, biotribologia

Haddad, M. **Development of an equipment for analysis of wear of the componentes of total hip prosthesis**, 2015, 67 fl, Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá da Universidade Estadual Paulista – Guaratinguetá SP, 2015.

Abstract

The increase of Brazilian income coupled with the increase in life expectancy, along with other factors, led to the conditions for the rise of demand for surgeries of total hip joint prosthesis. The absence of a regulatory standard for the minimum durability of these prostheses did arise on the market a great variety of products that do not meet minimum requirements of use, causing large numbers of unsuccessful surgeries and bringing patients disorders. The tests for verification of the durability of prosthetics carried out in national territory using, for the most part, imported equipment, with a high degree of sophistication, making them high cost. Being the Sistema Único de Saúde (SUS) the largest purchaser of these prostheses, it becomes impossible to maintain a routine tests in order to evaluate the quality of the product to be purchased and offered to patients. The design and assembly of a viable equipment in stages of manufacturing, operation and maintenance aims to meet this demand with greater scope, providing affordable tests. Meet the specific standards, with some adjustments, made the operation of the equipment and the analysis of specimens of prostheses, which proved the feasibility of the project and its degree of care the need of Brazilian reality. It was conducted a test performed with a prosthetic assembly for a period of 12 days, totalizing 1 million cycles. At the end, it was obtained the mass wear of the acetabular component in polymer, and it has been calculated the wear factor (K). The simulator showed proper functioning, produced the prescribed load profile by Technic Norm and the wear factor obtained was considered appropriate.

Keywords for this page: hip joint prosthesis, biotribology

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 -	Articulação do quadril	19
FIGURA 2 -	Articulação sadia e com patologia	20
FIGURA 3 -	Planos do corpo humano.....	20
FIGURA 4 -	Movimento de flexão	21
FIGURA 5 -	Movimento de extensão	21
FIGURA 6 -	Movimento de abdução.....	21
FIGURA 7 -	Movimento de adução.....	22
FIGURA 8 -	Movimento de rotação	22
FIGURA 9 -	Movimento de circundação.....	22
FIGURA 10 -	Diferenças no ângulo colo-diáfise	23
FIGURA 11 -	Artroplastia do quadril, vista anterior	25
FIGURA 12 -	Prótese não cimentada	26
FIGURA 13 -	Prótese cimentada	27
FIGURA 14 -	Variação angular prevista na norma	32
FIGURA 15 -	Eixos e ângulos previstos na norma.....	33
FIGURA 16 -	Valores e perfil da carga previsto na Norma	34
FIGURA 17 -	Projeto inicial do simulador	38
FIGURA 18 -	Usinagem das peças do simulador.....	38
FIGURA 19 -	Desenhos dos mancais de rotação do acetábulo	39
FIGURA 20 -	Montagem dos mancais de rotação do acetábulo	39
FIGURA 21 -	Desenhos do sistema de giro do acetábulo.....	40
FIGURA 22 -	Montagem do sistema de giro do acetábulo	40
FIGURA 23 -	Desenhos do conjunto de aplicação da carga.....	41
FIGURA 24 -	Montagem do conjunto de aplicação da carga.....	41
FIGURA 25 -	Desenho do conjunto motriz.....	42
FIGURA 26 -	Montagem do conjunto motriz.....	42
FIGURA 27 -	Desenho do recipiente do líquido.....	43
FIGURA 28 -	Recipiente do líquido e aquecedor.....	43

FIGURA 29 - Base de apoio	44
FIGURA 30 - Bases reguláveis.....	44
FIGURA 31 - Célula de carga	45
FIGURA 32 - Montagem da célula de carga	46
FIGURA 33 - Calibração da célula de carga	46
FIGURA 34 - Curva de calibração da célula de carga(ascendente)	47
FIGURA 35 - Curva de calibração da célula de carga(descendente)	47
FIGURA 36 - Medição da rotação.....	48
FIGURA 37 - Medição da temperatura	49
FIGURA 38 - Dispositivos de proteção e acionamento.....	50
FIGURA 39 - Análise do perfil e do valor da carga	51
FIGURA 40 - Perfil da carga aplicada.....	51
FIGURA 41- Prótese utilizada no teste	52
FIGURA 42- Pesagem do acetábulo.....	53
FIGURA 43- Acetábulo imerso no fluido.....	54

LISTA DE TABELAS

TABELA 1-	Coeficientes de fricção para três diferentes fluidos lubrificantes	29
TABELA 2-	Valores da pesagem do Acetábulo antes do início do primeiro teste	53
TABELA 3-	Valores da pesagem do Acetábulo antes do início do segundo teste.....	55
TABELA 4-	Valores da frequência durante o teste.....	57
TABELA 5-	Valores da temperatura durante o teste.....	58
TABELA 6 –	Valores da pesagem do Acetábulo após o término do segundo teste.....	59
TABELA 7 –	Dados comparativos entre os resultados obtidos por autor.....	61

LISTA DE SÍMBOLOS

K	-	Fator de Desgaste [mm^3/Nm]
V_d	-	Volume de material desgastado [mm^3]
L	-	Carga Normal Aplicada [N]
μ	-	Coeficiente de atrito/Coeficiente de Fricção
F_a	-	Força de Atrito [N]
ρ	-	densidade [g/mm^3]
m	-	massa [g]
V	-	volume [mm^3]
M_i	-	massa inicial [g]
M_f	-	massa final [g]
M_d	-	massa de material desgastado [g]

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ABNT	-	Associação Brasileira de Normas Técnicas
ATQ	-	Artroplastia Total de Quadril
BRM	-	<i>Biaxial rocking motion</i>
CoCr	-	Cromo Cobalto
Cv	-	Cavalo vapor
Hz	-	Hertz
ISO	-	International Organization for Standardization
Mc	-	Milhões de ciclos
NBR	-	Norma Brasileira
N	-	Newton
OBM	-	<i>Orbital bearing machine</i>
PMMA	-	Polimetilmetacrilato
SUS	-	Sistema Único de Saúde
UHMWPE	-	<i>Ultra High Molecular Weight Polietilene</i>

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	18
1.1	MOTIVAÇÃO DO TRABALHO	18
1.2	OBJETIVO	18
1.3	ESTRUTURA DA TESE	18
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	19
2.1	ANATOMIA DA ARTICULAÇÃO DE QUADRIL.....	19
2.2	CINESIOLOGIA DA ARTICULAÇÃO DO QUADRIL	20
2.3	BIOMECÂNICA DO QUADRIL	23
2.4	PATOLOGIAS DA ARTICULAÇÃO DE QUADRIL	24
2.5	ARTROPLASTIA DE QUADRIL	24
2.6	PRÓTESE DE QUADRIL	25
2.7	REVISÃO DE CIRURGIAS DE ARTROPLASTIA DE QUADRIL	27
2.8	MÉTODOS DE AVALIAÇÃO DE DESGASTES.....	28
2.9	DISPOSITIVOS SIMULADORES PARA ENSAIO DE DESGASTE.....	30
2.10	ENSAIOS DE DESGASTE SEGUNDO A ISO 14242	31
2.11	REVISÃO DA LITERATURA.....	35
3	MATERIAIS E MÉTODOS.....	Erro! Indicador não definido.
3.1	PROJETO E CONSTRUÇÃO DO SIMULADOR DE DESGASTES	37
3.2	USINAGEM DAS PEÇAS E MONTAGEM DO SIMULADOR	38
3.3	INSTRUMENTAÇÃO DO SIMULADOR DE DESGASTES	45
3.3.1	Célula de Carga	45
3.3.2	Calibração da Célula de Carga	48
3.3.3	Sensor de rotação.....	48
3.3.4	Sensor de temperatura	49
3.3.5	Proteção elétrica	49

3.4	PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL	50
3.4.1	Análise do perfil e do valor da carga aplicada.....	50
3.4.2	Preparação da amostra a ser testada.....	52
3.4.3	Realização do teste de desgaste.....	53
3.4.4	Coleta dos dados	54
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	55
5	CONCLUSÃO.....	61
	REFERÊNCIAS	63

1 INTRODUÇÃO

A cirurgia para implantação de próteses de Articulação Total de Quadril (ATQ) é indicada em diversas situações e está relacionada a diversos fatores.

O aumento da renda trazendo o aumento do consumo e do sobrepeso, juntamente com o aumento da expectativa de vida, gera desgastes da articulação natural do quadril, relacionando a cirurgia a indivíduos de faixa etária mais elevada.

Por sua vez, o aumento de acidentados de trânsito ou outros tipos de acidentes, está relacionado a cirurgia em indivíduos mais jovens.

A quantidade de cirurgias para implantação de próteses de ATQ, a artroplastia de quadril, têm se intensificado, fazendo com que a demanda pelo material tenha um crescimento progressivo a cada ano (ALVES *et al*, 2004).

As taxas de sucesso deste tipo de cirurgia dependem de múltiplos fatores, sendo a qualidade das próteses o principal deles.

Para atender a esta demanda, os fabricantes se viram obrigados a lançar quantidades maiores deste produto no mercado, cujas características deixam de atender requisitos mínimos de qualidade e, principalmente, durabilidade (ALVES *et al*, 2004)

Desta forma, a quantidade de cirurgias de substituição de próteses, prematuramente desgastadas, se tornou uma rotina indesejada tanto para profissionais quanto para pacientes. Os desconfortos de origem física e psicológica devido a correções na cirurgia são frequentes e podem ser minimizados (OLIVEIRA, 2011).

As Normas brasileiras sobre o tema, ABNT NBR ISO 14242, sob o título “Implantes para cirurgia – Desgastes de prótese totais de articulação do quadril”, não estabelecem critérios para durabilidade dos componentes das próteses, fazendo com que este quesito não tenha um parâmetro mínimo estabelecido e regulamentado.

Os ensaios para análise de desgaste dos componentes das próteses de quadril são pouco executados, devido à utilização de equipamentos complexos, geralmente, importados, tornando sua demanda onerosa e pouco acessível.

1.1 MOTIVAÇÃO DO TRABALHO

O Sistema Único de Saúde (SUS), provê a cirurgia de artroplastia de quadril em seu programa, sendo responsável pela aquisição de 80% das próteses fabricadas no território brasileiro (OLIVEIRA, 2011)

Como o sistema é abrangente, está sempre em busca de soluções para equilibrar seu custo operacional de modo a poder atender ao maior número de pessoas possível.

Segundo dados obtidos no sistema de dados do SUS, foram realizados no período de agosto de 2011 a setembro de 2012 na cidade de São Paulo, 317 procedimentos de revisão/reconstrução de artroplastia total de quadril (DATASUS, 2013)

Oferecer uma solução, econômica e tecnicamente viável, que permita identificar próteses de qualidade mínima, seria capaz de orientar o mercado a utilizar estes produtos.

Deste modo, pode-se tanto reduzir o desconforto de cirurgias de substituição de próteses prematuramente desgastadas quanto utilizar mais racionalmente os recursos do SUS, aumentando a oferta da cirurgia.

1.2 OBJETIVO

Desenvolver um equipamento para realizar testes/ensaios de prótese total de quadril de mecânica simplificada, de operação e manutenção viáveis, atendendo os requisitos da Norma Técnica NBR 14242.

1.3 ESTRUTURA DA TESE

No capítulo 2 é apresentada uma fundamentação teórica e revisão bibliográfica sobre a anatomia da articulação do quadril, seus movimentos e suas patologias. Faz-se referências a aplicação dos diversos tipos de próteses, suas técnicas e os materiais utilizados nas mesmas.

No capítulo 3 é apresentada a metodologia para o desenvolvimento do dispositivo para realizar os ensaios em próteses, as etapas e os detalhes do projeto, bem como sua execução. Apresentam-se, também, os demais detalhes de calibração do dispositivo para a coleta dos dados, a realização dos testes e a coleta dos dados.

No capítulo 4 são apresentados os dados coletados, sua interpretação, os resultados e a discussão.

No capítulo 5 são apresentadas as conclusões e as sugestões de continuidade da pesquisa.

Ao final, no Capítulo 6, tem-se as referências bibliográficas.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

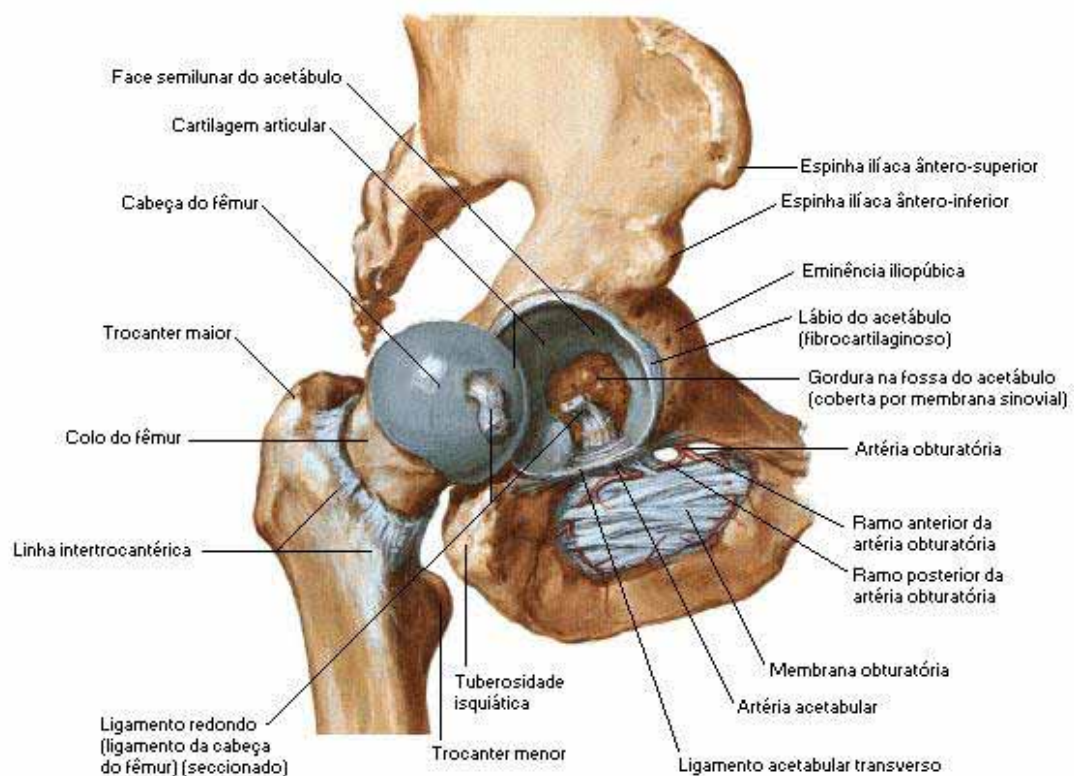
2.1 ANATOMIA DA ARTICULAÇÃO DE QUADRIL

Os movimentos do quadril são realizados pela articulação coxo-femural (Figura 1), considerada a mais estável do corpo humano em detrimento de sua grande mobilidade. Seus principais componentes estruturais anatômicos são: cabeça femoral, colo do fêmur, o acetábulo e os ligamentos (NETTER, 2000)

A cabeça femoral é revestida por uma cartilagem e tem o formato de uma semi-esfera. Ela se encaixa no acetábulo, de mesmo formato, situado na extremidade do osso ilíaco. Sua fixação se dá por meio dos ligamentos pubo-femoral, ílio-femoral, transverso do acetábulo e redondo (SOBOTTA, 2000).

Esta articulação é lubrificada pelo líquido sinovial, a base de água e proteínas, que auxilia a preservar seus componentes nos indivíduos saudáveis.

Figura 1 – Articulação do quadril

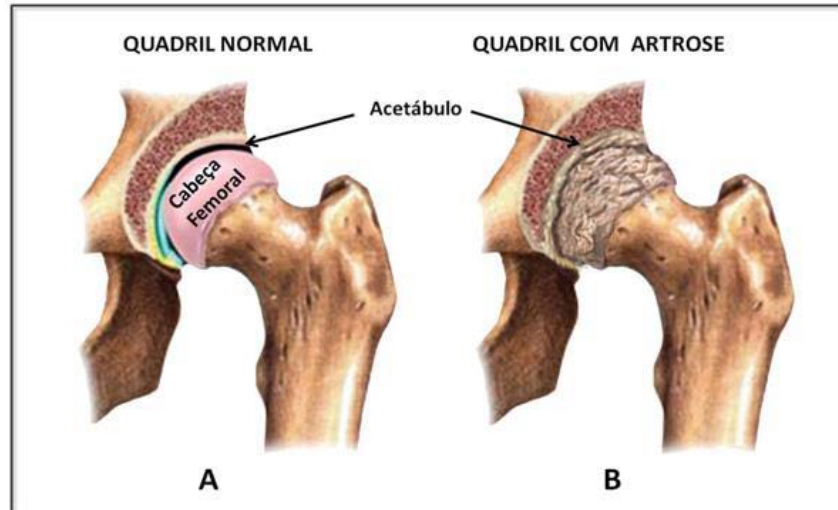


Fonte: (NETTER, 2000).

Sua deterioração se dá por algum acidente, pelo decorrer do tempo ou com o surgimento de doenças específicas, causando a diminuição da cartilagem (Figura 2), resultando na

patologia conhecida como osteoartrose. Seus principais sintomas são rigidez, dor e a perda ou restrição de movimentos (SBQUADRIL).

Figura 2 – Articulação sadia e com patologia

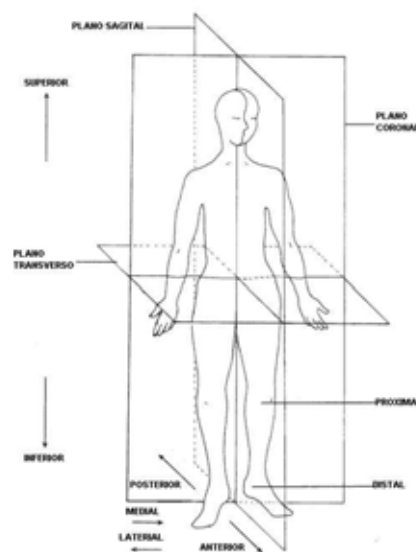


Fonte: (SBQUADRIL).

2.2 CINESIOLOGIA DA ARTICULAÇÃO DO QUADRIL

A articulação coxo-femural possibilita a realização dos movimentos descritos adiante, conforme seu plano de referência (Figura 3).

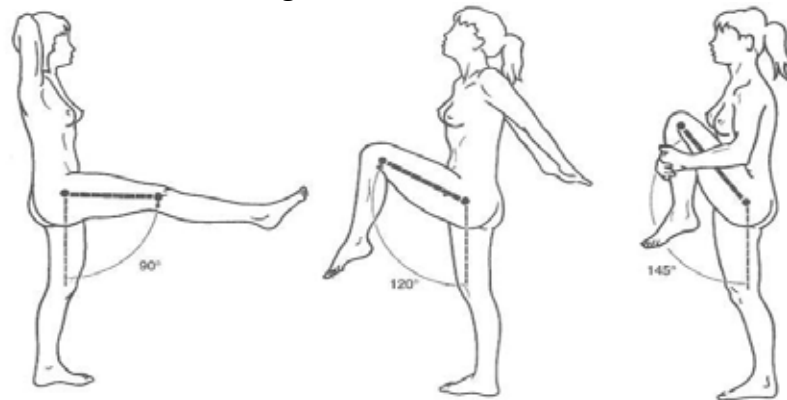
Figura 3 – Planos do corpo humano



Fonte: (KAPANDJI, 2000).

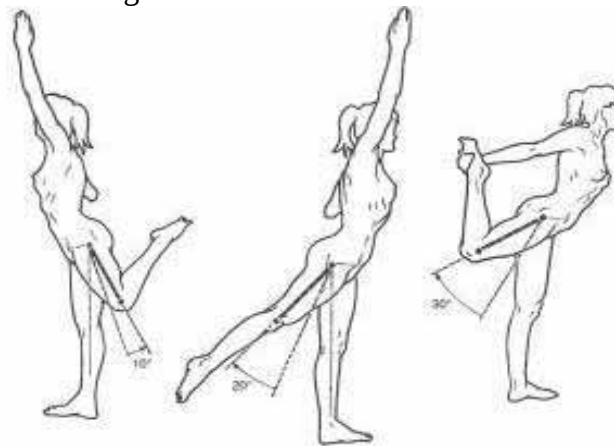
Nos movimentos de extensão e flexão, a perna se movimenta adiante, em direção ao tronco e para trás, em direção as costas, ambos em relação ao plano coronal (Figuras 4 e 5).

Figura 4 – Movimento de flexão



Fonte: (KAPANDJI, 2000).

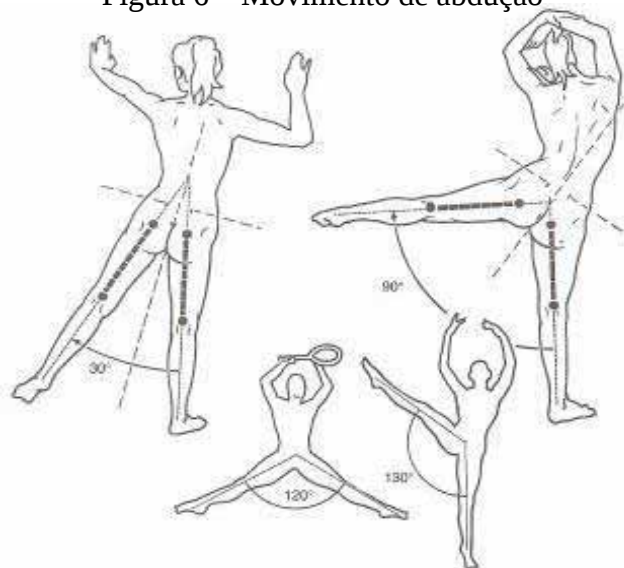
Figura 5 – Movimento de extensão



Fonte: (KAPANDJI, 2000).

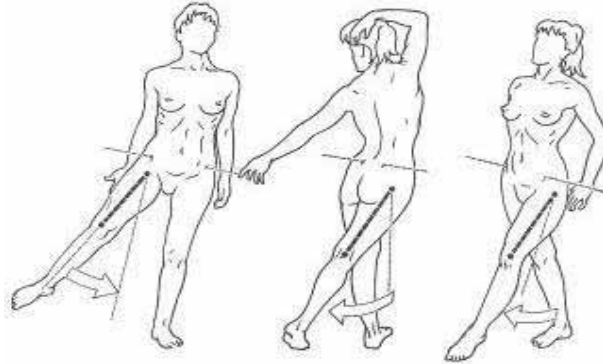
Nos movimentos de adução e abdução, a perna se movimenta para ambos os lados, em relação ao plano sagital (Figuras 6 e 7).

Figura 6 – Movimento de abdução



Fonte: (KAPANDJI, 2000).

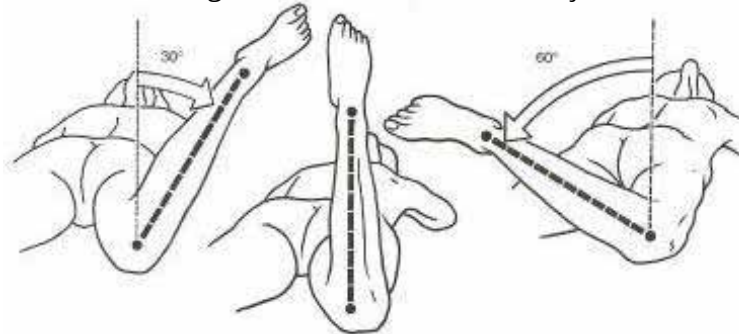
Figura 7 – Movimento de adução



Fonte: (KAPANDJI, 2000).

No movimento de rotação lateral, o membro inferior gira em torno de seu próprio eixo (Figura 8).

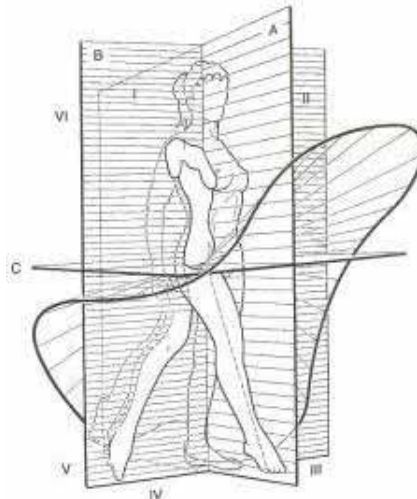
Figura 8 – Movimento de rotação



Fonte: (KAPANDJI, 2000).

No movimento de circundação, combinam-se todos os movimentos em relação a todos os planos e eixos do corpo humano, fazendo com que o membro inferior descreva uma trajetória combinada (Figura 9).

Figura 9 – Movimento de circundação



Fonte: (KAPANDJI, 2000).

2.3 BIOMECÂNICA DO QUADRIL

As forças aplicadas na articulação do quadril estão relacionadas, principalmente, a dois fatores: peso corporal e atividade realizada (LEE, 2001).

Além da combinação de movimentos realizada, a articulação do quadril transmite forças entre o tronco e o solo, sustentando mais de duas vezes o peso corporal durante a marcha, podendo atingir quatro vezes o peso ao subir escadas (HERBERT, 2009).

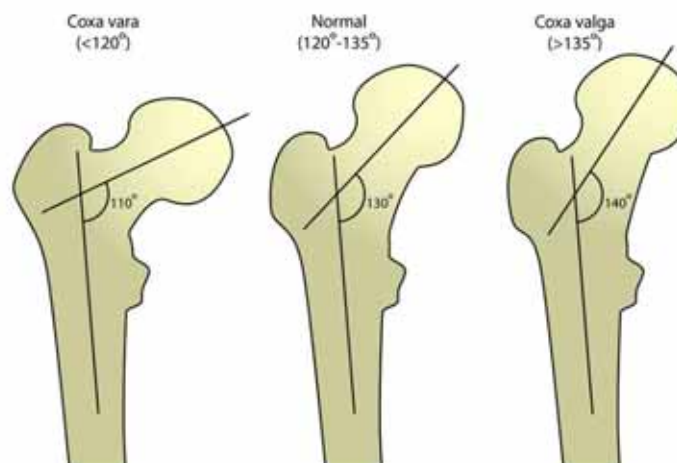
A anatomia óssea, variável conforme o indivíduo, também influencia na distribuição das forças que lhe são aplicadas, e a estabilidade é garantida pelo conjunto músculo-esquelético e ligamentos. O eixo mecânico no qual estas forças são aplicadas é representado pela linha que conecta os centros das articulações do joelho e do quadril (SMITH, 1997).

Segundo Köpf-Maier (2006), a variação anatômica que irá determinar a aplicação das forças se verifica no ângulo formado entre o eixo da diáfise e do colo femoral (Figura 10).

A variação deste ângulo resulta nas designações abaixo descritas:

- coxa normal para ângulos entre 120° e 135°
- coxa valga para ângulos acima de 135°
- coxa vara para ângulos abaixo de 120°

Figura 10 – Diferenças no ângulo colo-diáfise



Fonte: (Köpf-Maier, 2006)

A aplicação das forças na articulação do quadril passa pelo centro de gravidade corporal e pelo centro da cabeça e do colo do fêmur, num ângulo que varia de 165° a 170° , independente da posição da pelve (TUREK, 1991).

A soma das cargas aplicadas, levando-se em conta a anatomia e a atividade realizada pode variar de 4 a 10 vezes o peso corporal do indivíduo (CAMPBELL, 1989).

O carregamento frequente em ciclos, a taxa média de um milhão por ano, juntamente com aumento do peso e intensidade de atividades irá sobrecarregar este sistema, criando condições propícias ao aparecimento das patologias típicas da região (ISRAEL, 2010).

2.4 PATOLOGIAS DA ARTICULAÇÃO DE QUADRIL

As doenças que se instalam na articulação do quadril são de origem degenerativa, congênita ou devido a acidentes, podendo levar o indivíduo a incapacidade motora além de causarem dores intensas (TUREK, 1991).

Nesta classificação encontram-se, mais comumente as seguintes patologias: osteoartrite, luxação congênita, protusão acetabular, doença de Legg-Calve-Perthes, necrose vascular da cabeça femoral, neoplasia benigna, osteoporose, doença de Paget, osteomalácia, artrite reumatoide e espondilite anquilosante (CORRIGAN e MAITLAND, 2000).

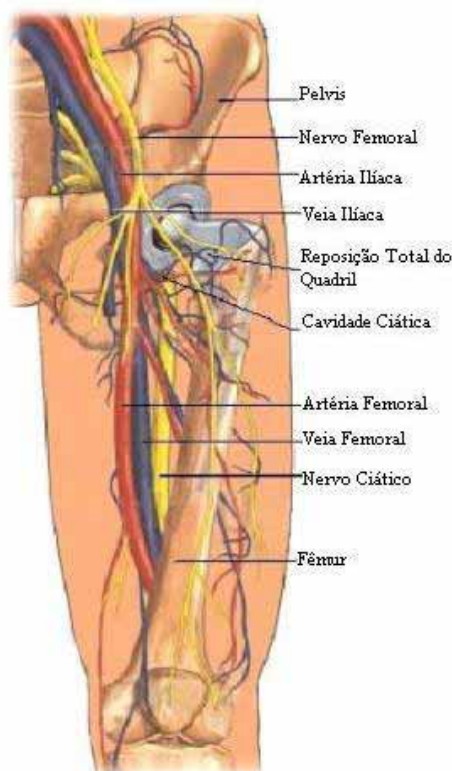
Independente da idade, o indivíduo acometido por estas doenças ou acidentado, será conduzido para a cirurgia que substituirá sua articulação de quadril natural por uma articulação protética: a artroplastia de quadril (OLIVEIRA, 2011).

2.5 ARTROPLASTIA DE QUADRIL

A cirurgia de artroplastia de quadril é, atualmente, um procedimento bastante difundido e tem sido utilizado com sucesso na recuperação de indivíduos acometidos por doenças ou acidentados nesta região do corpo humano (Figura 11).

Ela consiste na substituição da articulação natural do quadril pela prótese, composta basicamente por três componentes: haste femoral, cabeça femoral e componente acetabular (TUREK, 1991).

Figura 11 – Artroplastia do quadril, vista anterior



Fonte:(FINDLAW, 2014).

A evolução da técnica cirúrgica, dos materiais empregados e dos modelos e componentes das próteses tornaram o procedimento seguro, sendo utilizada como solução para diversos pacientes.

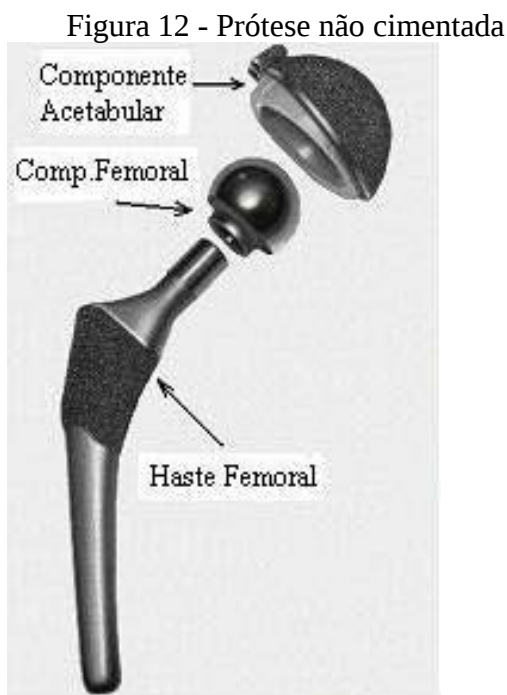
O trabalho pioneiro de John Charnley abrangeu todos os aspectos da artroplastia total do quadril, desenvolvendo sistemas protéticos articulares com reduzida característica de atrito. Nesses sistemas, o componente acetabular foi concebido de polietileno de ultra-alto peso molecular e a dimensão do componente femoral reduzida para diminuir a área que fica sob atrito (CAMPBELL, 1989).

2.6 PRÓTESE DE QUADRIL

As próteses de quadril vêm se aprimorando desde que começaram a ser utilizadas. Inicialmente eram compostas por dois componentes sendo eles a haste femoral e o acetábulo, chamadas de próteses não modulares. Desde 1961, com as publicações de John Charnley, ocorre o aprimoramento dos componentes das próteses, facilitando os procedimentos cirúrgicos e aumentando sua durabilidade e qualidade (ORÉFICE, 2006).

Atualmente, os modelos mais utilizados apresentam-se com três componentes intercambiáveis, quais sejam: a haste femoral, a cabeça femoral que se encaixa na haste e o componente acetabular que se encaixa no osso da bacia (TUREK, 1991).

São as próteses conhecidas como modulares, que conferem maior facilidade ao ato do procedimento cirúrgico, oferecendo ao profissional maior flexibilidade para combinar os elementos mais adequados ao paciente (Figura 12).



Fonte: (ALVES *et al*, 2004).

Classificada como endoprótese, devido a sua posição interna ao corpo humano, consiste basicamente de uma grande esfera metálica que substitui a cabeça femoral, ligada a uma haste metálica que se estende para dentro do canal intramedular do fêmur, e de um soquete de polímero, geralmente confeccionado de polietileno de ultra-alto peso molecular (UHMWPE), fixado a uma copa metálica que é encaixada dentro do acetábulo. A haste é, em muitos casos, fixada com uso do polimetilmetacrilato (PMMA), que atua como cimento entre o osso e a haste. Assim, a esfera e o soquete, quando convenientemente substituídos, podem contribuir para aumentar a mobilidade e aliviar a dor (ORÉFICE 2006).

Além destes elementos principais, outros componentes podem ser necessários a fixação das próteses, tais como: centralizador distal, parafusos, cimento ósseo, malhas, telas e restritor de cimento (PINO, 2001).

O método de fixação da prótese irá determinar seu modelo, podendo ser cimentada ou não cimentada (Figura 13).

Figura 13- Prótese cimentada



Fonte:(CALLISTER, 2002).

A composição dos materiais do componente acetabular e da cabeça femoral podem apresentar diversas combinações entre si como: metal-metal, polietileno-cerâmica, cerâmica-cerâmica, cerâmica-metal e polietileno-metal.

Esta última é, usualmente, a mais utilizada devido à facilidade e ao baixo custo para sua produção. Apresenta, também, um bom desempenho no que diz respeito a durabilidade e compatibilidade do material com os tecidos e fluidos que tem contato no corpo humano (BUFORD e GOSWAMI, 2004)

No entanto, todos os tipos de combinações de materiais utilizados para fabricar próteses estão suscetíveis a desgastes e deterioração, levando os pacientes a se submeterem a novas cirurgias para reparação ou substituição (OLIVEIRA, 2011).

2.7 REVISÃO DE CIRURGIAS DE ARTROPLASTIA DE QUADRIL

Diversos fatores podem acarretar a revisão de uma cirurgia de artroplastia de quadril, indo desde as condições de saúde, idade e nível de atividade do paciente, passando pela técnica cirúrgica adotada ou pela falha do material empregado (ALVES, *et al.*, 2004).

Em relação a falha do material empregado, destacam-se os seguintes problemas: afrouxamento da haste, afrouxamento do componente acetabular, posicionamento da haste, fratura da haste, osteólise ou perda óssea, metalose e desgaste excessivo da cabeça e do componente acetabular (QUEIROZ, *et al.*, 2001).

Este último problema, desgaste excessivo, vem apresentando maior frequência, principalmente, devido ao modelo de prótese utilizado pelo Sistema Único de Saúde no Brasil (OLIVEIRA, 2011).

Trata-se de modelo que utiliza o padrão de articulação metal-polímero de qualidade limitada, apresentando alta taxa de desgaste prematuro, causando maior incidência de cirurgias de revisão (CAMPBELL, 1989).

2.8 MÉTODOS DE AVALIAÇÃO DE DESGASTES

Tribologia, palavra derivada do termo grego *tribos*, que significa fricção, é o estudo da interação das superfícies com movimento relativo, incluindo a fricção, o desgaste e a lubrificação (STACHOWIAK, 2000).

A biotribologia tem seu foco no estudo da interação das superfícies com movimento relativo em aplicações biológicas, com destaque para as articulações e suas substitutas, as próteses (JIN, *et al.*, 2006).

Os métodos tradicionais de avaliação de desgastes entre materiais utilizam amostras destes materiais em dispositivos como esfera disco ou pino disco, sendo este último o mais comum em ensaios de componentes protéticos. Neste método obtém-se o fator de desgaste mediante a variação da altura do pino em relação a força aplicada e ao coeficiente de atrito (REIS e ZAVAGLIA, 1999).

A equação (1) fornece o fator de desgaste (K), obtido pelo quociente entre o volume de material desgastado (Vd) pela carga normal aplicada (L) vezes a distância percorrida, representada pela integral $\int(x)dx$ vezes o número de ciclos (n). A integral representa o movimento relativo entre a cabeça femoral e acetábulo (CALONIUS e SAIKKO, 2003).

$$K = Vd / n \int L(x)dx \quad (\text{mm}^3/\text{Nm}) \quad (1)$$

Outro índice para avaliar o desgaste é a taxa de desgaste, obtida pelo valor da massa de material desgastado após o dispositivo realizar 1,0 (um) milhão de ciclos, sendo expressa em $\text{mg}/10^{-6}$ ciclos.

Este valor, 1,0 (um) milhão de ciclos, é considerado padrão para 01 (um) ano de utilização de uma prótese. A partir do valor da massa do material desgastado pode-se obter, também, o volume de material desgastado no mesmo intervalo de ciclos, sendo este expresso em mm^3 por ano (SAIKKO, *et al.*, 2001).

O desgaste também pode ser analisado pela avaliação da fricção, que é definida como a resistência ao movimento de um corpo em relação ao outro. A fricção é, em geral,

representada pelo coeficiente de fricção, ou coeficiente de atrito (μ) sendo pelo valor do quociente entre a força de atrito (F_a) e a carga normal aplicada (2).

$$\mu = F_a/L \text{ ou } F_a = \mu L \quad (2)$$

Ressalta-se que o coeficiente de fricção é afetado pelo sistema de lubrificação, em função da substância utilizada. A Tabela 1 mostra a variação obtida num modelo de prótese metal-polietileno, conforme o líquido utilizado. Mesmo considerando o coeficiente do soro bovino, muito utilizado em ensaios, seu coeficiente de fricção é muito superior ao encontrado em juntas sinoviais, que apresentam coeficientes de fricção de aproximadamente 0,02 (HALL *et al*, 1997).

Tabela 1- Coeficientes de fricção para três diferentes fluidos lubrificantes (Hall, 1997).

PARTES EM CONTATO	SORO BOVINO	SORO FISIOLÓGICO	ÁGUA DESTILADA
ASTM F 138/UHMWPE	0,078	0,156	0,097

Nos estudos da tribologia, a maior carga das articulações sinoviais, como o quadril e o joelho, opera com coeficientes de fricção médios de 0,02 e fatores de desgaste de aproximadamente $1,0 \times 10^{-6} \text{ mm}^3/\text{Nm}$. Estes são considerados os parâmetros referenciais para a concepção e o desenvolvimento de próteses totais de articulação de quadril (METALS HANDBOOK, 1992).

Hall *et al.*, realizaram estudos sobre a recuperação de 129 componentes acetabulares após a cirurgia de revisão, identificando a média da taxa de desgaste volumétrico de $55 \text{ mm}^3/\text{ano}$ e a média clínica calculada do fator de desgaste k , de $2,1 \times 10^{-6} \text{ mm}^3/\text{Nm}$. Em pacientes com atividade física intensa e que praticam esportes de impacto, Bowsher e Shelton (2001) encontraram o fator de desgaste na ordem de $50 \times 10^{-6} \text{ mm}^3/\text{Nm}$ em acetábulo de polietileno com ligações cruzadas.

Outra maneira de se avaliar os desgastes em sistemas articulares utiliza os modelos computacionais, que permitem simulações por meio do Método dos Elementos Finitos, que adotam variáveis como desgaste volumétrico, tensões de contato e o coeficiente de desgaste (QUEIROZ *et al*, 2001).

Tanto nos dispositivos concebidos como pino disco quanto nos métodos computacionais, são adotadas simplificações que facilitam a obtenção dos parâmetros de desgaste e fricção, facilitando sua utilização.

No entanto, ao simplificarem fatores não lineares como variação da rugosidade, temperatura e pressão de contato, os resultados podem apresentar dispersão acima do limite (CALONIUS e SAIKKO, 2002).

Para tentar reproduzir com maior aproximação este processo, o uso de simuladores mecânicos que realizam ensaios nas próteses tem se mostrado mais adequado na obtenção de resultados, sendo estes comparáveis aos da observação clínica.

2.9 DISPOSITIVOS SIMULADORES PARA ENSAIO DE DESGASTE

Os modelos de dispositivos que simulam o movimento da articulação coxo-femoral disponíveis no mercado apresentam-se sob variadas concepções e levam em conta diversos fatores de aproximação.

No quesito de movimentação da articulação, existem dispositivos com carregamento biaxial, multiaxial e orbital. O fator que pode influenciar diretamente no resultado do ensaio é o perfil da carga, que nos primeiros ensaios apresentava característica estática ou sinusoidal com picos de carga variáveis.

Normalmente os simuladores apresentam taxas de desgaste menores e maior reprodutibilidade quando comparados com próteses *in vivo*, mesmo quando diversos modelos de simulador são observados. No entanto, esta diferença não é significativa a ponto de desqualificar os resultados obtidos nos ensaios (AFFATATO e SPINELLI, 2008).

Os simuladores atualmente em uso apresentam variedade de características de parâmetros como graus de liberdade do movimento, valor e perfil da carga aplicada, posição relativa entre a esfera e o acetábulo, frequência do ciclo, tipo e temperatura do fluido lubrificante, número de estações de trabalho, entre outros.

Esta variedade de parâmetros influencia diretamente tanto nos custos de produção, aquisição, operação e manutenção dos equipamentos quanto no custo de realização dos ensaios (CALONIUS e SAIKKO, 2002).

Adicionalmente, a inexistência de fabricantes em território brasileiro e os custos de importação elevam os valores de aquisição para centenas de milhares de dólares. Mesmo a execução de um ensaio pode atingir 15% do valor do equipamento (OLIVEIRA 2011).

2.10 ENSAIOS DE DESGASTE SEGUNDO A ISO 14242

A ISO 14242 é a mais recente publicação referente a simuladores de desgaste, sendo suas antecessoras a britânica BS 7251-7, publicada em 1990, e a ISO TR 9325, publicada em 1989. A ISO 14242 apresenta-se em três partes, conforme adiante descrito (SOUSA, 2010).

- NBR 14242-1 Implantes para cirurgia – Desgaste de próteses totais de articulação de quadril Parte 1: Parâmetros de carregamento e deslocamento para máquinas de ensaio de desgaste e condições correspondentes do meio para ensaio.

Esta parte especifica os movimentos angulares, os valores e o perfil das cargas aplicadas, a frequência do ciclo, o fluido de lubrificação e sua temperatura, e todos os procedimentos para máquinas que simulam os três movimentos da articulação, quais sejam: adução/abdução, flexão/extensão e rotação interna (ABNT, NBR 14242-1, 2013).

- NBR 14242-2 Implantes para cirurgia – Desgaste de próteses totais de articulação de quadril Parte 2: Métodos de medida.

Nesta parte são apresentados os métodos de avaliação de desgaste dos componentes através do uso de técnicas de gravimetria ou de alteração dimensional e todos os procedimentos para quantificar os desgastes produzidos pelos ensaios (ABNT, NBR 14242-2, 2010).

- NBR 14242-3 Implantes para cirurgia – Desgaste de próteses totais de articulação de quadril Parte 3: Parâmetros de carregamento e deslocamento para máquinas de ensaio de desgaste do tipo acoplamento orbital e correspondentes condições para ensaio.

Esta parte estabelece os mesmos parâmetros apresentados na primeira parte, no entanto, estabelece os procedimentos de ensaio para máquinas orbitais que, teoricamente, simulam dois movimentos da articulação, quais sejam: adução/abdução e flexão/extensão (ABNT, NBR 14242-3, 2010).

Os Métodos de Medida para avaliação dos desgastes, estabelecidos na segunda parte da norma, são aplicáveis aos dois tipos de simuladores de desgaste cujos procedimentos estão na primeira e terceira partes, os multiaxiais e os orbitais respectivamente.

Estes tipos de máquinas, de acoplamento orbital, são conhecidas na literatura estrangeira como BRM (*biaxial rocking motion*) ou OBM (*orbital bearing machine*). Embora sejam enquadradas em uma mesma categoria, estas máquinas reproduzem condições

diferenciadas em seu funcionamento pois movimento biaxial e movimento orbital são conceitos diferentes de movimento (OLIVEIRA, 2011).

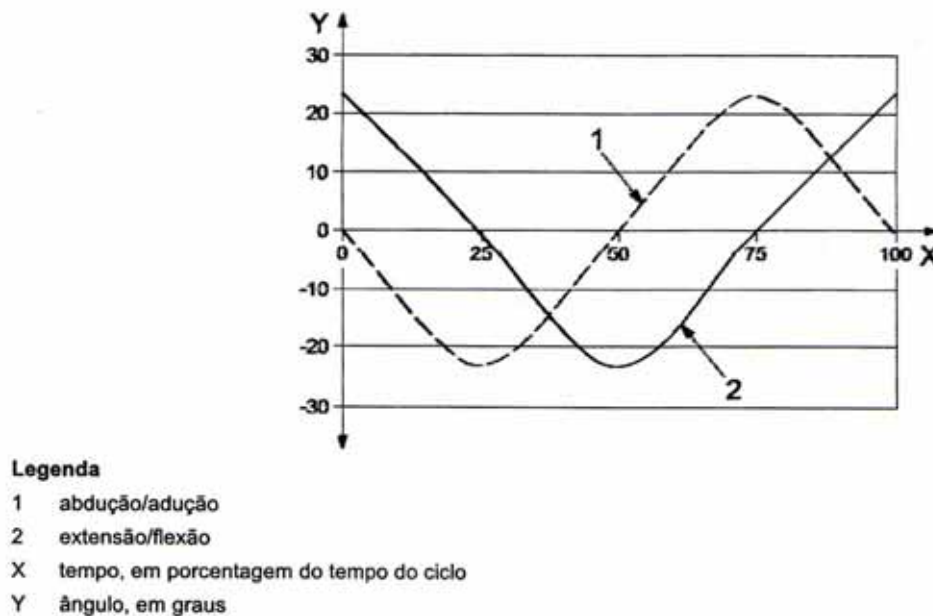
Sua concepção mais simplificada reduz seu custo de produção e operação, facilitando a obtenção de dados, cujos resultados se aproximam dos da observação clínica.

Numa de suas pesquisas com equipamentos, SAIKKO *et al*, (2001) apresentou um simulador BRM, quando testou três tipos de conjunto protético, submetidos a uma carga estática de 1,0 kN, e analisou seu desgaste após 1 milhão de ciclos.

As três amostras, com diâmetro da cabeça femoral em 28 mm, que diferiam apenas no material, produziram fatores de desgaste(K) do componente acetabular compatíveis com a observação clínica. O quociente da equação, $\int L(x)dx$, adquiriu o valor de 34,4 Nm e a densidade (ρ) do polietileno do componente acetabular tinha o valor de 0,93 mg/mm³ (CALONIUS e SAIKKO, 2002).

Este tipo de simulador, OBM ou BRM, deve ser capaz de produzir os deslocamentos angulares relativos aos movimentos de extensão/flexão e adução/abdução especificados pela norma, ambos com variação de $\pm 23^\circ$ (Figura 14).

Figura 14- Variação angular prevista na norma

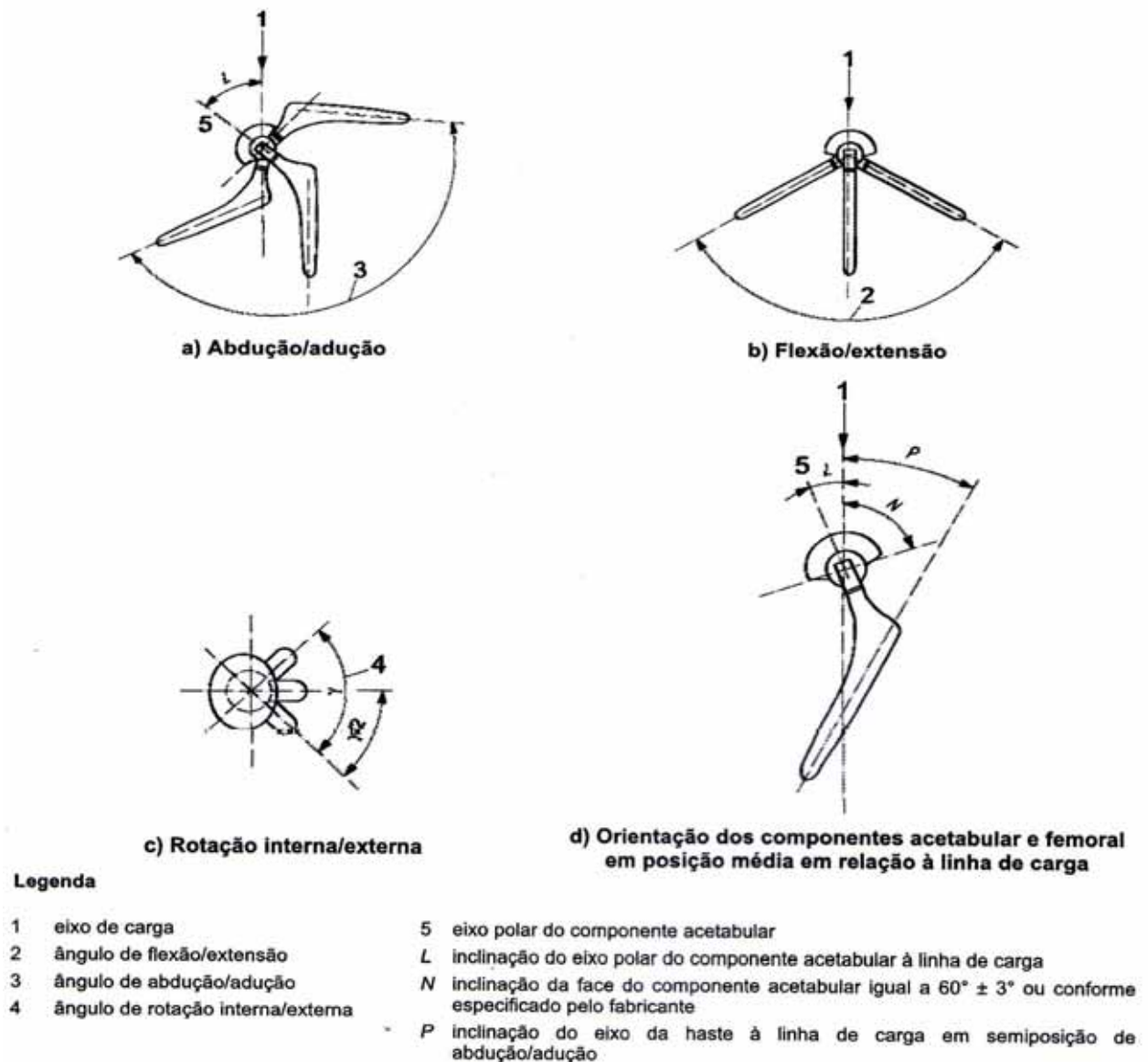


Tempo, % do ciclo $\pm 1\%$	0	25	50	75	100
Ângulo de flexão (+) ou extensão (-) $\pm 3^\circ$	23	0	- 23	0	23
Ângulo de adução (+) ou abdução (-) $\pm 3^\circ$	0	- 23	0	23	0

Fonte: (NBR 14242-3)

Estes movimentos devem estar associados com as cargas correspondentes além de operar em uma frequência de $1\text{Hz} \pm 0,1\text{Hz}$. Os componentes devem estar posicionados de tal forma que o eixo da amostra esteja situado no centro dos eixos de rotação da máquina de ensaio e a posição e orientação dos componentes possa ser reproduzida após remoção para medição e limpeza (Figura 15).

Figura 15- Eixos de carga e ângulos de movimentação previstos na norma

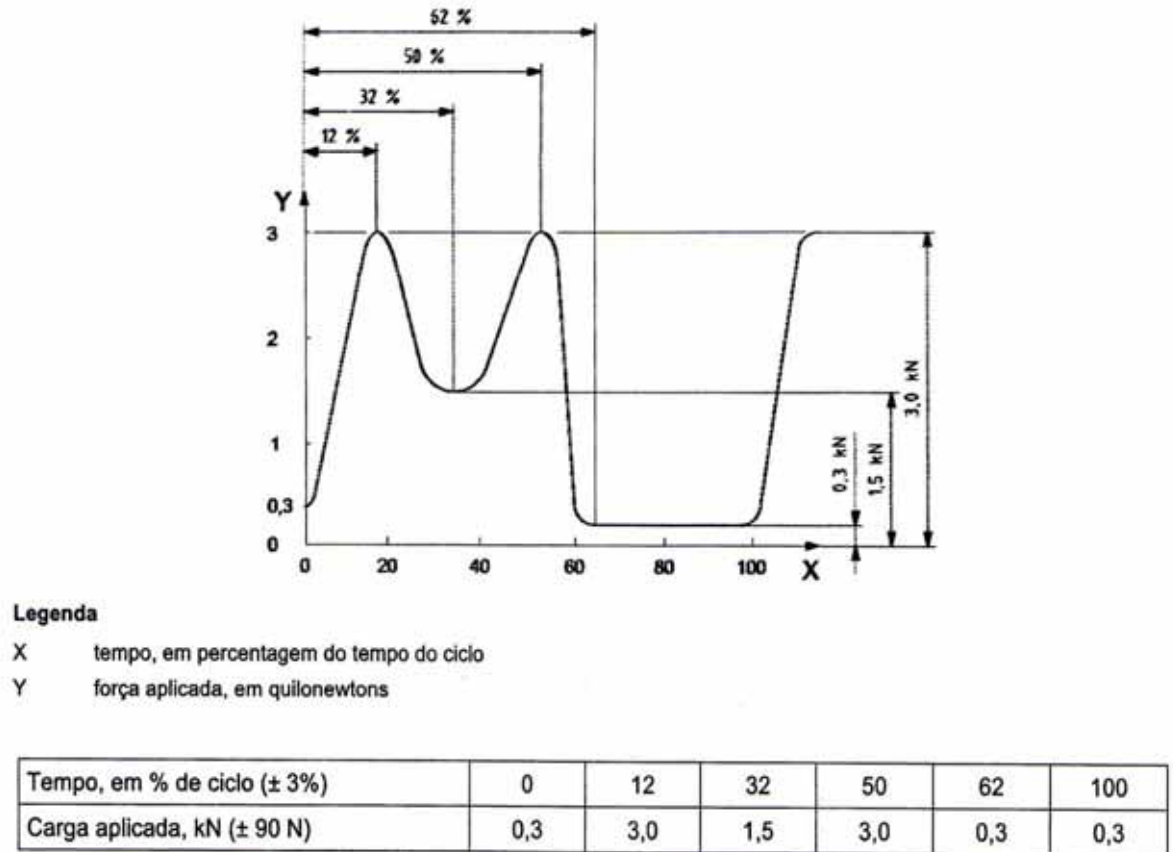


Fonte: (NBR 14242-3)

A posição dos componentes deve ser anatômica, ou seja, o componente acetabular para cima. No entanto, muitos dispositivos apresentam a posição invertida, com o acetábulo para baixo o que facilita sua completa imersão no fluido lubrificante sem alteração no ciclo de carga.

Em relação ao perfil da carga, o sistema deve ser capaz de produzir dois picos de 3000N de força máxima, um pico intermediário de 1500N e força mínima de 300N. O acionamento de carga deve ser capaz de gerar uma força variável, e deve manter a magnitude dos valores máximo e mínimo deste ciclo de força dentro de uma tolerância de $\pm 3\%$ do valor máximo de força para o ciclo e de $\pm 1\%$ da duração do ciclo por etapa (Figura 16).

Figura 16- Valores e perfil da carga previsto na norma



Fonte: (NBR 14242-3)

Este é um dos principais pontos polêmicos da norma pois os valores das cargas, com pico de 3000 N, são considerados elevados. Além disto, muitos autores afirmam que para reproduzir com precisão o ciclo de carga aplicado na amostra, é necessário um sistema mecânico complexo e oneroso, o que inviabiliza muitas vezes a realização do ensaio de desgaste normalizado (REINISCH *et al*, 2006).

A amostra de ensaio deve estar isolada, a fim de evitar a contaminação e evaporação do fluido de lubrificação onde está imersa a amostra. O fluido recomendado é o soro de vitelo em concentração de 25% em volume, diluído em água deionizada. No entanto, há referência ao uso de fluido de origem não biológica, sem especificação mais detalhada. Além disso, deve

apresentar um sistema de controle de temperatura capaz de manter a temperatura do fluido de ensaio em 37 ± 2 °C, condição semelhante à observada no organismo humano (NBR 14242-1).

Alguns modelos de simuladores realizaram testes utilizando como fluido lubrificante a água destilada, com resultados dentro dos observados com ensaios com fluidos de origem biológica (ISRAEL, 2010).

A norma não especifica qual a quantidade de postos de trabalho, ou seja, quantas próteses a máquina deve ser capaz de ensaiar simultaneamente. Este aspecto influencia diretamente no seu custo de produção pois os modelos de simuladores encontrados no mercado possuem uma ampla variedade de opções neste quesito (NBR 14242-3).

2.11 REVISÃO DA LITERATURA

ALVES (2008), em “Desenvolvimento de um sistema de blindagem com lubrificação em próteses de quadril modular”, apresentou um sistema de blindagem para as próteses de quadril usadas no SUS de maneira a aumentar sua durabilidade diminuindo sua exposição aos fluidos naturais do corpo humano. Foi desenvolvido e os resultados se mostraram satisfatórios quanto aos objetivos pretendidos.

SOUZA (2007), em “Estudo da influência da espessura da camada de cimento PMMA no ensaio de fadiga de próteses de quadril orientado pela norma ISO 7206-4”, aplicou as condições determinadas pela norma para ensaio de fadiga nas próteses variando a espessura da camada de cimento que as fixa. Concluiu que não existe diferença significativa na resistência a fadiga das próteses em função da espessura da camada de cimento.

OLIVEIRA (2010), em “Contribuição Metodológica para Estudo dos Fenômenos de Superfícies em Tribossistemas Protéticos Articulares do Quadril”, analisou o comportamento das próteses articulares em geral através de um aparelho que simula os movimentos do corpo humano de maneira a estabelecer sua durabilidade. O aparelho desenvolvido pretende fornecer o primeiro teste nacional a custo acessível para ensaio de próteses quanto ao desgaste dos componentes

QUEIROZ (1999), em “Análise do desgaste do componente acetabular da prótese total de quadril conforme sua angulação lateral e combinações de materiais utilizando o método de elementos finitos”, avaliou o desgaste em três conjuntos protéticos de materiais diferentes, variando a angulação da aplicação da carga, obtendo resultados distintos para cada conjunto.

MARINHEIRO (2002), em “Desenvolvimento de máquina de movimentos cíclicos para testes biomecânicos”, apresentou um protótipo de equipamento para ensaios de próteses em geral quanto a sua fadiga por carregamentos cíclicos.

ISRAEL (2010), em “Desenvolvimento de uma máquina para ensaios de desgaste em próteses totais de articulação de quadril”, desenvolveu uma máquina de baixo custo para ensaiar próteses de quadril com resultados satisfatórios.

SOUSA, (2010) em “Comportamento Tribológico de materiais para Prótese da Anca”, realizou testes com equipamento adquirido em diferentes tipos de pares de conjunto protético, encontrando resultados de variação de massa do acetábulo após 1,0 milhão de ciclos.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Este experimento foi desenvolvido no Laboratório do Departamento de Mecânica da FEG/UNESP – Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá da Universidade Estadual Paulista.

Foram realizadas as seguintes etapas durante a realização do experimento: projeto e construção do simulador de desgastes para testar próteses de quadril, instrumentação do simulador de desgastes, realização do teste e coleta de dados experimentais.

Foram seguidas as especificações da Norma 14242-3 com algumas adaptações para viabilizar sua construção, tendo como principal parâmetro a simplificação da mecânica e facilidade de operação e manutenção do simulador de desgastes.

Tendo como objetivo inicial construir, montar e operar o simulador, alguns dos parâmetros de projeto não atenderam aos requisitos da Norma NBR 14242.

Neste intuito, optou-se por, inicialmente, adotar um valor menor de carga máxima aplicada do que o valor recomendado pela Norma NBR 14242, de 3,0 kN.

Deste modo, pode-se dizer que o simulador realizará o teste na prótese, ao contrário de um ensaio, que segue estritamente o que a Norma prescreve.

3.1 PROJETO E CONSTRUÇÃO DO SIMULADOR DE DESGASTES

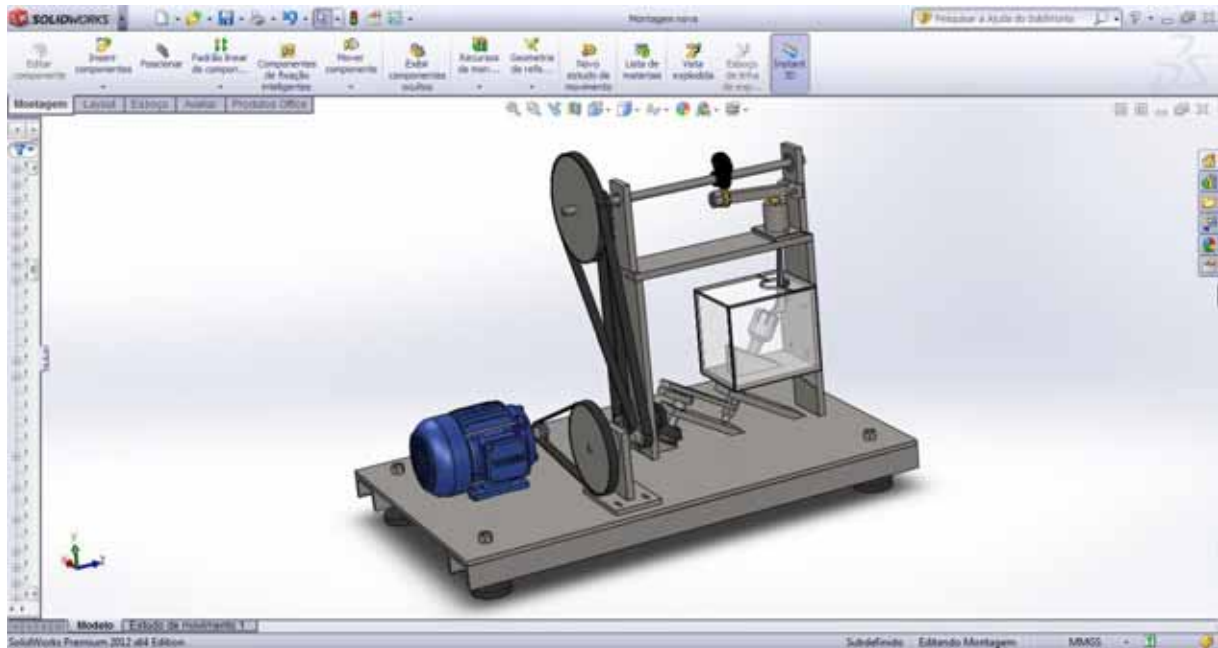
O projeto do simulador de desgastes foi concebido e realizado utilizando o software SolidWorks 2012 Premium, tendo como referências os seguintes pontos:

- operar com 01 posto de trabalho;
- produzir o perfil de carga especificado pela norma com valor máximo, em torno de, 1kN;
- operar com a frequência de 1,0 Hz com variação de $\pm 0,1\text{Hz}$;
- posicionar a amostra na posição invertida;
- produzir o movimento orbital entre a cabeça femoral e o acetábulo;
- manter o volume do líquido lubrificante em 3000 ml;

Seguindo estes parâmetros, o projeto geral do simulador foi desenvolvido para, em seguida, gerar os projetos necessários à usinagem das peças e a montagem dos seus componentes. Os ajustes de detalhes do projeto foram incorporados ao mesmo, mantendo-se o objetivo de facilitar e viabilizar sua execução.

A Figura 17 mostra o aspecto do projeto inicial do simulador de desgastes que serviu como base para os projetos específicos de usinagem e montagem dos componentes.

Figura 17- Projeto inicial do simulador



Fonte: O Autor

3.2 USINAGEM DAS PEÇAS E MONTAGEM DO SIMULADOR

Do projeto geral foram extraídos os projetos específicos para usinagem das peças que compõem o conjunto do simulador. As peças foram usinadas a partir de chapas de aço ASE1045 com 10 mm de espessura (Figura 18).

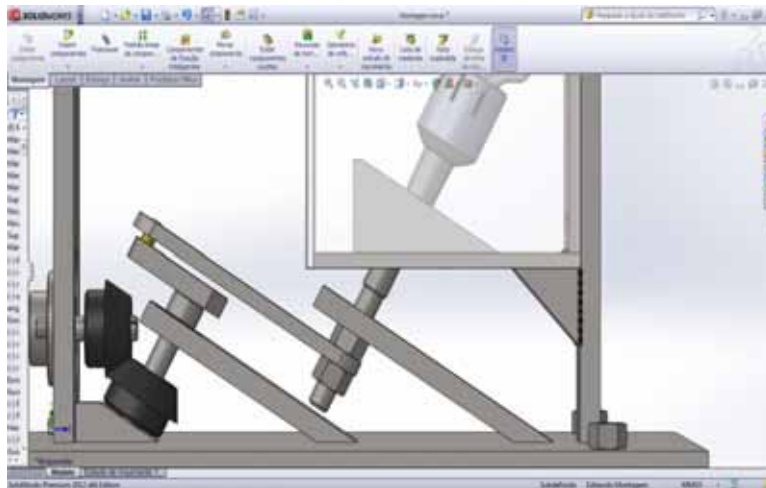
Figura 18- Usinagem das peças do simulador



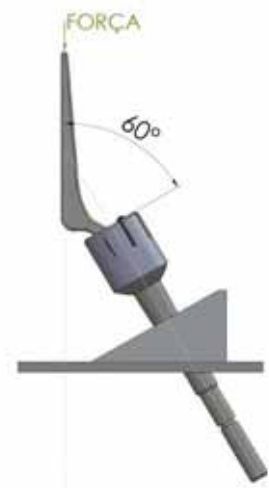
Fonte: O Autor

Os mancais do sistema de rotação do acetábulo foram concebidos de modo a produzir o ângulo formado entre a linha de carga na haste e a face do acetábulo, no valor de $60^\circ \pm 3^\circ$ (Figuras 19a, 19b e 20).

Figura 19 – Desenhos dos mancais de rotação do acetábulo: (a) mancais; (b) ângulo



(a)



(b)

Fonte: O Autor

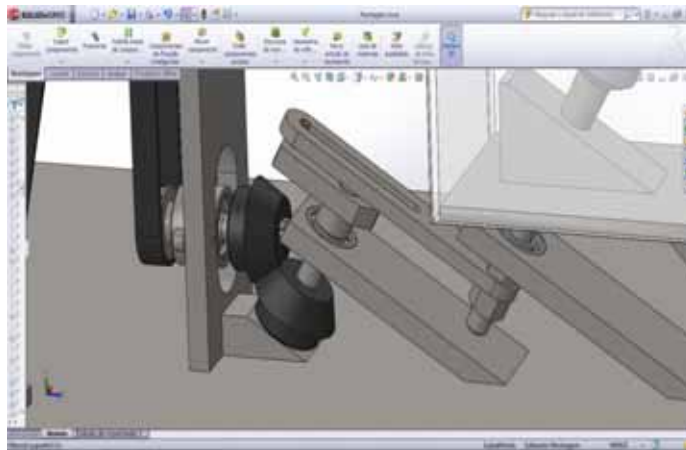
Figura 20- Montagem dos mancais de rotação do acetábulo



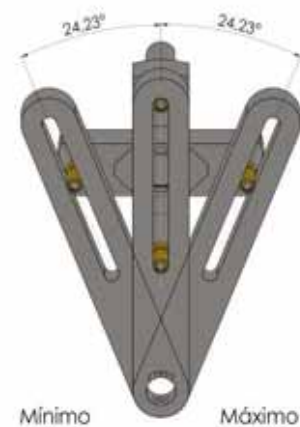
Fonte: O Autor

O sistema de engrenagens em conjunto com a haste recortada, a biela manivela e o pino fornecem a variação do ângulo gerado pelo movimento de extensão/flexão, fixado pela norma em $\pm 23^\circ \pm 3^\circ$. Nota-se que este é o movimento que predomina durante o ciclo da marcha humana (Figuras 21a, 21b e 22).

Figura 21 – Desenhos do sistema de giro do acetábulo: (a)engrenagens; (b) ângulo de extensão/flexão



(a)



(b)

Fonte: O Autor

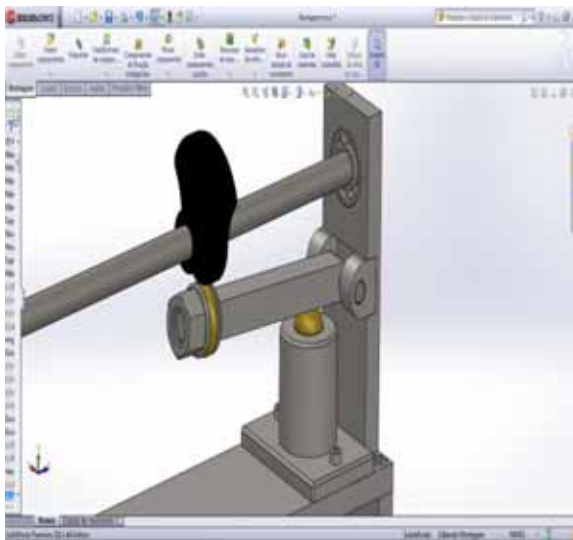
Figura 22- Montagem do sistema de giro do acetábulo



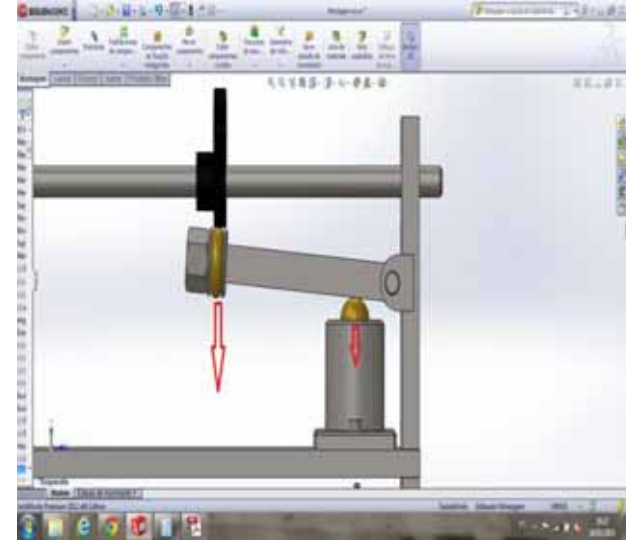
Fonte: O Autor

A aplicação da carga se faz através da rotação de um came fixado no eixo principal, acoplado a um sistema de alavanca que pressiona um pino que comprime uma mola que aciona outro pino que transmite a carga para a haste femoral (Figuras 23a, 23b e 24).

Figura 23 – Desenhos do conjunto de aplicação da carga: (a) perfil do came; (b) direção e sentido de aplicação da força



(a)



(b)

Fonte: O Autor

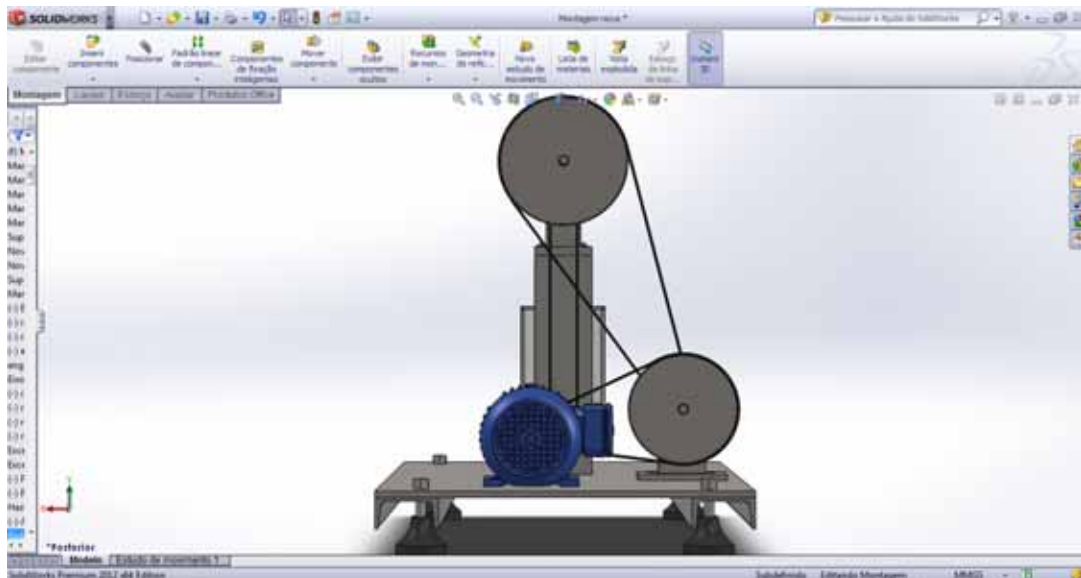
Figura 24- Montagem do conjunto de aplicação da carga



Fonte: O Autor

O sistema todo é acionado por um motor de 2cv, transmitido através de um eixo de 19 mm de diâmetro, acoplado a um sistema de polias e correias, que movimentam um sistema de engrenagens que produz o ciclo de rotação de 1,0 Hz (figuras 25 e 26).

Figura 25- Desenho do conjunto motriz



Fonte: O Autor.

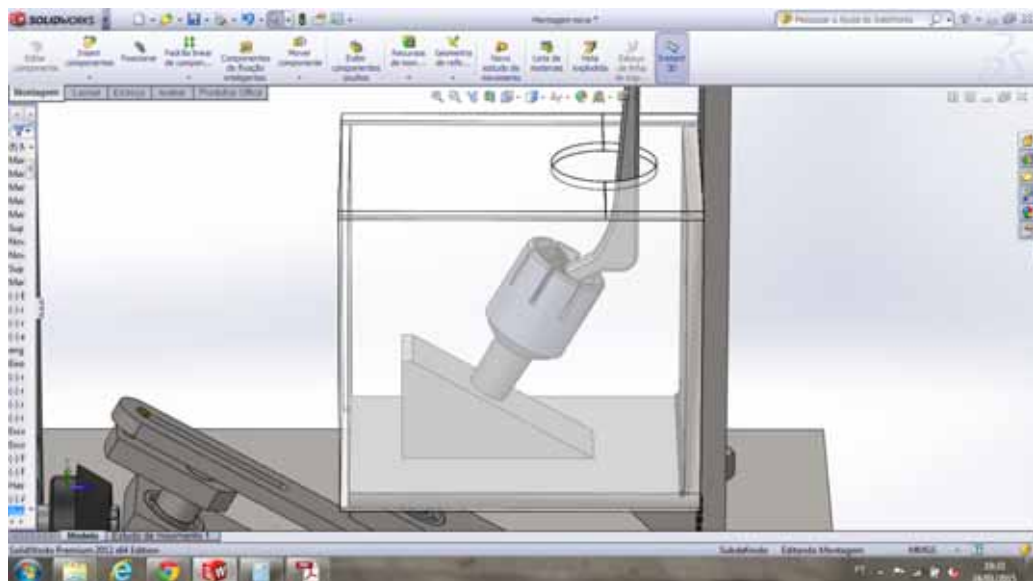
Figura 26- Montagem do conjunto motriz



Fonte: O Autor

O conjunto acetábulo-haste femoral fica imerso em água deionizada, que atua como fluido lubrificante, acondicionados em uma caixa de paredes em chapa metálica e tampa de chapa em acrílico, para permitir a observação da movimentação do conjunto durante o teste e monitorar a temperatura. Para manutenção da temperatura foi utilizado um aquecedor de aquário com 50 W de potência e alimentação de 127V. (Figuras 27, 28a e 28b).

Figura 27- Desenho do recipiente do líquido



Fonte: O Autor

Figura 28- (a) recipiente do líquido; (b) aquecedor



(a)



(b)

Fonte: O Autor

Todo o mecanismo está apoiado sobre uma base em chapa metálica reforçada com perfis metálicos tipo “U”, tendo como suportes 4 (quatro) pés emborrachados para combater excesso de vibração (Figura 29).

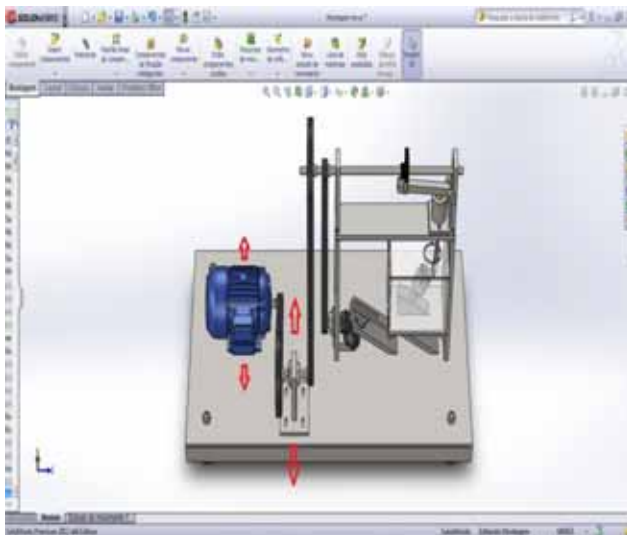
Figura 29- Base de apoio



Fonte: O Autor

Os componentes foram fixados de modo a permitir sua regulação em caso de afrouxamento do sistema de transmissão de movimentos (Figuras 30a e 30b).

Figura 30- Bases reguláveis: (a) desenho; (b) montagem



(a)



(b)

Fonte: O Autor

3.3 INSTRUMENTAÇÃO DO SIMULADOR DE DESGASTES

Para coleta de dados e controle do teste foram adotados e instalados os seguintes dispositivos: célula de carga instalada para mensurar o valor e o perfil da carga aplicada ao conjunto, sensor de rotação e sensor de temperatura para controlar a temperatura do fluido lubrificante conforme a norma.

3.3.1 Célula de Carga

A célula de carga utilizada foi modelo tipo “S” universal da marca ALFA modelo SV200, fabricada em aço liga 4340, com proteção níquel químico, insensível a esforços laterais e torções, com capacidade de mensurações de até 200 kg e sensibilidade 2,0 mV/V. Foi conectada ao condicionador de sinais modelo SPIDER 8 que os envia a um microcomputador onde são coletados e armazenados através do programa CATMAN EASY. Em seguida os dados são avaliados e recebem tratamento através do programa EXCEL(Figura 31).

Figura 31- Célula de carga



Fonte: O Autor

Para análise do perfil e do valor da carga aplicada, a prótese de quadril foi removida do simulador. Foi adaptado um suporte no mancal vertical, acima da caixa onde se acomoda o acetábulo para apoio da célula de carga na sua extremidade inferior. Sua extremidade superior recebeu uma haste roscada que, por sua vez, tomou o lugar da haste femoral, recebendo a aplicação da carga pelo sistema de força do simulador (Figura 32).

Figura 32- Montagem da célula de carga



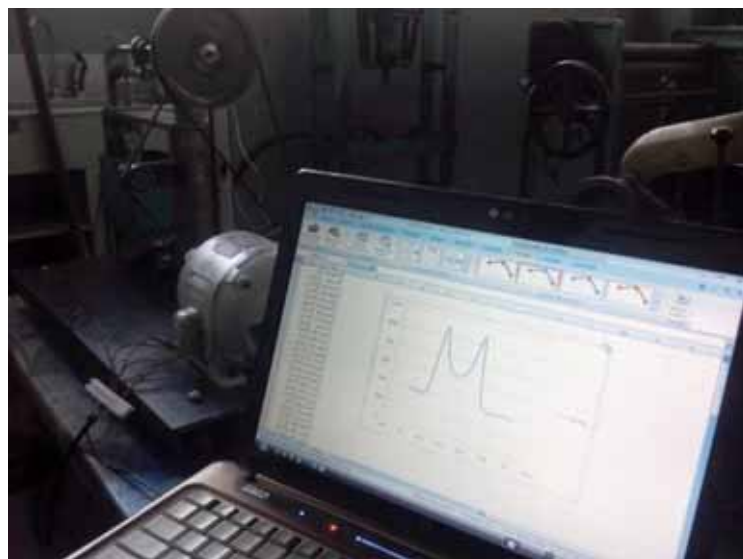
Fonte: O Autor

3.3.2 Calibração da Célula de Carga

Na calibração da célula de carga, foram aplicadas cargas mediante a colocação de anilhas com peso de 10 kg, cujos resultados foram avaliados pelo mesmo processo de aplicação de carga no teste da prótese anteriormente descrito.

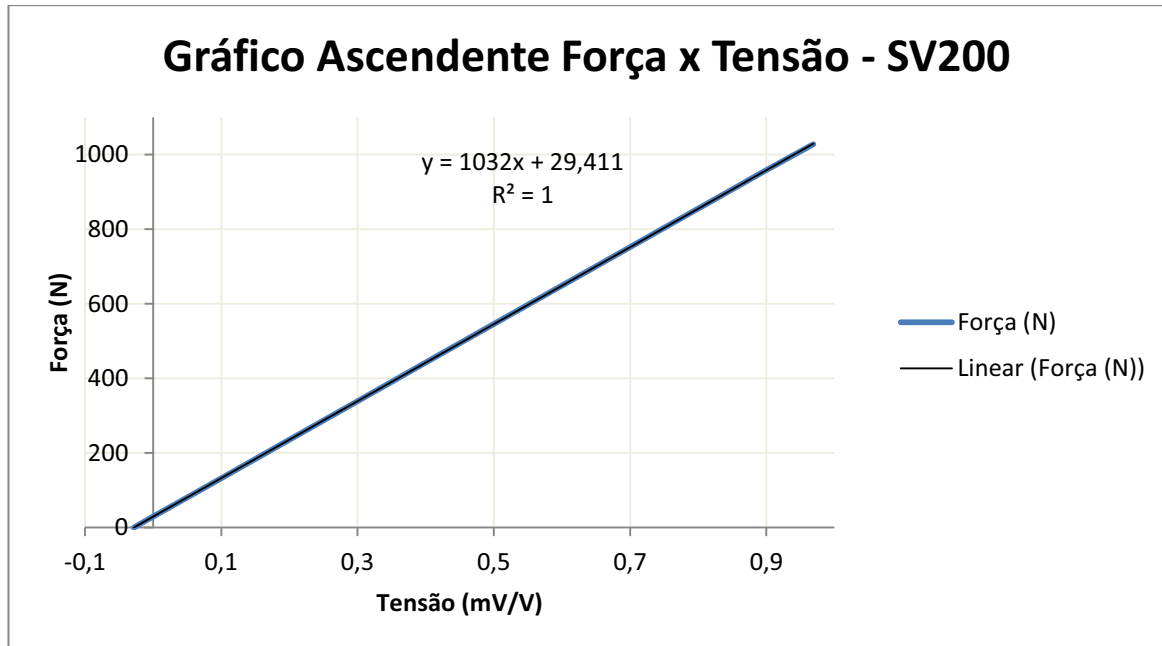
Com a estabilização dos sinais, as curvas de aplicação de carga ascendente e descendente produziram os gráficos no programa EXCEL, comprovando a aferição da célula de carga (Figuras 33, 34 e 35).

Figura 33- Calibração da célula de carga



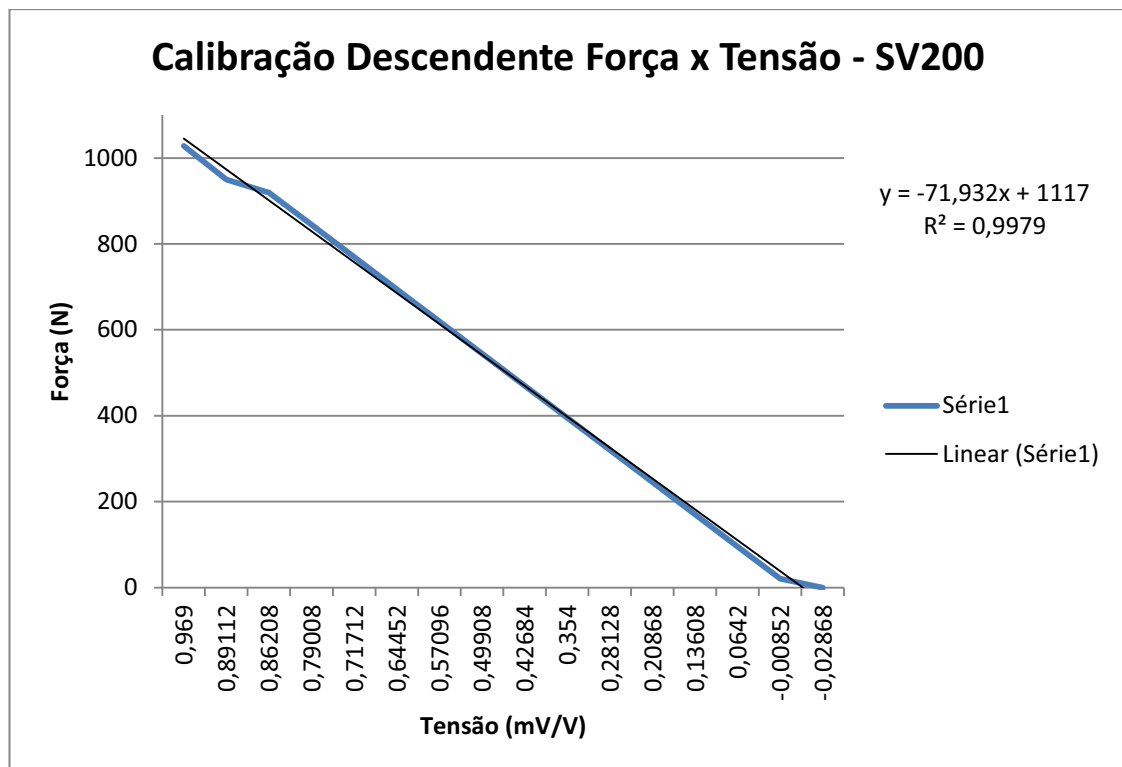
Fonte: O Autor

Figura 34- Curva de calibração da célula de carga(ascendente)



Fonte: O Autor

Figura 35- Curva de calibração da célula de carga(descendente)



Fonte: O Autor

3.3.3 Sensor de rotação

O medidor de rotação utilizado foi um tacômetro de contato. A medição da rotação se faz mediante seu acoplamento ao eixo de rotação pela extremidade, próximo ao mancal vertical. A leitura do valor da rotação se dá pela observação direta no visor do aparelho. Os valores foram anotados a cada 2 horas permitindo a monitoração da frequência. (Figura 36).

Figura 36- Medição da rotação

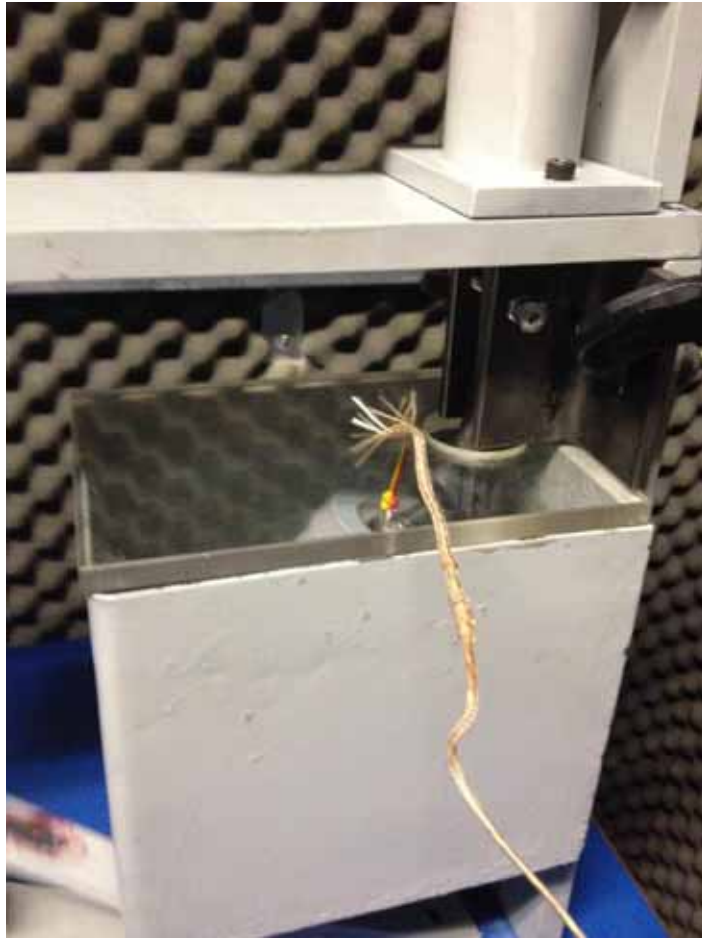


Fonte: O Autor

3.3.4 Sensor de temperatura

O sensor de temperatura utilizado foi o aparelho Termopar. A medição se faz mediante inserção de uma agulha no fluido lubrificante e a leitura diretamente no seu visor. Os valores foram anotados a cada 2 horas de funcionamento do simulador, permitindo o controle da temperatura do líquido lubrificante (Figura 37).

Figura 37- Medição da temperatura



Fonte: O Autor

3.3.5 Proteção elétrica

Para evitar danos ou panes oriundas de algum tipo de sobrecarga elétrica ou aquecimento excessivo, o conjunto motriz recebeu um dispositivo de proteção e acionamento composto de disjuntor termomagnético de 25 A ligado em série a uma chave contatora de partida rápida com relé térmico (Figura 38).

Figura 38- Dispositivos de proteção e acionamento



Fonte: O Autor

3.4 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

Seguindo a montagem e instrumentação do simulador de desgaste, foi realizado o teste que constou das etapas adiante descritas.

3.4.1 Análise do perfil e do valor da carga aplicada

Após a operação de avaliação do valor e do perfil da carga aplicada descrita no item 3.3.1, o simulador entrou em operação e foram coletados os dados referentes ao valor e ao perfil da carga aplicada pelo sistema de medição descrito. Após obtenção e armazenagem dos valores, o teste de avaliação da carga foi encerrado (Figura 39).

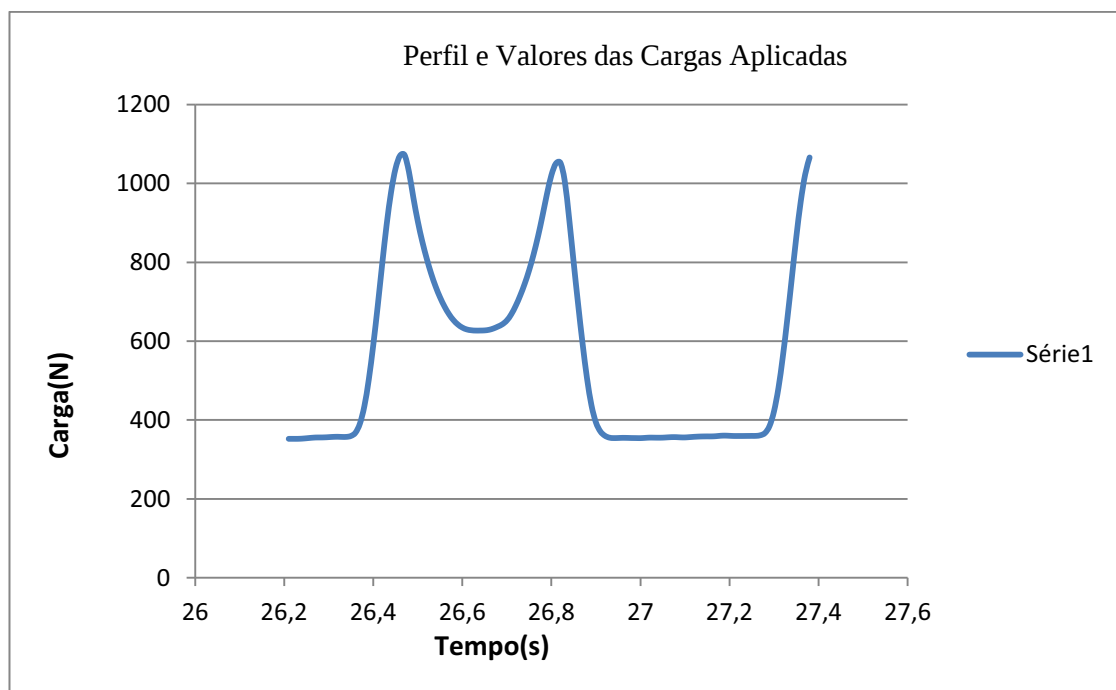
Figura 39- Análise do perfil e do valor da carga



Fonte: O Autor

Através do gráfico verifica-se que os valores e o perfil da carga aplicada ao conjunto acetábulo haste femoral se mantiveram estáveis e estão coerentes com os valores projetados e o perfil prescrito pela norma (Figura 40).

Figura 40- Perfil da carga aplicada



Fonte: O Autor

3.4.2 Preparação da amostra a ser testada

O conjunto protético disponibilizado para o teste foi do tipo intercambiável, com haste em titânio e cabeça femoral em Cobalto com diâmetro de 28 mm. O acetábulo também é em titânio com revestimento interno em polietileno com densidade de $0,93 \text{ mg/mm}^3$. É uma prótese que foi implantada e retirada de um paciente devido à rejeição. Foi cedida por um médico ortopedista de conhecimento do autor (Figura 41).

Figura 41- Prótese utilizada no teste



Fonte: O Autor

O corpo semi-esférico em polietileno do componente acetabular da amostra a ser testada foi limpo, seco e pesado por 10(dez) vezes em uma balança até que os valores se estabilizassem. A balança utilizada foi da marca Shimadzu com precisão de 0,1 mg no Laboratório de Processamento de Materiais Cerâmicos do Departamento de Materiais e Tecnologia (Figura 42).

Foram realizados dois períodos de testes de 1 milhão de ciclos, sendo o primeiro para verificar o funcionamento do equipamento com a temperatura ambiente do fluido lubrificante, em torno de 26°C . O segundo período foi realizado com o aquecimento do fluido lubrificante.

Nos dois períodos, foi verificada a perda de massa do acetábulo devido ao desgaste, para efeito de comparação entre o desgaste, conforme a temperatura do fluido lubrificante.

A tabela 2, mostra a massa do componente acetabular antes do início do primeiro período de testes, com fluido em temperatura ambiente.

Tabela 2 – Valores da pesagem do acetábulo antes do primeiro teste

PESAGEM DO ACETÁBULO	
Nº	Peso (g)
1	16,1376
2	16,1372
3	16,1371
4	16,1370
5	16,1369
6	16,1369
7	16,1367
8	16,1366
9	16,1366
10	16,1364
Média: 16,1369g	

Figura 42 – Pesagem do componente acetabular

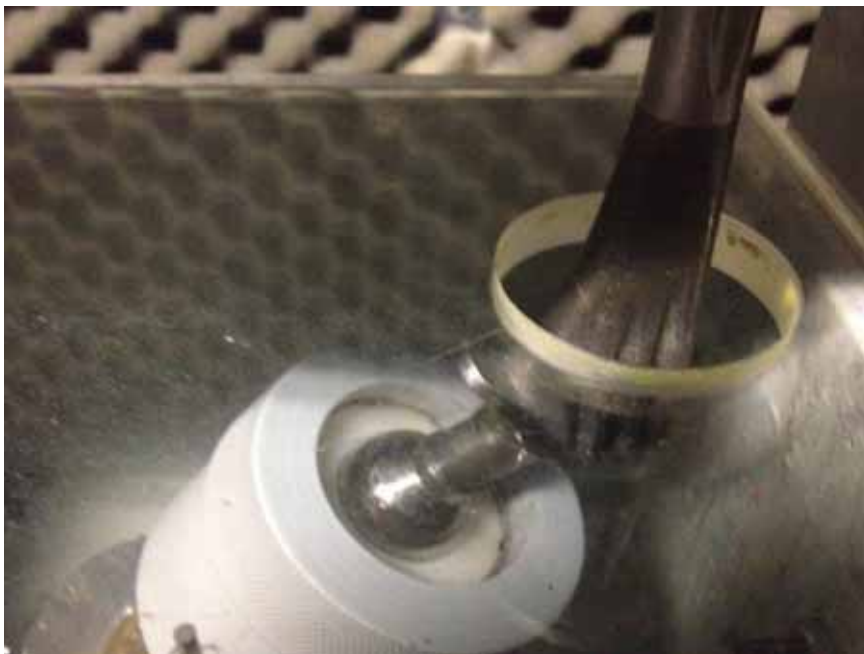


Fonte: O Autor

3.4.3 Realização do teste de desgaste

O teste foi iniciado com o posicionamento da amostra no simulador de desgastes e o preenchimento do reservatório com o fluido lubrificante, que neste caso foi a água deionizada (Figura 43).

Figura 43- Acetábulo imerso no fluido lubrificante



Fonte: O Autor

Após isto, o simulador entrou em regime de funcionamento contínuo, até que atingisse o valor de 1 milhão de ciclos realizados. A partir da frequência estabelecida pela norma de 1,0 Hz com variação de $\pm 0,1$ Hz, estabeleceu-se o período de 12 (doze) dias para seu desligamento.

Durante este período foram observados o comportamento dos componentes móveis do simulador para evitar que um afrouxamento pudesse levá-lo a pane.

3.4.4 Coleta dos dados

Após a realização de 1 milhão de ciclos, o conjunto foi desligado e os componentes protéticos foram retirados, limpos, secos e o corpo semi-esférico em polietileno do componente acetabular foi pesado até que se obtivesse estabilização dos valores.

O procedimento de pesagem descrito pela Norma NBR 14242-2, prevê a imersão dos componentes em água deionizada num pulso ultra-sônico, seguido de secagem em uma câmara a vácuo e limpeza com jato de gás inerte. Este procedimento deve ser repetido 5 vezes até a estabilização dos valores de pesagem dos componentes.

Por limitações de ordem material, este procedimento não foi realizado na pesagem do componente acetabular da amostra testada neste estudo.

Foi realizada a secagem a temperatura ambiente e limpeza manual com toalha de papel absorvente antes cada uma das 10 (dez) pesagens.

A Tabela 3 apresenta os valores de pesagem do componente acetabular após o primeiro período de teste, sem aquecimento do fluido lubrificante e antes do início do segundo período de testes, com o aquecimento do fluido lubrificante.

Tabela 3 – Valores da pesagem do Acetábulo antes do início do segundo teste

PESAGEM DO ACETÁBULO	
Nº	Peso (g)
1	16,1245
2	16,1244
3	16,1242
4	16,1240
5	16,1239
6	16,1239
7	16,1238
8	16,1236
9	16,1236
10	16,1236
Média: 16,1239g	

Os valores de frequência e temperatura foram verificados e anotados a cada 2 horas de funcionamento do simulador.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

O desgaste prematuro do componente acetabular das próteses de articulação total de quadril utilizadas no Brasil é considerado elevado.

A análise do desgaste dos componentes das próteses requer equipamentos de custo elevado de aquisição e operação, tornando a verificação da qualidade dos componentes onerosa e pouco acessível.

Ao término do teste do simulador projetado e construído, pode-se observar que seu funcionamento ocorreu dentro do previsto, conforme adiante descrito.

O perfil da carga aplicada satisfaz o que determina a norma, porém com um valor mais baixo, de acordo com o que foi projetado.

O valor menor da carga máxima permitiu obter desgaste no componente acetabular neste estudo, bem como em outros estudos analisados, conforme se pode verificar em alguns modelos de simuladores construídos ou testados por alguns autores demonstrados ao final deste capítulo.

O valor máximo registrado foi de 1.074,4 N enquanto que valor mínimo foi de 357,28N. Como este aspecto da Norma gera muitas controvérsias, e o teste realizado encontrou resultados de desgaste, pode-se considerar que o quesito foi atendido parcialmente em relação ao que prescreve a Norma NBR 14242-3.

Os valores da frequência observados ao longo do período do ensaio foram registrados e anotados na Tabela 4, onde se verifica que a frequência de rotação se manteve dentro do valor estabelecido pela Norma em 1,0 Hz com variação de $\pm 0,1$ Hz.

Tabela 4 – Valores da frequência durante o teste

Data	Horário	Rotação (rpm)	Rotação (Hz)	Data	Horário	Rotação (rpm)	Rotação (Hz)
21/11/14	14h00	64,90	1,082	28/11/14	8h00	64,50	1,075
	16h00	64,90	1,082		10h00	64,60	1,077
	18h00	64,90	1,082		12h00	64,50	1,075
22/11/14	12h00	64,80	1,080		14h00	64,70	1,078
	14h00	64,80	1,080		16h00	64,50	1,075
	16h00	64,80	1,080		18h00	64,50	1,075
	18h00	64,80	1,080	29/11/14	8h00	64,90	1,082
23/11/14	8h00	64,50	1,075		10h00	65,00	1,083
	10h00	64,80	1,080		12h00	64,80	1,080
	12h00	64,80	1,080		14h00	64,50	1,075
	15h00	64,50	1,075		16h00	64,90	1,082
	18h00	64,60	1,077		18h00	64,90	1,082
	20h00	64,50	1,075	30/11/14	8h00	64,50	1,075
24/11/14	9h00	64,80	1,080		10h00	64,60	1,077
	12h00	64,80	1,080		12h00	64,50	1,075
	15h00	65,00	1,083		14h00	64,90	1,082
	18h00	64,80	1,080		16h00	65,00	1,083
25/11/14	8h00	64,80	1,080		18h00	64,90	1,082
	10h00	64,80	1,080	01/12/14	8h00	64,50	1,075
	12h00	64,90	1,082		10h00	64,80	1,080
	14h00	64,80	1,080		12h00	64,50	1,075
	16h00	64,90	1,082		14h00	64,90	1,082
	18h00	65,00	1,083		16h00	64,50	1,075
26/11/14	8h00	64,50	1,075		18h00	64,40	1,073
	10h00	64,80	1,080	02/12/14	8h00	64,50	1,075
	12h00	64,60	1,077		10h00	64,50	1,075
	14h00	64,90	1,082				
	16h00	65,10	1,085				
	18h00	65,00	1,083				
27/11/14	8h00	64,50	1,075				
	10h00	64,60	1,077				
	12h00	64,80	1,080				
	14h00	64,90	1,082				
	16h00	65,00	1,083				
	18h00	64,80	1,080				

Os dados da variação da temperatura do fluido lubrificante, anotados durante o teste e contidos na Tabela 5, mostram que a temperatura se manteve ligeiramente abaixo do previsto na norma em 37 ± 2 °C.

Tabela 5 - Valores da temperatura durante o teste

Data	Horário	Temperatura (°C)	Data	Horário	Temperatura (°C)
21/11/14	14h00	29,00	28/11/14	8h00	32,50
	16h00	34,90		10h00	33,10
	18h00	34,90		12h00	33,60
22/11/14	12h00	35,40		14h00	33,90
	14h00	33,00		16h00	33,30
	16h00	33,30		18h00	33,50
	18h00	33,50	29/11/14	8h00	33,00
23/11/14	8h00	33,20		10h00	33,50
	10h00	34,30		12h00	33,50
	12h00	34,50		14h00	32,90
	15h00	34,60		16h00	33,30
	18h00	33,80		18h00	33,80
	20h00	33,60	30/11/14	8h00	33,50
24/11/14	9h00	33,80		10h00	33,10
	12h00	33,30		12h00	33,50
	15h00	32,70		14h00	32,80
	18h00	33,30		16h00	33,00
25/11/14	8h00	33,10		18h00	33,50
	10h00	33,50	01/12/14	8h00	32,50
	12h00	33,30		10h00	32,80
	14h00	33,80		12h00	32,30
	16h00	33,50		14h00	32,40
	18h00	33,00		16h00	32,40
26/11/14	8h00	33,00		18h00	32,50
	10h00	33,20	02/12/14	8h00	31,70
	12h00	33,80		10h00	32,00
	14h00	33,60			
	16h00	33,10			
	18h00	33,50			
27/11/14	8h00	33,50			
	10h00	33,20			
	12h00	33,60			
	14h00	33,50			
	16h00	33,60			
	18h00	33,80			

Para o cálculo do fator de desgaste, deve-se obter a variação da massa do componente acetabular após o ciclo de testes realizado.

Para efeito de comparação, calculou-se a perda de massa do componente acetabular entre o primeiro teste, sem aquecimento do fluido lubrificante, e o teste final, com aquecimento do fluido lubrificante, conforme adiante descrito.

Sendo M_1 (tabela 2) a média da massa do componente acetabular antes da realização do primeiro teste e M_2 (tabela 3) a média da massa do componente acetabular ao final do mesmo, obtém-se:

$$M_1 - M_2 = 16,1369 - 16,1239 = 0,0130\text{g}$$

Neste primeiro teste, a massa de material desgastado do componente acetabular foi de 13 mg, após a realização de 1 milhão de ciclos, sem aquecimento do fluido lubrificante.

A Tabela 6, contém os valores das pesagens do componente acetabular ao término do segundo teste, com aquecimento do fluido lubrificante.

Tabela 6 - Valores da pesagem do Acetábulo após o término do segundo teste

PESAGEM DO ACETÁBULO	
Nº	Peso (g)
1	16,1109
2	16,1108
3	16,1108
4	16,1108
5	16,1107
6	16,1107
7	16,1106
8	16,1106
9	16,1105
10	16,1104
Média: 16,1106g	

A mensuração do valor de material desgastado, M_d , foi obtida mediante a diferença das médias da massa inicial (Tabela 3) com a massa final (Tabela 6) do componente acetabular, ao final do segundo teste.

$$M_i - M_f = M_d \quad M_d = 16,1239 - 16,1106$$

$$M_d = 0,0133\text{g}$$

Deste modo a massa do material desgastado foi de 13,30mg

Sendo a densidade do polímero do componente acetabular ($\rho = m/V$) de $0,93 \text{ mg/mm}^3$ e a massa do material desgastado no valor de $13,30 \text{ mg}$, conclui-se que o volume de material desgastado (V_d) foi de $14,3010 \text{ mm}^3$.

Segundo Saikko (2001), uma haste de diâmetro da cabeça no valor de 28 mm , com a carga aplicada de $1,0 \text{ kN}$ e a realização de 1 milhão de ciclos, resulta no valor para o quociente da fórmula do cálculo do fator de desgaste (1) em $34,4 \text{ Nm}$.

$$K = V_d / n \int L(x) dx \quad (\text{mm}^3/\text{Nm}) \quad (1)$$

Aplicando-se os valores à fórmula (1) do fator de desgaste (K) chega-se ao resultado de $K = 0,41 \times 10^{-6} \text{ mm}^3/\text{Nm}$.

A taxa de desgaste obtida foi de $13,30 \text{ mg/Mc}$.

A diversidade dos simuladores dificulta a comparação precisa dos resultados obtidos. Não obstante esse aspecto, os resultados deste trabalho podem ser considerados compatíveis com os obtidos por outros autores em trabalhos semelhantes, adiante descritos.

Israel (2010) projetou e construiu um simulador de prótese de quadril e realizou ensaios com carga máxima de $3,0 \text{ kN}$ e perfil e angulação de acordo com a Norma. Manteve a temperatura do líquido de lubrificação dentro do especificado. Executou 5 milhões de ciclos em amostra com cabeça femoral de aço com 28 mm de diâmetro e acetábulo em UHMWPE. Encontrou valores de taxa de desgaste em $33,34 \text{ mg/Mc}$ e fator de desgaste em $0,9 \times 10^{-6} \text{ mm}^3/\text{Nm}$. Considerando as proporções de carga e duração do ensaio, os resultados estão compatíveis com os obtidos neste trabalho.

Sousa (2010) realizou testes com equipamento adquirido com carga máxima de $1,0 \text{ kN}$ de perfil de acordo com a Norma e centralizada em diferentes tipos de pares de conjunto protético. Manteve a temperatura do líquido lubrificante dentro do especificado. No conjunto formado pela cabeça femoral em CrCo com 32 mm de diâmetro e acetábulo em UHMWPE encontrou variação de massa de material desgastado de $3,7667 \text{ mg}$ após $1,0$ milhão de ciclos. Como o maior diâmetro leva a um desgaste menor, considera-se que os valores estão compatíveis com os obtidos neste trabalho.

Oliveira (2011) projetou e construiu um simulador articular e realizou ensaios com carga máxima de $3,0 \text{ kN}$ de perfil e angulação de acordo com a norma. Manteve a temperatura do líquido lubrificante dentro de especificado. Executou 6 milhões de ciclos em amostras com cabeça femoral de aço com 28 mm de diâmetro e acetábulo em UHMWPE. Obteve variação positiva da massa dos componentes acetabulares testados e contestou a eficiência do método gravimétrico recomendado pela norma.

A Tabela 7 fornece uma comparação mais prática ao mostrar os dados obtidos pelos autores citados anteriormente e o autor deste trabalho.

Tabela 7 – Dados comparativos entre os resultados obtidos por autor

AUTOR/ANO	TIPO	CARGA (kN)	TEMP. DO FLUIDO (°C)	F. DESGASTE (mm³/Nm)	T. DESGASTE (mg/MC)
HADDAD/2014	ORBITAL	1,0	35	$0,41 \times 10^{-6}$	13,30
ISRAEL/2010	3 EIXOS	3,0	37	$0,9 \times 10^{-6}$	33,34
SOUSA/2010	3 EIXOS	1,0	37	nd	3,7667
OLIVEIRA/2011	3 EIXOS	3,0	37	nd	nd
SAIKKO/2001	2 EIXOS	1,0	AMBIENTE	$1,76 \pm 0,42$	$56,4 \pm 13,3$

Saikko (2001) realizou testes utilizando um simulador construído com carga constante de 1,0 kN, movimento biaxial e carga centralizada. Não manteve a temperatura do líquido de lubrificação dentro do especificado. No conjunto protético de cabeça femoral em CrCo com diâmetro de 28 mm e acetábulo em UHMWPE, após 1 milhão de ciclos, encontrou taxa de desgaste de $56,4 \pm 13,3$ mg/Mc e fator de desgaste de $1,76 \pm 0,42$ mm³/Nm.

Saikko (2010) afirma que muitos requisitos da norma não tem fundamentação científica na literatura publicada no âmbito da biotribologia e da biomecânica ortopédica, justificando o desenvolvimento de simuladores que divergem do que a norma prescreve.

5 CONCLUSÃO

O equipamento projetado e montado se classifica como um simulador de desgaste de prótese de quadril com carregamento orbital.

O custo de produção do equipamento foi de R\$ 16.230,00 incluindo projeto, usinagem e montagem, custeados parte pela FEG/UNESP e parte pelo autor.

Na instrumentação do simulador foram utilizados os equipamentos disponíveis no Laboratório do DME.

O objetivo de projetar, construir e operar um equipamento com mecânica simplificada, de fácil reprodutibilidade e técnica e economicamente viável foi atingido.

Seu funcionamento atendeu aos requisitos da Norma NBR 14242-3, referente a: frequência do ciclo, perfil da carga aplicada, postos de trabalho, fluido lubrificante utilizado, tipo de carregamento, posicionamento do conjunto protético no simulador, ângulo de aplicação da carga e variação angular do movimento de flexão/extensão.

O valor da carga máxima aplicada, 1.074,4 N, ficou próximo do valor inicialmente estabelecido para o projeto, 1,0 kN.

O requisito do valor da temperatura do fluido previsto pela Norma, 37 ± 2 °C, foi parcialmente atingido, permanecendo a mesma em torno de 34° C.

A diferença da massa do material desgastado do componente acetabular no teste sem aquecimento do fluido lubrificante e com o aquecimento do mesmo pode ser considerada irrelevante, pois foi de 0,0003 g, ou 0,3 mg.

Comparando a perda de massa de material desgastado do componente acetabular realizado nos dois períodos de testes, com fluido lubrificante em temperatura ambiente e com fluido lubrificante aquecido, conclui-se que, neste trabalho, o aquecimento do fluido não teve influência nos resultados finais.

O fator de desgaste (K) mensurado foi considerado dentro do que estabelece a observação clínica e compatível com os resultados obtidos por outros autores utilizando outros tipos de simuladores, o que valida o funcionamento do simulador projetado e construído.

No decorrer da revisão bibliográfica e da realização do experimento, não foram encontrados simuladores com características similares ao desenvolvido neste trabalho, simuladores do tipo acoplamento orbital.

Esta característica do simulador construído abre a possibilidade de requisitar o pedido de patente do equipamento.

Como sugestões para futuros trabalhos, sugere-se o que segue.

Aplicar a carga prevista na norma, com valor máximo de 3,0 kN.

Instalar um sensor de ciclos para auxiliar na contagem em caso de pane ou falta de energia.

Aprimorar um dispositivo para manter a temperatura dentro do valor previsto pela norma em 37 ± 2 °C.

Instalar medidores óticos para comprovação das angulações dos movimentos e da aplicação das cargas.

Adaptar e utilizar o simulador para testar modelos diferentes de conjuntos protéticos.

REFERÊNCIAS

ABNT NBR ISO 14242-1, Desgaste de próteses totais de articulação do quadril-Parte 1: Parâmetros de carga e deslocamento para máquinas de ensaios de desgaste e condições do meio para ensaio. ABNT, Associação Brasileira de Normas Técnicas, março 2013.

ABNT NBR ISO 14242-2, Desgaste de próteses totais de articulação do quadril-Parte 2: Métodos de Medida. ABNT, Associação Brasileira de Normas Técnicas, junho 2010.

ABNT NBR ISO 14242-3, Desgaste de próteses totais de articulação do quadril-Parte 3: Parâmetros de carga e deslocamento para máquinas de ensaios de desgaste do tipo acoplamento orbital e correspondentes condições do meio para ensaio. ABNT, Associação Brasileira de Normas Técnicas, junho 2010.

AFFATATO, S.; SPINELLI, M. Tribology and total hip joint replacement: Current concepts in mechanical simulation. **Medical Engineering & Physics**, v.30, p. 1305-1317, 2008.

ALVES, H.L.R.; STAINER, D.; BERGAMANN, C.P. Método alternativo para fabricação de cabeça femoral para cerâmica para prótese de quadril. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, v.20, n.2-3, p.81-88, 2004.

ALVES, H.A. **Desenvolvimento de um sistema de blindagem com lubrificação em prótese de quadril modular**. 2008. 84 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica), Universidade Vale do Paraíba, São José dos Campos, 2008.

BOWSHER, J. G.; SHELTON, J. C. A hip simulator study of the influence of patient activity level on the wear of crosslinked polyethylene under smooth and roughened femoral conditions, **Wear**, v.250, p. 167-179, 2001.

BUFORD, A.; GOSWAMI, T. Review of wear mechanisms in hip implants: Paper I, General, **Materials and Design**, v. 25, p. 385-393, 2004.

CALLISTER, J. W. **Ciência e Engenharia de Materiais: Uma Introdução**, 5ª ed, LTC – Livros Técnicos e Científicos Editora SA, 2002.

CALONIUS, O.; SAIKKO, V. Slide track analysis of eight contemporary hip simulator designs, **Journal of Biomechanics**, v. 35, p. 1439-1450, 2002.

CALONIUS, O.; SAIKKO, V. Analysis of relative motion between femoral head and acetabular cup and advances in computation of the wear factor for the prosthetic hip joint, **Acta Polytechnica**, v. 43, p. 43-54, 2003.

CAMPBELL. **Cirurgia Ortopédica de Campell**. v.2. São Paulo: ed. Manole, 1989.

CORRIGAN.B; MAITLAND, G.D. **Prática Clínica: Ortopedia e Reumatologia Diagnóstico e Tratamento**, [s.l.]:Editorial Premier, 2000.

DATASUS. Sistema Único de Saúde do Ministério da Saúde. Disponível em< www2.datasus.gov.br>. Acesso em: 20 fev. 2013.

FINDLAW, Disponível em <http://findlawdoereport.com/enlargeexhibit.php?ID=12945>. Acesso em: 12 abr. 2014.

HALL, R. M.; BANKES, M. J.; BLUNN, G. Biotribology for joint replacement, **Current Orthopaedics**, v. 20, p. 281-290, 2001.

HERBERT, S. **Ortopedia e Traumatologia**, 4ª ed. ArtMed, 2009.

ISRAEL, C. L. **Desenvolvimento de uma máquina para ensaios de desgaste em próteses totais de articulação de quadril**. 2010. 113 f. Tese (Doutorado em Engenharia de Minas, Metalúrgica e Materiais) Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2010.

JIN, Z. M.; STONE, M.; INGHAM, E.; FISHER, J. Biotribology. **Current Orthopaedics**, 32-40, 2006.

KAPANDJI, A. I. **Fisiologia Articular**. v2. 5ª ed. São Paulo:Manole, 2000.

KÖPF-MAIER,P. **Atlas de Anatomia Humana**, 6ª ed, Rio de Janeiro:Guanabara Koogan, 2006.

LEE, D.A. **Cintura Pélvica. Uma abordagem para o exame e tratamento da região lombar, pélvica e do quadril**, 2ª ed. São Paulo:Manole, 2001.

MARINHEIRO, C. A. **Desenvolvimento de máquina de movimentos cíclicos para testes biomecânicos**. 2002. 41 f. Dissertação (Mestrado em Bioengenharia), Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, São Paulo, 2002.

METALS HANDBOOK. **Friction, Lubrication and Wear Technology**, v. 18, ASM International, 1992.

NETTER, F.H.; NETTER, M.D. **Atlas de Anatomia**, 2ª ed. São Paulo:Navartis, 2000.

OLIVEIRA, A.L.L. **Contribuição metodológica para investigar fenômenos de superfície em tribossistemas protéticos articulares de quadril**. 2011. 124 f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica), Universidade de São Paulo, São Paulo, 2011.

ORÉFICE, R.L; PEREIRA, M.M; MANSUR. H.S. **Biomateriais Fundamentos e Aplicações**, Rio de Janeiro:Cultura Médica, 2006.

PINO, G.G. **Análise do comportamento biomecânico da interação prótese osso humano**, 2001, 123 f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica), Universidade de São Paulo, São Paulo, 2001.

QUEIROZ, R. D.; LIMA,R.G.; DEL PINO, G.G.; MESTRINER, L.A.; TAKADA, E.T. Análise do desgaste do polietileno do componente acetabular da prótese total do quadril, utilizando métodos de elementos finitos de simulação computadorizada. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 36, n. 5, 2001.

QUEIROZ, R.D. **Análise do desgaste do componente acetabular da prótese total de quadril conforme sua angulação lateral e combinações de materiais utilizando o método de elementos finitos**. 2004. 102 f. Tese (Doutorado em Ortopedia e Traumatologia), Universidade Federal de São Paulo, São Paulo, 2004.

REINISCH, G.; SCHOERG, J.; LEDER, E. Differences of the mechanical setup hip simulators and their consequences on the outcome of hip wear testing, **Journal of ASTM International**, v.3, p. 8, 2006.

REIS, M. C.; ZAVAGLIA, C.A.C. Projeto e construção de um equipamento para ensaios de desgaste de materiais para uso em próteses ortopédicas, **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, v.15, p. 31-38, 1999.

SAIKKO, V.; AHLROSS, T.; CALONIUS, O. Wear simulation of total hip prostheses with polyethylene against CoCr, alumina and diamond-like carbon, **Biomaterials**, v. 22, p. 1507-1514, 2001.

SAIKKO, V. Performance analysis of an orthopaedic biomaterial 100-station wear test system, Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C: **Journal of Mechanical Engineering Science**, v.224, p.697-701, 2010.

SMITH, L.K.; WEISS,E.L; LEHMKUHL, D. **Cinesiologia: Clínica de Brunnstrom**, 5ª ed, São Paulo:Manole, 1997.

SOBOTTA, J. **Atlas de Anatomia Humana**. 21ª ed. Rio de Janeiro:Guanabara Koogan, 2000.

SBQUADRIL. Sociedade Brasileira de Quadril. Disponível em <<http://www.sbquadril.org.br>>. Acesso em: 20 mar.2014.

SOUSA, L.M.F. **Comportamento tribológico de materiais para prótese da anca**. 2010. 106 f. Dissertação (Mestrado em Integrado em Engenharia Mecânica), Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Portugal, 2010.

SOUZA, R. W. **Estudo da influência da espessura da camada de cimento PMMA no ensaio de fadiga de próteses de quadril orientado pela norma ISO 7206-4**, 2007, 81 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia de Minas, Metalúrgica e Materiais), Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2007.

STACHOWIAK, G. W.; BATCHELOR, A. W. **Engineering Tribology**, 2ª ed, Boston, MA: Butterworth-Heinemann, an imprint of Elsevier Science, 2000.

TUREK, S.L. **Ortopedia: Princípios e sua Aplicação**, 4ª ed. São Paulo:Manole, 1991.