

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA “JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
FACULDADE DE ENGENHARIA DE ILHA SOLTEIRA

RUBENS RIBEIRO

**PLANEJAMENTO E CONSTRUÇÃO DE MECANISMO PARA ENSAIO DE
DESGASTE SUPERFICIAL E ANÁLISE DE FALHAS EM TRIBOSSISTEMA
PROTÉTICO ARTICULAR DE QUADRIL**

Ilha Solteira
2018

RUBENS RIBEIRO

**PLANEJAMENTO E CONSTRUÇÃO DE MECANISMO PARA ENSAIO DE
DESGASTE SUPERFICIAL E ANÁLISE DE FALHAS EM TRIBOSSISTEMA
PROTÉTICO ARTICULAR DE QUADRIL**

Tese de Doutorado apresentada à Faculdade de Engenharia do Campus de Ilha Solteira – UNESP, como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutor em Engenharia Mecânica.

Área de conhecimento: Mecânica dos Sólidos.

Orientador: Prof. Dr. Aparecido Carlos Gonçalves

Co-Orientador: Prof. Dr. Vicente Afonso Ventrella

Ilha Solteira

2018

FICHA CATALOGRÁFICA
Desenvolvido pelo Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação

R484p **Ribeiro, Rubens.**
Planejamento e construção de mecanismo para ensaio de desgaste superficial e análise de falhas em tribossistema protético articular de quadril / Rubens Ribeiro. -- Ilha Solteira: [s.n.], 2018
211 f. : il.

Tese (doutorado) - Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira. Área de conhecimento: Mecânica dos Sólidos, 2018

Orientador: Aparecido Carlos Gonçalves
Coorientador: Vicente Afonso Ventrella
Inclui bibliografia

1. Ensaio de desgaste. 2. Prótese de quadril. 3. Tribossistema protético. 4. Ensaio destrutivo.

CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

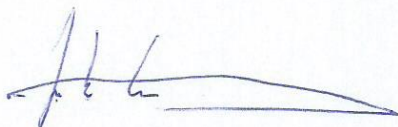
TÍTULO DA TESE: PLANEJAMENTO E CONSTRUÇÃO DE MECANISMO PARA ENSAIO DE DESGASTE SUPERFICIAL E ANÁLISE DE FALHAS EM TRIBOSSISTEMA PROTÉTICO ARTICULAR DE QUADRIL

AUTOR: RUBENS RIBEIRO

ORIENTADOR: APARECIDO CARLOS GONCALVES

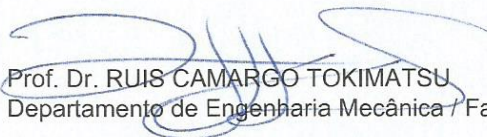
COORIENTADOR: VICENTE AFONSO VENTRELLA

Aprovado como parte das exigências para obtenção do Título de Doutor em ENGENHARIA MECÂNICA, área: Mecânica dos Sólidos pela Comissão Examinadora:



Prof. Dr. APARECIDO CARLOS GONCALVES

Departamento de Engenharia Mecânica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira



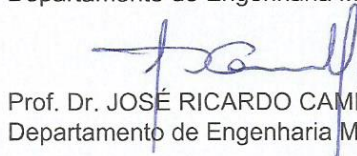
Prof. Dr. RUIS CAMARGO TOKIMATSU

Departamento de Engenharia Mecânica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira



Prof. Dr. MARCIO ANTONIO BAZANI

Departamento de Engenharia Mecânica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira



Prof. Dr. JOSÉ RICARDO CAMILO PINTO

Departamento de Engenharia Mecânica / Instituto Federal de São Paulo



Prof. Dr. ADALBERTO VIEIRA CORAZZA

Curso de Medicina e Enfermagem / Universidade Federal de Mato Grosso do Sul

Ilha Solteira, 17 de dezembro de 2018

DEDICATÓRIA

À minha vizinha Arlinda (in memoriam).

À minha mãe de coração, tia Edna, pelos seus conselhos, apoio e incentivo. Afinal, o que seria de mim, sem a sua paciência, carinho e afeto?

À minha irmã Edilce.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente à Deus pelo dom da vida, à Ele toda honra e toda glória!

Ao Professor Doutor Aparecido Carlos Gonçalves, pela orientação, apoio e confiança ao longo desses anos de vida acadêmica.

Aos Professores Doutores Marcio Antonio Bazani e Fábio Roberto Chavarette pelas sugestões dadas e aos os demais professores e funcionários do Departamento de Engenharia Mecânica.

Ao Professor Doutor Adalberto Corazza do curso de Medicina da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul, pelas valiosas sugestões.

Aos Professores Doutores, membros da banca, pelas relevantes observações e sugestões feitas ao trabalho.

Ao Dr. Heleno Cavalcante, médico ortopedista, pelo fornecimento de um par protético Metal/Polietileno e por acreditar na importância desta pesquisa.

À Supervisora Raiane Santos, da Seção Técnica da Biblioteca da UNESP-FEIS, pelo valioso apoio nas correções deste trabalho.

Aos meus amigos e colegas pelo auxílio e inigualável ambiente de trabalho, em especial ao Pedro Lucas (Tim), Victor Hugo e Marcelo Ikura.

A todos os meus amigos e familiares que direta ou indiretamente estiveram comigo ao longo dessa caminhada me incentivando e me apoiando, em especial ao Pastor Jairo Braz Junior pelas orações.

À Unesp de Ilha Solteira, pela infra estrutura disponibilizada para o bom desempenho dessa pesquisa.

À Universidade Federal de Mato Grosso do Sul (UFMS) que permitiu meu afastamento para dedicação exclusiva a esse trabalho.

"Não te mandei eu? Sê forte e corajoso; não temas, nem te espantes, porque o SENHOR, teu Deus, é contigo por onde quer que andares." Josué 1:9

RESUMO

Os problemas associados às falhas protéticas e cirurgias de revisão aumentaram muito desde que a substituição total da articulação passou a ser aplicada também a pacientes mais jovens e mais ativos, portanto, a necessidade de resolver ou reduzir os problemas relacionados ao desgaste é de suma importância. Partindo-se dessa premissa, decidiu-se por projetar, fabricar e validar uma máquina de ensaio de desgaste do tipo acoplamento orbital, capaz de realizar o ensaio de desgaste de Prótese Total de Quadril (PTQ), obedecendo aos parâmetros de carga e movimento (Flexão/Extensão, Adução/Abdução), estabelecidos pela Norma ABNT NBR ISO 14242-3. Após a validação, foi realizado o ensaio de uma amostra composta de uma cabeça femoral de 28 mm de diâmetro de aço inox ASTM F138 e acetábulo de polietileno convencional (UHMWPE). O ensaio teve a duração de um milhão de ciclos (aproximadamente 12 dias), equivalente a aproximadamente um ano de uso da prótese *in vivo* e teve duas avaliações de perda de massa e volume ao longo do ensaio. Os resultados obtidos da taxa média de perda de massa e volume por milhão de ciclos, foram compatíveis com os resultados apresentados por outros autores. A avaliação do desgaste sofrido pelo componente acetabular (análise visual e microscópica) e a análise morfológica das partículas geradas pelo desgaste via MEV, forneceram informações importantes para melhor interpretar os mecanismos de desgastes (abrasão, adesão e fadiga) ocorridos durante o ensaio tribológico. É fato que esses mecanismos de desgaste, comprometem a vida útil de um tribossistema protético articular de quadril, interferindo na longevidade da articulação protética ou muitas vezes levando à total falência do implante. Os resultados apresentados pelo equipamento construído em termos de carregamento e movimento estiveram dentro dos parâmetros estabelecidos pela Norma de Referência, bem como os resultados de desgaste provocado pela máquina (perda de massa e volume do acetábulo), foram compatíveis com os resultados de outros autores.

Palavras-chave: Ensaio de desgaste. Prótese de quadril. Tribossistema protético. Ensaio destrutivo.

ABSTRACT

The problems associated with prosthetic failure and revision surgery have increased greatly since total joint replacement has also been applied to younger and more active patients, so the need to resolve or reduce wear-related problems is of paramount importance. Based on this premise, it was decided to design, manufacture and validate a wear test machine of the orbital coupling type, capable of performing the Total Hip Prosthesis (PTQ) wear test, according to load and movement parameters (Flexion / Extension, Adduction / Abduction), established by the Standard ABNT NBR ISO 14242-3. After validation, a sample composed of a 28 mm diameter femoral head of ASTM F138 stainless steel and conventional polyethylene acetabulum (UHMWPE) was performed. The assay lasted for one million cycles (approximately 12 days), equivalent to approximately one year of use of the prosthesis in vivo and had two mass and volume loss evaluations throughout the trial. The results obtained from the average loss rate of mass and volume per million cycles were compatible with the results presented by other authors. The evaluation of the wear of the acetabular component (visual and microscopic analysis) and the morphological analysis of the particles generated by the MEV wear, provided important information to better interpret the mechanisms of wear (abrasion, adhesion and fatigue) that occurred during the tribological test. It is a fact that these wear mechanisms compromise the useful life of a hip joint prosthetic tribosystem, interfering in the longevity of the prosthetic joint or often leading to total implant failure. The results presented by the equipment constructed in terms of loading and movement were within the parameters established by the Reference Norm, as well as, the results of machine-induced wear (loss of mass and volume of the acetabulum), were compatible with the results of other authors.

Keywords: Wear test. Hip prosthesis. Prosthetic tribosystem. Destructive test.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	-Ilustração de um quadril antes e após a Artroplastia Total de Quadril	20
Figura 2	-Vista anterior das Estruturas Articulares do Quadril	26
Figura 3	-Vista Posterior das Estruturas Articulares do Quadril	27
Figura 4	-Estruturas Articulares do Quadril	27
Figura 5	-Planos de referência do corpo humano: A - sagital, B - frontal e C – horizontal	28
Figura 6	-Movimento de flexão	29
Figura 7	-Movimento de extensão	30
Figura 8	-Movimento de abdução	31
Figura 9	-Movimento de adução	31
Figura 10	-Movimento de rotação	32
Figura 11	-Diferenças no ângulo colo-diáfise	33
Figura 12	-Esquema da força de compressão sobre o quadril	34
Figura 13	-Ilustração de quadris: (a) quadril saudável; (b) quadril com osteoartrite	39
Figura 14	-Tipos de fraturas que podem ocorrer no quadril	40
Figura 15	-Substituição de um quadril com artrose por uma prótese total de quadril	42
Figura 16	-Prótese modular de quadril	44

Figura 17	-Prótese de haste cimentada	45
Figura 18	-Prótese de haste não cimentada	45
Figura 19	-Ilustração de uma Prótese Total de Quadril	46
Figura 20	-Par protético Metal-Polietileno: (a)componente cimentado, (b) componente não cimentado	49
Figura 21	-Par protético Cerâmica-Polietileno	50
Figura 22	-Par protético Cerâmica-cerâmica	50
Figura 23	-Par protético metal-metal	51
Figura 24	-Par protético metal-metal (Resurfacing)	52
Figura 25	-Modos de desgaste em próteses de quadril	54
Figura 26	-Mecanismo de desgaste adesivo	56
Figura 27	-Mecanismo de desgaste abrasivo	56
Figura 28	-Mecanismo de desgaste abrasivo por terceiro corpo	57
Figura 29	-Mecanismo de desgaste por fadiga	57
Figura 30	-Mecanismo de desgaste corrosivo	58
Figura 31	-Distribuição de tamanho dos resíduos de desgaste de UHMWPE em percentagem de volume	59
Figura 32	-Morfologia das particulas (debris) geradas após ensaio de simulação de quadril	60
Figura 33	-Morfologias típicas de partículas de desgaste de UHMWPE	62

Figura 34	-Representação esquemática de uma máquina de ensaio de pino sobre disco	65
Figura 35	-Taxa de desgaste volumétrico ($\text{mm}^3/10^6\text{ciclos}$) em próteses de quadril	74
Figura 36	- Modelos de trilhas de deslizamentos	75
Figura 37	-Variação do movimento angular em função da percentagem do ciclo aplicado	79
Figura 38	-Eixos de carga e ângulos de movimentação previstos na norma	80
Figura 39	-Variação da carga aplicada em função da percentagem do tempo do ciclo tempo do ciclo	81
Figura 40	-Modelo de referência de PDP	82
Figura 41	-Sistema de aplicação de cargas	86
Figura 42	-Calibração da mola de compressão	87
Figura 43	-Deformação da mola em função da carga aplicada	88
Figura 44	-Célula de Carga e Contador de Ciclos	89
Figura 45	-Célula de Carga tipo “S” - modelo: BTSI	90
Figura 46	-Curva de calibração da célula de carga	90
Figura 47	-Desenho esquemático do sistema de controle de movimento	91
Figura 48	-Inclinação de 23° do prato suporte da haste do componente femoral	92
Figura 49	-Acelerômetro MPU-650	92
Figura 50	-Acoplamento dos componentes protéticos	93

Figura 51	-Sistema de Aquecimento do Fluido Lubrificante da Câmara de Ensaio	93
Figura 52	-Sistema de contagem de ciclos: (a) sensor indutivo, (b) contador de ciclos	94
Figura 53	-Sistema de Controle de Energia e Sistema de Aquisição de Dados..	95
Figura 54	-Desenho esquemático de ligação entre o Microcontrolador Arduino Mega e o Microprocessador Raspberry	96
Figura 55	-Máquina de ensaio de desgaste fabricada tipo (OBM)	97
Figura 56	-Gráfico comparativo entre a curva de Forças Teóricas e a curva de Forças Experimentais	100
Figura 57	-Gráfico Experimental da Variação do Movimento Angular em Função do Tempo	101
Figura 58	-Conjunto protético utilizado durante o ensaio de desgaste	103
Figura 59	-Balança analítica modelo AUX 320 marca Shimadzu	104
Figura 60	-Câmara de Ensaio	104
Figura 61	-Termostato Digital	105
Figura 62	-Composição do Fluido lubrificante (Água Deionizada + Sôro Fetal Bovino)	105
Figura 63	-Membranas filtrantes TYPE GSWP	106
Figura 64	-Sistema de filtragem por sucção	106
Figura 65	-Estereomicroscópio ZEISS Discovery.V8 - SteREO - Axio Cam ERc 5s	107
Figura 66	-Microscópio Eletrônico de Varredura – (MEV)	107
Figura 67	-Conjunto protético na câmara de ensaio imerso na fluído lubrificante	108

Figura 68	-Detalhe da região delaminada do acetábulo	111
Figura 69	-Partícula metálica aderida à superfície do polietileno	112
Figura 70	-Superfície acetabular com sulcos, caracterizando o processo de desgaste por abrasão	113
Figura 71	-Membranas filtrantes TYPE GSWP com filtros de (a) 3 μ m e (b) 0,22 μ m, após processo de filtração	114
Figura 72	-Imagem macrográfica da membrana filtrante de 0,22 μ m utilizada na filtração do fluido lubrificante	114
Figura 74 (a)	-Partículas geradas durante o ensaio de desgaste do componente acetabular	116
Figura 74 (b)	-Partículas geradas durante o ensaio de desgaste do componente acetabular	117
Figura 74 (c)	-Partículas geradas durante o ensaio de desgaste do componente acetabular	118
Figura 74 (d)	-Partículas geradas durante o ensaio de desgaste do componente acetabular	119
Figura 74 (e)	-Partículas geradas durante o ensaio de desgaste do componente acetabular	120
Figura 75	-Partículas da Membrana Filtrante limpa e com Soro Fetal Bovino...	121
Figura 76	-Perda de massa em função da quantidade de ciclos	124
Figura 77	-Perda de volume em função das cargas aplicadas em 1 milhão de ciclos	125

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	-Coeficientes de fricção para três diferentes fluidos lubrificantes	66
Tabela 2	-Características de diferentes modelos de simuladores da articulação do quadril	70
Tabela 3	-Posições angulares definidas em função do tempo cíclico	79
Tabela 4	-Aplicação de Carga em relação a percentagem de ciclo	81
Tabela 5	-Cronograma inicial de desenvolvimento do Projeto	83
Tabela 6	-Valores de Cargas gerados durante Ensaio de Validação	98
Tabela 7	-Média das cargas aplicadas e erro percentual por ciclo de revolução....	99
Tabela 8	-Variação do Movimento Angular em Função do Tempo e Cargas Aplicadas	101
Tabela 9	-Composição do Polietileno de Ultra-alto Peso Molecular (UHMWPE)	103
Tabela 10	-Perda de Massa em Função do número de ciclos	110
Tabela 11	-Resultados experimentais obtidos	127
Tabela 12	-Resultados experimentais de outros autores	127

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

ABNT	-Associação Brasileira de Normas Técnicas
UHMWPE	-Polietileno de Ultra Alto Peso Molecular
PTFE	-Politetrafluoretileno (Teflon)
PTAQ	-Prótese Total de Articulação de Quadril
ATQ	-Artroplastia Total de Quadril
ASTM	-American Society for Testing and Materials
CoCrMo	-Cobalto-Cromo-Molibdênio
BRM	-Biaxial Rocking Motion
OBM	-Orbital Bearing Machine
MEV	-Microscópio Eletrônico de Varredura
EDS	-Espectroscopia por Dispersão de Energia
MMC	-Máquina de medir por coordenadas
MEF	-Método de Elementos Finitos
MC	-Milhões de Ciclos
FE	-Movimentos de flexão-extensão
AA	-Movimentos de adução-abdução
REI	-Rotação externa-Rotação interna
F _{max}	-Força máxima
F _{min}	-Força mínima
K	-Fator de desgaste
mm ³	-Milímetros cúbicos
mg	-Miligrama
Nm	-Newton metro
K _e	-Constante elástica da mola
V	-Volume de material removido por desgaste
n	-Número de ciclos
$\int Ldx$	-Variação de carga e distância de deslizamento

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	19
1.1 MOTIVAÇÃO PARA O TRABALHO	24
1.2 OBJETIVOS	24
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	25
2.1 ANATOMIA DA ARTICULAÇÃO DE QUADRIL	25
2.1.1 Estruturas Articulares do Quadril	25
2.1.2 Articulação Triaxial.....	28
2.1.2.1 Planos e eixos de referência do corpo humano.....	28
2.2 CINESIOLOGIA DO QUADRIL	29
2.3 BIOMECÂNICA DO QUADRIL	32
2.4 PATOLOGIAS DA ARTICULAÇÃO DE QUADRIL	34
2.5 FRATURAS DO QUADRIL	40
2.5.1 Tipos de fratura do quadril	40
2.6 ARTROPLASTIA DE QUADRIL	41
2.7 PRÓTESES PARA ARTICULAÇÃO DO QUADRIL	42
2.7.1 Histórico das Próteses ao longo dos anos	42
2.7.2 Próteses de quadril mais utilizadas na atualidade	43
2.7.3 Métodos de fixação	44
2.8 BIOMATERIAIS UTILIZADOS EM ARTROPLASTIA DE QUADRIL	47
2.8.1 Propriedades dos biomateriais	47
2.8.2 Combinações de pares protéticos	48
2.8.3 Próteses tipo metal-polietileno	52
2.8.4 Propriedades do polietileno (UHMWPE)	53

2.9 TRIBOLOGIA	54
2.9.1 Biotribologia	54
2.9.1.1 Modos de desgaste da prótese de ATQ	54
2.9.1.2 Mecanismos de desgaste em próteses de quadril	55
2.9.1.3 Partículas de desgaste de próteses totais de quadril	59
2.9.1.4 Caracterização das partículas de desgaste	61
2.10 ENSAIOS DE DESGASTE EM PRÓTESES DE QUADRIL	64
2.10.1 Métodos de avaliação de desgastes	65
A) Sistema Pino/Disco	65
B) Sistema Computacional	67
C) Máquinas de ensaios de desgaste em próteses articulares de quadril	69
2.11 TIPOS DE SIMULADORES	70
2.11.1 Comparação de resultados entre vários simuladores	73
2.12 FATOR DE DESGASTE	74
2.13 ENSAIOS DE DESGASTE SEGUNDO A NBR - ISO 14242	76
2.14 NORMA ABNT NBR ISO 14242-3 – Parte 3	77
2.14.1 Parâmetros da norma	77
3 PROJETO, FABRICAÇÃO E VALIDAÇÃO DA MÁQUINA DE ENSAIOS.	82
3.1 MODELO DE REFERÊNCIA DE PDP DE ROZENFELD	82
3.1.1 Pré Desenvolvimento	83
3.1.2 Desenvolvimento	84
3.1.2.1 Concepção do Equipamento	85
A) Sistema de aplicação de cargas	86
B) Sistema de controle de movimentos	91

C) Sistema de acoplamento dos componentes protéticos	92
D) Sistema de controle de temperatura	93
E) Sistema de contagem de ciclos	94
F) Sistema de Controle de Energia e Sistema de Aquisição de Dados	95
G) Lançamento do Produto	96
3.1.2.2 Validação do Equipamento	98
A. Análise de Aplicação de Cargas em Função do Tempo	98
B. Análise da Variação do Movimento Angular em Função do Tempo	100
4 METODOLOGIA EXPERIMENTAL	102
4.1 MATERIAIS E MÉTODOS	102
4.1.1 Materiais	102
4.1.2 Métodos	108
I. Posicionamento dos componentes protéticos no simulador	108
II. Determinação da Perda de Massa	109
III. Análise do desgaste acetabular	110
a) Macro análise	110
a.1) Análise do Componente Acetabular	111
a.2) Análise das Membranas Filtrantes	113
b) Micro análise	115
b.1) Preparação das amostras	115
b.2) Observação das amostras	115
5 RESULTADOS E DISCUSSÕES	122
5.1 VALIDAÇÃO DO EQUIPAMENTO	122
5.2 METODOLOGIA EXPERIMENTAL	123

5.2.1 Avaliação do desgaste gerado no acetábulo	123
I. Média das Perdas de Massa nos intervalos	123
II. Determinação da Perda de Volume	124
III. Determinação do Fator de Desgaste (k)	126
5.2.2 Avaliação das partículas de desgaste	127
I. Macro análise	127
II. Micro análise	128
6 CONCLUSÕES	129
6.1 CONSIDERAÇÕES FINAIS	130
7 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	131
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	132
APÊNDICE A – Primeira versão do Projeto	144
APÊNDICE B – Versão final do Projeto	147
APÊNDICE C – Fabricação das peças	184
APÊNDICE D - Programação do Arduino Mega	203

1 INTRODUÇÃO

Desde o século passado, quase todos os países do mundo vêm experimentando um processo de envelhecimento populacional e de aumento da longevidade da população. Com isso, as pessoas idosas começaram a ter maior representatividade tanto em números relativos como absolutos e um número cada vez maior passou a sobreviver, em média, mais tempo e em idades mais avançadas. Porém, com o processo fisiológico do envelhecimento, a capacidade funcional de cada sistema do organismo humano diminui (ALVES *et al.*, 2008). Trata-se de um processo lento e imperceptível, mas inexorável e universal (PASCHOAL, 2002). Dentre os maiores problemas do envelhecimento, um dos mais dramáticos e temidos é a fratura da extremidade superior do fêmur. Associa-se a este tipo de fraturas uma alta taxa de mortalidade, uma perda da independência na mobilidade e incapacidade funcional, sendo que menos de 50% dos idosos retoma ao estado pré-fratura (MESQUITA, 2012).

A incapacidade funcional pode ser definida pela dificuldade ou necessidade de ajuda para o indivíduo executar tarefas cotidianas básicas ou mais complexas necessárias para uma vida independente na comunidade, como, por exemplo, tarefas relacionadas à mobilidade. (ALVES *et al.* 2007).

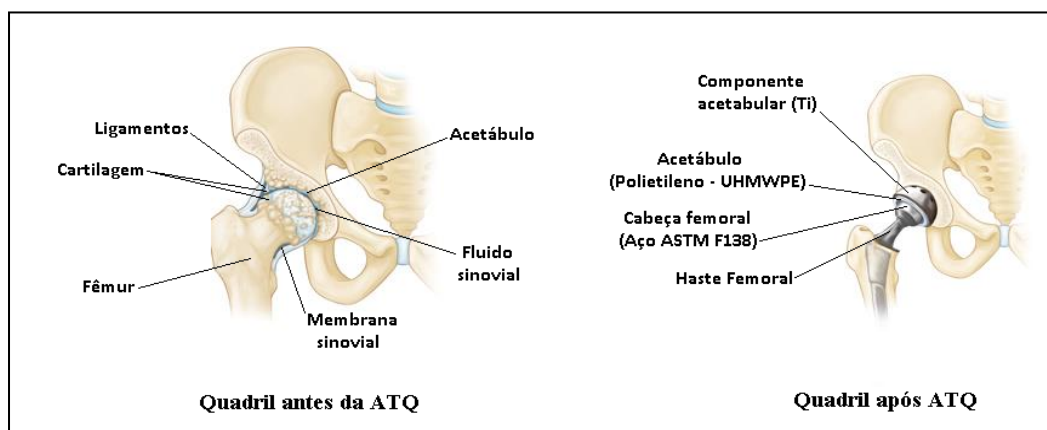
O sociólogo Saad Nagi citado por (ALVES *et al.* 2008), foi o primeiro a tentar descrever o processo de incapacitação e a realizar uma distinção conceitual entre patologia, deficiência, limitação funcional e incapacidade. O modelo proposto por Saad divide o processo de incapacidade em quatro estágios:

- No primeiro estágio, a patologia, caracteriza-se pela presença de uma condição que interrompe o processo físico ou mental do corpo humano.
- O segundo estágio é marcado pela deficiência, que pode ser definida como alterações da estrutura ou das funções anatômicas, fisiológicas ou psicológicas.
- O terceiro estágio refere-se às limitações funcionais, que resultam das deficiências e consistem em uma inabilidade pessoal de desempenhar as tarefas e as atividades consideradas como usuais para aquele indivíduo.
- O último estágio, diz respeito à incapacidade, que se caracteriza pela discordância entre o desempenho real de um indivíduo em um papel específico e as expectativas da comunidade do que é normal para aquele indivíduo. Refere-se à inabilidade para realizar as tarefas que são socialmente esperadas. Nessa perspectiva, segundo o sociólogo o conceito de incapacidade é construído socialmente.

Essa incapacidade gerada por fraturas do colo do fêmur ocorre em duas populações muito distintas: os jovens, e os idosos, em que os mecanismos de trauma são muito diferentes. Nos grupos jovens, ocorrem geralmente por traumas de alto impacto causado por acidentes ou quedas de grande altura; no caso dos idosos as lesões ocorrem por queda ou por osteoporose, mesmo sem trauma (BAUMUGAERTNER; HIGGINS, 2006).

Segundo Varella (2012), a Osteoporose é uma condição metabólica que se caracteriza pela diminuição progressiva da densidade óssea e aumento do risco de fraturas. Na maioria dos casos, a osteoporose é uma condição relacionada com o envelhecimento. Ela pode manifestar-se em ambos os sexos, mas atinge especialmente as mulheres depois da menopausa por causa da queda na produção do estrogênio. Hatem (2018), afirma que, o tratamento da osteoporose é feito à base de medicamentos, em alguns pacientes, os medicamentos são indicados também na prevenção, porém, segundo Gomes (2011), quando o desgaste provocado pela osteoporose já está instalado, a artroplastia total de quadril, ilustrado na figura 1, é a opção mais eficiente de tratamento, pois restabelece os movimentos da articulação, alivia a dor e permite a realização de atividades comprometidas pela destruição da junta.

Figura 1 - Ilustração de um quadril antes e após a Artroplastia Total de Quadril.



Fonte: Adaptado de American Academy of Orthopaedic Surgeons – AAOS (2001).

Dados do IBGE, *Síntese dos Indicadores Sociais*, publicado em 2015, apontam que o envelhecimento populacional, caracterizado pelo aumento da participação percentual dos idosos na população e consequente diminuição dos demais grupos etários, é um fenômeno já evidente no País e tende a ficar mais marcante nas próximas décadas. As informações da Projeção da População por Sexo e Idade, realizada pelo IBGE, divulgada em 2013, mostram a forte tendência de aumento da proporção de idosos na população: em 2030, seria de 18,6%

e, em 2060, de 33,7%, a proporção da população com até 14 anos de idade seria de 13,0%; a de jovens de 15 a 29 anos de idade de 15,3% e a de pessoas de 30 a 59 anos de idade, de 38,0%. A grande preocupação é que a demanda para Artroplastia de Quadril em pacientes idosos tem aumentado bastante em função do aumento da expectativa de vida. (SCHWARTSMANN *et al.*, 2012). Ferreira (2018), em 2015, apenas 12% da população com mais de 60 anos portavam planos de saúde privados, portanto, seguindo essa tendência, haverá um aumento de custo cada vez maior do SUS para suprir essa demanda.

A Artroplastia Total de Quadril é um procedimento ortopédico reconhecidamente bem-sucedido e amplamente empregado no tratamento da coxartrose (artrose do quadril) (GUEDES *et al.*, 2011), porém, esse procedimento apresenta um alto custo financeiro, podendo chegar até a 48 mil reais, além de ser uma cirurgia que exige uma maior qualidade dos implantes dado o esforço a que serão submetidos (FARIA *et al.*, 2012).

Dados revelam que em todo o Brasil, conforme consta no Sistema de Informação Hospitalar do Sistema Único de Saúde (SIH/SUS), no período de agosto de 2010 a julho de 2011, ocorreram aproximadamente 14.434 internações para realização dos procedimentos cirúrgicos de artroplastia total primária do quadril, cimentada, não cimentada e híbrida, perfazendo um custo total de R\$ 53.706.491,50, somente no estado de São Paulo, foram realizadas 4.339 internações, com custo de R\$ 16.163.735,97.

Dados referentes a 02 de Junho de 2015 publicados pelo Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia Jamil Haddad (INTO) apresentaram números que revelam um aumento de 72% nos procedimentos cirúrgicos feitos no primeiro quadrimestre deste ano, em comparação ao mesmo período do ano anterior. Foram feitas 3.289 cirurgias de janeiro a abril de 2015, enquanto nos quatro primeiros meses de 2014 o número chegou a 1.908. Do total de operações feitas este ano, 36% são consideradas de alta complexidade. O percentual mostra a evolução ao longo dos anos. O INTO é considerado referência ortopédica do Sistema Único de Saúde (SUS). O volume de atendimentos ambulatoriais cresceu 22% no quadrimestre, somando 70.304 atendimentos enquanto que no mesmo período do ano anterior, foram feitos 57.738 atendimentos (PORTAL BRASIL, 2015).

O aumento das artroplastias totais de joelho (ATJ) e principalmente de quadril (ATQ) produz impacto social e econômico relevante e, por esse motivo, países como Austrália, Estados Unidos (EUA), Inglaterra, Canada e Coreia do Sul fazem estudos epidemiológicos e financeiros para essas cirurgias. No Brasil, as informações sobre artroplastias são escassas. Dados nacionais sobre essas cirurgias no Sistema Único de Saúde (SUS) são disponíveis

através do *website* do Ministério da Saúde. Entretanto, esses indicadores não expressam a dimensão assistencial em relação à população brasileira (FERREIRA *et al.*, 2018).

Alguns estudos apontam ainda que cerca de 1500 cirurgias de revisão são realizadas todos os anos elevando o gasto com o tratamento dos pacientes em mais de cerca de 7 milhões ao ano para colocação de novas próteses (FARIA *et al.*, 2012). Este fato é frequentemente observado em recirurgias feitas pelo Sistema Único de Saúde (SUS).

Uma prótese de quadril tem sua durabilidade determinada pela habilidade do cirurgião, hábitos do paciente, esforço a que a prótese será submetida e também pelas condições em que se encontra o osso do paciente, sendo que dentre as principais causas de falhas em implantes encontra-se a seleção do material. Próteses ortopédicas, em especial as empregadas no quadril, podem utilizar diferentes configurações de materiais no contato entre a cabeça femoral e o acetábulo, sendo que as mais utilizadas atualmente são os pares tribológicos metal-polietileno, cerâmica-polietileno e cerâmica-cerâmica (SCHWARTSMANN *et al.*, 2012; BABOVIC, TROUSDALE, 2013; MARTEL, VERNER, INCAVO, 2003; TROMMER, MARU, ACHETE, 2012). Devido à vida útil elevada das próteses de cerâmica-polietileno os cirurgiões optam pelo uso, em pacientes jovens por exemplo, justificando o seu alto custo (TROMMER, MARU, ACHETE, 2012).

Segundo Belloti (2009), o sucesso ou a falha da cirurgia de artroplastia pode ser influenciado basicamente por três fatores: fabricação, ato cirúrgico ou características epidemiológicas do paciente. Quando se trata de fabricação, que compete à área da engenharia, é importante que haja um conhecimento da qualidade do biomaterial que são suas propriedades e especificações técnicas.

O par metal-polietileno, historicamente, é o par mais tradicional e também o mais estudado. Popularizou-se no fim dos anos 60 com a contribuição das pesquisas do Dr. Charnley, na Inglaterra. Até o passado recente era utilizado mais em pacientes idosos ou com demanda funcional baixa (BUSATO, T. S., 2018).

Apesar de o polietileno ser um material biocompatível com o corpo humano, uma das causas do insucesso em cirurgias de ATQ deve-se ao problema do atrito polietileno com a cabeça femoral o qual gera um desgaste entre os materiais ocorrendo a liberação de pequenas partículas (“debris”) que se desprendem e se acumulam entre o osso e a prótese. Estas partículas são agressivamente atacadas pelo sistema imunológico, resultando na morte do tecido ósseo vizinho, causando dor ao paciente e podendo levar à perda do implante (BLUNT *et al.*, 2009). O desgaste é apontado como um dos principais fatores limitantes da vida útil de

proteses de quadril, pois, o desgaste excessivo, afeta o desempenho da prótese, o que conduz à necessidade de cirurgia de revisão (TROMMER, MARU, ACHETE, 2012).

Esses fatos revelam a premente necessidade de se conhecer os mecanismos e medir os níveis de desgaste do UHMWPE utilizado em produtos oferecidos no mercado nacional, sendo o SUS responsável pela aquisição de 80% dessas próteses (OLIVEIRA, 2011).

O método mundialmente aceito para se entender melhor o mecanismo de desgaste que ocorre entre as superfícies de contato dos pares protéticos de implantes de quadril (cabeça femoral e acetábulo), envolve o uso de um simulador de quadril.

Os ensaios de simulação de desgaste realizados por essas máquinas também são empregados para assegurar a qualidade dos implantes utilizados nas cirurgias de artroplastia de quadril, sendo que estes ensaios são realizados de acordo com a norma ABNT NBR ISO 14242 em três partes:

- ABNT NBR ISO 14242-1: Parâmetros de carregamento e deslocamento para máquinas de ensaio de desgaste e condições correspondentes do meio para ensaio.
- ABNT NBR ISO 14242-2: Métodos de Medição.
- ABNT NBR ISO 14242-3: Parâmetros de carregamento e deslocamento para máquinas de ensaio de desgaste do tipo acoplamento orbital e correspondentes condições do meio para ensaio.

Um simulador reproduz as condições de carga, os deslocamentos angulares (abdução/adução, rotação interna/externa e flexão/extensão) e o ambiente conforme observados na marcha humana. Dessa forma, a partir de uma simulação de desgaste *in vitro*, é possível prever os índices de desgaste *in vivo* de uma ATQ, de maneira mais clinicamente relevante.

Esse método tem sido amplamente usado em todo o mundo há muito tempo, não apenas para avaliar projetos de desempenho de desgaste, mas também na pesquisa e no desenvolvimento de implantes de quadril, tanto pelos laboratórios quanto pelos fabricantes. Nesse último caso, é possível prontamente avaliar o desempenho de desgaste de um novo modelo de implante de quadril na própria empresa. O interesse em ter um simulador de quadril no local é um bom indicativo de que empresas em todo o mundo, especialmente nos Estados Unidos e na Europa, estão investindo especificamente na melhoria do desempenho tribológico de seus produtos.

No Brasil, o cenário é bastante diferente. Os simuladores de articulação do quadril estão localizados principalmente nos institutos de pesquisa e nas universidades, o que

significa que a avaliação das taxas de desgaste dos implantes não pode ser prontamente obtida na própria empresa, inibindo dessa forma ações de pesquisa e desenvolvimento (TROMMER; MARU, 2017).

1.1 MOTIVAÇÃO PARA O TRABALHO

Contribuir com a pesquisa e o desenvolvimento na área da Bioengenharia, oferecendo uma solução, econômica e tecnicamente viável, que permita identificar próteses de qualidade minimamente aceitável, com vistas à redução da necessidade de cirurgias de revisão.

Devido a falhas protéticas, muitos pacientes são submetidos a novas cirurgias de revisão todos os anos. Relatos apontam que cerca de 1500 cirurgias de reparos são realizadas elevando o gasto com o tratamento desses pacientes para o Sistema Único de Saúde (SUS). Segundo GALIA, C. R. *et al.* (2017), a taxa global de revisão para todas as idades, no período de 10 anos, varia entre 5 a 6% e Faria *et al.* (2012), mencionou em seu trabalho que o SUS gasta cerca de 7 milhões de reais ao ano para colocação de novas próteses em cirurgias de revisão.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo Principal:

Projetar, fabricar e validar uma máquina de ensaio de desgaste do tipo acoplamento orbital com base nas normas ABNT NBR ISO 14242-3 e ABNT NBR ISO 14242-2.

1.2.2 Objetivos Específicos:

- a) Estudar e avaliar o desgaste gerado no acetábulo de UHMWPE, após um milhão de ciclos, realizando os métodos de medida contidos na ABNT NBR ISO 14242-2.
- b) Analisar a morfologia e composição das partículas de desgaste de UHMWPE via microscopia eletrônica de varredura (MEV) e espectroscopia por dispersão de energia (EDS).
- c) Correlacionar os mecanismos de desgaste ocorridos no acetábulo com as morfologias das partículas de desgaste geradas durante o ensaio.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Em linhas gerais, esse capítulo discorre a respeito do entendimento sobre as estruturas articulares do quadril, a cinesiologia e sua biomecânica e as respectivas patologias. Além disso, esse capítulo apresenta alguns biomateriais utilizados nas ATQs, máquinas de ensaios e suas respectivas normas, os mecanismos de desgaste que ocorrem nessas próteses e uma análise morfológica das partículas desprendidas.

2.1 ANATOMIA DA ARTICULAÇÃO DE QUADRIL

2.1.1 Estruturas Articulares do Quadril

O quadril é a articulação proximal do membro inferior, do tipo esferóide sinovial, conforme ilustrado na figura 4. Localizado na região pélvica, é composto por uma esfera (cabeça do fêmur – osso da coxa) e uma cavidade (acetábulo – osso da bacia), onde a esfera deve se encaixar com perfeição na cavidade. Entre os dois ossos existe uma camada de cartilagem recobrando-os de tal maneira que não permita o contato de osso com osso e facilite o deslizamento entre eles. (SMITH, 1997). Segundo Stewart (2010), a articulação sinovial natural é coberta por uma delicada camada de cartilagem articular e é lubrificada com líquido sinovial, que tem a função de eliminar toda a fricção da articulação. O coeficiente de atrito da cartilagem humana, segundo Bruce (2012), tem seu valor na ordem de 0,01 e embora a cartilagem seja delicada, as cargas sentidas por nossas articulações são altas e podem exceder muitas vezes nosso peso corporal durante as atividades diárias normais. A cartilagem envolvente se deforma sob as cargas aplicadas a ela e age para distribuir uniformemente a uma área mais ampla e, assim, reduzir a tensão de contato (STEWART, 2010).

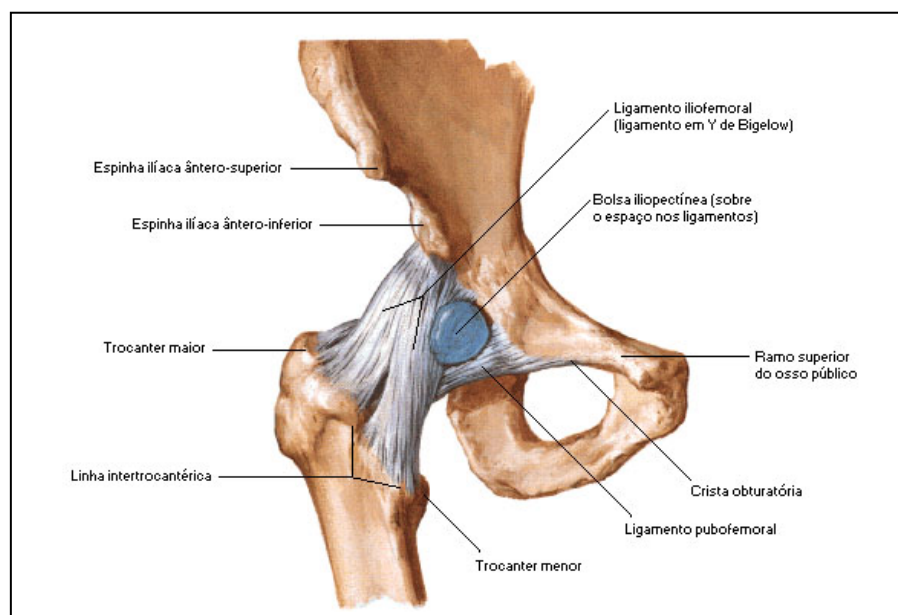
Os ligamentos que formam a articulação do quadril são:

- **Cápsula Articular** – A cápsula articular é forte e espessa e envolve toda a articulação coxo-femoral. É mais espessa nas regiões proximal e anterior da articulação, onde se requer maior resistência. Posteriormente e distalmente é delgada e frouxa.
- **Ligamento Iliofemoral** – É um feixe bastante resistente, situado anteriormente à articulação. Está intimamente unido à cápsula e serve para reforçá-la.

- **Ligamento Pubofemoral** – Insere-se na crista obturatória e no ramo superior da pube; distalmente, funde-se com a cápsula e com a face profunda do feixe vertical do ligamento iliofemoral.
- **Ligamento Isquiofemoral** – Consiste de um feixe triangular de fibras resistentes, que nasce no ísquio distal e posteriormente ao acetábulo e funde-se com as fibras circulares da cápsula.
- **Ligamento da Cabeça do Fêmur** – É um feixe triangular, um tanto achatado, inserindo-se no ápice da fôvea da cabeça do fêmur e na incisura da cavidade do acetábulo. Tem pequena função como ligamento e algumas vezes está ausente.
- **Orla Acetabular** – É uma orla fibrocartiláginea inserida na margem do acetábulo, tornando assim mais profunda essa cavidade. Ao mesmo tempo protege e nivela as desigualdades de sua superfície, formando assim um círculo completo que circunda a cabeça do fêmur e auxilia na contenção desta em seu lugar.
- **Ligamento Transverso do Acetábulo** – É uma parte da orla acetabular, diferindo dessa por não ter fibras cartilágneas entre suas fibras. Consiste em fortes fibras achatadas que cruzam a incisura acetabular.

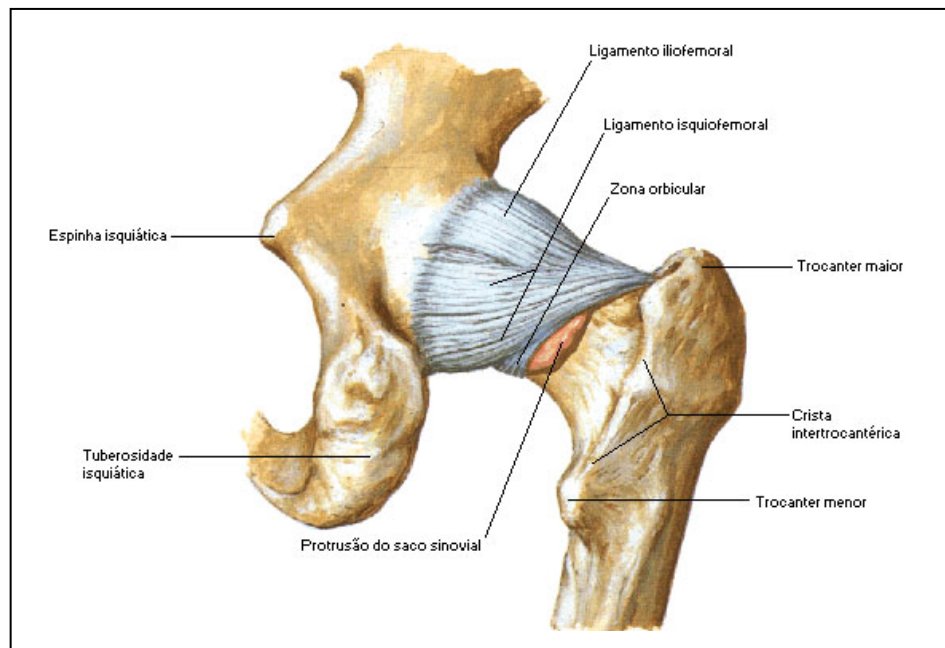
As figuras 2, 3 e 4, ilustram as vistas da das Estruturas Articulares do Quadril.

Figura 2 - Vista anterior das Estruturas Articulares do Quadril.



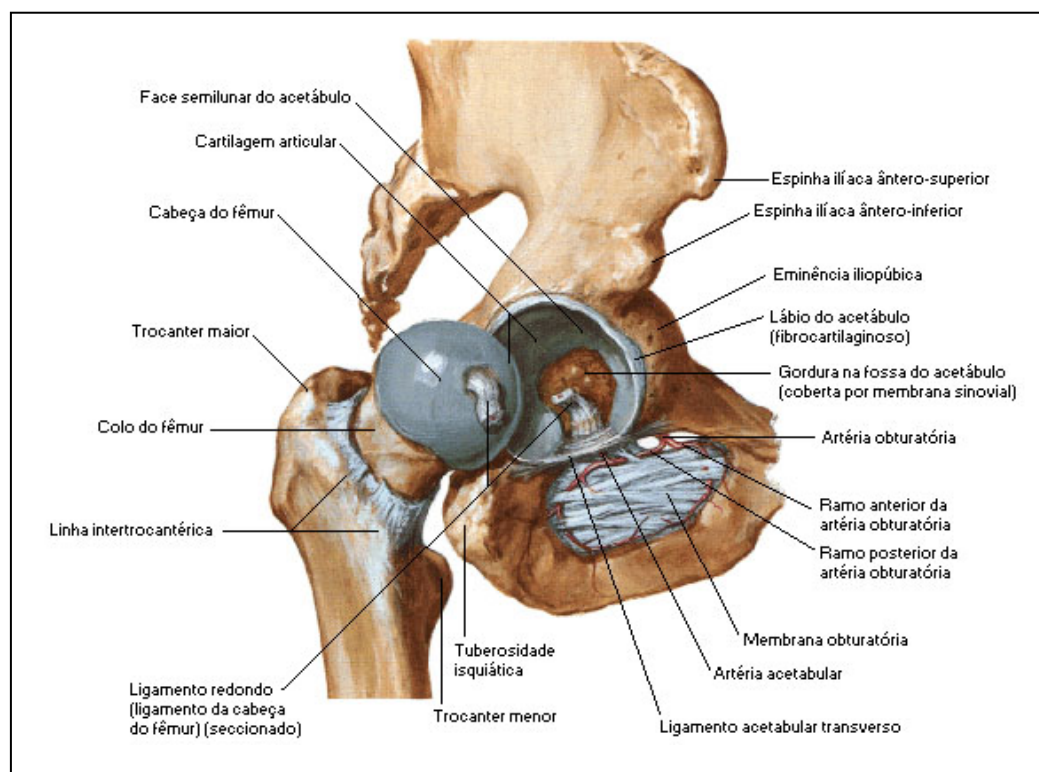
Fonte: Netter (2000)

Figura 3 - Vista Posterior das Estruturas Articulares do Quadril.



Fonte: Netter (2000)

Figura 4 - Estruturas Articulares do Quadril.



Fonte: Netter (2000)

2.2 CINESIOLOGIA DO QUADRIL

Segundo Kapandji (2000), citado por Dalla Costa (2011), os movimentos do quadril são realizados por uma única articulação coxo-femoral, em forma de enartrose muito coaptada. O quadril se movimenta nos seus respectivos planos de referência, sendo descritos como: flexão do quadril, extensão do quadril, abdução do quadril, adução do quadril, rotação longitudinal do quadril e circundução do quadril.

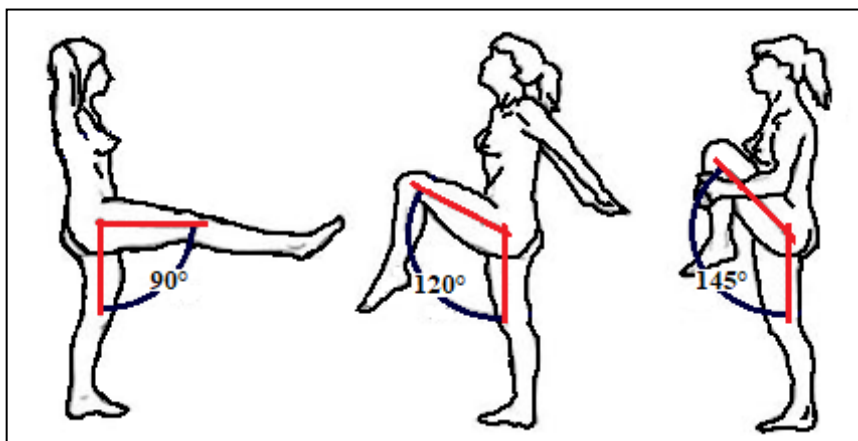
Plano sagital (A)

2.2.1 Flexão do quadril

Esse movimento ocorre no plano sagital e direciona a face anterior da coxa na direção do tronco. Sua amplitude varia conforme diversos fatores, conforme ilustrado na figura 6.

- flexão ativa com o joelho estendido, não sendo maior que 90°;
- flexão ativa com o joelho fletido, não atingindo ou ultrapassando 120°;
- flexão passiva com o joelho fletido, ultrapassando 140°.

Figura 6 – Movimento de flexão.



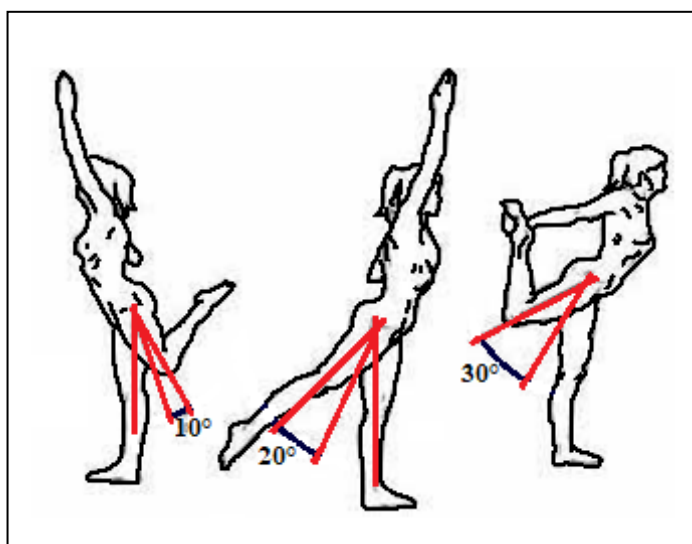
Fonte: Adaptado de Kapandji (2000).

2.2.2 Extensão do quadril

Movimento oposto à flexão, a extensão leva o membro inferior para trás do plano frontal. A amplitude da extensão do quadril é muito menor que a da flexão, estando limitada pela tensão do ligamento ílio-femoral. A figura 7, mostra os possíveis movimentos que podem acontecer durante a extensão:

- extensão ativa com o joelho fletido, até 10°;
- extensão ativa com o joelho estendido, até 20°;
- extensão passiva com o joelho fletido e puxado para trás até 30°.

Figura 7 – Movimento de extensão.



Fonte: Adaptado de Kapandji (2000).

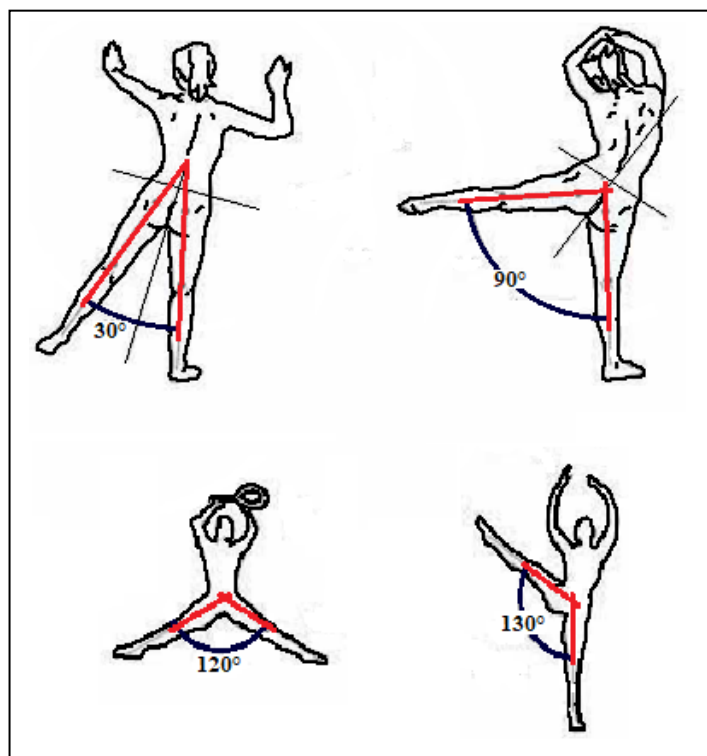
Plano frontal (B)

2.2.3 Abdução do quadril

Na abdução, o membro inferior é dirigido diretamente para fora e o afasta do plano de simetria do corpo (sagital). A figura 8, mostra os movimentos que podem acontecer:

- Quando a abdução total de um quadril for de até 30°, ela é acompanhada automaticamente de uma abdução igual ao outro quadril, isto é, o outro quadril executará um movimento de abdução de 15°, assim pode-se então deduzir que cada quadril está em abdução de 15°, totalizando uma abdução total de 30°.
- Quando o movimento de abdução máxima for de 90°, ocorre a mesma coisa, ou seja, cada quadril executará uma abdução de 45°.
- Através de exercícios físicos e treinamento adequado, é possível aumentar notavelmente a amplitude máxima de abdução, podendo chegar a 120° e 130° de abdução ativa, e em casos extremos, pode-se alcançar 180° de abdução passiva.

Figura 8 – Movimento de abdução.

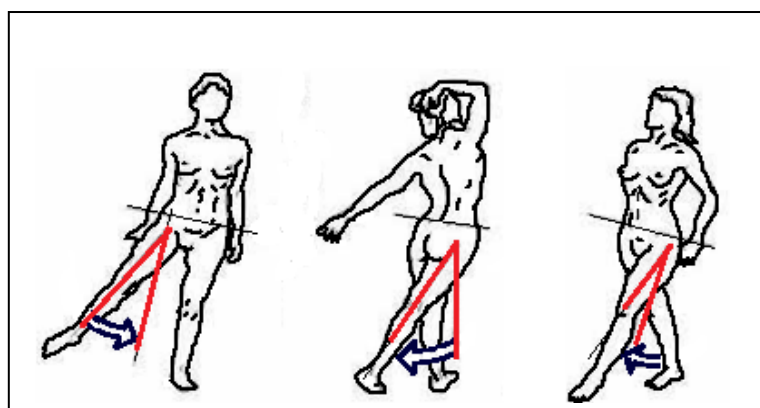


Fonte: Adaptado de Kapandji (2000).

2.2.4 Adução do quadril

Esse movimento, direciona o membro inferior para dentro e o aproxima do plano de simetria do corpo. Como na posição de referência ambos os membros inferiores estão em contato um com o outro, não existe movimento de adução "pura". Em todos os movimentos de adução combinada com flexão e extensão, a amplitude máxima de adução é de 30°, conforme indica a figura 9.

Figura 9 – Movimento de adução.



Fonte: Adaptado de Kapandji (2000).

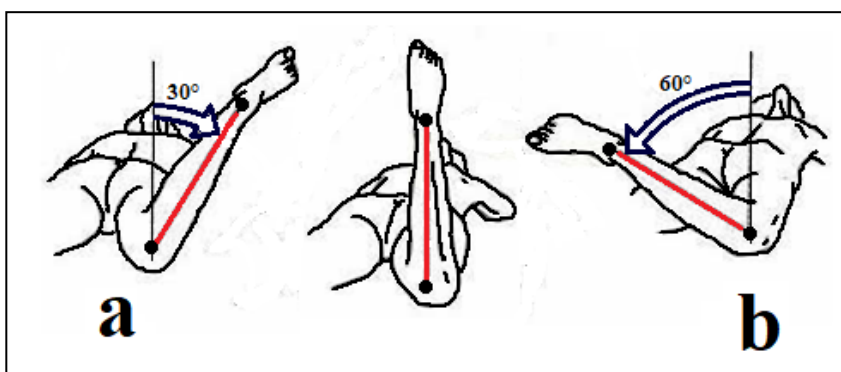
Plano horizontal (C)

2.2.5 Rotação longitudinal do quadril

Os movimentos de rotação longitudinal do quadril, como estão mostrados na Figura 10, são realizados em torno do eixo mecânico do membro inferior.

- **Rotação interna:** Com a perna fletida, inclinada para fora, pode-se medir uma rotação interna de 30° a 40°.
- **Rotação externa:** Com a perna fletida, inclinada para dentro, pode-se medir uma rotação externa de 60°.

Figura 10 – Movimento de rotação.



Fonte: Adaptado de Kapandji (2000).

2.2.6 Circundução do quadril

Como no caso de todas as articulações com três graus de liberdade, o movimento de circundução do quadril, apontado na Figura 5, pode ser definido como a combinação dos movimentos elementares em torno dos três eixos (plano sagital, plano frontal e plano horizontal), e sua amplitude fica relacionada à amplitude de cada eixo simultaneamente (KAPANDJI, 2000). Quando a circundução atinge a sua amplitude máxima, o eixo do membro inferior descreve no espaço uma forma de cone, cujo vértice é o centro da articulação coxo-femoral, chamado de “cone de circundução”.

2.3 BIOMECÂNICA DO QUADRIL

A articulação sacroilíaca (ASI) faz parte da cintura pélvica e é responsável pela transferência eficaz de carga dos membros inferiores para a parte superior do corpo. Sua estabilidade é primariamente um processo dinâmico realizado pelo sistema muscular que

depende da integridade dos ligamentos e da estrutura dos ossos que compõem a pelve e de suas superfícies articulares que proporcionam à ASI uma maior resistência às forças de cisalhamento atuantes (SANTOS; SILVA; FREGNI, 2011).

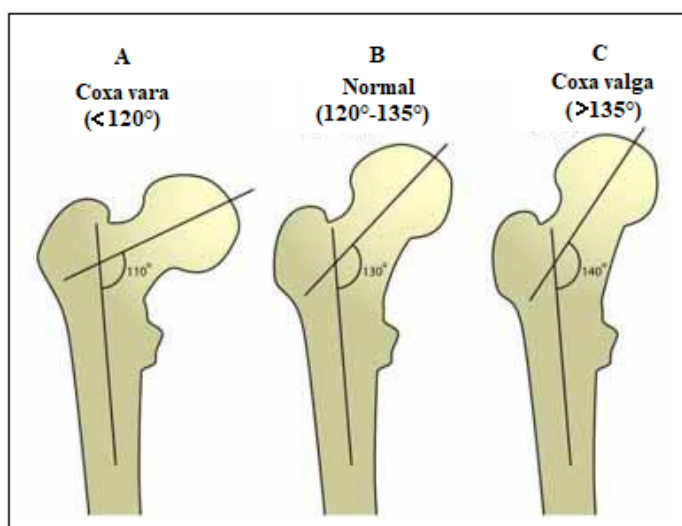
O eixo anatômico do fêmur é representado por uma linha através da diáfise femoral, (osso do fêmur) entretanto, o eixo mecânico é representado por uma linha conectando os centros das articulações do quadril e joelho. Na posição ereta, o eixo mecânico é usualmente vertical.

O colo do fêmur forma um ângulo de aproximadamente 125° com o eixo anatômico do fêmur. Segundo Köpf-Maier (2006), o ângulo formado entre o eixo da diáfise e do colo femoral, mostrado na figura 11, é o responsável pela variação anatômica que irá determinar a aplicação das forças na articulação do quadril.

A variação deste ângulo resulta nas designações abaixo descritas:

- A. coxa vara, $110^\circ (< 120^\circ)$
- B. normal no adulto, $130^\circ (120-135^\circ)$
- C. coxa valga, $140^\circ (> 135^\circ)$

Figura 11 – Diferenças no ângulo colo-diáfise.



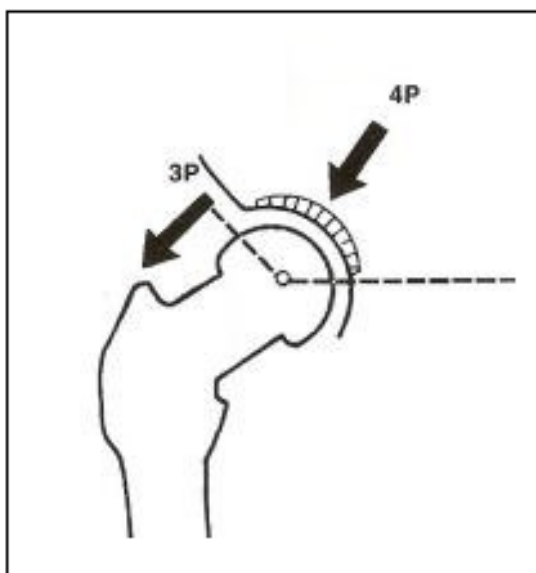
Fonte: Adaptado de Köpf-Maier (2006).

A aplicação das forças na articulação do quadril passa pelo centro de gravidade corporal, localizado entre 55% e 60% da estatura corporal (LEMOS *et al.*, 2009) 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).

O pico das forças de contato na articulação do quadril durante a caminhada varia de 3,5 a 5 vezes o peso corporal, chegando a até 6 vezes o peso corporal quando se apoia sobre apenas uma perna. As forças medidas experimentalmente na articulação do quadril utilizando próteses instrumentadas são de 2,6 a 3 vezes o peso corporal durante o apoio sobre apenas uma perna, entretanto, ao se levantar peso, correr ou saltar, a carga pode alcançar até 10 vezes o peso corporal (CAMPBELL, 2017).

A Figura 12, a seguir, mostra uma representação da força de compressão total sobre o quadril, na posição em pé sobre um membro inferior, mostrando que a carga pode atingir quatro vezes o peso corporal durante a marcha.

Figura 12 - Esquema da força de compressão que atua sobre o quadril, na posição em pé.



Fonte: Corrigan e Maitland (2000).

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 à incapacidade motora além de causarem dores intensas (TUREK, 1991).

Essas patologias são classificadas como: luxação congênita, protusão acetabular, doença de Legg-Calve-Perthes, necrose avascular da cabeça femoral, neoplasia benigna,

osteoporose, doença de Paget, osteomalácia, artrite reumatoide, espondilite anquilosante e Osteoartrite (CORRIGAN; MAITLAND, 2000).

2.4.1 Luxação Congênita de Quadril

Consiste no deslocamento da cabeça femoral para fora do acetábulo, que pode estar integralmente deslocada ou sub luxada, pois geralmente o acetábulo apresenta formato anatômico raso e este pode estar posicionado verticalmente, devido à ausência da pressão normal exercida pela cabeça femoral (PIRES; MELO, 2005).

Acredita-se que os distúrbios genéticos sejam responsáveis, pelo menos em parte, porque são cerca de seis vezes mais comuns em mulheres do que em homens e é um distúrbio eminentemente da população caucasiana, em especial os escandinavos. É bilateral em mais ou menos um terço dos casos, e o quadril esquerdo é comprometido com mais frequência e mais gravidade. De modo ideal, deve ser diagnosticado no nascimento, detectando-se uma excursão anormal na abdução do quadril afetado, confirmada com radiografia. Se a luxação congênita for detectada e reduzida logo, as possibilidades de ocorrência de osteoartrite posterior ficam reduzidas (CORRIGAN; MAITLAND, 2000).

2.4.2 Protrusão acetabular

Essa doença é caracterizada por deformidade da parede medial do acetábulo com migração progressiva da cabeça femoral para o interior da cavidade pélvica, causando distúrbios mecânicos, dor e grande limitação funcional da articulação do quadril. A protrusão acetabular foi descrita inicialmente por Otto em 1924. Em seus estudos com cadáveres, mostrou-se que essa protrusão é uma deformidade da parede medial do acetábulo com consequente migração conjunta da cabeça femoral para o interior da pelve (CHUEIRE *et al.*, 2002).

2.4.3 Doença de Legg-Calve-Perthes

Essa doença é definida como uma afecção auto-limitada que acomete o quadril e é caracterizada por necrose asséptica de toda ou parte da cabeça femoral, produzida por interrupção do suprimento sanguíneo da epífise proximal do fêmur levando a períodos alternados de osteonecrose e reparação. No entanto, a etiologia e a fisiopatologia da doença apesar de terem importantes contribuições relatadas, continuam desconhecidas (ALVES; SANTILI, 2005).

2.4.4 Necrose avascular

A necrose avascular da cabeça femoral, também conhecida por osteonecrose, pode se manifestar basicamente de duas formas:

- **Necrose traumática:** Conhecida também por necrose isquêmica ou necrose asséptica, é o tipo mais comum. Essa patologia tem relação com a circulação sanguínea da cabeça femoral. A diminuição do fluxo sanguíneo provoca a degeneração na arquitetura trabecular, colapso do osso subcondral e artrose secundária, em até 70% dos casos (DALTRO, 2008).
- **Necrose metabólica:** Essa doença pode se desenvolver a partir do uso de corticosteróides, que é um fator de risco muito influente na formação da necrose avascular, sendo responsável por até 25% dos casos clínicos/hospitalares. Outros fatores de risco são o uso crônico de bebidas alcoólicas, doenças do sangue, doença de Gaucher, lúpus, coagulopatias, hiperlipidemia, transplante de órgãos e tireopatias (CORRIGAN; MAITLAND, 2000). Como a osteonecrose ou necrose avascular da cabeça femoral ocorre principalmente em indivíduos jovens, é preferível, sempre que possível, um tratamento que preserve a cabeça do fêmur, em vez de substituí-la. Entretanto, não existe uma técnica disponível completamente satisfatória para o tratamento (DALTRO, 2008).

2.4.5 Neoplasia benigna ou tumor benigno

Os tumores ósseos benignos primários são relativamente raros, o que gera certa dificuldade para seu diagnóstico e tratamento. As lesões ósseas pseudotumorais são lesões não neoplásicas que simulam tumores ósseos. É importante o seu conhecimento porque podem ser confundidas com tumores ósseos e receberem tratamento excessivo ou inadequado (DRUMOND, 2009). O tratamento do tumor vai depender da análise de seu tamanho e progressão. Geralmente, o principal tratamento é a retirada da massa por meio de cirurgia. O maior problema é a perda de massa óssea e tecidos na retirada do tumor. Segundo Campbell, pacientes com tumores metastáticos, mas com taxa de sobrevida razoável, e também alguns tumores de baixo grau de malignidade, como os condrossarcomas e os tumores de células gigantes, podem ser candidatos a uma cirurgia de artroplastia total do quadril.

2.4.6 Osteoporose (OP)

Doença osteometabólica mais frequente no paciente idoso. Acomete a ambos os sexos, sendo mais frequente na mulher, já que, no climatério, a diminuição dos níveis estrogênicos precipita as perdas de massa óssea. Aos 50 anos, a cada cinco fraturas por OP na mulher ocorrem duas no homem. Aos 70 anos, essa relação cai para três fraturas na mulher a cada duas no homem. O custo direto atribuído à OP é estimado em 38 milhões de dólares, por dia, nos Estados Unidos. Aproximadamente 1 milhão de americanos sofrem fraturas patológicas a cada ano. As consequências são diminuição da qualidade de vida, perda da capacidade de deambulação ou perda da capacidade de realizar atividades básicas, como tomar banho e se vestir, além do aumento da morbimortalidade. Dos pacientes que fraturam o quadril, de 20 a 25% vão a óbito no ano subsequente à fratura. Outros 25% não retornam mais às suas condições funcionais anteriores à fratura (YAZBEK; MARQUES NETO, 2008).

Segundo estimativas da Organização Mundial da Saúde, para 2020, mais de 270 milhões de pessoas apenas na Índia e na China sofrerão com osteoporose. No Brasil, poucos estudos de base populacional têm analisado os fatores associados à OP, porém, alguns estudos de base populacional apontam prevalências que oscilam de 4,4 a 27,4%, dependendo da metodologia e da faixa etária pesquisada. Dentre os fatores identificados nos estudos nacionais estão: o maior tempo de menopausa, autopercepção de saúde como ruim, artrose, problemas na manutenção de equilíbrio, idade avançada e tabagismo atual. Porém, Martini *et al.* avaliam que a prevalência e os fatores associados à OP ainda não estão suficientemente elucidados na população brasileira (RODRIGUES; BARROS, 2016).

2.4.7 Doença de Paget

A doença de Paget óssea é a segunda doença osteometabólica mais comum, atrás apenas da osteoporose. É uma doença focal com forte componente genético caracterizada por aumento da remodelação óssea que afeta um ou mais sítios do esqueleto. A doença de Paget óssea pode ser assintomática, porém, frequentemente, se associa a dor óssea, deformidades, fratura patológica, osteoartrite secundária e surdez. É rara em pacientes com idade inferior a 40 anos e aumenta progressivamente conforme o paciente envelhece. A doença é comum em países com população de origem anglo-saxônica como Reino Unido e Alemanha; é rara em países como Índia, Escandinávia e África. No Brasil, a maioria dos casos é encontrada na cidade de Recife, estado de Pernambuco. As razões para este fato estão ligadas à colonização holandesa que ocorreu nessa região no século XVII (JOSÉ *et al.*, 2008).

2.4.8 Osteomalácia

Doença caracterizada pela diminuição da mineralização do osso cortical e trabecular, com acúmulo de tecido osteóide não mineralizado ou pouco mineralizado, resultando em enfraquecimento e alterações estruturais do osso adulto.

A formação e o crescimento ósseo dependem da produção da matriz óssea, composta principalmente por colágeno, e de sua mineralização através da deposição dos cristais de hidroxiapatita, compostos basicamente de cálcio e fósforo. A doença se estabelece em função do suprimento inadequado de cálcio e particularmente a carência de vitamina *D*. A vitamina *D* no organismo é proveniente da dieta e, principalmente, da sua síntese na pele a partir da conversão da enzima (*DHCR 7*) sob a ação do calor e dos raios ultravioleta (MECHICA, 1999).

2.4.9 Artrite reumatoide

É uma doença inflamatória crônica. Essa doença começa frequentemente de forma insidiosa, com dor articular que pode ser acompanhada de um processo inflamatório. Muitas vezes, os pacientes relatam acentuada rigidez articular ao acordar e, por vezes, seguido de períodos de inatividade. Habitualmente esta rigidez pode prolongar-se por mais de uma hora.

A hipertrofia sinovial é o fator chave que leva à destruição da cartilagem e do tecido ósseo, e que leva à danificação articular progressiva até à total imobilidade da articulação. Características extra-articulares podem ser observadas durante a evolução da doença e raramente ocorrem antes das manifestações a nível articular. Tais características incluem anemia, perda de peso, vasculite, serosite, nódulos no tecido subcutâneos, pulmonar e escleral, mononeuropatia múltipla, inflamação intersticial pulmonar, bem como envolvimento das glândulas salivares e lacrimais

Essa doença raramente se manifesta em homens de idade inferior a 30 anos e o seu risco de incidência aumenta com o avanço da idade. No sexo oposto a incidência começa a aumentar desde os 20 anos e atinge o pico entre os 45 e 75 anos de idade (SILVA, 2014).

2.4.10 Espondilite anquilosante

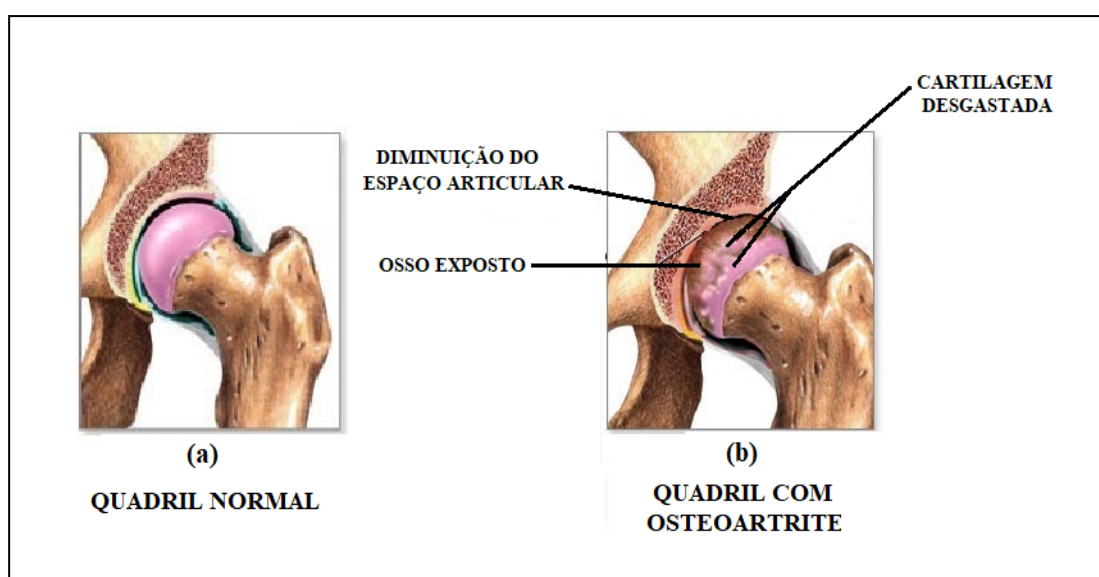
Espondilite anquilosante é considerada a segunda doença inflamatória crônica mais frequente, que ainda não tem cura e que afeta as articulações do esqueleto axial, especialmente as da coluna, quadril, joelhos e ombros. Ela faz com que as vértebras na coluna se fundam, fazendo com que ela fique menos flexível podendo resultar numa postura curvada

para a frente. Além disso, se as costelas são afetadas, pode ser difícil respirar profundamente (GONÇALVES *et al.*, 2018). A sua prevalência na população caucasiana varia, nos estudos epidemiológicos, entre 0.05% e 1% da população, podendo atingir em alguns grupos étnicos 6% da população. Atinge mais frequentemente os jovens com idades compreendidas entre os 15 e 30 anos, sendo o sexo masculino o mais afetado em proporções que oscilam entre 2/1 e 9/1 (PIRES; JOYCE-MONIZ, 2010). Apesar de ainda não existir cura para espondilite anquilosante, com o tratamento adequado é possível diminuir a dor e minimizar os demais sinais e sintomas da doença.

2.4.11 Osteoartrite

Conhecida também por osteoartrose ou artrose (figura 13), essa doença se classifica como uma doença articular degenerativa que se caracteriza pelo desgaste da cartilagem articular e por alterações ósseas, entre elas que são os osteófitos, conhecidos, vulgarmente, como “bicos de papagaio”. No conjunto das doenças agrupadas sob a designação de “reumatismos”, a osteoartrite é a mais frequente, representando cerca de 30 a 40% das consultas em ambulatórios de Reumatologia. Segundo Corrigan (2000), citado por Alves, H. A, (2008), o quadril está sujeito a grandes forças mecânicas e até mesmo a presença de anomalias ou incongruências leves na face articular, podem predispor às alterações degenerativas subsequentes.

Figura 13 - Ilustração de quadris: (a) quadril saudável; (b) quadril com osteoartrite.



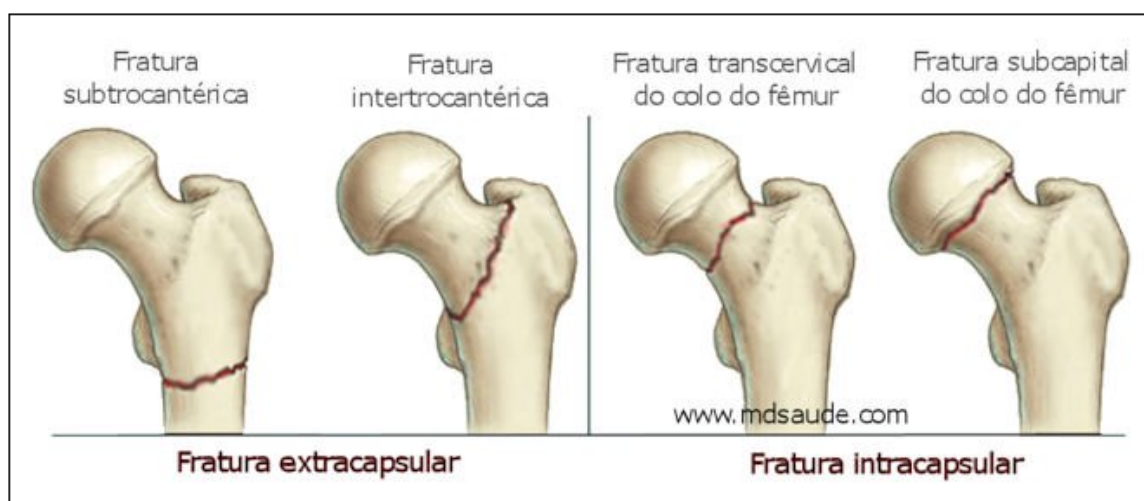
Fonte: Boas práticas farmacêuticas (2018)

2.5 FRATURAS DO QUADRIL

As fraturas do colo do fêmur ocorrem habitualmente quando dois fatores agem em conjunto: traumatismo da região do quadril (na maioria dos casos por conta de quedas da própria altura) e osteoporose. O trauma, na maioria das vezes, é de baixa energia e está relacionado a fatores responsáveis pelo aumento de sua incidência, como osteoporose, desnutrição, diminuição das atividades da vida diária, diminuição da acuidade visual e dos reflexos e musculatura enfraquecida (ARLIANI *et al.*, 2011).

2.5.1 Tipos de fratura do quadril: No quadril, as fraturas costumam ocorrer na região do colo do fêmur, porém, há outros pontos que também podem ocorrer a fratura. Saber qual é o tipo de fratura do quadril que o paciente sofreu é importante, pois o tratamento e a incidência de complicações variam de acordo com o sitio anômico fraturado (PINHEIRO, 2018). A figura 14, mostra os tipos de fraturas que podem ocorrer no quadril.

Figura 14 - Tipos de fraturas que podem ocorrer no quadril.



Fonte: Pinheiro (2018).

As fraturas do colo e da cabeça do fêmur são chamadas de fraturas intracapsulares. As que ocorrem abaixo do colo do fêmur são chamadas de fraturas extracapsulares.

As fraturas intracapsulares costumam ter maiores taxas de complicações, pois a região do colo e da cabeça do fêmur são naturalmente mal vascularizadas. Quando ocorre uma

fratura nesta região, há grande risco de interrupção do fluxo sanguíneo, dificultando não só a cicatrização do osso, mas também aumentando o risco de necrose ou alterações degenerativas da cabeça do fêmur.

Nas fraturas extracapsulares a principal complicação é a hemorragia, pois essa região do osso é bastante vascularizada (PINHEIRO, 2018).

O número de cirurgias de fratura de quadril tem aumentado significativamente nos últimos anos. Estima-se que a partir de 2050 mais de 6 milhões de fraturas do colo femoral ou transtrocantérica ocorram em todo o mundo. Acredita-se que isto esteja relacionado intimamente com o aumento da população geriátrica em nossa sociedade, visto que esta doença ocorre predominantemente em pacientes idosos e com incidência progressiva com o avançar da idade (ARLIANI *et al.*, 2011).

Aproximadamente metade dos pacientes idosos com fratura do quadril não consegue viver independentemente após a fratura. A taxa de mortalidade no primeiro ano após a fratura varia de 12 a 37 % em diferentes estudos. Apesar disso, a maioria dos idosos retorna ao nível de atividade ou vive prazerosamente após o tratamento (YAZBEK; MARQUES NETO, 2008).

Em pessoas jovens e saudáveis, a fratura do colo do fêmur só ocorre em caso de grandes impactos na região do quadril, como nos casos de acidentes automobilísticos (PINHEIRO, 2018).

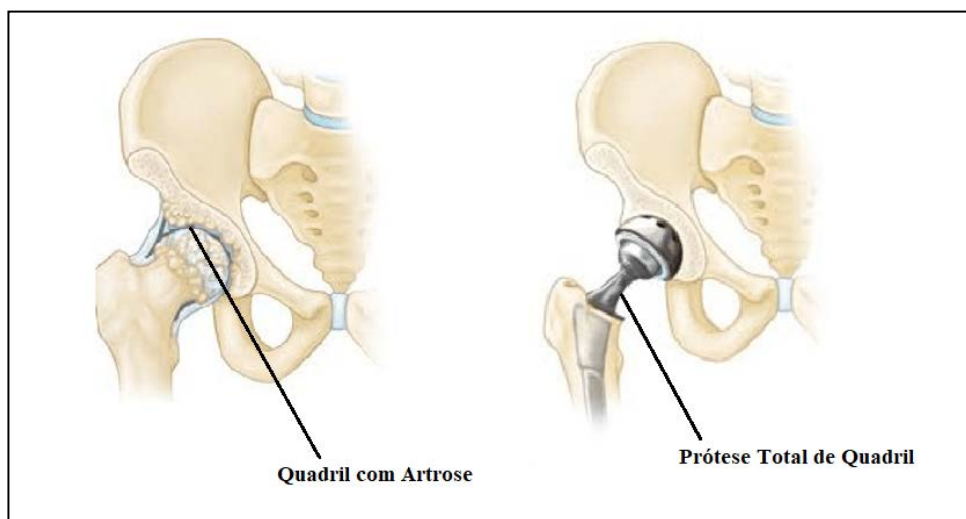
Um terço dos pacientes com fratura de fêmur proximal são submetidos a cirurgia de prótese do quadril (YAZBEK; MARQUES NETO, 2008).

2.6 ARTROPLASTIA DE QUADRIL

A Artroplastia Total Primária de Quadril ou simplesmente Prótese Total de Quadril é um procedimento cirúrgico que tem como objetivo substituir a articulação natural doente ou fraturada, por uma articulação artificial (prótese) composta basicamente por três componentes: haste femoral, cabeça femoral e componente acetabular (GOMES, 2011), conforme ilustrado na figura 15.

Segundo Turek (1991), a implantação de uma cabeça femoral e do acetábulo para a substituição da articulação do quadril degenerada objetiva o alívio da dor, enquanto conserva a mobilidade e fornece estabilidade.

Figura 15 - Substituição de um quadril com artrose por uma prótese total de quadril.



Fonte: -Adaptado de AAOS (2001).

Os benefícios trazidos pela ATQ aos pacientes são inquestionáveis, no entanto, muitos detalhes devem ser observados, conhecidos e dominados. Primeiramente lembrar que a ATQ, embora seja uma das cirurgias mais feitas e sistematizadas, não deve, em hipótese alguma, ser banalizada. Os cirurgiões que a executam devem ser altamente treinados, ter equipes especializadas e atuar em hospitais equipados. Somente dessa forma haverá, de fato, uma minimização de riscos e resultados mais previsíveis (GALIA *et al*, 2017).

2.7 PRÓTESES PARA ARTICULAÇÃO DO QUADRIL

2.7.1 Histórico das Próteses ao longo dos anos

As primeiras tentativas de tratamento cirúrgico do quadril doloroso datam de 1780, pelo cirurgião inglês Henry Park.

Em 1891, Gluck na Alemanha, aparentemente foi o primeiro a usar materiais rígidos substituindo a articulação do quadril com elementos de marfim, usando parafusos de níquel para a fixação, porém, sem sucesso. Esse experimento foi aperfeiçoado por Robert Jones na Inglaterra em 1895, usando uma folha de ouro, mas também falhou.

Em 1923 nos EUA, Smith-Petersen usou uma cúpula de vidro para cobrir uma cabeça femoral remodelada, que não resistiu aos carregamentos mecânicos. Subsequentemente, o mesmo autor usou materiais como o viscaloide (derivado de celulóide), o pyrex em 1933 e o

bakelite em 1937 chegando finalmente ao vitallium, em 1938, liga metálica de cromo-cobalto-molibdênio a qual, com várias modificações em manufatura e composição, é ainda usada nos dias de hoje e que trouxe um aumento na durabilidade e resistência e menor reação tecidual.

Na década de 1950, McKee de Norwich, no Reino Unido e, mais tarde, Herbert de Aix les Bains, na França, introduziram a primeira geração de próteses articulares de metal - metal (componentes acetabular e femoral fabricados em metal), mas esta proposta foi abandonada devido principalmente ao desgaste excessivo e pela reação do organismo a presença das partículas metálicas, conhecida como metalose (DALLA COSTA, 2011).

Os implantes de McKee-Farrar com superfície metal-metal foram os primeiros a serem usados em alta escala e prevaleceram até o início dos anos 70, sendo abandonados após o advento das próteses de Charnley (LOURES, 2011).

O inglês *Sir John Charnley* (1911-1982) é considerado o pai da prótese total de quadril moderna. Sua publicação "*Artroplastia de Baixa Fricção do Quadril*", dos anos 60, delineou suas pesquisas e seus princípios. Embora – logicamente – tenha havido muita evolução nos últimos 50 anos, a maioria dos seus princípios são válidos até hoje. Charnley propôs o conceito de próteses de baixo atrito, para isso, a idéia foi utilizar um par tribológico de baixo coeficiente de atrito e uma cabeça femoral de diâmetro tão pequeno quanto o da articulação natural. Seu primeiro modelo consistiu em um copo acetabular de teflon (PTFE) e um componente femoral monobloco em aço inoxidável. No entanto, o problema do desgaste do polímero emergiu rapidamente. O desgaste do copo de PTFE foi tão severo que a cabeça femoral de aço inoxidável penetrou através da espessura radial do copo em apenas três anos. O copo de PTFE foi mudado para um copo feito de polietileno de ultra-alto peso molecular (UHMWPE), e a taxa de desgaste diminuiu drasticamente (CALONIUS; OLOF, 2002).

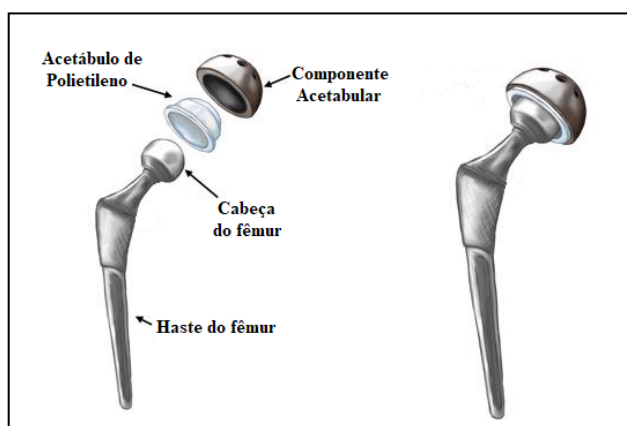
2.7.2 Próteses de quadril mais utilizadas na atualidade

O sistema mais difundido atualmente é aquele composto por no mínimo 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). Essas próteses são 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 conforme ilustrado na figura 16.

A prótese de quadril é classificada como endoprótese, devido a sua posição interna no 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 (ORÉFICE, 2006).

Além das partes elementares que constituem a articulação do quadril (haste, cabeça femoral e acetábulo), para fixar o conjunto protético à estrutura óssea, partes adicionais como, por exemplo, centralizador distal, parafusos, cimento ósseo, malhas, telas, restritor de cimento, etc, podem ser necessárias (OLIVEIRA, 2011).

Figura 16 - Prótese modular de quadril.



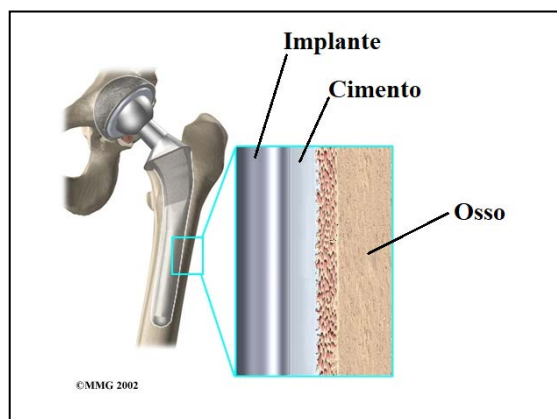
Fonte: AAOS (2001)

2.7.3 Métodos de fixação

Com relação ao modo de fixação da prótese no osso hospedeiro, conforme ilustrado nas figuras 17 e 18, tem-se, via de regra, duas opções, cimentada ou não cimentada, situações que definem a presença ou não do agente de fixação:

- **Fixação cimentada:** Nessa técnica há necessidade da utilização do polimetilmetacrilato (PMMA), também chamado de cimento ósseo. O cimento penetra na porosidade óssea, proporcionando imediata fixação do implante. Têm indicação ampla, atualmente mais utilizadas em pacientes cujo osso tem pouca capacidade de crescimento e remodelação (GREIFFO, 2012).

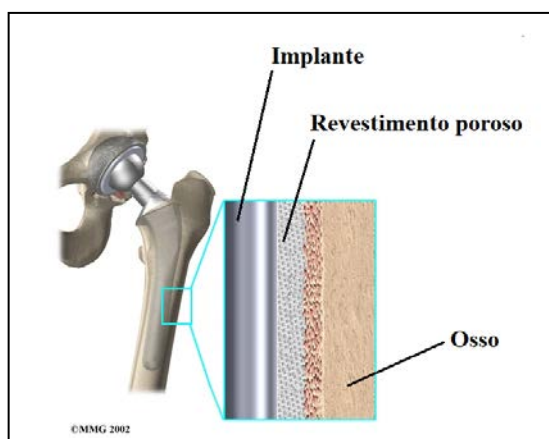
Figura 17 - Prótese de haste cimentada.



Fonte: Patients sites (2018)

- **Fixação não cimentada:** Essa técnica, conhecida como não cimentada ou biológica consiste no potencial do osso hospedeiro de crescer internamente aos poros que revestem a haste femoral e a casca acetabular, dispensando o uso de cimento. Este fenômeno é chamado osteointegração. Próteses para uso sem cimento têm ampla indicação, mas devem ser implantadas em pacientes cujo osso tenha qualidade para suportar as pressões durante o ajuste e a estabilização primária da prótese e que tenha a capacidade de promover a secundária fixação do implante, através do crescimento e remodelação do tecido ósseo, tal como ocorre na cura das fraturas (GREIFFO, 2012).

Figura 18 - Prótese de haste não cimentada



Fonte: Patients sites (2018)

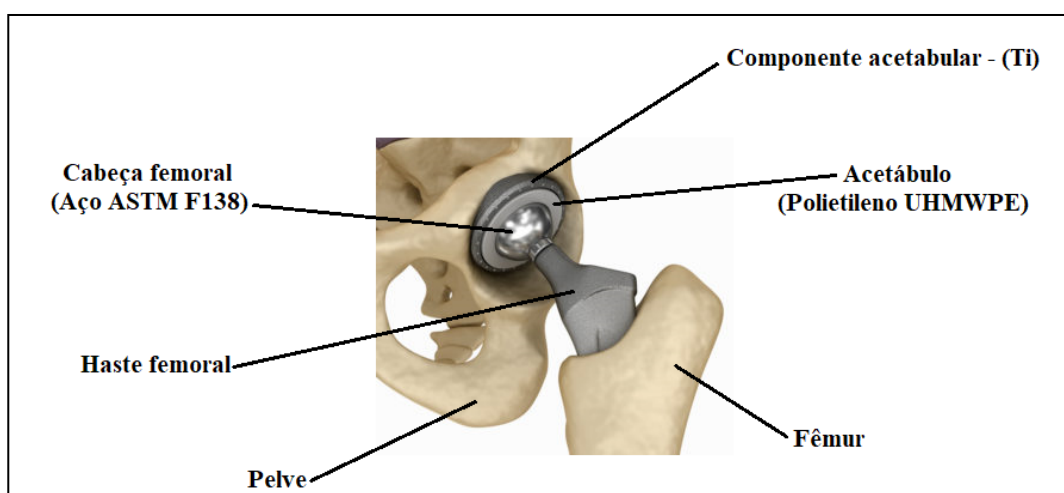
Independente do método de fixação utilizado numa Prótese Total de Quadril, ilustrada na figura 19, efeitos adversos podem ocorrer, tais como:

- **Micro movimento:** É um efeito relacionado às próteses não cimentadas, esses micro movimentos ocorrem na interface do componente protético com o osso hospedeiro dificultando a osseointegração;
- **Tecidos fibrosos:** Esses tecidos surgem nos espaços existentes entre o componente protético e o osso (antes da completa osseointegração) e que geralmente são causados pelas altas tensões impostas ao sistema;
- **Efeito escudo:** Deformação óssea que ocorre em função dos repetitivos esforços transmitidos;
- **Perda óssea:** A perda óssea surge principalmente após o efeito escudo em função da osteólise.

Além dessas falhas, outras ainda podem ocorrer, tais como: fragmentação do cimento, desgastes prematuros dos componentes e corrosões metálicas. Essas falhas são frequentes devido a utilização de materiais inadequados para fabricação dos implantes.

Quanto a vida útil das próteses cimentadas e não cimentadas em termos comparativos, ainda não existe uma resposta conclusiva entre os especialistas (OLIVEIRA, 2011).

Figura 19 - Ilustração de uma Prótese Total de Quadril.



Fonte: Giabani (2017)

A superfície metal-polietileno é ainda a mais utilizada na artroplastia total de quadril. Como vantagem é barata, tecnicamente mais fácil de ser implantada e permite a imediata descarga de peso. O Polietileno de ultra-alto peso molecular é formado através da polimerização do etileno e é excepcional para os implantes ortopédicos, uma vez que é biocompatível além disso, proporciona uma superfície de baixo atrito e é notavelmente resistente ao desgaste (SCHWARTSMANN *et al.*, 2012).

2.8 BIOMATERIAIS UTILIZADOS EM ARTROPLASTIA DE QUADRIL

Os materiais utilizados em artroplastia de quadril evoluíram muito nos últimos 20 anos, especialmente considerando a resistência ao desgaste. Diversos trabalhos demonstram bons resultados tanto com próteses cimentadas quanto não-cimentadas. Entretanto, alguns pacientes precisam de um determinado modelo de prótese ou tem alto risco de falha com outro. Os pacientes tem diferentes idades, anatomias e níveis de atividade física, de modo que a escolha da prótese deve levar estes e outros fatores em consideração (HATEM, 2018).

Sabe-se que a introdução de um material estranho dentro do ambiente do corpo humano pode resultar em reações de rejeição, cuja intensidade pode variar desde uma pequena irritação ou inflamação até a morte. Todo material de implante deve ser biocompatível, isto é, deve produzir um grau mínimo de rejeição. Os produtos resultantes das reações desses materiais com os fluidos corpóreos devem ser tolerados pelos tecidos do corpo vizinho ao implante, de maneira tal que a função normal do tecido não seja prejudicada. A biocompatibilidade é uma função da localização do implante, bem como da sua química e da sua forma (CALLISTER, 2002).

2.8.1 Propriedades dos biomateriais

Os biomateriais, quanto à sua interação com os tecidos adjacentes, podem ser classificados em:

- **Materiais biotoleráveis:** São os que podem provocar uma reação orgânica de encapsulamento fibroso, onde pode se notar a presença de numerosos macrófagos e células fagocitárias, que dominam o quadro histológico;
- **Materiais bioinertes:** Esses materiais têm uma interação biológica mínima com os tecidos adjacentes e assim a presença do encapsulamento fibroso é bastante reduzida;

- **Materiais bioativos:** Esses materiais interagem ativamente com o organismo incorporando-se aos tecidos adjacentes sem a formação de membrana de interface, através de verdadeiras ligações químicas; e
- **Materiais bioabsorvíveis ou reabsorvíveis:** São materiais que após um tempo variável em serviço, são degradados, solubilizados ou fagocitados pelo organismo.

Os biomateriais mais frequentemente utilizados em reconstruções osteoarticulares podem ser agrupados em: **metálicos, poliméricos, cerâmicos e compósitos**. A opção por um determinado tipo de material é feita de acordo com sua resistência à corrosão e biocompatibilidade, propriedades mecânicas (resistência, ductilidade, rigidez, tenacidade, dureza, fluência e fadiga) e metalúrgicas assim como pelo comportamento do material durante o processamento e uso, custo e disponibilidade (COSTA, 2015).

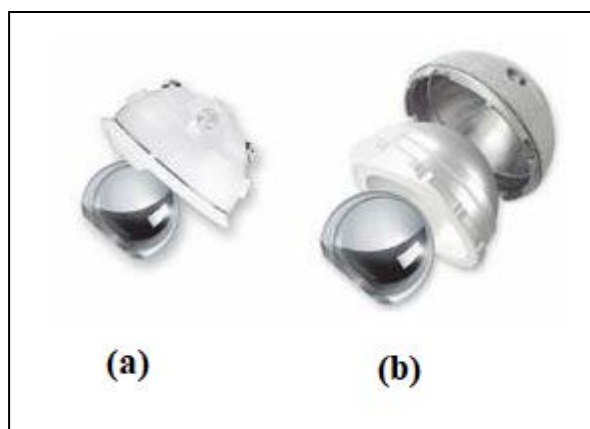
2.8.2 Combinações de pares protéticos

As próteses de Articulação de Quadril podem ter várias combinações, essas combinações variam de acordo com o paciente, por exemplo, idade, anatomia e nível de atividade física, além disso, deve-se considerar o tipo de procedimento cirúrgico adotado.

Os principais pares tribológicos ortopédicos disponíveis de prótese de quadril são:

- **Metal-polietileno:** A figura 20, apresenta à esquerda (a), um componente cimentado e à direita (b), um componente não-cimentado. Historicamente este é o par mais tradicional e também o mais estudado. Popularizou-se no fim dos anos 60 com a contribuição das pesquisas do Dr. Charnley, na Inglaterra. Até o passado recente era utilizado mais em pacientes idosos ou com demanda funcional baixa. Sua desvantagem era o desgaste com o decorrer dos anos e a reação do organismo aos micro-fragmentos de plástico resultantes deste desgaste. Esta reação biológica associada a fenômenos mecânicos de longo prazo resultava em soltura da prótese e necessidade de revisão. No Brasil, esta combinação ainda é muito usada. Atualmente dispomos de um tipo especial de polietileno, chamado de cross-linked. Este é muito mais resistente e mais durável do que o polietileno tradicional, segundo evidências científicas já estabelecidas. Esta evolução na qualidade do material permitiu que a indicação deste tipo de superfície fosse ampliada para pacientes mais jovens e mais ativos (BUSATO, 2018).

Figura 20 - Par protético Metal-Polietileno: (a) componente cimentado, (b) componente não cimentado.



Fonte: Busato (2018).

O Polietileno cross-linked, também possibilitou o uso associado a cabeças protéticas de maior diâmetro, que trouxeram maior mobilidade ao quadril protético e maior segurança, diminuindo o risco de luxações (desencaixe) da prótese. Atualmente o polietileno *crosslinked* é muito popular nos E.U.A., podendo ser usado associado a cabeças metálicas ou cerâmicas.

Segundo Gomes (2011), o par protético composto por cabeça metálica e acetábulo de polietileno convencional (UHMWPE), apresenta uma expectativa de vida útil entre 13 a 15 anos, e podem ser utilizadas em pacientes entre 65-70 anos de idade, desde que apresentem uma demanda para atividades mais restritas, enquanto o par protético composto por cabeça metálica e acetábulo de polietileno cross-linked apresenta um desgaste 78% menor que o polietileno convencional, esse conjunto protético é indicado a pacientes com idades entre 45 a 65 Anos de idade, com demanda funcional para atividades leves a moderadas.

- **Cerâmica-polietileno:** Conforme mostrado na figura 21, essa combinação é uma opção muito interessante. Usada hoje em algumas situações substituindo o par metal-polietileno. A cerâmica tem uma afinidade maior com a água e permite uma melhor lubrificação e um menor desgaste do polietileno a longo prazo. Pode ser usada em combinação com o polietileno crosslinked, aumentando ainda mais sua longevidade (figura abaixo). Hoje é o par preferido nos E.U.A., sendo indicada a pacientes jovens com maior atividade e maior demanda funcional.

Figura 21 - Par protético Cerâmica-Polietileno.



Fonte: Busato (2018).

- **Cerâmica-cerâmica:** Conforme apresentado na figura 22, esse é o par que menos sofre desgaste a longo prazo. Costuma ser a opção mais usada em pacientes jovens ou muito ativos que apresentem boa demanda funcional, porém, que não envolva o impacto repetitivo.

Figura 22 - Par protético Cerâmica-cerâmica.



Fonte: Busato (2018).

Esse tipo de par protético popularizou-se na Europa, aonde foi desenvolvido nos anos 70. No início, o uso da cerâmica em próteses de quadril apresentou alguns problemas como fraturas de implantes, o que os deixou sob observação por algum tempo. Os materiais atualmente usados tiveram estes problemas corrigidos e a fratura é extremamente rara. Estatisticamente, sua sobrevida sem necessidade de revisão pode chegar a 90% em 10 anos. Seu uso ainda é muito mais prevalente na Europa (BUSATO, 2018).

- **Metal-metal:** Conforme ilustrado na figura 23, a vantagem deste par seria permitir ao paciente retomar sua atividade física plenamente, devido à durabilidade e grande tamanho dos componentes, mimetizando um quadril nativo em termos de tamanho e mobilidade (BUSATO, 2018).

Figura 23 - Par protético metal-metal.



Fonte: Gomes (2011).

Segundo Gomes (2011), esse tipo de combinação protética é uma boa alternativa para pacientes jovens, pois, apresenta baixo desgaste e grande resistência ao impacto. Apesar das vantagens biomecânicas dessas próteses, a liberação de íons metálicos no organismo ao longo do tempo e os efeitos danosos deste acúmulo no corpo ainda preocupam, fazendo com que esse tipo de combinação continue em estudo e observação (BUSATO, 2018; SOUZA, 2011).

- **Metal-metal de Recapeamento (Resurfacing):** A prótese de recapeamento ou *resurfacing*, conforme apresentada na figura 24, ainda apresenta alguns defensores, por preservar parte do colo femoral e poupar estoque ósseo em sua implantação. Porém muitos problemas foram relatados e seu uso tem diminuído drasticamente.

Figura 24 - Par protético metal-metal (Resurfacing).



Fonte: Busato (2018).

Esse tipo de cirurgia é contra indicada em mulheres em idade fértil, justamente devido a liberação de íons no organismo como foi citado anteriormente, além disso, os pacientes com prótese metal-metal de recapeamento (*resurfacing*) têm um risco adicional de desenvolvimento de fratura do colo do fêmur causada pela criação de fendas no colo durante a remoção da cabeça femoral. Quando isso acontece, é necessária uma redefinição da cabeça femoral e a cirurgia pode durar mais tempo que uma artroplastia total do quadril convencional. Como resultado, pode haver um maior risco potencial de complicações relacionadas à hemostasia e às infecções (CONTE *et al.*, 2009). Estudos clínicos estão em andamento e a maioria dos centros de artroplastia dos E.U.A. indica atualmente seu uso apenas em situações muito restritas (BUSATO, 2018).

2.8.3 Próteses tipo metal-polietileno

As próteses de Articulação de Quadril podem ter várias combinações, como visto anteriormente, porém, a combinação clássica de metal articulado com polietileno de ultra-alto peso molecular (UHMWPE) continua sendo a mais amplamente usada em razão do seu baixo custo e da relativa facilidade de fabricação, todavia, o desgaste do polietileno é o maior obstáculo na longevidade dessas próteses. Pacientes jovens e ativos, principalmente abaixo de 55 anos, do sexo masculino são os que apresentam maior risco para o desgaste acelerado.

A espessura do polietileno tem sido reportada como sendo um dos fatores que causam seu desgaste. De acordo com Bartel *et al.* (1985) citado por Schwartzmann *et al.* (2013), as tensões são aumentadas no polietileno quando sua espessura for menor do que 5mm, o que leva a um risco inaceitável de desgaste prematuro.

O desgaste do polietileno, gera micropartículas (debris) que provocam em algumas pessoas uma reação inflamatória que leva a absorção óssea ao redor das próteses, é a chamada osteólise que a longo prazo pode provocar a soltura asséptica dos componentes protéticos. A soltura é ocasionada por perda óssea, sendo portanto, uma das principais causas de fracasso nas artroplastias totais do quadril.

Muitos fatores podem influenciar o mecanismo de desgaste do polietileno, tais como: tipo de material em contato com o polietileno, o próprio tipo de polietileno, mecanismos de contato entre as superfícies, articulação, oxidação e possíveis folgas.

2.8.4 Propriedades do polietileno (UHMWPE)

O polietileno (UHMWPE) é um polímero semicristalino de alta densidade (0,93-0,94 g/cm³), branco e opaco, com uma temperatura de transição vítrea (T_g) que varia entre -100 °C e -125 °C e uma temperatura de fusão (T_m) de 135 °C, com cristalinidade em torno de 45% (COUTINHO, F. M. B. *et al.*, 2003).

Este polímero, apresenta uma estrutura de cristais em matriz amorfa. A fase cristalina consiste em um arranjo alinhado de átomos de carbono, agrupados em forma de lamelas com espessura na ordem de 0,01 µm a 0,05 µm e comprimento entre 10 µm a 50 µm e a fase amorfa consiste em cadeias poliméricas orientadas randomicamente. O peso molecular do UHMWPE é (5,5 – 6) x 10⁶ g/mol. O módulo de elasticidade a 37°C é em torno de 670 MPa e a tensão limite de escoamento a 37°C é aproximadamente 21MPa (SCHAPPO, 2017).

A longa cadeia molecular, a alta densidade e a ausência de ramificações em sua estrutura conferem ao polietileno (UHMWPE) excelentes propriedades mecânicas, onde a alta resistência ao desgaste por abrasão, a alta resistência ao impacto e o baixíssimo coeficiente de atrito são destacadas como as principais propriedades, porém, a longevidade das próteses de quadril é limitada devido os micro-fragmentos gerados pelo desgaste ao longo dos anos, causando diversas complicações clínicas.

Para reduzir as falhas relacionadas ao desgaste, os fabricantes passaram a produzir o polietileno *crosslinking*, através do processo por radiação gama seguido de um tratamento térmico para estabilização dos radicais livres (AFFATATO; SPINELLI, 2008).

Independentemente do tipo de material ou materiais em que uma prótese articular é concebida, o comportamento tribológico das superfícies em contato é determinante quer para a eficácia do implante cirúrgico no paciente, quer para a durabilidade da prótese.

2.9 TRIBOLOGIA

“Tribologia” vem do grego “*Τριβο*” e “*Λογος*”, respectivamente, “tribos”, que significa roçar-esfregar, e “logos”, estudo. Em uma tradução literal, Tribologia significa “estudo do atrito”, ou a “ciência que estuda o atrito” (OLIVEIRA; SILVA, 2015).

Segundo Sinatora (2005), a Tribologia se dedica ao estudo do desgaste, do atrito e, por conseguinte, da lubrificação, como forma tradicional de minimizar seus efeitos negativos.

2.9.1 Biotribologia

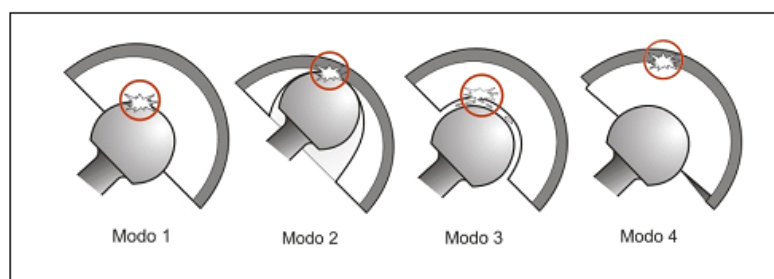
A Biotribologia é definida como sendo a área da ciência que estuda o atrito e desgaste em implantes biomédicos e nas articulações (SMITH; HASHEMI, 2012).

2.9.1.1 Modos de desgaste da prótese de ATQ

O desgaste é definido como dano a uma superfície sólida que geralmente envolve perda de material e é devido ao movimento relativo entre essa superfície e uma substância ou substâncias em contato (ASM – HANDBOOK, 1992). Assim, podemos dizer que o desgaste em ATQs pode ser descrito como sendo a perda progressiva de material com remoção de partículas e deformação do material devido ao movimento relativo entre a superfície do acetábulo e a superfície da cabeça femoral. Segundo Wright e Goodman (2001), existem quatro modos distintos para o desgaste de próteses de quadril, conforme ilustra a figura 25.

O primeiro modo está associado à superfície de contato da articulação (cabeça-*liner*), o segundo, terceiro e quarto modos ocorrem em articulações não intencionais, resultantes de falha dos materiais da prótese, do projeto ou da técnica cirúrgica (AAOS, 2001).

Figura 25 - Modos de desgaste em próteses de quadril.



Fonte: Medeiros Júnior (2016).

- **Modo 1:** desgaste na articulação de superfícies pretendidas, como por exemplo, copo acetabular e cabeça femoral de prótese total de quadril e côndilo femoral e platô tibial de prótese total de joelho.
- **Modo 2:** desgaste devido a articulação entre a cabeça femoral em contato com a casca metálica acetabular, devido ao desgaste do copo de polietileno, para o caso de próteses de quadril e entre o côndilo femoral e o componente patelar devido ao desgaste do platô tibial.
- **Modo 3:** desgaste na articulação pretendida com a presença de partículas de terceiro corpo, como por exemplo, resíduos de cimento ósseo (polimetilmetacrilato), fragmentos metálicos da prótese, partículas de hidroxiapatita (revestimento da haste femoral), partículas de osso, ou restos de cerâmica.
- **Modo 4:** desgaste em regiões de articulação secundária como, por exemplo, no caso do movimento relativo entre a face traseira copo acetabular em relação a casca metálica (AAOS, 2001).

2.9.1.2 Mecanismos de desgaste em próteses de quadril

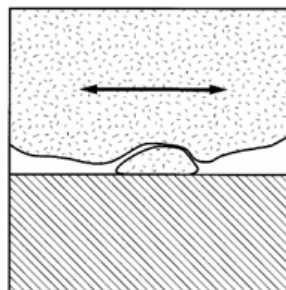
O desgaste em próteses articulares pode ocorrer através de cinco mecanismos principais: adesão, abrasão, presença de terceiro corpo, fadiga de contato e corrosão (AAOS, 2001).

- **Desgaste adesivo**

O desgaste adesivo ocorre quando as forças atômicas existentes entre os materiais de duas superfícies sob carga relativa são mais fortes que as propriedades inerentes aos materiais de ambas as superfícies.

Em articulações ortopédicas, o desgaste adesivo ocorre normalmente quando pequenas porções da superfície do polietileno aderem à superfície metálica de escorregamento que lhe opõe (AAOS, 2001), conforme mostrado na figura 26.

Figura 26 - Mecanismo de desgaste adesivo.



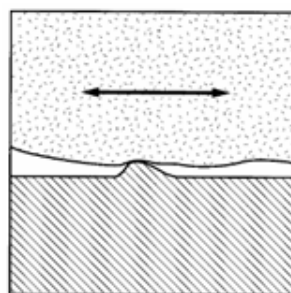
Fonte: Sobral (2007).

- **Desgaste abrasivo**

O desgaste abrasivo ocorre entre superfícies de diferentes durezas relativas. Num mecanismo de desgaste abrasivo, regiões de micro-rugosidades e pequenas inclusões na superfície mais dura (cabeça femoral), provocam pequenas deformações em forma de sulcos na superfície de menor dureza (acetábulo de polietileno). O desgaste abrasivo resulta na remoção do material menos duro do entalhe criado pela superfície áspera durante o movimento da superfície mais dura (AAOS, 2001), conforme mostrado na figura 27.

De acordo com Cooper *et al.* (1993), o desgaste abrasivo no UHMWPE é relacionado com as asperezas macroscópicas e microscópicas onde há o contato entre as superfícies deslizantes. Devido à diferença de rugosidade entre o UHMWPE e o metal, o desgaste inicial é caracterizado pela retirada das asperezas macroscópicas da superfície do acetábulo de UHMWPE, sendo que o desgaste a longo prazo depende fortemente da aspereza microscópica do componente metálico (cabeça femoral).

Figura 27 - Mecanismo de desgaste abrasivo.

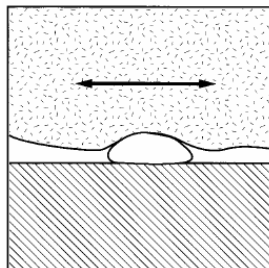


Fonte: Sobral (2007).

- **Desgaste abrasivo por terceiro corpo**

O desgaste por terceiro corpo é uma forma de desgaste abrasivo que ocorre quando uma partícula dura fica retida na superfície menos dura (AAOS, 2001), conforme mostrado na figura 28.

Figura 28 - Mecanismo de desgaste abrasivo por terceiro corpo.



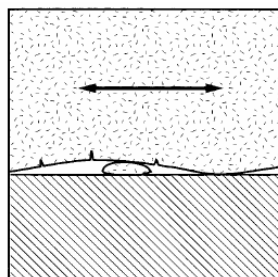
Fonte: Sobral (2007).

As partículas geradas durante a interação entre dois corpos, atuam como terceiro corpo, contribuindo para a desagregação localizada, comprometendo o regime lubrificante e resultando na aceleração da taxa de desgaste. Estudos indicam que num ambiente fisiológico, a interação dessas partículas com o rolamento de superfícies é um dos principais fatores limitantes para o tempo de vida útil de próteses totais (BLUNT *et al.*, 2009).

- **Desgaste por Fadiga Superficial**

Após certo número de ciclos ocorre o desgaste por fadiga, que se manifesta através de delaminação e surgimento de trincas na superfície do polietileno, além de fissuras na borda radial, podendo ocorrer a liberação de partículas (debris), conforme ilustra a figura 29 (BURGER, 2007). Essas falhas têm sido associadas pelo menos em parte, com a degradação oxidativa do polietileno (DALLA COSTA, 2011).

Figura 29 - Mecanismo de desgaste por fadiga.



Fonte: Sobral (2007).

- **Desgaste corrosivo**

O mecanismo de desgaste corrosivo pode ocorrer por fenômenos triboquímicos consequentes às reações químicas entre as superfícies em contato e o meio adjacente. No par protético, Metal/Polietileno, o desgaste corrosivo pode ocorrer na junção da haste femoral (cone morse) com a cavidade da cabeça femoral, devido a micromovimentos, levando ao desgaste superficial das junções da haste com a cabeça femoral, conforme apresentado na figura 30. O mecanismo de corrosão envolvido é um mecanismo indireto, onde os detritos liberados agem como terceiros corpos. Nas próteses de ATQ, a corrosão resulta em liberação de íons metálicos e em falha mecânica do componente e é devida ao meio fisiológico que envolve os dispositivos. Todos os fatores que contribuem para o desgaste ainda não estão completamente esclarecidos e, em especial as suas interações *in vivo* são difíceis de prever (AFFATATO *et al.*, 2005; GOMES; RIGOL; DALLA COSTA, 2011).

Figura 30 - Mecanismo de desgaste corrosivo.



Fonte: O Autor.

Segundo Yamamoto *et. al* (2003), o micro modo de desgaste superficial do componente acetabular pode ser classificado como:

- fibrilas (*fibrils*): formas fibrosas (pequenas fibras) presentes na superfície do acetábulo.
- nódulos (*nodules*): formas nodosas (salientes) presentes na superfície do acetábulo.
- ondulações (*ripples*): características de pequenas ondas repetitivas na superfície do acetábulo.
- dobramento (*folding*): condição onde camadas de material se sobrepõem sob a camada original da superfície do acetábulo.
- delaminação (*delamination*): deslocamento em camadas.
- riscos (*scratches*): arranhões lineares de vários comprimentos.

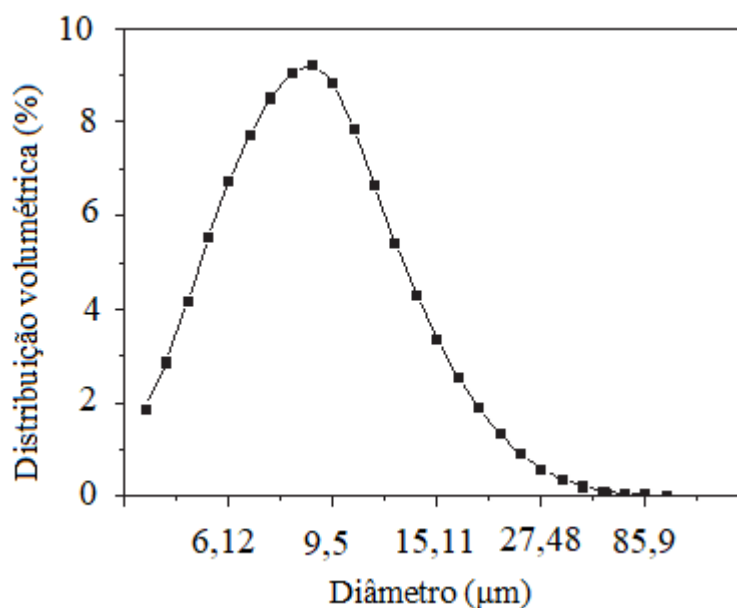
2.9.1.3 Partículas de desgaste de próteses totais de quadril

A geração de detritos particulados é o foco central de atenção conforme descreve a literatura sobre artroplastia. A resposta biológica à presença de detritos é atualmente anunciada como o fator mais importante e que limita a durabilidade a longo prazo de uma prótese total de quadril.

Em geral, essas partículas podem ser classificadas como metálicas, poliméricas e cerâmicas. No par tribológico metal-UHMWPE, as partículas de metal geradas são geralmente menores que as partículas de polímero (SEYYED HOSSEINZADEH *et al.*, 2012).

Hongtao *et al.*, (2011), observou, conforme mostrado na figura 31, que após realizar o ensaio de 1 milhão de ciclos em um simulador de ensaio artificial de articulação total de quadril, utilizando um par protético CoCrMo-UHMWPE, que a faixa de distribuição do diâmetro dos resíduos de desgaste do UHMWPE é considerável, e que 98% dos resíduos é composto por pequenas partículas, com diâmetros entre 4 a 20 μm e que as partículas de desgaste com diâmetros superiores a 50 μm ocupam menos de 0,1% do total de partículas e as partículas de desgaste com diâmetros superiores a 200 μm são dificilmente encontradas. Afirou ainda que o diâmetro médio de partículas de desgaste é em torno de 6,89 μm .

Figura 31 - Distribuição de tamanho dos resíduos de desgaste de UHMWPE em percentagem de volume.



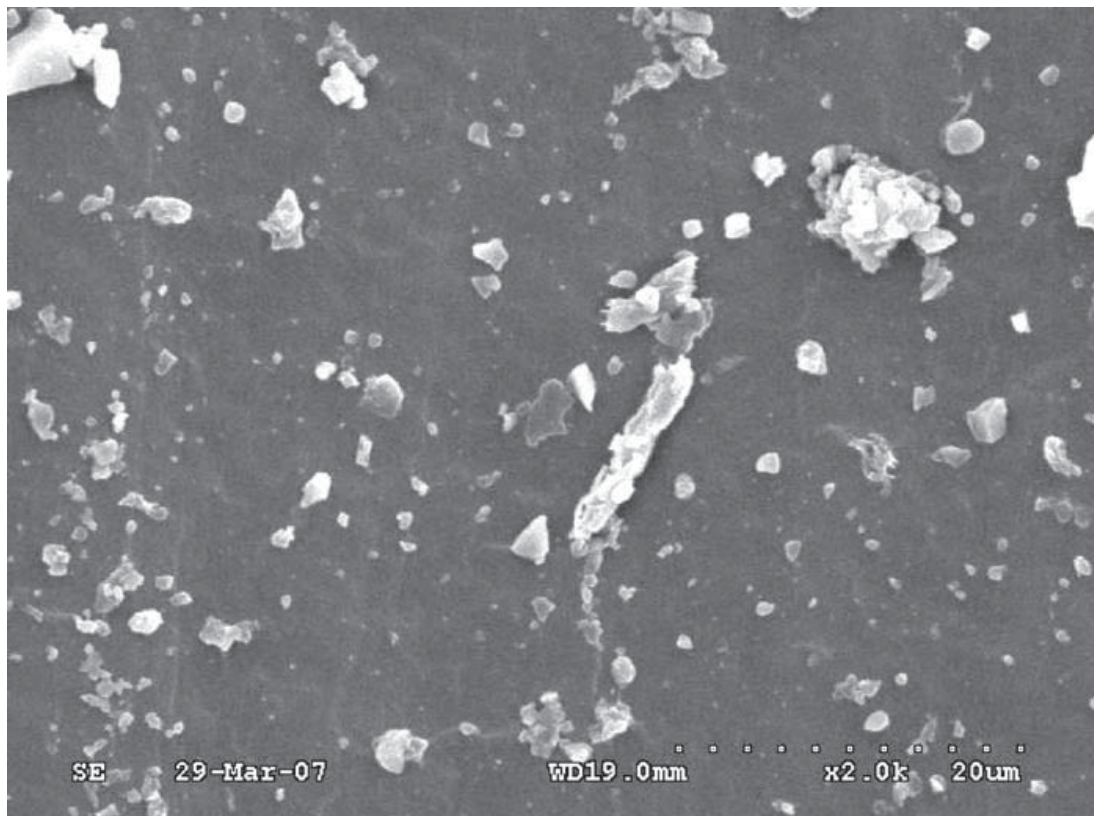
Fonte: Adaptado de Hongtao *et al.* (2011).

Segundo Yamamoto *et. al* (2003), as partículas que são liberadas do componente acetabular de polietileno (UHMWPE) nas próteses articulares (*in vivo*) foram identificadas como uma das principais causas de osteólise e afrouxamento das próteses. Bitar e Parvizi (2015), afirmam que partículas de desgaste na faixa de tamanho de 0,2 a 0,8 μm são as mais bio reativas, isso significa que quanto mais biologicamente ativas, mais nocivas se tornam ao corpo humano.

Na figura 32, Hongato *et al.* (2011), apresenta a morfologia de resíduos de desgaste do UHMWPE após o ensaio de simulação artificial de quadril. O ensaio mostra uma variedade de morfologias devido ao complicado movimentos de articulação artificial.

Na micrografia gerada pelo MEV, observa-se partículas de desgaste de tamanhos e formas diferentes, como faixas, blocos, placas e esféricas. Quando os resíduos de desgaste são pequenos o suficiente, sua forma tende a ser esférica ou quase esférica.

Figura 32 - Morfologia das partículas (debris) geradas após ensaio de simulação de quadril.



Fonte: Hongtao *et al.*, (2011).

Segundo Hongtao *et al.* (2011), o conhecimento da morfologia das partículas é um parâmetro importante para avaliar a eficiência de um simulador de articulação e os materiais de implante desenvolvidos.

2.9.1.4 Caracterização das partículas de desgaste

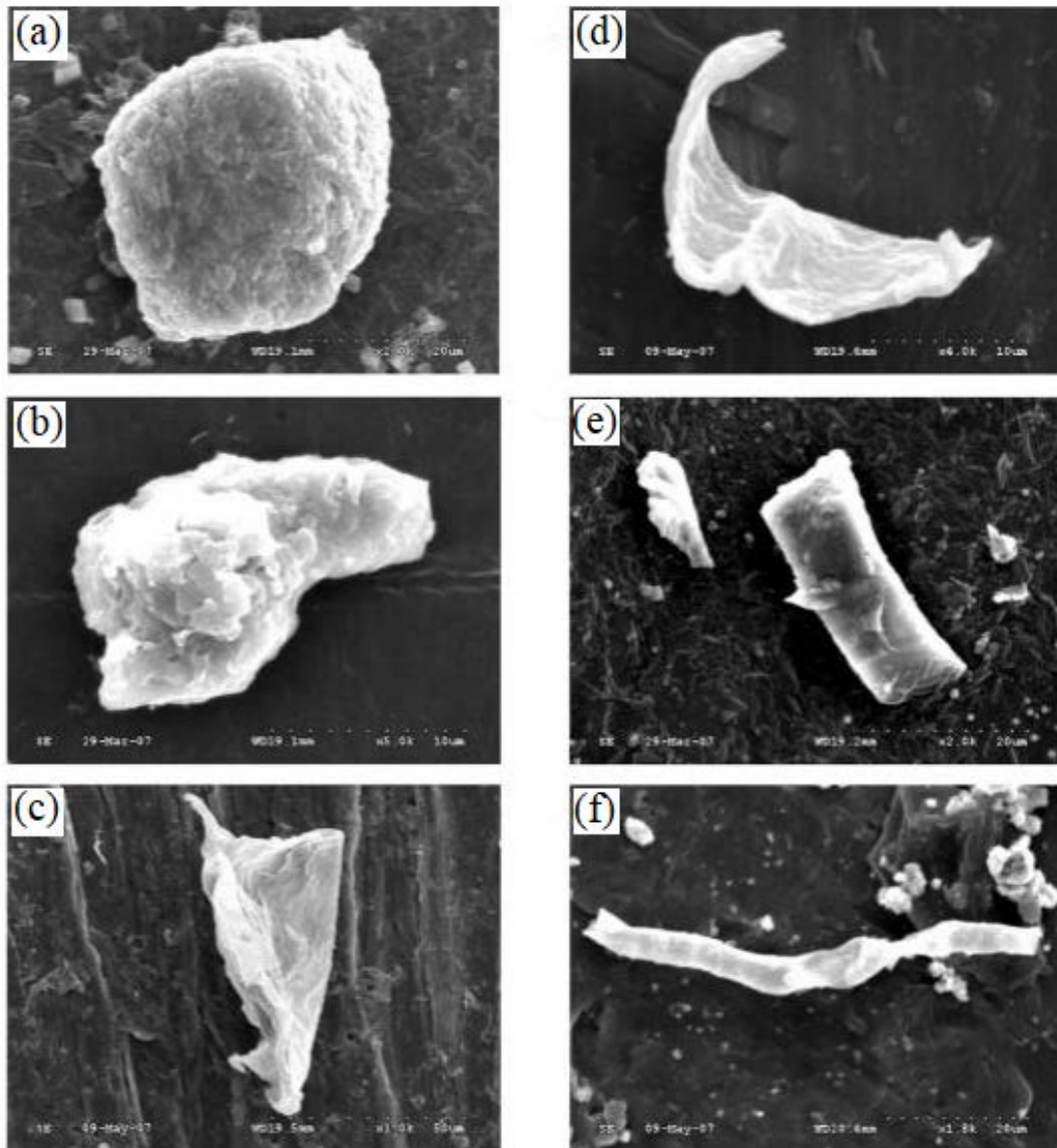
A caracterização das partículas de desgaste permite medir o tamanho e a morfologia destas partículas, além de fornecer uma avaliação para aplicações biológicas *in vivo*. A caracterização é um método analítico, complexo e é influenciado por diversos fatores, tais como: tipo de armazenamento, tamanho dos poros do filtro, camada de ouro utilizada para revestimento das amostras e a ampliação utilizada no MEV.

A ampliação do MEV foi identificada como tendo a maior influência no tamanho e forma das partículas, seguida pelas condições de armazenamento do lubrificante contendo partículas de desgaste. O revestimento de pulverização catódica e o tamanho do poro do filtro também exibem efeitos significativos. No entanto, apesar de serem estatisticamente significativos, deve-se enfatizar que as diferenças são pequenas. Em conclusão, a caracterização de partículas é um método analítico complexo com uma multiplicidade de fatores de influência. Torna-se evidente que uma comparação dos resultados de partículas de desgaste entre os diferentes grupos de pesquisa é um desafio (SCHRÖDER, 2013).

A norma ASTM F 1877-05 (2010), descreve uma série de procedimentos para caracterização da morfologia, número, tamanho e distribuição de tamanho das partículas. Os métodos utilizados incluem peneiras, ótica, MEV e eletro-óptica. Segundo Schappo (2017), embora essa norma recomende o uso de EDS para a análise química das partículas, não é fornecido um espectro de referência para comparação de resultados. Já a norma NBR ISO 17853 (2013), que especifica métodos para amostragem de partículas de desgaste geradas por implantes para substituição de articulação em humanos e em simuladores de articulação, cita o uso de EDS somente para análise de partículas metálicas, para identificar partículas de UHMWPE, a norma recomenda utilizar a técnica de FTIR (*Fourier Transform Infrared Spectroscopy*). (Espectroscopia de infravermelho por transformada de Fourier)

Hongtao *et al.* (2011) verificou as morfologias típicas de partículas de desgaste do UHMWPE oriundas de um simulador de articulação (ensaio *in vitro*), conforme apresentado na figura 33 (a), (b), (c), (d) e (f).

Figura 33 - Morfologias típicas de partículas de desgaste de UHMWPE.



Fonte: Adaptado de Hongtao *et al.* (2011).

- (a) As partículas de desgaste de formato esférico (*spherical*), apresentam diâmetros menores que 50µm com ampla distribuição de tamanho e quantidade (HONGTAO *et al.*, 2011). As partículas de mesmo formato, mas de tamanhos maiores são produzidas no processo de desgaste por adesão, com grande dependência nas propriedades de fricção do par tribológico. Já as partículas menores normalmente são formadas pela fragmentação das grandes partículas, ou também pela esfoliação de micro saliências na superfície do

acetábulo devido a rugosidade do par protético e o seu movimento (HONGTAO *et al.* 2011), sugerindo mecanismo de desgaste abrasivo.

- (b) As partículas de desgaste em formato de bloco (*block*), têm uma proporção menor de comprimento em relação a largura e apresenta forma e textura complexa. Sua faixa de tamanho é de cerca de 1 μm a 50 μm , e a maioria apresenta tamanho em torno de 20 μm . As partículas de desgaste com formatos de blocos planos, são formadas por consequência de trincas na superfície, geradas devido a tensões de fadiga. Essas partículas se separam da superfície desgastada através da força adesiva. O tamanho desse tipo de partícula é geralmente acima de 10 μm , e os intervalos de distribuição de tamanho variam entre 10 μm e 150 μm (HONGTAO *et al.*, 2011).
- (c) Partículas de desgaste geradas por rasgamento (*tearing wear debris*). Elas são geradas devido o movimento relativo do par tribológico, possuindo o formato mais irregular de todas as partículas de desgaste de UHMWPE. Possuem superfície rugosa, estrutura tridimensional e sua faixa de tamanho é de aproximadamente 10 μm a 150 μm . Este tipo de partícula de desgaste se forma e cresce no sentido do movimento do par tribológico, sendo gradualmente retiradas da superfície.
- (d) As partículas de formato de folha (*sheet*), são tipicamente relacionadas ao desgaste por fadiga. Possuem tamanhos de aproximadamente 20 μm a 100 μm , além de uma espessura fina e grande área. Esta partícula é facilmente quebrada em pedaços menores, sob a atuação de forças externas (HONGTAO *et al.*, 2011).
- (e) Partículas em formato cilíndrico (*rod*), possuem formato irregular, superfície rugosa e expressiva estrutura tridimensional. Seu tamanho varia de 10 μm a 100 μm . A frequência de ocorrência desse tipo de partícula de desgaste é muito menor do que outros tipos, portanto, têm pouco efeito sobre o desgaste.
- (f) Esse tipo de partícula com formato tipo fibrila e ou galho (*fibril type*) é pouco comum. Ela pode ser formada a partir da deformação da partícula de formato de folha (*sheet*) (HONGTAO *et al.*, 2011). Essa partícula é gerada pelo mecanismo de desgaste por fadiga.

Embora seja importante avaliar características das partículas que propiciem informações relacionadas ao tipo de desgaste ocorrido, este tipo de informação ainda é escasso na bibliografia. Possivelmente, isto é devido à dificuldade da aplicação de uma metodologia experimental que permita tal relação. Inclusive, deve-se considerar a possibilidade de mudanças na morfologia das partículas de desgaste devido à interação do par tribológico durante o ensaio de desgaste.

Segundo Schappo (2017), a falta de informação a respeito da composição química das partículas oriundas do desgaste do polietileno, dificulta muito o comparativo entre resultados, pois, ainda segundo o autor, apesar da norma ASTM F1877-05 (2010) relacionar os formatos de partículas de desgaste e prover informações quanto às nomenclaturas, não se verifica na literatura pesquisada, um consenso relacionando as partículas observadas com a nomenclatura sugerida pela norma.

2.10 ENSAIOS DE DESGASTE EM PRÓTESES DE QUADRIL

Na área ortopédica, os biomateriais foram responsáveis pelo grande avanço na cirurgia reconstrutora das articulações. Se considerarmos a substituição articular protética do quadril, os implantes utilizados neste procedimento devem suportar os esforços oriundos da contração muscular, de forças inerciais, do suporte de carga estática e cíclica e ainda resistir ao desgaste das diversas interfaces, assim como não devem provocar reações adversas ao organismo. Porém, não há até o momento um material que atenda, simultaneamente, a todas as exigências mecânicas, metalúrgicas, funcionais e biológicas necessárias para um implante protético perfeito. Cada biomaterial apresenta uma combinação de propriedades particulares, determinadas por sua estrutura, composição e processamento (GOMES, 2018). Desta forma, os ensaios *in vitro* são fundamentais, uma vez que o conhecimento da taxa de desgaste em laboratório é um aspecto importantíssimo na validação pré-clínica de próteses.

Os ensaios de desgaste são conduzidos tanto em materiais quanto em protótipos para o desenvolvimento e avaliação de projetos de próteses de quadril, bem como para ampliar o domínio de conhecimento sobre os processos tribológicos destes componentes. O objetivo do ensaio de desgaste é determinar a taxa com que este ocorre e a sua dependência às condições de ensaio (carga, campo de movimento, lubrificação e temperatura) (AFFATATO; SPINELLI, 2008).

2.10.1 Métodos de avaliação de desgastes

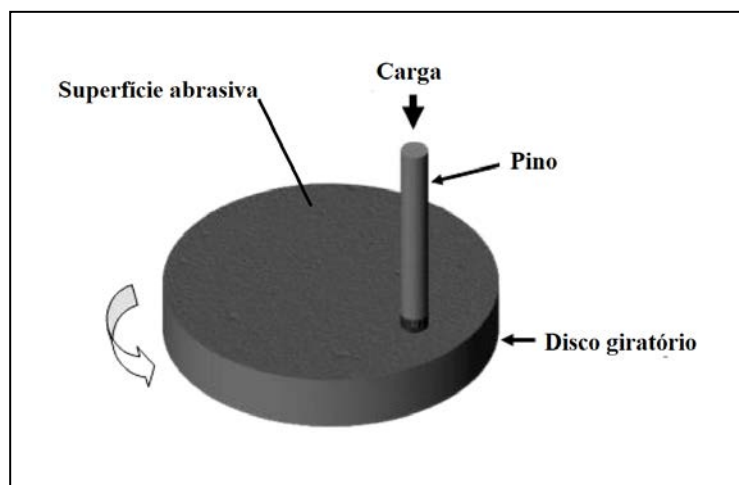
Existem três métodos principais para avaliação do desgaste que ocorre em componentes protéticos articulares, que são:

- A. Sistema Pino/Disco**
- B. Sistema Computacional**
- C. Máquinas de ensaios de desgaste em próteses articulares de quadril**

A) Sistema Pino/Disco

A avaliação do desgaste interfacial de sistemas tribológicos compostos por dois corpos sob altas tensões, normalmente é feita em ensaios que usam amostras em equipamentos como esfera sobre disco ou pino sobre disco, conforme figura 34, 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 (perda de massa) em relação a força aplicada e ao coeficiente de atrito (REIS; ZAVAGLIA, 1999).

Figura 34 - Representação esquemática de um mecanismo de ensaio de pino sobre disco.



Fonte: O Autor.

O fator de desgaste ou taxa de desgaste (K) pode ser obtida diretamente do quociente do volume de material desgastado (V_d), pela carga normal aplicada (N) multiplicado pela distância (L) percorrida, conforme equação 1. ASM Handbook (1992), Hutchings (1999), Salazar (2003) apud Oliveira (2011).

$$K = \frac{V_d}{NL} \quad (1)$$

O coeficiente de atrito μ (μ) pode ser obtido diretamente da razão entre a força de atrito (F_a) e a intensidade da força de reação normal (N) da superfície:

$$\mu = F_a / N \quad (2)$$

A ampla utilização desse sistema de análise para obter os parâmetros de desgaste e atrito neste tipo de ensaio é justificada devido a simplicidade do instrumental e pela formulação direta, facilitando muito o estudo, porém, os sistemas de ensaio tipo pino/disco não representam com precisão os tribossistemas complexos como, por exemplo, os articulares protéticos. A simplificação sistêmica pode gerar resultados com elevada dispersão entre a taxa de desgaste e o coeficiente de atrito, uma vez que os parâmetros não dependem somente das propriedades dos materiais, mas também do sistema como um todo (OLIVEIRA, 2011).

No ensaio de desgaste em simulador de quadril, o coeficiente de atrito (μ) é afetado pelo sistema de lubrificação, em função da substância utilizada. A Tabela 1 mostra a variação do coeficiente de fricção 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 humanas, que apresentam coeficientes de fricção de aproximadamente 0,02 (HALL *et al*, 1997).

Tribologicamente falando, 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 $1,0 \times 10^{-6} \text{ mm}^3/\text{Nm}$. Esses são considerados os pontos referenciais para a concepção e o desenvolvimento de próteses totais de articulação (ASM – HANDBOOK, 1992).

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

PARTES EM CONTATO	SÔRO BOVINO	SÔRO FISIOLÓGICO	ÁGUA DESTILADA
ASTM F138/UHMWPE	0,078	0,156	0,097

Fonte: Hall (1997).

B) Sistema Computacional

Outro método, segundo Medeiros Júnior (2016), aplicado aos estudo das taxas de desgaste em componentes protéticos, é aquele fundamentado em simuladores por modelos computacionais, em especial com o uso do Método dos Elementos Finitos. Para verificar a taxa de desgaste, muitos modelos e equações baseadas no mecanismo de desgaste foram desenvolvidos. Entre esses modelos, a lei de desgaste de Archard refere-se à combinação de efeitos no comportamento e no mecanismo de desgaste do copo acetabular de polietileno (UHMWPE) que desliza contra o a cabeça femoral (metálica) das articulações artificiais do quadril. A quantidade de desgaste removido do copo de polietileno pode ser avaliada pela equação:

$$V = K S p_n / H \quad (3)$$

Onde:

V é o volume de desgaste linear removido do material macio,

S é a distância de deslizamento

H é a dureza do material,

p_n é a força normal de contato e

K é uma constante de proporcionalidade (fator de desgaste ou coeficiente de desgaste).

Do ponto de vista de taxa de Volume desgastado verifica-se que de acordo com a Equação 3, que o volume de desgaste se correlaciona apenas com as propriedades do material, a força normal aplicada e a distância de deslizamento. Na prática, isso não se aplica, pois, como os componentes da prótese total da articulação do quadril variam tanto nas propriedades do material quanto nas geometrias, o tipo de contato e os fenômenos de desgaste devem ser considerados como uma forma composta tridimensional. Além disso, as tensões e as profundidades de desgaste na superfície de contato na cabeça femoral são diferentes daquelas encontradas no copo de polietileno. Portanto, a equação acima não pode ser aplicada diretamente para avaliar o volume de desgaste de uma estrutura tão complicada. Assim, a lei de desgaste de Archard deve ser modificada em uma forma incremental como:

$$dV = \Delta x \Delta y dh = K(\sigma dA) dS / H \quad (4)$$

Onde:

dV é o incremento do volume de desgaste,

$dA = \Delta x \Delta y$ é o contato infinitesimal da área,

dh é a profundidade infinitesimal do desgaste,

dS é a distância infinitesimal de deslizamento,

σ é a tensão normal de contato e

H é a dureza do material.

Eliminando o termo $\Delta x \Delta y$ de ambos os lados da Equação 4, tem-se:

$$dh = k_w \cdot \sigma \cdot dS \quad (5)$$

Onde: $k_w = K / H$ é denominado coeficiente de desgaste na unidade de mm^3/Nm , que é uma função da propriedade do material e da rugosidade.

O coeficiente de desgaste pode ser obtido a partir do desgaste experimental. Integrando a Equação 5 ao longo da distância de deslizamento S_t , a profundidade do desgaste h em qualquer ponto da interface pode ser obtida por:

$$h = \int_{S_t} k_w \cdot \sigma \cdot dS \quad (6)$$

A equação 6 pode ser escrita da seguinte forma:

$$h_i = \sum k_w \cdot \sigma_i \cdot dS \quad (7)$$

A profundidade de desgaste em qualquer ponto da cavidade acetabular pode ser expressa de forma alternativa com a interpolação de elementos finitos isoparamétricos como:

$$h_i = \sum N_i \cdot h_i \quad (8)$$

Onde:

N_i é a função de interpolação de elementos finitos.

Assim, o volume de desgaste removido da superfície de contato (área aparente) Γ é finalmente dado por:

$$V = \int_{\Gamma} \left(\int_{S_t} k_w \cdot \sigma \cdot dS \right) \cdot dA \quad (9)$$

C) Máquinas de ensaios de desgaste em próteses articulares de quadril

Estudos utilizando dispositivos de ensaios de desgaste do tipo pino sobre disco ou simulações computacionais para avaliar o desgaste em próteses articulares de quadril não apresentaram resultados plenamente satisfatórios com aqueles que foram observados clinicamente, isto porque, tais modelos simplificam demasiadamente o complexo tribossistema protético articular e, conseqüentemente, parâmetros não lineares como, variação da rugosidade, fluência do material, temperatura, pressão de contato e lubrificação são simplificados, ou até mesmo desconsiderados (OLIVEIRA, 2011).

Atualmente, as simulações feitas em máquinas de ensaios de desgaste são consensualmente vistas como uma ferramenta poderosa para avaliar a resistência ao desgaste antes do uso clínico. Essas simulações são feitas sob condições tribológicas muito próximas às condições *in vivo*. Isso significa que as características essenciais do movimento relativo na articulação, a lubrificação e a carga são levadas em consideração ao configurar o equipamento de simulação de desgaste. O monitoramento da simulação envolve a medição da quantidade de material desgastado, inspeção visual e microscópica das superfícies de desgaste e análise dos resíduos de desgaste desde a escala macrométrica até a escala micrométrica e nanométrica.

Os resultados obtidos nos ensaios de simulação de desgaste podem ser validados a partir de resultados obtidos através de medições feitas em radiografias de pelve *in vivo* ou por comparação com resultados de inspeção de componentes recuperados em operações de revisão ou autópsia. Segundo Saikko (2001), apenas o movimento multidirecional pode reproduzir um desgaste realista para o polietileno, que é um material muito utilizado nos componentes acetabulares nas articulações protéticas do quadril. Movimento multidirecional significa que a direção do deslizamento muda muitas vezes durante o ciclo de movimento, ao contrário, por exemplo, do que ocorre em um dispositivo de ensaio de desgaste de pino sobre disco regular, no qual o movimento relativo é unidirecional. Sabe-se que o movimento relativo multidirecional das superfícies de articulação é conhecido por influenciar na produção de *debris* ou partículas de desgaste. Essas partículas geradas tem grande influência na falha do implante, devido ao afrouxamento.

Os simuladores costumam apresentar taxas de desgaste menores e maior reprodutibilidade quando comparados com próteses *in vivo*, mesmo quando diversos modelos

de simuladores são observados. No entanto, esta diferença não é significativa a ponto de desqualificar os resultados obtidos nos ensaios (AFFATATO; SPINELLI, 2008).

É preciso lembrar também que o desgaste *in vivo* das articulações do quadril varia enormemente de paciente para paciente, mesmo no caso de próteses idênticas. Isso acontece porque o desgaste é influenciado por vários fatores, como atividade do paciente, peso, qualidade e experiência do cirurgião, parâmetros estes que em geral, é difícil de reproduzir e controlar.

2.11 TIPOS DE SIMULADORES

Os equipamentos utilizados atualmente para reproduzir a dinâmica e cinemática da articulação do quadril apresentam variedades de características de parâmetros, tais 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; SAIKKO, 2002).

A partir do trabalho de pesquisa desenvolvido por Affatato *et al.* (2008), verifica-se na tabela 2, uma comparação entre as principais características de 22 simuladores do quadril das últimas quatro décadas, em relação aos graus de liberdade de movimento, força aplicada, frequência, lubrificação e estações de trabalho. Os graus de liberdade de movimentos correspondem aos eixos de movimentação do quadril: flexão/extensão (FE), adução/abdução (AA) e rotação externa/interna (REI).

Tabela 2 - Características de diferentes modelos de simuladores da articulação do quadril.

Simulador	Graus de liberdade	Força [N]	Frequência [Hz]	Lubrificação	Observações
Sulzer (Semlitsch <i>et al.</i> , 1977) - Suíça	FE	300–3500	1–3,33	-Água -Solução salina -Soro	-Uma estação de trabalho -Posição invertida
MIT (Rose <i>et al.</i> , 1980) - EUA	FE	3115	0,5	-Solução salina -Soro -Fluido sinovial	-Duas estações de trabalho -Posição não invertida -Estudo do atrito

Simulador	Graus de liberdade	Força [N]	Frequência [Hz]	Lubrificação	Observações
Stanmore Mark I (Scales <i>et al.</i> , 1969) - <i>Inglaterra</i>	-	700	-	-Seco -Solução salina -Plasma	-Uma estação de trabalho -Estudo do atrito
MMED (Clarke <i>et al.</i> , 1981) - <i>EUA</i>	(BRM) Biaxial	2448	-	-Soro bovino	-Dez estações de trabalho -Posição não invertida
Leeds Hip-I (Dowson, <i>et al.</i> , 1970) - <i>Reino Unido</i>	FE REI	3000	-	-	-Uma estação de trabalho -Posição não invertida
Leeds Hip-II (Dowson <i>et al.</i> , 1988) - <i>Reino Unido</i>	FE , AA REI	0 - 3000	0,5 – 2	-	-Três estações de trabalho -Posição não invertida
Cornell (Walker <i>et al.</i> , 1971) - <i>EUA</i>	AA	1500 - 2000	-	-Fluido sinovial	-Uma estação de trabalho -Posição não invertida
HUT-I (Saikko <i>et al.</i> , 1992) - <i>Finlândia</i>	FE: $\pm 30^\circ$	5000 (<i>curva duplo pico; hidráulica</i>)	0,4–2,2	-Água destilada	-Uma estação de trabalho -Posição não invertida -Controle de temperatura ($37 \pm 1^\circ\text{C}$)
HUT-II (Saikko <i>et al.</i> , 1995) - <i>Finlândia</i>	FE: $\pm 30^\circ$	3500 (<i>pneumática</i>)	1,08	-Água destilada -Soro bovino	-Cinco estações de trabalho -Posição invertida -Controle de temperatura ($37 \pm 1^\circ\text{C}$)
HUT-III (Saikko <i>et al.</i> , 1996) - <i>Finlândia</i>	FE: (46°), AA: (12°), REI: (12°)	3500 (<i>pneumática</i>)	1,18	-Água destilada -Soro bovino	-Uma estação de trabalho -Posição invertida -Controle de temperatura ($37 \pm 1^\circ\text{C}$)
MTSBIONIX (Wang <i>et al.</i> , 1998) - <i>máquina comercial – EUA</i>	(BRM) Biaxial ($\pm 22,5^\circ$)	50 – 2450 (<i>Hidráulica</i>) (<i>Curva fisiológica</i>)	1	-Soro de vitelo bovino	-Doze estações de trabalho -Posição não invertida -Controle de temperatura

Simulador	Graus de liberdade	Força [N]	Frequência [Hz]	Lubrificação	Observações
Shore western (Affatato <i>et al.</i> , 2007) - máquina comercial – EUA	(BRM) Biaxial ($\pm 22,5^\circ$)	150 – 2450 (Curva senoidal; hidráulica)	1,1	-Soro de bezerro bovino	- Doze estações de trabalho -Posição invertida
Shore western (Oonishi <i>et al.</i> , 2004) - máquina comercial – EUA	(BRM) Biaxial ($\pm 22,5^\circ$)	150 – 2450 (Hidráulica)	1	-Soro bovino	-Nove estações de trabalho -Posição não invertida
AMTI (Ramamurti <i>et al.</i> , 1998) - máquina comercial – EUA	FE; ($\pm 23^\circ$), AA:($\pm 8,5^\circ$) REI: ($\pm 10^\circ$)	150 - 2450 (Hidráulica)	2	-Soro bovino	- Doze estações de trabalho -Posição não invertida -Monitoramento de temperatura
BRM (Saikko <i>et al.</i> , 2002) - Finlândia	(BRM) Biaxial ($\pm 22,5^\circ$)	1000	1	-Soro bovino	- Três estações de trabalho -Posição não invertida -Monitoramento de temperatura
HUT-4 (Saikko <i>et al.</i> , 2005) - Finlândia	FE: ($\pm 23^\circ$) AA: ($\pm 6^\circ$)	400 – 2000 (curva de duplo pico; pneumática)	1	-Soro bovino	- Doze estações de trabalho -Posição anatômica
MARK I (Smith <i>et al.</i> , 2000) - Reino Unido	FE: ($\pm 25^\circ$) REI: (+8° a -20°)	2000 (pneumática)	1	-Soro bovino	- Cinco estações de trabalho -Posição não invertida
Mark II (Smith <i>et al.</i> , 2001) - Reino Unido	FE: (+30° a -15°) REI: (+8° a -20°)	2000 (sinal quadrado; pneumática)	-	-Soro bovino	- Cinco estações de trabalho -Posição não invertida
PA II (Barbour <i>et al.</i> , 1999) - Reino Unido	FE: (+30° a -15°) REI: ($\pm 10^\circ$)	3000	1	-Soro bovino	- Seis estações de trabalho -Posição não invertida

Simulador	Graus de liberdade	Força [N]	Frequência [Hz]	Lubrificação	Observações
Prosim (Barbour <i>et al.</i> , 2000) - <i>Reino Unido</i>	FE: (+30° a -15°) REI: (± 10°)	2780 (pneumática)	1	-Soro bovino	-Dez estações de trabalho -Posição não invertida
Matco-Ew08mmed (McKellop <i>et al.</i> , 1999) - <i>EUA</i>	(BRM) Biaxial (±22.5°)	2100 (hidráulica)	1,13	-Soro bovino	-Dezesseis estações de trabalho -Posição invertida
Endolab (Oberbach <i>et al.</i> , 2008) - <i>Alemanha</i>	FE: (25° a -18°) AA: (7 a -4°) REI (+2 a -11°)	3000 (hidráulica)	1	-Soro bovino	-Seis estações de trabalho -Posição não invertida

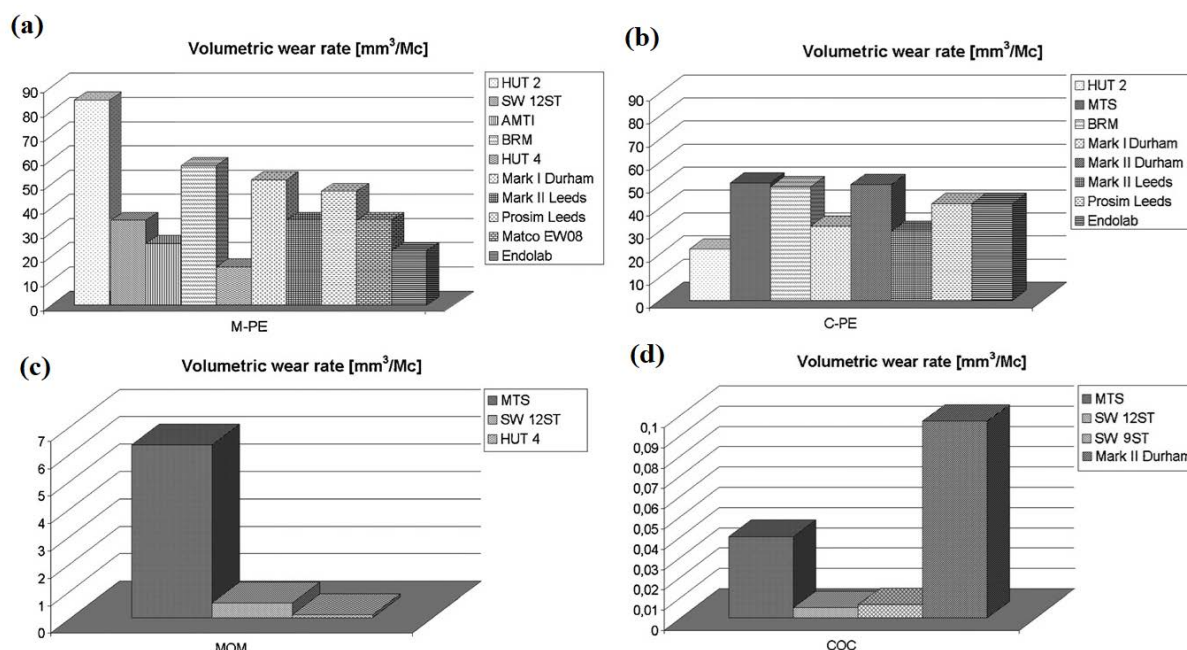
Fonte: Adaptado de Affatato (2008).

2.11.1 Comparação de resultados entre vários simuladores de articulação do quadril

Alguns resultados derivados de estudos *in vivo*, relatam, por exemplo, uma taxa média de desgaste linear variando entre 0,003 mm/ano (cerâmica-cerâmica) e 0,15 mm/ano (metal-UHMWPE); o desempenho de desgaste dos outros pares (cerâmica-UHMWPE e metal-metal) é de cerca de 0,06 mm/ano e 0,004 mm/ano, respectivamente, porém, esses resultados não estão relacionados com a taxa média de desgaste volumétrico obtida a partir dos resultados *in vitro* devido as diferentes técnicas de estimativa de desgaste (gravimétrica, geométrica, volumétrica, processamento de imagens, etc.) e devido também à não homogeneidade nas dimensões das amostras ensaiadas, além das condições laboratoriais por vezes restritivas e controladas, de modo que uma correlação entre resultados *in vitro* e resultados *in vivo* ainda continua sendo um desafio aos pesquisadores (AFFATATO; SPINELLI, 2008).

Em resumo, simuladores diferentes fornecem resultados diferentes de desgaste para os diferentes pares protéticos como mostrado na Figura 35 (a), (b), (c) e (d).

Figura 35 - Taxa de desgaste volumétrico ($\text{mm}^3/10^6\text{ciclos}$) em próteses de quadril formada pelos pares tribológicos: (a) metal-polietileno, (b) cerâmica-polietileno, (c) metal-metal e (d) cerâmica-cerâmica, obtidos através de diferentes modelos de simuladores do quadril.



Fonte: Affatato (2008).

Observando a figura 35 (a), (b), (c) e (d), verifica-se que não é possível comparar o comportamento de desgastes obtidos com diferentes simuladores mesmo quando testando as mesmas próteses, isto porque, nem todos seguem os padrões ISO e aqueles que os fazem, introduzem ligeiras variações de acordo com protocolos internos, resultando em alta dispersão de dados, somando-se a isso, existe uma variedade muito restrita de materiais comercialmente disponíveis, como por exemplo, UHMWPE, ligas CoCr, alumina, etc. (AFFATATO; SPINELLI, 2008).

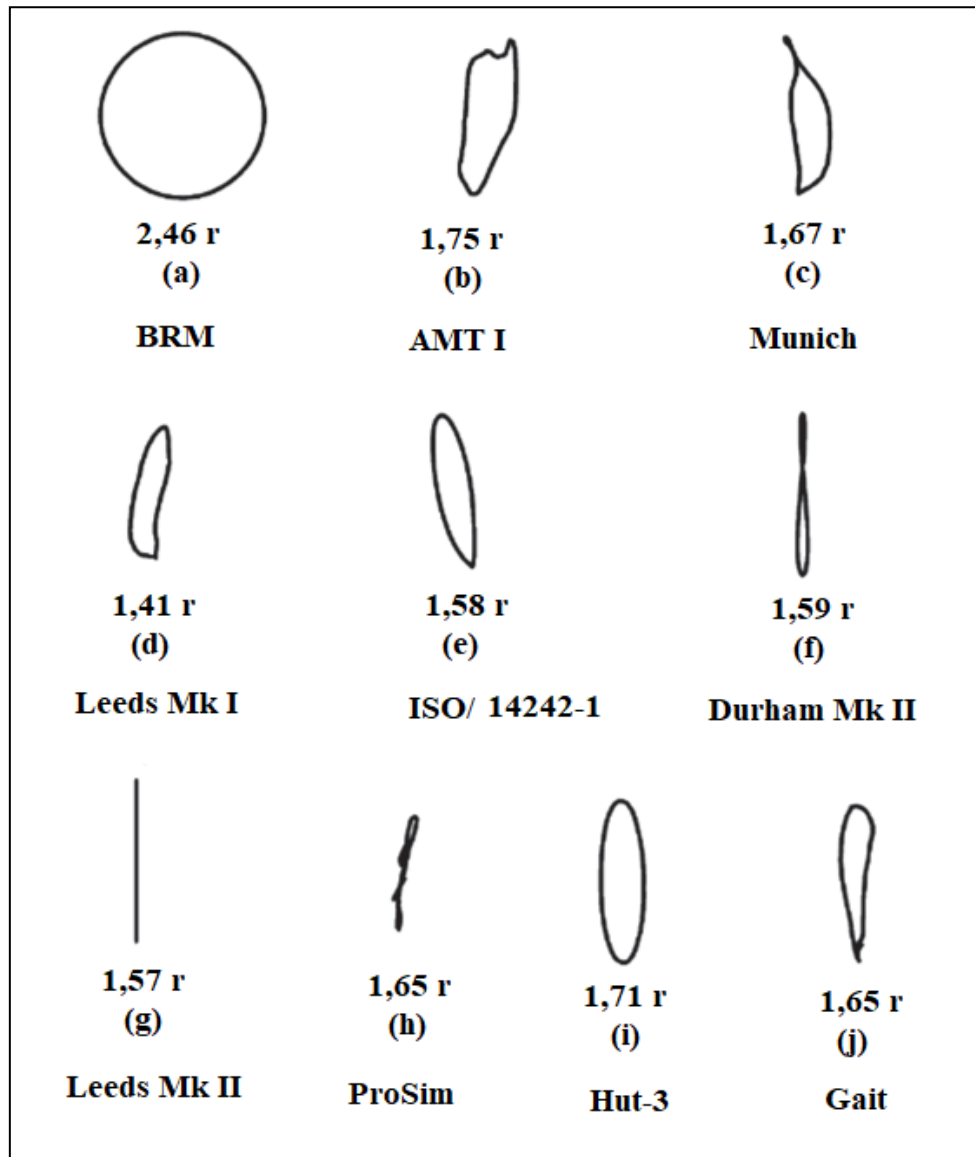
2.12 FATOR DE DESGASTE

Vários autores caracterizaram o comportamento da resistência ao desgaste da Prótese Total de Articulação de Quadril (PTAQ) utilizando o fator de desgaste k . O fator de desgaste relaciona a taxa de desgaste com a carga e a distância de deslizamento.

Callonius e Saikko (2002), verificaram as distâncias de deslizamentos para 10 tipos diferentes de simuladores (figura 36), encontrando as seguintes formas de trilhas de

deslizamentos: (a) círculo, (b, d, j) oval irregular, (c) Folha, (e, i) elipse, (f) em forma de oito, (g) linha reta (h) forma de galho.

Figura 36 – Modelos de trilhas de deslizamentos.



Fonte: Adaptado de Callonius e Saikko (2002).

A trajetória de deslizamento mais longa apresentada na figura 36 (a), foi a do simulador tipo BRM ou OBM (tipo de simulador construído nesse trabalho), que apresentou um comprimento de trilha de deslizamento de 2,46r.

Segundo Callonius e Saikko (2003), para determinar o fator de desgaste, deve-se calcular a integral $\int L dx$ considerando a variação instantânea da força de contato resultante ao longo da trilha de força (2,46 r), ou seja, a trilha é traçada pela força de contato “L” na cabeça

femoral. Essa trilha de deslizamento, indica que o vetor de fricção gira em torno do eixo de carga aplicada em velocidade angular, conforme mostrado na figura 36 (a).

Assim, com base nas trajetórias resultantes de deslizamento, Saikko (2003) propôs a determinação de um fator de desgaste k para fazer a comparação entre resultados clínicos e de simuladores, através da Lei de desgaste de Archard (1953).

$$k = Vd / [n \int L(x) dx] \text{ (mm}^3/\text{Nm)} \quad (10)$$

Onde:

Vd é o volume de material removido por desgaste,

n é o número de ciclos e

$\int L(x) dx$ é a variação de carga e distância de deslizamento durante o ciclo de carga normal.

2.13 ENSAIOS DE DESGASTE SEGUNDO A NBR - ISO 14242

A ABNT NBR ISO 14242 intitulada “Implantes para cirurgia – Desgaste de Próteses totais de articulação do quadril” se subdivide em três partes:

- **Parte 1: Parâmetros de carregamento e deslocamento para máquinas de ensaio de desgaste e condições correspondentes do meio para o ensaio:** Essa parte especifica o movimento angular relativo entre os componentes de articulação, o padrão da força aplicada, velocidade e duração do ensaio, o posicionamento do espécime e o meio de ensaio a serem usados para o ensaio de desgaste de próteses totais de articulação de quadril (ABNT NBR ISO 14242-1, 2013).
- **Parte 2 - Métodos de medição:** Essa parte especifica os métodos de avaliação do desgaste de componentes acetabulares de próteses total de articulação de quadril, com o uso de técnicas gravimétricas e alterações na forma dimensional dos componentes de ensaio (ABNT NBR ISO 14242-2, 2010).
- **Parte 3 - Parâmetros de carregamento e deslocamento para máquinas de ensaio de desgaste do tipo acoplamento orbital e correspondentes condições do meio para ensaio:** Esta parte especifica os movimentos angulares relativos entre os componentes de articulação, carga aplicada, velocidade e duração do ensaio,

configuração e meio a serem usados para o ensaio de desgaste com acoplamento orbital de próteses totais de articulação de quadril (ABNT NBR ISO 14242-3, 2010).

2.14 NORMA ABNT NBR ISO 14242-3 – Parte 3

Esta norma estabelece Parâmetros de carregamento e deslocamento para máquinas de ensaio de desgaste do tipo orbital, que teoricamente, simulam dois movimentos da articulação: adução/abdução e flexão/extensão (ABNT NBR ISO 14242-3, 2010).

Os parâmetros de deslocamento desta norma, diferem dos parâmetros apresentados na ABNT NBR ISO 14242-1 quanto ao movimento de articulação. Embora o movimento da OBM – “*Orbital Bearing Machine*” seja mais simples e menos anatômico que o movimento descrito na ABNT NBR ISO 14242-1, os simuladores de quadril OBM têm sido utilizados para avaliar o desgaste de componentes de THA – “*Total Hip Joint Arthroplasty*”, por mais de 25 anos. O equipamento é utilizado mundialmente para o ensaio de desgaste de componentes de THA e tem sido muito bem sucedido em reproduzir os tipos e quantidades de desgaste que ocorrem *in vivo* com uma grande variedade de materiais protéticos, tais como polietileno, metais e cerâmicas.

O simulador de quadril OBM não aplica um movimento independente “para dentro/para fora” ao quadril (isto é, em torno do eixo longitudinal do fêmur). Contudo, Calonius e Saikko, (2002), demonstraram que a alavanca anti-rotação que é conectada à câmara de ensaio de uma OBM induz um componente de rotação interna e externa à trajetória do movimento, efetivamente, convertendo a OBM em uma máquina de três eixos. O mecanismo do simulador OBM induz um componente de trajetória transversal para o movimento relativo das superfícies de apoio (ABNT NBR ISO 14242-3, 2010).

2.14.1 Parâmetros da norma

O princípio do ensaio consiste em posicionar os componentes femoral e acetabular de um corpo de prova em sua configuração usual. O equipamento de ensaio deve transmitir uma força especificada variável no tempo entre os componentes, junto com os deslocamentos angulares relativos especificados. O ensaio deve ser feito em um meio controlado que simule as condições fisiológicas.

a) Máquina de ensaio

A máquina deverá ser capaz de operar a uma frequência de $1\text{Hz} \pm 0,1\text{ Hz}$ e reproduzir os deslocamentos angulares estabelecidos na Tabela 3 e Figura 37, em associação com as cargas correspondentes indicadas na tabela 4 e Figura 39 .

b) Corpo de prova

Os componentes do corpo de prova, cabeça femoral e acetábulo, devem ser posicionados em sua configuração usual (como por exemplo, cimento ósseo ou fixados a uma réplica usinada da superfície interna do suporte imitando a cavidade acetabular da pelve). O sistema de fixação desses componentes deverá ser fabricado de material resistente à corrosão e que seja capaz de mantê-los unidos conforme a fixação anatômica pretendida, além disso, os componentes devem estar imersos em meio fluido lubrificante em uma câmara fechada com capacidade mínima de 200 ml e que seja capaz de isolar o corpo de prova para evitar contaminação por corpos estranhos, tanto da máquina quanto da atmosfera.

c) Sistema de lubrificação

O meio fluído utilizado para lubrificar o conjunto deverá ser à base de soro de vitelo bovino numa composição de aproximadamente 25% do volume total da substância, diluído em água deionizada (para minimizar a contaminação por micróbios, recomenda-se que o meio fluido de ensaio seja armazenado congelado até ser requerido para o ensaio).

d) Sistema de controle da temperatura

Esse sistema deverá ser capaz de manter a temperatura do meio do fluido lubrificante a $37\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 2\text{ }^{\circ}\text{C}$, durante a realização do ensaio.

e) Sistema de controle de movimento

Esse sistema deverá ser capaz de gerar os movimentos angulares do componente femoral com exatidão de $\pm 3^{\circ}$ no movimento e $\pm 1\%$ na duração do ciclo de movimento por

etapa. A tabela 3, apresenta os movimentos angulares normalizados em que foram submetidas as amostras de ensaio.

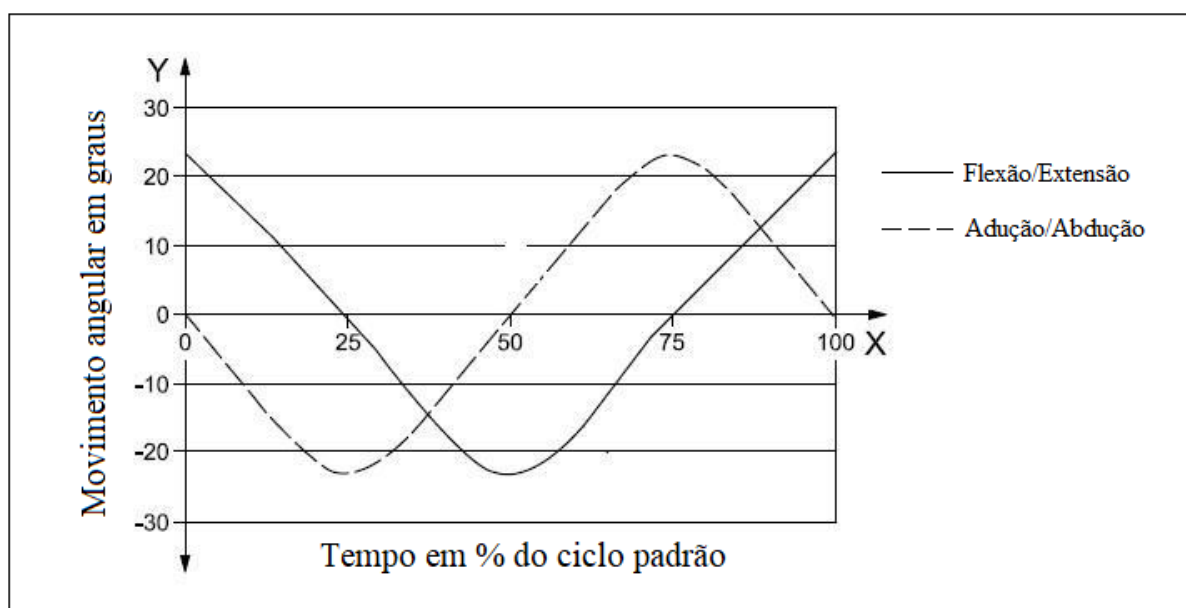
Tabela 3 - Posições angulares definidas em função do tempo cíclico para os ensaios de desgaste realizados em máquinas com acoplamento orbital.

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: Adaptado da norma (ABNT NBR ISO 14242-3, 2010).

A figura 37, mostra as curvas de ensaio definidas conforme os pontos de inversão de sentidos apresentados na Tabela 3. Neste caso, a amplitude angular é limitada pela inclinação da mesa do acoplamento orbital, que é de 23° . Os pontos de inversão das curvas senoidais geradas variam entre $\pm 23^\circ$ nas inversões de sentidos de giros definidos para o ciclo padrão (ABNT NBR ISO 14242-3, 2010).

Figura 37 - Variação do movimento angular em função da percentagem do ciclo aplicado ao componente femoral do corpo de prova.



Fonte: Adaptado de ABNT (2010).

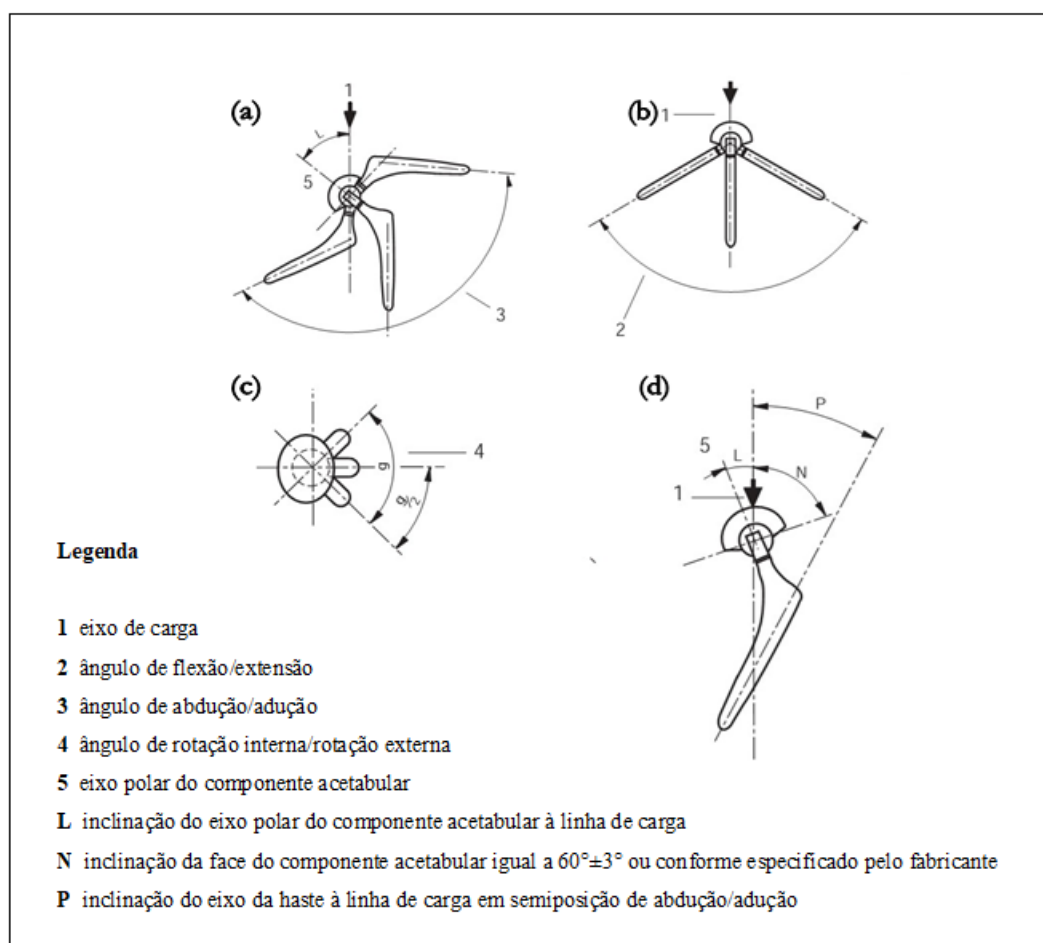
f) Meios de alinhamento e posicionamento do componente acetabular e do componente femoral do corpo de prova

A posição dos componentes deve ser anatômica, isto é, o componente acetabular para cima e devem estar posicionados de tal forma que o eixo da amostra esteja situado no centro dos eixos de rotação da máquina de ensaio, para que a mesma posição e orientação dos componentes possam ser reproduzidas após remoção para medição e limpeza.

Em operação, os movimentos angulares do componente femoral devem estar associados com as cargas correspondentes além de operar em uma frequência de $1\text{Hz} \pm 0,1\text{Hz}$ conforme mostra a figura 38.

Figura 38 - Eixos de carga e ângulos de movimentação previstos na norma:

a) Adução/abdução; b) Flexão/extensão; c) Rotação interna/externa; d) Orientação dos componentes acetabular e femoral em posição média em relação à linha de carga.



Fonte: Adaptado de ABNT (2010).

g) Sistema de aplicação de força

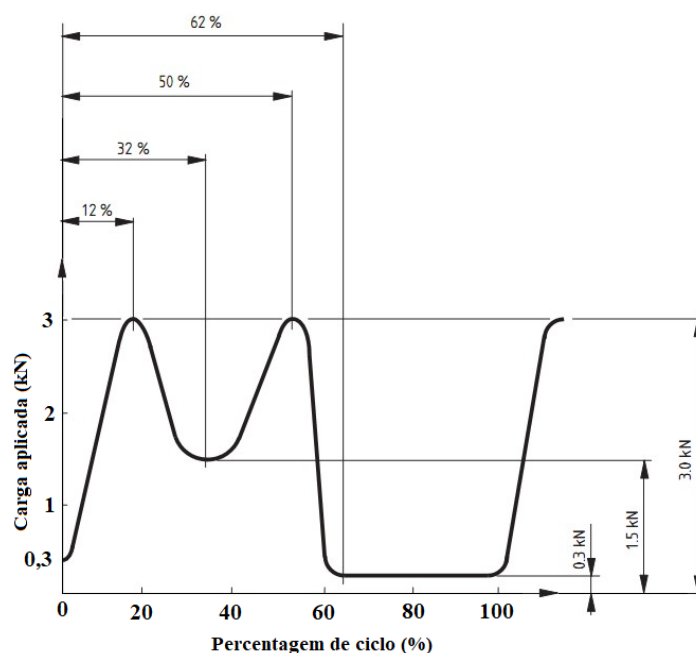
O sistema estabelece a aplicação de dois picos de carga de 3,0 kN (305,916 kgf) de força máxima, um pico intermediário de 1,5 kN (152,958 kgf) e força mínima de 0,3 kN (30,5916 kgf), conforme mostrado na tabela 4 e figura 39.

Tabela 4 – Aplicação de Carga em relação a percentagem de ciclo.

Tempo, em % de ciclo ($\pm 3\%$)	0	12	32	50	62	100
Carga aplicada, kN ($\pm 90\text{N}$)	0,3	3,0	1,5	3,0	0,3	0,3

Fonte: ABNT (2010).

Figura 39 - Variação da carga aplicada em função da percentagem do tempo do ciclo tempo do ciclo.



Fonte: ABNT (2010).

Com relação à aplicação das cargas, este é um dos principais pontos polêmicos da norma, pois muitos autores afirmam que para se reproduzir o ciclo de carga aplicado na amostra, com a precisão especificada, é necessário um complexo e caro sistema mecânico, o que inviabiliza muitas vezes a realização do ensaio de desgaste normalizado (REINISCH *et al.*, 2006).

3 PROJETO, FABRICAÇÃO E VALIDAÇÃO DA MÁQUINA DE ENSAIOS

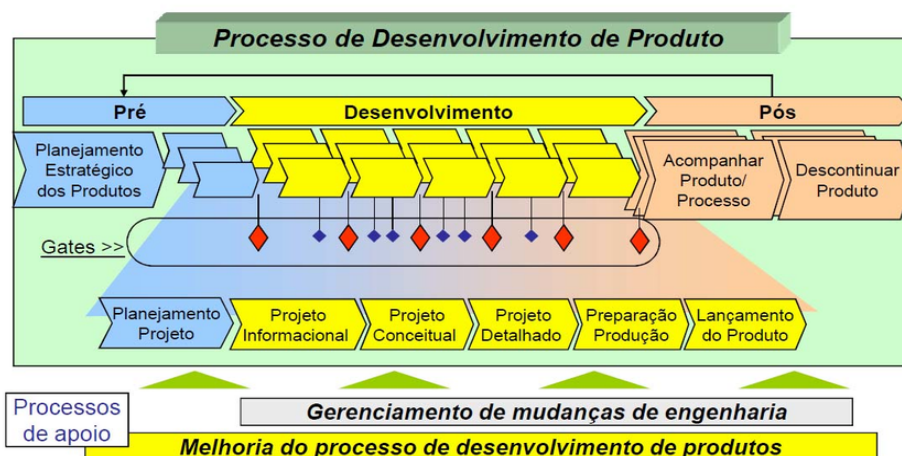
O presente trabalho tem como foco principal o projeto, fabricação, montagem e validação de um equipamento de ensaio de desgaste de prótese total de quadril de acordo com a Norma ABNT NBR ISO 14242-3 e avaliação do desgaste gerado no acetábulo de UHMWPE, após um milhão de ciclos.

3.1 MODELO DE REFERÊNCIA DE PDP DE ROZENFELD

O desenvolvimento do presente trabalho, em termos de planejamento, projeto, fabricação e validação, foi norteado pelo modelo de referência (PDP) - Processos de Desenvolvimento de Produtos de Rozenfeld *et al.* (2006), apresentado na figura 40, que consiste basicamente em um conjunto de atividades por meio das quais busca-se, a partir das necessidades do mercado e das possibilidades e restrições tecnológicas a interação entre diferentes domínios do conhecimento. Esse modelo de referência não representa um modelo específico de PDP para ser aplicado diretamente à projetos de P&D (Pesquisa e Desenvolvimento), trata-se de um modelo de referência genérico, ou seja, ele representa a idealidade do processo de inovação de produtos segundo as melhores práticas do campo de conhecimento, devendo ser adaptado para realidades específicas.

O modelo de Referência de Rozenfeld *et al.* (2006), divide o PDP em três fases: Pré desenvolvimento, Desenvolvimento e Pós desenvolvimento.

Figura 40 - Modelo de referência de PDP.



Fonte: Rozenfeld *et al.*, (2006) *apud* Sales e Naveiro (2010).

3.1.1 Pré Desenvolvimento: Esta fase foi composta pelas seguintes etapas:

- a) Planejamento estratégico
- b) Definição do escopo
- c) Custos
- d) Recursos humanos
- e) Aquisições de Material para o Projeto (matéria prima).

a) Planejamento Estratégico do Produto (PEP): Nessa etapa, tomou-se como referência a necessidade de se desenvolver um equipamento de baixo custo que atendesse a necessidade do mercado, uma vez que, segundo Oliveira (2011), os ensaios para verificação da durabilidade das próteses realizados no território nacional apresentam alto custo por utilizarem em sua maioria equipamentos importados, inviabilizando manter uma rotina de ensaios, sobretudo, porque o Sistema Único de Saúde (SUS) é o maior adquirente destas próteses.

b) Definição do escopo: O escopo desse projeto foi desenvolvido a partir do Projeto de Pesquisa entregue ao Conselho do Programa de Pós Graduação em Engenharia Mecânica da UNESP de Ilha Solteira em 18 de dezembro de 2015, onde, através de um Cronograma inicial, conforme Tabela 5, foram apresentadas as etapas de Revisão Bibliográfica, Elaboração do Projeto, construção e Validação do Mecanismo, Ensaio, Coleta de Dados e Análise de Resultados.

Tabela 5 - Cronograma inicial de desenvolvimento do Projeto.

Início: Março/2015

ETAPA	ATIVIDADE/SEMESTRE	SEMESTRE							
		1º	2º	3º	4º	5º	6º	7º	8º
1	Revisão Bibliográfica	X	X	X					
2	Elaboração do Projeto		X	X					
3	Construção e Validação do Mecanismo		X	X	X				
4	Caracterização dos Corpos de Prova			X	X				
5	Ensaio e Coletas de Dados				X	X	X		
6	Análise de resultados					X	X	X	

Fonte: O Autor.

c) Custos: A previsão de custo inicial foi de R\$ 28.789,77, porém no final, o custo alcançou o valor de R\$ 35.700,00.

d) Recursos Humanos: Fabricação das peças: Tornearia Bruno (Dracena/SP), Tormec (Ilha Solteira/SP), Cobra Serralheria (Ilha Solteira/SP).

e) Aquisições de Material para o Projeto:

- **Recurso próprio:** Matéria prima, mão de obra e fabricação.
- **Doações e aquisições com outros recursos:**
 - ✓ Doação de um Par Protético (Cabeça Femural e Acetábulo) feita por um médico de conhecimento do autor.
 - ✓ Doação do Redutor pela WEG CESTARI.
 - ✓ Aquisição de uma Célula de Carga com recursos FAPESP

3.1.2 Desenvolvimento: Esta fase se dividi em cinco etapas:

a) Projeto Informacional (PI): Etapa de Revisão Bibliográfica, onde foi feito o levantamento detalhado a partir de artigos, teses e normas que descrevem o comportamento de um simulador de quadril.

b) Projeto Conceitual (PC): Etapa correspondente à concepção do produto: A partir dos estudos realizados na etapa anterior, iniciou-se a elaboração dos primeiros esboços. As figuras do APÊNDICE A deste trabalho mostram os desenhos da primeira versão do equipamento.

Nessa primeira versão, a transmissão de movimento ao componente femoral era feita através de um sistema de manivela/biela. O componente femoral era fixado a um sistema de mesas concêntricas que executavam movimentos angulares em torno dos eixos “x” e “y”.

Devido a complexidade desse sistema, o custo de fabricação ficaria muito elevado, razão pela qual, decidiu-se por uma segunda versão. Nessa segunda versão, os movimentos angulares nos eixos “x”, “y” transmitidos ao componente femoral são executados através de um sistema de mesa de coordenadas.

c) Projeto Detalhado (PD): Foram desenvolvidos nessa etapa, os desenhos finais referentes à segunda versão, conforme apresentado no APÊNDICE B, com todo o detalhamento das operações, bem como os respectivos Conjuntos e Subconjuntos, tolerâncias, plano de processo de fabricação e listas de materiais.

d) Preparação da Produção (PP): Essa etapa previu os recursos de produção definidos nas fases anteriores, compreendendo a matéria prima e fabricação a partir da infraestrutura produtiva necessária. Essa etapa foi concluída com a fabricação do produto com as respectivas especificações técnicas detalhadas na etapa anterior.

O APÊNDICE C desse trabalho, apresenta as principais peças fabricadas do equipamento.

e) Lançamento do Produto (LP). Essa foi a última etapa da macrofase de Desenvolvimento. É importante salientar que, embora aqui elas tenham sido descritas sequencialmente, muitas das fases citadas aconteceram de maneira sobrepostas, de acordo com a filosofia da engenharia simultânea. Essa macrofase foi finalizada com a Validação da Máquina, apresentada na figura 55 da página 97 e descrita nas páginas 98 à 101 desse trabalho, que viabilizou o produto para dar início ao **Ensaio Tribológico**.

3.1.2.1 Concepção do Equipamento

A estrutura da máquina foi construída em cantoneira de aço carbono de abas iguais nas dimensões de 2"x2"x1/4", conforme figuras 81 e 118, apresentadas respectivamente nos APÊNDICES B e C desse trabalho.

3.1.2.1.1 Requisitos para o desenvolvimento do Projeto

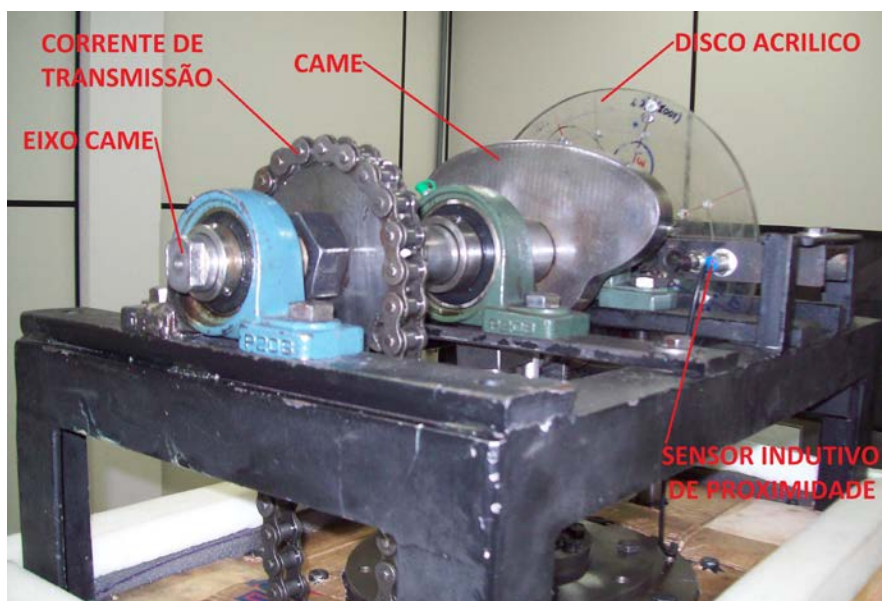
Os requisitos básicos do projeto foram definidos de acordo com as especificações das norma ABNT NBR ISO 14242-3, que estabelece os parâmetros de carregamentos (cargas máximas, mínimas e intermediárias), deslocamentos (movimentos angulares relativos entre os componentes) de frequência e condições do meio para ensaios de desgaste em componentes protéticos de articulação do quadril.

A) Sistema de aplicação de cargas: Esse sistema foi definido como sistema came/mola (figura 41), cujas cargas a serem aplicadas devem reproduzir as amplitudes estabelecidas pela Norma ABNT NBR ISO 14242-3:

- Carga máxima: 3,0 kN $\pm$ 90N
- Carga intermediária: 1,5 kN $\pm$ 90N
- Carga mínima: 0,3 kN $\pm$ 90N

O movimento do eixo comando de cargas é feito através de uma corrente de transmissão numa relação 1:1, acoplada a um motorreductor marca WEG de 4CV – 1715/60 rpm, que gira a uma frequência de 1Hz, controlada por um inversor de frequência marca WEG, modelo CFW 08.

Figura 41 - Sistema de aplicação de cargas.



Fonte: O Autor.

Esse sistema é composto de uma came acoplada ao eixo comando de cargas ou eixo came. A came tem a função de comprimir a mola através de uma haste com rolete seguidor em uma das extremidades. As cargas reproduzidas pela mola, incidem sobre uma célula de carga que faz a leitura das mesmas durante todo o ciclo de operação.

A.1) Mola: A mola adquirida (figura 126 do APÊNCICE C), apresentava as características previstas no projeto, cuja função, seria replicar os carregamentos estabelecidos pela Norma

ABNT NBR ISO 14242-3. A mola foi submetida ao ensaio de carregamento, cuja curva forneceu a constante elástica e a partir daí, procedeu-se a execução do projeto da came.

A.1.1) Ensaio da mola: A mola foi calibrada na máquina de ensaio de compressão, marca AVITEST – mod. C1006 – Série 785, do Laboratório de Pavimentação do Depto. de Engenharia Civil – FEIS, conforme figura 42.

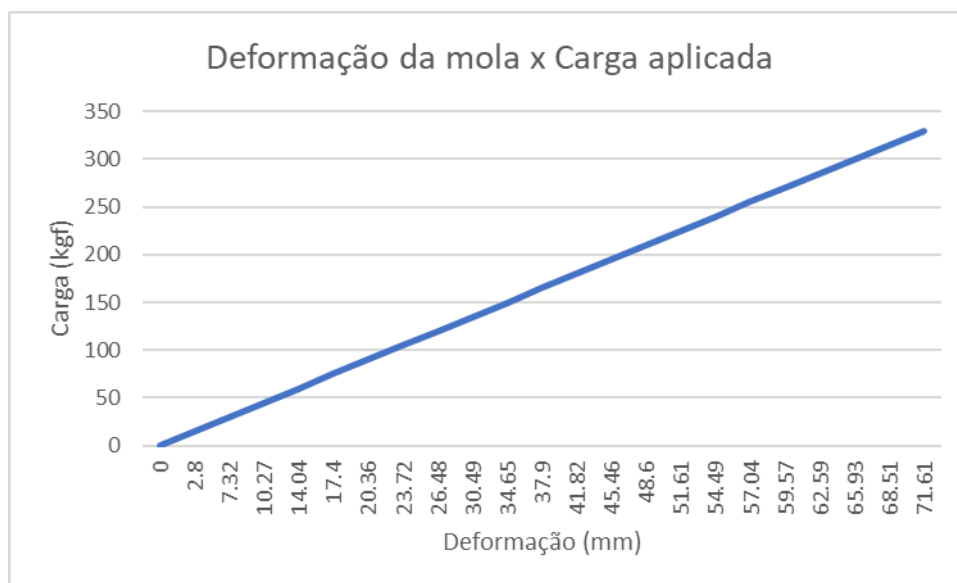
Figura 42 - Calibração da mola de compressão.



Fonte: O Autor.

De acordo com os dados colhidos nesse ensaio, a mola apresentou uma constante elástica (k_e) igual a 4,6 kgf/mm, conforme mostrado no gráfico da figura 43.

Figura 43 - Deformação da mola em função da carga aplicada.



Fonte: O Autor.

Considerando que a Lei de Hooke estabelece que a força (F) e a variação linear (x) de uma mola são proporcionais dentro da faixa de elasticidade conforme demonstrado na figura 43 e orientando-se pelo gráfico do ciclo de força aplicado na amostra de ensaio (figura 39), conforme NBR ISO 14242-3, pôde-se, por meio da Lei de Hooke demonstrada na Equação 11, traçar o perfil ideal da came, utilizando-se do método gráfico.

$$F = k_e \cdot x \quad (11)$$

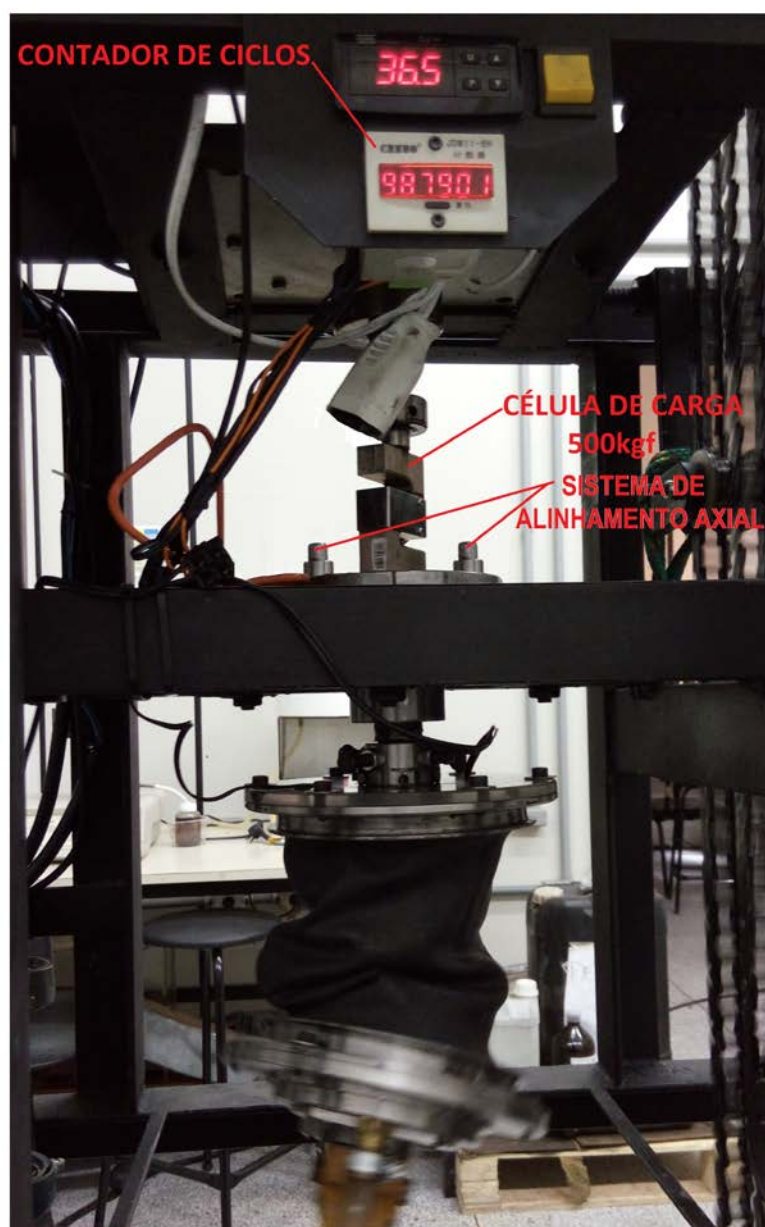
Onde, F é a força em (kgf), k_e é a constante elástica da mola em (kgf/mm) e x é a deformação em (mm) da mola em cada instante de ensaio.

A.2) Célula de Carga: As cargas geradas em função da compressão da mola incidem sobre a célula de carga mostrada na figura 45, que interpreta esses sinais e envia a um módulo conversor analógico/digital (HX 711) que amplifica esses sinais e converte os valores de resistência da célula de carga em dados digitais que se comunica com um microcontrolador Arduino que juntamente com os dados recebidos do sensor indutivo de proximidade processa

e interpola essas informações e comunica esses dados com um Microprocessador Raspberry que por sua vez, através do programa *processing* as transforma em uma função polinomial de carga pelo tempo, as quais são apresentadas graficamente no monitor.

Para proteger a célula de carga (figura 45) da ação dos carregamentos radiais resultantes da movimentação multidirecional das amostras, foi projetado um sistema que a mantém alinhada somente sob a ação da força axial (direção da carga aplicada), conforme apresentado na figura 44.

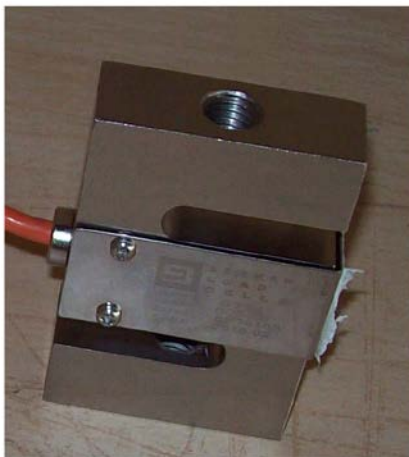
Figura 44 - Célula de Carga acoplada ao sistema juntamente com o Contador de Ciclos.



Fonte: O Autor.

A célula de carga utilizada no projeto foi a tipo “S” marca Berman Load Cell - modelo: BTSI - capacidade para 500 Kgf, mostrada na figura 45, foi calibrada com uma máquina de ensaio de compressão, marca AVITEST – mod. C1006 – Série 785, do Laboratório de Pavimentação do Depto. de Engenharia Civil – FEIS.

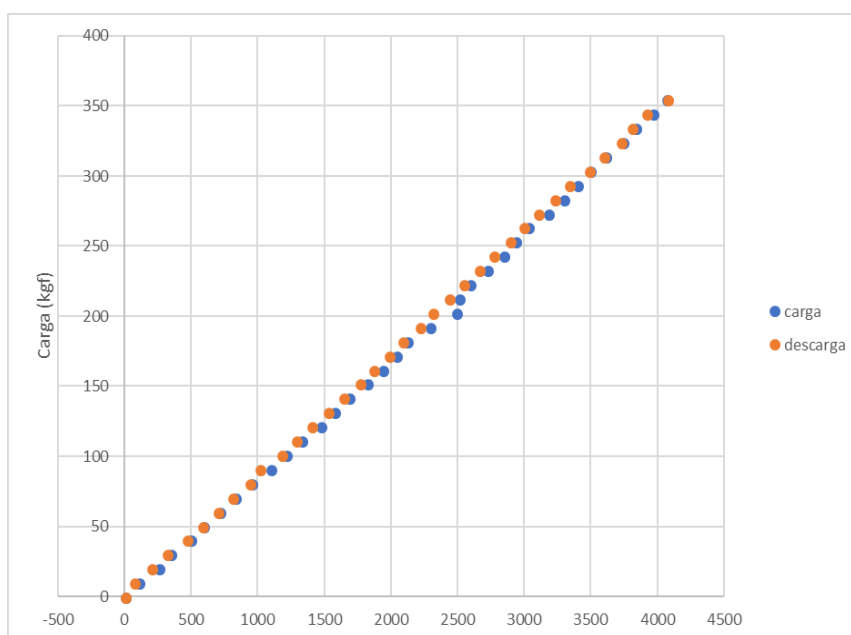
Figura 45 - Célula de Carga tipo “S” - modelo: BTSI - capacidade para 500 Kgf.



Fonte: O Autor.

A figura 46, mostra as curvas de carregamento e descarregamento obtidas após o ensaio da célula de carga.

Figura 46 - Curva de calibração da célula de carga.



Fonte : O autor.

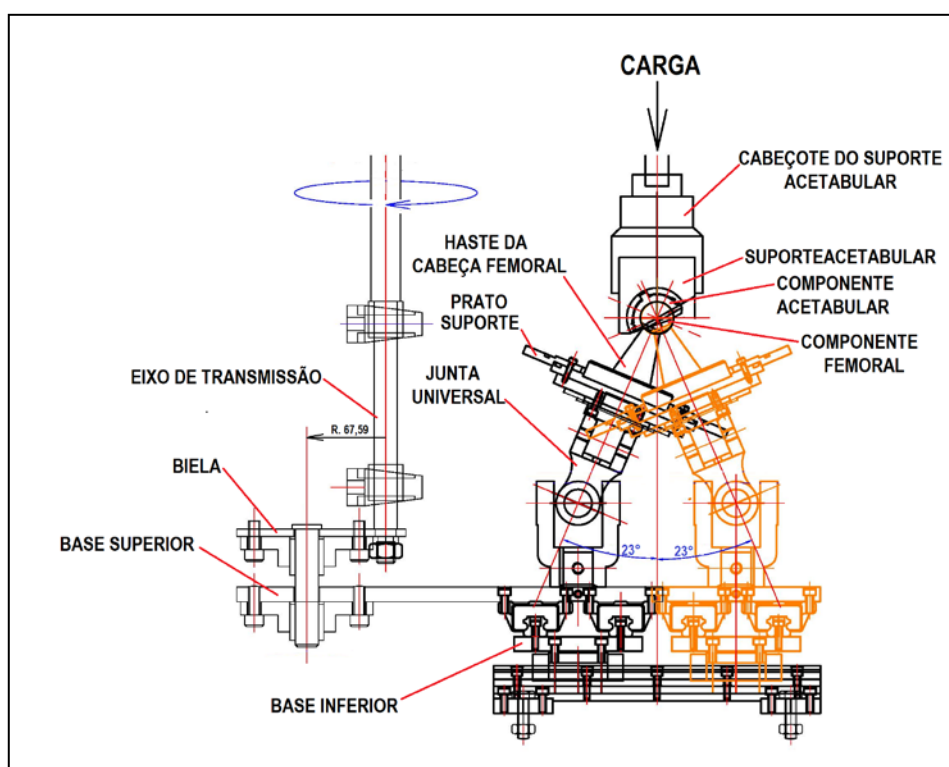
B) Sistema de controle de movimentos: Simula a articulação do quadril, reproduzindo os deslocamentos angulares em sincronismo, com exatidão de $\pm 1\%$ sobre o tempo decorrido do ciclo padrão a ser realizado com uma frequência de 1 Hz.

- Eixo X: Movimento de flexão/extensão (F/E) com amplitude de $\pm 23^\circ \pm 3^\circ$;
- Eixo Y: movimento de adução/abdução (A/A) com amplitude de $\pm 23^\circ \pm 3^\circ$;

Para a realização dos movimentos de Flexão/Extensão ($\pm 23^\circ$) e Adução/Abdução ($\pm 23^\circ$), construiu-se uma mesa de coordenadas com 2 graus de liberdade (X,Y), a qual é composta de duas bases que se movimentam em quadratura, isto é, seus eixos de translação são perpendiculares, conforme figura 47. Na base superior foi colocado uma junta universal que suporta o componente femoral.

A mesa se movimenta através de um eixo de transmissão que tem em sua extremidade inferior uma haste (biela) de 67.59 mm (centro a centro), acoplada no extremo da base superior da mesa. Na outra extremidade, o eixo de transmissão é acoplado ao eixo de comando de cargas através de um par de engrenagens cônicas com relação de 1:1, que transmite uma rotação de 1 Hz à mesa de coordenadas.

Figura 47 - Desenho esquemático do sistema de controle de movimento.

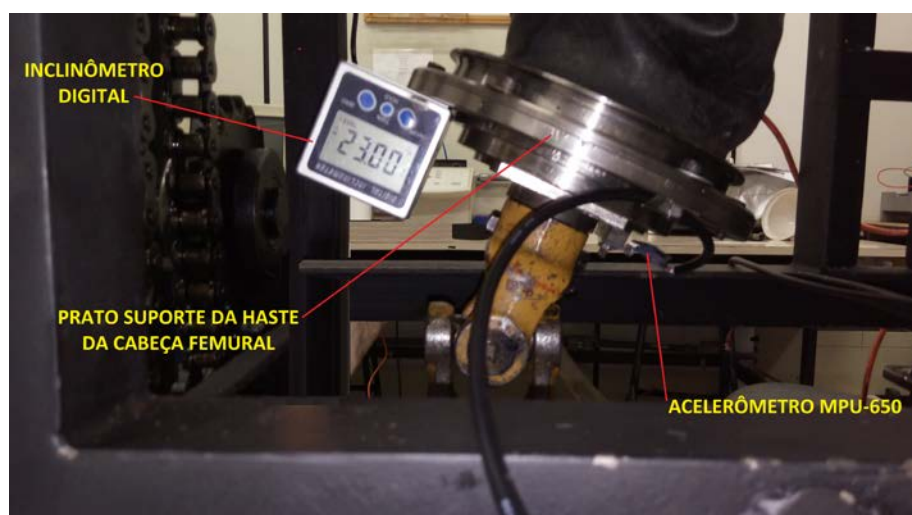


Fonte: O Autor.

A interpolação dos movimentos X e Y da mesa descreve uma trajetória circular de diâmetro 135,18 mm na base da haste do componente femoral.

A inclinação de 23° do prato suporte da haste do componente femoral, foi feita mecanicamente com auxílio de um Inclínômetro Digital com Faixa de medição de 360°, Erro de Precisão $\pm 0,2^\circ$ e Resolução de $0,2^\circ$, conforme figura 48, além disso, o sistema foi verificado com um acelerômetro MPU-650 (figura 49), cujos dados foram enviados e interpolados por um microcontrolador Arduino e convertidos em função gráfica de movimento angular em função do tempo.

Figura 48 - Inclinação de 23° do prato suporte da haste do componente femoral, responsável pela simulação da articulação do quadril (flexão/extensão, adução/abdução).



Fonte: O Autor.

Figura 49 - Acelerômetro MPU-650.

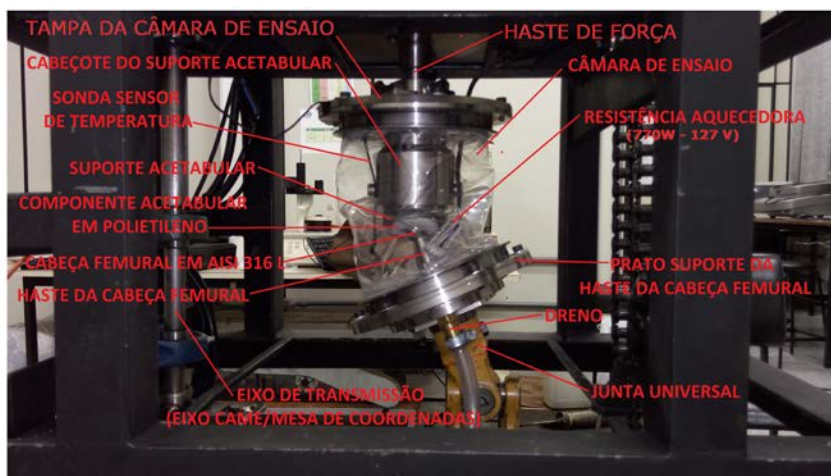


Fonte: O Autor.

C) Sistema de acoplamento dos componentes protéticos e condições do meio para ensaio: Este sistema é responsável pelo acoplamento dos componentes protéticos femoral e

acetabular que devem estar imersos no fluido lubrificante e envolvidos pela câmara de ensaio com interfaces para fixação dos componentes, conforme figura 50.

Figura 50 - Acoplamento dos componentes protéticos.



Fonte: O Autor.

O ambiente onde ocorre o acoplamento dos componentes protéticos é a câmara de ensaio que deve fazer a interface entre as fixações do componente femoral à mesa de coordenadas e o componente acetabular à haste de força do sistema de cargas.

D) Sistema de controle de temperatura: Esse sistema deve manter a temperatura do fluido do meio com precisão de $(37 \pm 2) ^\circ\text{C}$, durante todo o ensaio.

O sistema utilizado é composto por Resistência Aquecedora, Sonda Sensor de Temperatura e Termostato Digital, conforme ilustra a figura 51.

Figura 51 - Sistema de Aquecimento do Fluido Lubrificante da Câmara de Ensaio.



Fonte: O Autor.

E) Sistema de contagem de ciclos: Sistema capaz de contar a quantidade de ciclos efetuados durante o ensaio. É composto de um Sensor Indutivo de Proximidade Lj12a3-4z – tipo NPN – 6~36v, ligado a um Contador de Ciclos Digital marca: RWC – modelo: ZYC 11 - 6 H – COUNTER, que faz a contagem do número de voltas da came ao longo do ensaio, conforme apresentado na figura 52.

Figura 52 - Sistema de contagem de ciclos: (a) sensor indutivo, (b) contador de ciclos.



Fonte: O autor.

E.1) Princípio de funcionamento

O sensor indutivo detecta a presença do ponto metálico (alvo padrão) no disco acrílico durante os ciclos de revolução através da incidência de um campo eletromagnético oscilante sobre o espaço. Nesse momento é gerado um sinal na saída do sensor, que é lido pelo contador de ciclos digital.

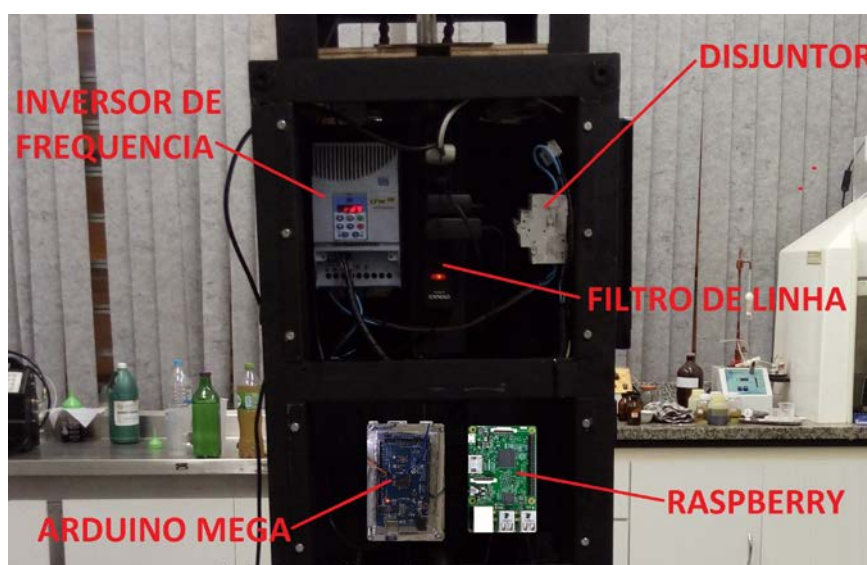
F) Sistema de Controle de Energia e Sistema de Aquisição de Dados

A figura 53, mostra os dispositivos de controle de energia e de aquisição de dados instalados na máquina, conforme descrição a seguir.

I. Sistema de Controle de Energia: Composto pelos seguintes dispositivos:

- **Inversor de Frequência:** Controlador que tem a função de acionar o motor elétrico e variar a frequência e a tensão fornecida ao motor com o objetivo de controlar a sua velocidade. O inversor reduz a Rotação do Motorreductor de 1715 rpm para 1607 rpm para manter a rotação de saída em 60 rpm.
- **Disjuntor:** Dispositivo eletromecânico, que funciona como um interruptor automático, destinado a proteger a instalação elétrica do motor contra possíveis danos causados por curto-circuitos e sobrecargas elétricas.
- **Filtro de Linha:** Dispositivo contendo 5 tomadas e um sistema de proteção contra curto-circuito e sobrecarga de tensão. Este dispositivo tem a função de alimentar o Sistema de Contagem de Ciclos, o Sistema de Aquecimento e Controle de Temperatura do Fluido, o Monitor e o Sistema de Aquisição de Dados.

Figura 53 - Sistema de Controle de Energia e Sistema de Aquisição de Dados.

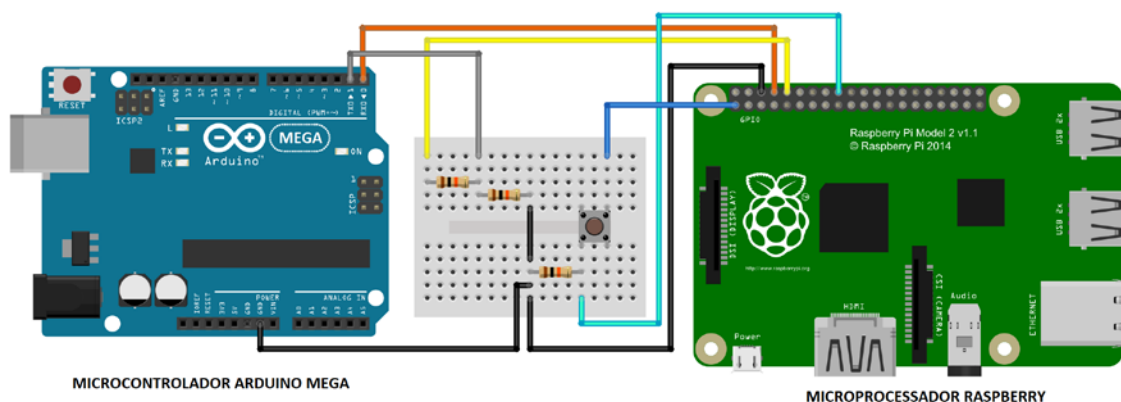


Fonte: O Autor.

II. Sistema de Aquisição de Dados: Composto por um Microcontrolador Arduino e por um Microprocessador Raspberry, conforme é apresentado na figura 54.

- **Microcontrolador Arduino Mega:** Esse Microcontrolador recebe os dados fornecidos pelo Sensor Indutivo de Proximidade, pela Célula de Carga e pelo Sensor de Inclinação MPU-650, interpola esses dados e envia essas informações através de uma porta serial ao Microprocessador Raspberry, que processa através do programa *Processing* e as transfere a um monitor em forma de gráficos.

Figura 54 - Desenho esquemático de ligação entre o Microcontrolador Arduino Mega e o Microprocessador Raspberry.



Fonte: O Autor.

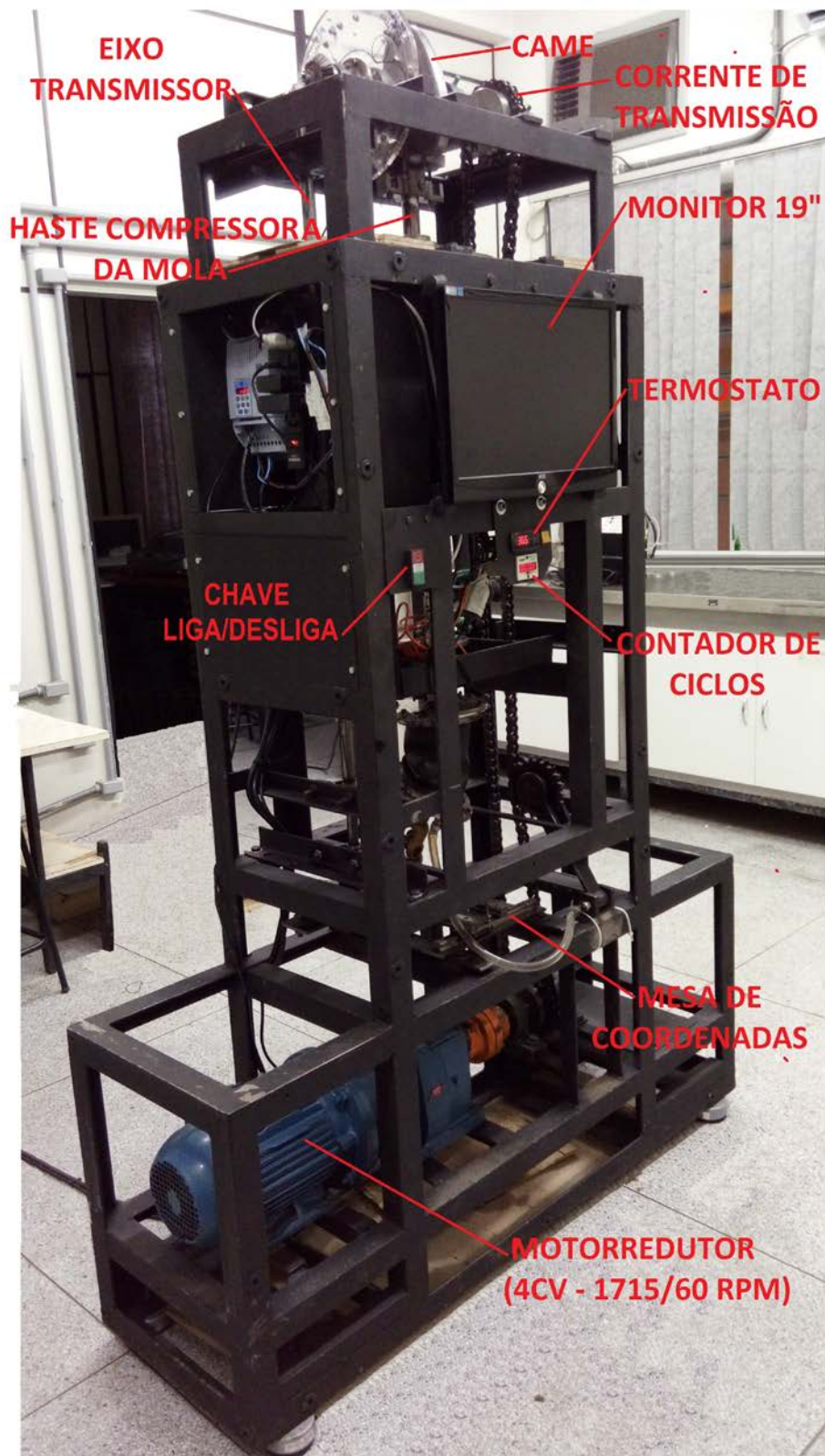
- **Microprocessador Raspberry:** Após se comunicar com o Microcontrolador Arduino, o Raspberry processa esses dados através do programa *Processing* e os transfere em forma de gráficos a um monitor por meio de um cabo Conversor Adaptador de Vídeo HDMI para VGA.

G) Lançamento do Produto

Após um longo período de fabricação, chegou -se à concepção final do equipamento de ensaio, conforme apresentado na figura 55. Este equipamento é classificado de acordo com a ABNT NBR ISO 14242-3, (2010), como máquina do tipo acoplamento orbital (OBM) ou *orbital bearing machine*.

O equipamento foi montado no Laboratório de Tribologia-DEM-FEIS-UNESP

Figura 55 - Máquina de ensaio de desgaste de prótese total de quadril fabricada, de acordo com a Norma ABNT NBR ISO 14242-3, (2010).



Fonte: O Autor.

3.1.2.2 Validação do Equipamento

A avaliação experimental, cujos resultados validaram o equipamento segundo a Norma ABNT NBR ISO 14242-3 (2010), foi pautada basicamente em duas análises:

A. Análise de Aplicação de Cargas em Função do Tempo

B. Análise da Variação do Movimento Angular em Função do Tempo

Essas duas análises são dependentes dos dados fornecidos pelos Sensor Indutivo de Proximidade, pelo Sensor Célula de Carga e pelo Sensor de Inclinação ao Microcontrolador Arduino Mega, conforme programa apresentado no APÊNDICE D, desse trabalho.

A. Análise de Aplicação de Cargas em Função do Tempo

A máquina ficou ligada durante 17,5 minutos, equivalente a 1050 ciclos. O inversor de frequência manteve a frequência de operação em 1Hz, durante todo o teste.

O Arduino foi programado para fazer uma leitura de carga aplicada por ciclo. Como foram feitas 10 leituras por cada ponto, isso equivaleu a 10 ciclos por cada ponto, ou seja, como existem 5 pontos (12%, 32%, 50% e 62%, 100% do ciclo), significa que para cada registro de dados houve 50 ciclos, como foram feitos 21 registros de dados, isso equivaleu a 1050 ciclos, ou seja, 1050 leituras de cargas. O Programa imprimiu os valores das cargas experimentais que estavam mais próximas dos valores das cargas teóricas, conforme mostrado na tabela 6.

Tabela 6 - Valores de Cargas gerados durante Ensaio de Validação.

Dados	01	02	03	04	05	06	07	08
% de Ciclo	Carga (kgf)	Carga (kgf)	Carga (kgf)	Carga (kgf)	Carga (kgf)	Carga (kgf)	Carga (kgf)	Carga (kgf)
0/100	34	33,36	33,98	34,76	34,8	33,61	33,88	33,59
12	283,22	295,49	293,39	290,02	278,32	289,68	286,24	284,7
32	150,35	140,02	89,19	150,09	168,06	145,8	149,18	145,72
50	291,98	291,36	292,88	292,61	291,56	291,8	292,37	292,19
62	35,32	35,39	34,67	34,64	34,82	34,08	33,1	34,72

(continua)

Dados	09	10	11	12	13	14	15	16
% de Ciclo	Carga (kgf)	Carga (kgf)	Carga (kgf)	Carga (kgf)	Carga (kgf)	Carga (kgf)	Carga (kgf)	Carga (kgf)
0/100	33,29	32,94	32,28	32,87	33,39	33,46	33,29	33,95
12	288,94	273,36	286,14	277,62	286,98	282,35	275,59	282,57
32	109,09	165,47	150,41	147,56	150,84	149,38	151,69	165,23
50	294,9	295,92	294,59	295,93	294,76	294,97	295,58	294,88
62	32,65	32,7	32,54	32,34	32,53	34,26	32,64	33,02
Dados	17	18	19	20	21	Média das Cargas Aplicadas		
% de Ciclo	Carga (kgf)	Carga (kgf)	Carga (kgf)	Carga (kgf)	Carga (kgf)	Carga (kgf)	Carga (kN)	
0/100	31,51	34,55	31,96	31,98	33,7	33,3881	0,33	
12	282,2	275,81	282,95	290,71	289,5	284,561	2,79	
32	160,47	151,24	153,55	163,49	161,79	148,5057	1,45	
50	293,7	293,93	293,88	294,72	296,25	293,8457	2,88	
62	32,83	33,25	32,92	33,45	37,83	33,79524	0,33	

Fonte: O Autor.

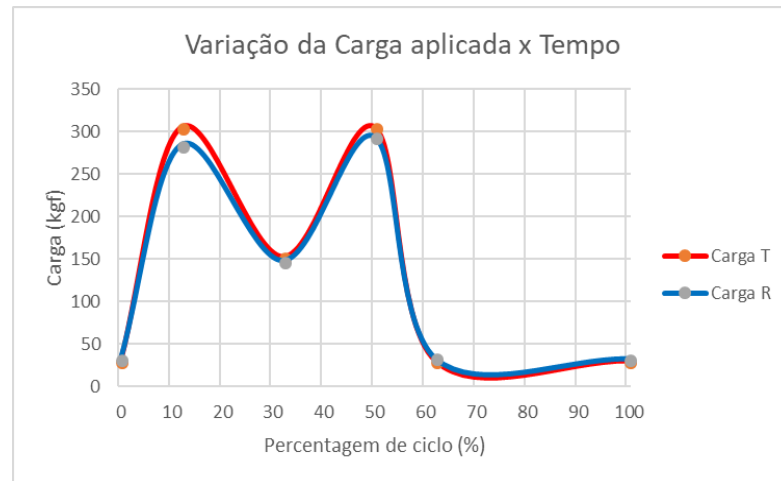
Com os valores obtidos da tabela 6, calculou-se a média das cargas aplicadas e o percentual de erro entre as mesmas, conforme mostra a tabela 7 e figura 56.

Tabela 7 - Média das cargas aplicadas e erro percentual por ciclo de revolução.

% do Ciclo	Carga Teórica	Média das Cargas Aplicadas (kgf)	Erro Percentual (%)
	(kgf)		
	(kN)		
0	30,5915±9,18	33,3881	11,29365
	0,3±(90N)	0,33	
12	305,9149±9,18	284,561	-5,14635
	3,0±(90N)	2,79	
32	152,9574±9,18	148,5057	-0,99619
	1,5±(90N)	1,45	
50	305,9149±9,18	293,8457	-2,05143
	3,0±(90N)	2,88	
62	30,5915±9,18	33,79524	12,65079
	0,3±(90N)	0,33	

Fonte: O Autor.

Figura 56 - Gráfico comparativo entre a curva de Forças Teóricas da Norma ISO 14242-3 (Carga T) e a curva de Forças Aplicadas (Carga R).



Fonte: O Autor.

Considerando que a norma NBR ISO 14242-3 (2010), estabelece uma tolerância de $\pm 90\text{N}$ (9,17745 kgf), observa-se que apenas as forças máximas, referentes à 12% do ciclo e 50% do ciclo descritas na tabela 7, apresentaram cargas com 4,1% e 0,97% respectivamente, abaixo do limite mínimo. Os demais valores estão de acordo como o especificado pela norma.

B. Análise da Variação do Movimento Angular em Função do Tempo

Como foi descrito anteriormente na página 92, a ajustagem da inclinação angular de $\pm 23^\circ$ do Prato Suporte da Haste da Cabeça Femoral, responsável pela simulação da articulação do quadril (Flexão, Abdução, Extensão e Adução), durante a realização do ensaio, foi feita mecanicamente com auxílio de um Inclínômetro Digital com Faixa de medição de 360° , Erro de Precisão $\pm 0,2^\circ$ e Resolução de $0,2^\circ$, dessa forma, não houve variação angular ao longo do ensaio, pois trata-se de uma mesa de coordenadas cuja trajetória circular se repete em todos os ciclos.

A tabela 8 apresenta uma relação entre os dados das Cargas Aplicadas e as inclinações angulares do componente femoral fixado à mesa de coordenadas ao longo dos ciclos de movimento.

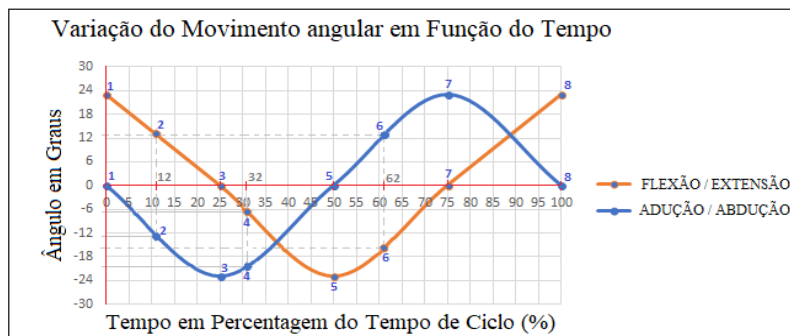
Tabela 8 - Variação do Movimento Angular em Função do Tempo e Cargas Aplicadas.

Pontos	Porcentagem do Tempo de Ciclo (%)	Ângulo de Flexão/Extensão (graus)		Ângulo de Adução/Abdução (graus)		Cargas Aplicadas	
						(kN)	(kgf)
1	0	23	Flex.	0		0,33	33,3881
2	12					2,79	284,561
3	25	0		-23	Abd.	1,75	178,290
4	32					1,45	148,5057
5	50	-23	Ext.	0		2,88	293,8457
6	62					0,33	33,79524
7	75	0		23	Ad.	0,33	33,59167
8	100	23	Flex.	0		0,33	33,3881

Fonte: O Autor.

Com os resultados apresentados na tabela 8, levantou-se o gráfico mostrado na figura 57 da Variação do Movimento Angular em Função do Tempo com as respectivas cargas aplicadas ao longo do ciclo.

Figura 57 - Gráfico Experimental da Variação do Movimento Angular em Função do Tempo.



Fonte: O Autor.

A curva gerada pela variação do movimento angular do simulador projetado, se mostrou coerente com o perfil de curva estabelecido pela Norma NBR ISO 14242-3, (2010), apresentado na página 77.

Esses resultados efetivaram a Validação do Equipamento, concluindo dessa forma a macrofase de Desenvolvimento do PDP adotado.

3.1.3 Pós Desenvolvimento: Após a fabricação e validação do equipamento, foi possível efetuar o ensaio de desgaste de um par protético (Metal/Polietileno), conforme descrito no capítulo 4 desse trabalho.

4 METODOLOGIA EXPERIMENTAL

Este capítulo corresponde à Fase de Pós Desenvolvimento do PDP adotado e descreve a metodologia aplicada para estudar e avaliar o desgaste gerado em um acetábulo de UHMWPE, a partir do ensaio tribológico e a metodologia aplicada para a realização da macro análise e micro análise no componente acetabular, bem como a avaliação morfológica das partículas geradas durante o ensaio.

4.1 MATERIAIS E MÉTODOS

O procedimento experimental consistiu na realização do ensaio com o simulador projetado, que provocou o desgaste do polietileno sob as condições de ensaio (carga, campo de movimento, lubrificação e temperatura), conforme prevê a Norma NBR ISO 14242-3, (2010) e comparação do resultado de taxa de desgaste obtido com os resultados de outros simuladores.

4.1.1 Materiais

a) Conjunto Protético: O conjunto protético (não novo), apresentado na figura 58, utilizado para o ensaio foi cedido por um médico ortopedista de conhecimento do autor, como segue:

- **Componente Femoral:** A cabeça femoral é do tipo intercambiável, fabricada em AISI 316L – ASTM F138 com diâmetro de 28 mm e colo médio para encaixe em haste (com cone morse) igual 12/14.
- **Componente Acetabular:** O acetábulo é fabricado em Polietileno de Ultra Alto Peso Molecular – UHMWPE - ASTM F-648 – marca Baumer com diâmetro externo de 50,0 mm e diâmetro interno de 28,0 mm. Suas principais características são apresentadas na tabela 9.

Figura 58 - Conjunto protético utilizado durante o ensaio de desgaste.



Fonte: O Autor.

Tabela 9 - Propriedades do Polietileno de Ultra Alto Peso Molecular (UHMWPE).

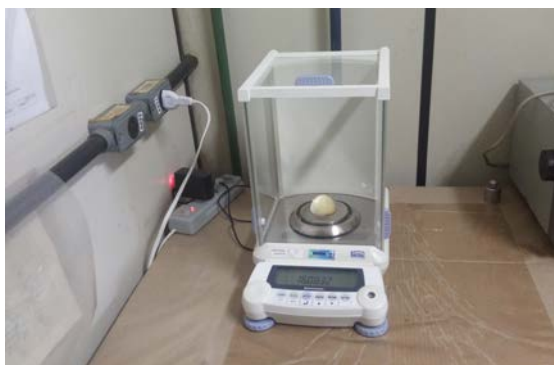
Propriedades	Valores a 37°C
Densidade (mg/mm ³)	0,934
Dureza Rockwell R	67
Resistência à tração (MPa)	36
Módulo de Flexão (GPa)	0,5
R. impacto / entalhe V (Charpy) (kgcm/cm)	1,06
Alongamento até ruptura (%)	500
Módulo de Elasticidade (Young)	306MPa
Limite de Escoamento	20MPa
Coeficiente de Poisson	0,355 (realizado a seco)
Máxima temperatura de operação (°C)	55
Absorção de água (%)	0,01

Fonte: O Autor.

b) Balança Analítica

Para a pesagem das amostras, utilizou-se uma balança analítica de precisão, marca Shimadzu, mod. AUX 320 (figura 59), com capacidade de pesagem de até 320 g e precisão de 0,0001 g., do Lab. do GDAM - Dep. Física e Química da FEIS.

Figura 59 - Balança analítica modelo AUX 320 marca Shimadzu.



Fonte: O autor.

c) Simulador de desgaste fabricado

A câmara de ensaio, apresentada na figura 60, é a parte do simulador fabricado onde ocorre o acoplamento do componente femoral com o componente acetabular para o desenvolvimento do ensaio de desgaste. O reservatório foi construído inicialmente com membrna de PVC transparente e após 452.996 ciclos, substituído por borracha natural (NR).

Figura 60 - Câmara de ensaio.



Fonte: O Autor.

d) Termostato digital

A figura 61, mostra o Termostato utilizado para manter a temperatura do fluido variando entre 35,5 °C a 38,0 °C durante o ensaio de desgaste.

Figura 61 - Termostato Digital indicando a temperatura do Fluido Lubrificante.



Fonte: O Autor.

e) Fluido lubrificante

Substância responsável pela lubrificação entre os componentes protéticos (cabeça femoral e acetábulo). Esse fluido (figura 62) é composto por uma mistura de 25% em volume de sêro fetal bovino, diluído em água deionizada conforme determinação da norma NBR ISO 14242-3, (2010).

Figura 62 - Composição do Fluido lubrificante (Água Deionizada + Sêro Fetal Bovino).



Fonte: O Autor.

f) Membranas filtrantes

A figura 63 mostra as membranas filtrantes utilizadas, com poros de $3,0\ \mu\text{m}$ para pré filtragem e com poros de $0,22\ \mu\text{m}$ para filtragem final do líquido lubrificante, após o ensaio de desgaste do par protético.

Figura 63 - Membranas filtrantes TYPE GSWP com filtros de $3\ \mu\text{m}$ e $0,22\ \mu\text{m}$.

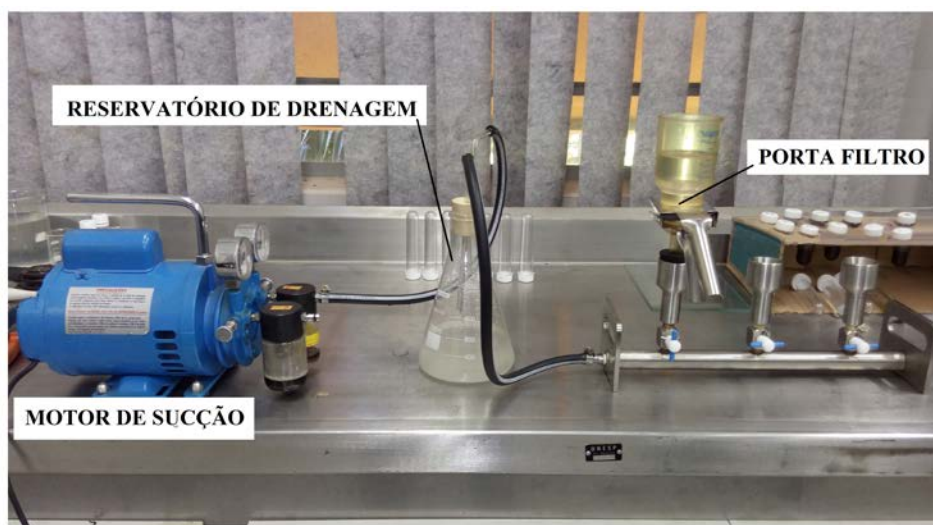


Fonte: O Autor.

g) Sistema de filtragem por sucção

Sistema de filtragem por sucção (figura 64), montado no Laboratório de Tribologia do DEM-FEIS, para filtrar o fluido lubrificante após o ensaio de desgaste do par protético.

Figura 64 - Sistema de filtragem por sucção.



Fonte: O Autor.

h) Estereomicroscópio

Microscópio (figura 65), localizado no Laboratório de Caracterização Micro estrutural do DEM – FEIS, utilizado para realizar a macro análise no componente acetabular e nas membranas filtrantes do líquido lubrificante após o ensaio de desgaste.

Figura 65 - Estereomicroscópio ZEISS Discovery.V8 - SteREO - Axio Cam ERc 5s.



Fonte: O Autor.

i) Microscópio Eletrônico de Varredura – (MEV)

A figura 66 mostra o equipamento localizado no Laboratório Multiusuário de Caracterização Microestrutural de Materiais, utilizado para análise e caracterização das partículas retidas nas membranas filtrantes, após o ensaio tribológico.

Figura 66 - Microscópio Eletrônico de Varredura – (MEV).



Fonte: O Autor.

4.1.2 Métodos

Os resultados obtidos a partir do **Método Experimental** forneceram um conhecimento muito expressivo a respeito do sistema tribológico envolvendo o par protético de artroplastia total de quadril, apresentado na figura 58.

4.1.2.1 Metodologia Experimental: A metodologia experimental obedeceu a seguinte sequência de operações:

- I. Posicionamento dos componentes protéticos e início da operação de desgaste.
- II. Determinação da Perda de Massa.
- III. Análise do desgaste acetabular.

I. Posicionamento dos componentes protéticos no simulador e início da operação de desgaste: Após a primeira pesagem do acetábulo, foi dado início ao ensaio de desgaste. Para tanto, o conjunto protético foi posicionado na câmara de ensaio do simulador na posição anatômica (figura 67).

Figura 67 - Conjunto protético na câmara de ensaio, imerso no fluido lubrificante.



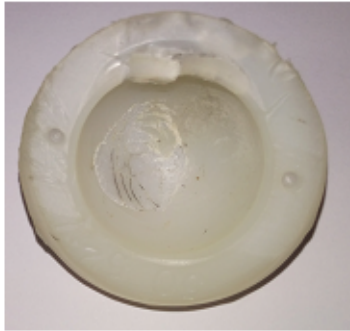
Fonte: O Autor.

A câmara de ensaio foi preenchida com o fluido lubrificante (figura 62), que simula o fluido sinovial humano, de tal forma que as superfícies de contato dos componentes protéticos ficaram imersas no fluido, cuja temperatura foi mantida pelo termostato (figura 61) em $37^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ durante todo o ensaio, conforme determinação da norma ISO 14242-3, (2010).

II. Determinação da Perda de Massa: A Norma ABNT NBR ISO 14242-2 (2010), sugere dois métodos de medida do nível de desgaste: gravimetria e mudança dimensional. Dentre esses dois métodos, optou-se pelo método gravimétrico, visto que o método de mudança dimensional exige um equipamento de custo elevado (máquina de medir por coordenadas - MMC) e o departamento não dispõe de tal equipamento. Portanto, para a determinação da perda de massa acetabular, foram tomadas três séries de medidas de perdas de massas do acetábulo, com 10 pesagens em cada série, conforme apresentado na tabela 10, de acordo com o seguinte procedimento:

- **Antes do ensaio:** O acetábulo de UHMWPE foi devidamente limpo, conforme as recomendações da Norma ABNT NBR ISO 14242-2 (2010) e para garantir a precisão da medida de massa, foi utilizado uma balança analítica de precisão, apresentada na figura 59 e efetuado uma série de medições de massa (10 pesagens), sempre aguardando a estabilização da indicação da massa antes de registrar o seu valor.
- **Após 452.996 ciclos:** O acetábulo foi retirado da máquina e submetido à limpeza em conformidade com a Norma e novamente efetuado uma série de medições de massa, conforme procedimento adotado anteriormente. Nessa ocasião, verificou-se que a membrana de PVC transparente começou a apresentar fissuras devido ao intenso movimento angular cíclico do equipamento, razão pela qual foi substituída por uma membrana de borracha natural (NR). Na sequência, o acetábulo foi reposicionado na câmara e dada sequência ao ensaio.
- **Após um milhão de ciclos (1.000.003 ciclos):** O ensaio foi encerrado e o acetábulo retirado da câmara e mais uma vez submetido à limpeza e efetuado as medições finais de massa.

Tabela 10 - Perda de Massa em Função do número de ciclos.

Acetábulo antes do Ensaio		Acetábulo após o Ensaio
		
Massa do Acetábulo (antes do ensaio)	Massa do Acetábulo (após 452.996 ciclos)	Massa do Acetábulo (após 1.000.0000 ciclos)
m1=16,1202 g	m1=16,1032 g	m1=16,0832 g
m2=16,1203 g	m2=16,1031 g	m2=16,0829 g
m3=16,1201 g	m3=16,1030 g	m3=16,0830 g
m4=16,1202 g	m4=16,1031 g	m4=16,0832 g
m5=16,1202 g	m5=16,1032 g	m5=16,0833 g
m6=16,1203 g	m6=16,1032 g	m6=16,0832 g
m7=16,1202 g	m7=16,1032 g	m7=16,0832 g
m8=16,1202 g	m8=16,1031 g	m8=16,0831 g
m9=16,1201 g	m9=16,1032 g	m9=16,0829 g
m10=16,1202 g	m10=16,1030 g	m10=16,0831 g
M₁ massa = 16,1202 g	M₂ massa = 16,1031 g.	M₃ massa = 16,0831 g.

Fonte: O Autor.

III. Análise do desgaste acetabular: Para avaliar as partículas geradas em função do desgaste do Polietileno, foram feitas duas análises: Macro análise e Micro análise.

a) Macro análise: A macro análise no componente acetabular e nas membranas filtrantes foram feitas visualmente e com o auxílio do Estereomicroscópio apresentado na figura 65.

a.1) Análise do Componente Acetabular: A macro análise foi feita na superfície interna do acetábulo após o ensaio, onde constatou-se a atuação de alguns dos principais mecanismos de desgaste mencionados pela literatura. Os mecanismos identificados foram: desgaste por fadiga (figura 68), desgaste por abrasão por terceiro corpo (figura 69) e desgaste por abrasão (figura 70).

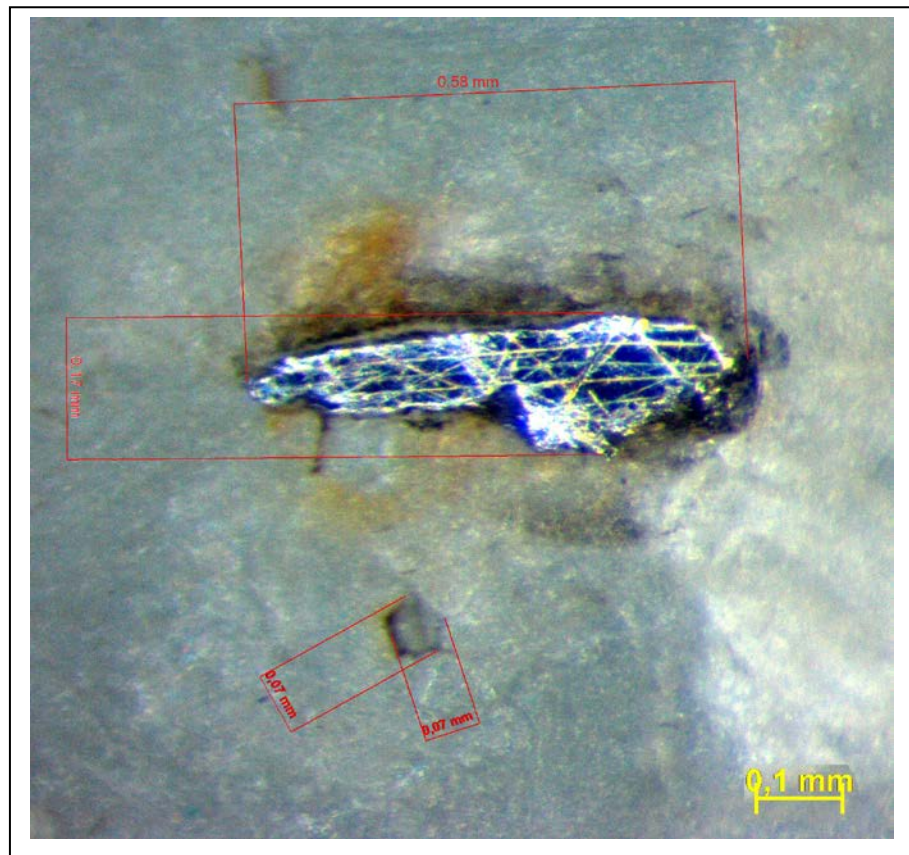
Figura 68 - Detalhe da região delaminada com resíduo de cavaco metálico (sugerido) incrustado no centro (indicado) e alguns pigmentos não identificados no entorno.



Fonte: O Autor.

A figura 68, sugere o mecanismo de desgaste por fadiga. Esse tipo de mecanismo ocorre após certo número de ciclos, provocando delaminação e surgimento de trincas na superfície do polietileno, além de fissuras na borda radial e fratura do copo acetabular, podendo ocorrer eventualmente, a liberação de partículas. Algumas dessas partículas liberadas podem aderir à cabeça femoral, ocorrendo o surgimento de outro mecanismo, que é o mecanismo de desgaste adesivo.

Figura 69 - Partícula metálica aderida à superfície do polietileno, sugerindo um mecanismo abrasivo por terceiro corpo.



(Vista ampliada)

Fonte: O Autor.

A figura 69, pode representar o mecanismo de desgaste abrasivo por terceiro corpo ocorrido durante o ensaio. Essa forma de desgaste ocorre quando uma partícula dura fica retida (incrustada) na superfície menos dura. A aparência brilhosa da partícula, sugere se tratar de uma partícula metálica.

Um detalhe importante a ser observado nessa imagem são as trilhas formadas sobre a superfície da partícula. Essas trilhas denotam o desgaste abrasivo ocorrido no componente acetabular .

Num ambiente fisiológico as partículas produzidas na interação entre os dois corpos têm a ação de um terceiro corpo, acelerando ainda mais o desgaste. Essas partículas rígidas podem contribuir para desagregação localizada, comprometendo o regime lubrificante e resultando na aceleração da taxa de desgaste. Estudos indicam que a interação dessas partículas com o rolamento de superfícies é um dos principais fatores limitantes para o tempo de vida útil de próteses totais (BLUNT, *et al.* 2009).

Figura 70 - Superfície acetabular com sulcos, caracterizando o processo de desgaste por abrasão.



Fonte: O Autor.

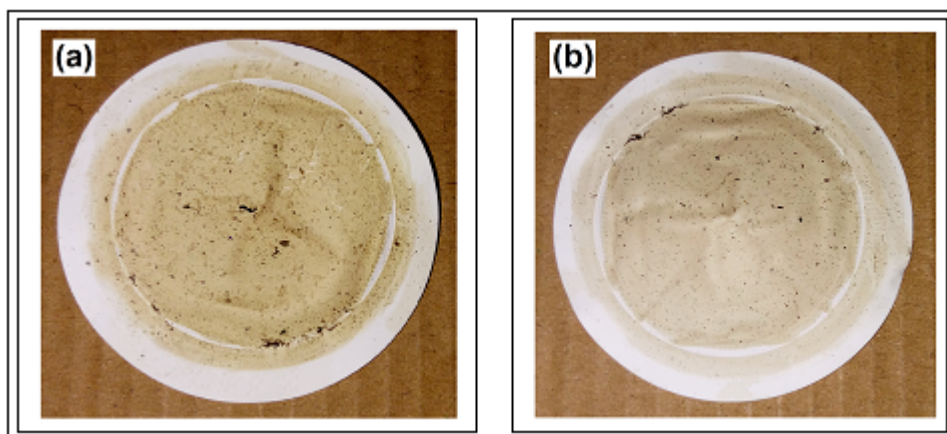
O mecanismo abrasivo é responsável pela formação de sulcos e arranhões na superfície polimérica (figura 70), que pode ocorrer em função da rugosidade superficial do componente femoral e/ou devido a presença de partículas sólidas aprisionadas entre as superfícies articulares.

O movimento relativo entre as superfícies faz com que partículas ou protuberâncias deformem a superfície polimérica, causando o rearranjo e reorientação das moléculas.

a.2) Análise das Membranas Filtrantes: Logo após o ensaio de desgaste de um milhão de ciclos, o fluido lubrificante utilizado foi submetido a um processo de pré filtração em filtro de 3 μm (figura 71a) e posteriormente a uma filtração final com filtro de 0,22 μm (figura 71b), através de um sistema de sucção (figura 64), para depois, os filtros serem submetidos à macroanálise visual e com o auxílio do Estereomicroscópio. (figura 65).

A figura 71 (a) e (b), mostra o aspecto dos filtros de $3,0\mu\text{m}$ e $0,22\mu\text{m}$ respectivamente após o processo de filtração e devidamente secos naturalmente. Observa-se a presença de partículas aderidas ao filtro.

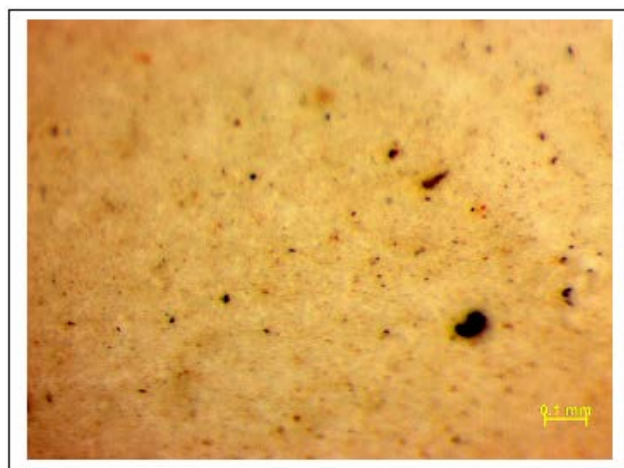
Figura 71 - Membranas filtrantes TYPE GSWP com filtros de (a) $3\mu\text{m}$ e (b) $0,22\mu\text{m}$, após processo de filtração.



Fonte: O Autor.

A figura 72, nos mostra a micrografia da membrana de $0,22\mu\text{m}$ gerada pelo Estereomicroscópio (figura 65). É possível verificar a existência de inúmeras partículas, (pontos escuros), porém, para uma melhor elucidação, foi necessário a realização de uma micro análise de forma mais criteriosa a partir dos recursos oferecidos pelo MEV.

Figura 72 - Imagem macrográfica da membrana filtrante de $0,22\mu\text{m}$ utilizada na filtração do fluido lubrificante.



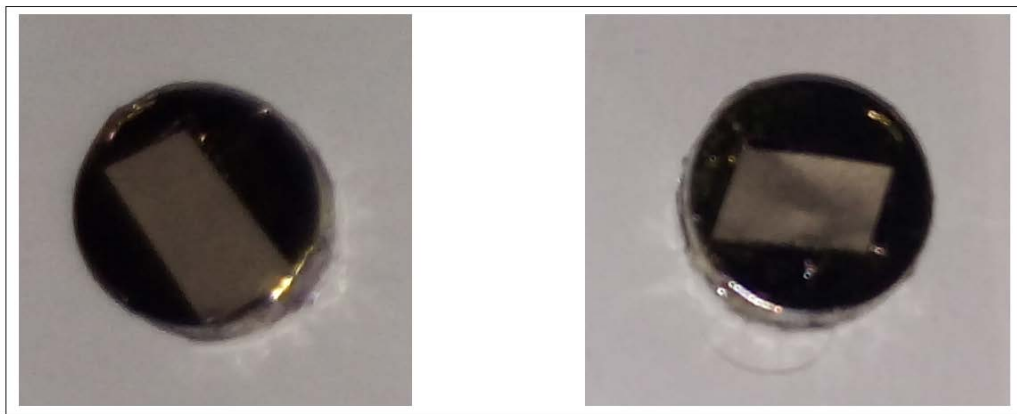
Fonte: O Autor.

b) Micro análise

A micrografia das amostras foram desenvolvidas com o auxílio do (MEV) Microscópio Eletrônico de Varredura, mostrado na figura 66, conforme procedimento a seguir:

b.1) Preparação das amostras: Foram recortadas duas tiras de (4x8) mm da membrana com filtro de 0,22 μm e coladas nos porta-amostras do MEV (“*stub*”), com adesivo dupla face. Depois da montagem, as amostras foram cobertas com uma fina camada de ouro (em torno de 30nm de espessura, através de um sistema de evaporação “*sputtering*”, conforme mostrado na figura 73.

Figura 73 - Amostras preparadas para micro análise no MEV.



Fonte: O Autor.

b.2) Observação das amostras: Considerando a ausência de uma classificação morfológica consistente em termos de geometria, formato e dimensões, optou-se por classificar as partículas observadas neste trabalho a partir de comparações com os formatos de partículas propostos por Hongtao (2011) e correlacioná-las com os respectivos mecanismos de desgastes.

Para facilitar a interpretação dos resultados, decidiu-se dividir essa análise em 2 grupos:

- **Grupo I:** representado pelas figuras 74 (a), (b), (c), (d) e (e)
- **Grupo II:** representado pelas figuras 75 (a), (b), (c) e (d)

Grupo I

Figura 74 - (a): Partícula de Polietileno (UHMWPE) utilizada como padrão; (a1) e (a2): Partículas geradas durante o ensaio de desgaste do componente acetabular de Polietileno (UHMWPE).

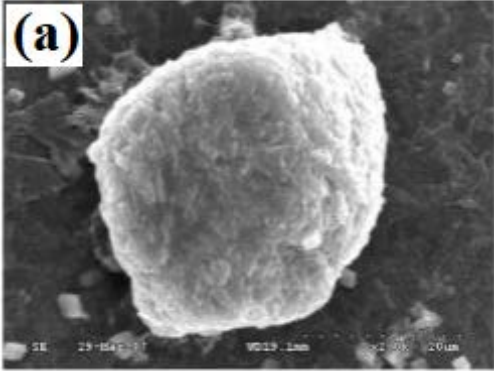
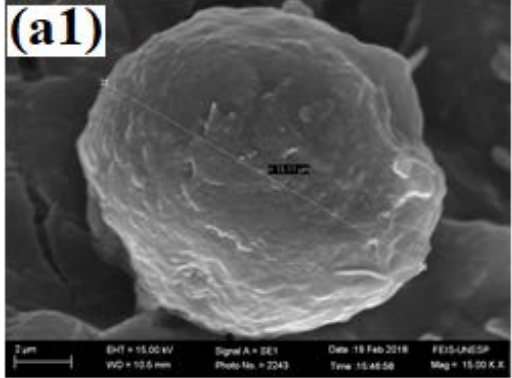
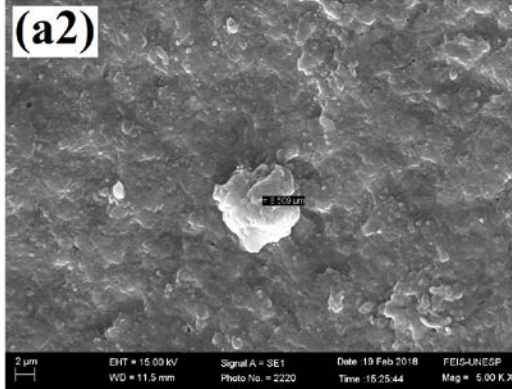
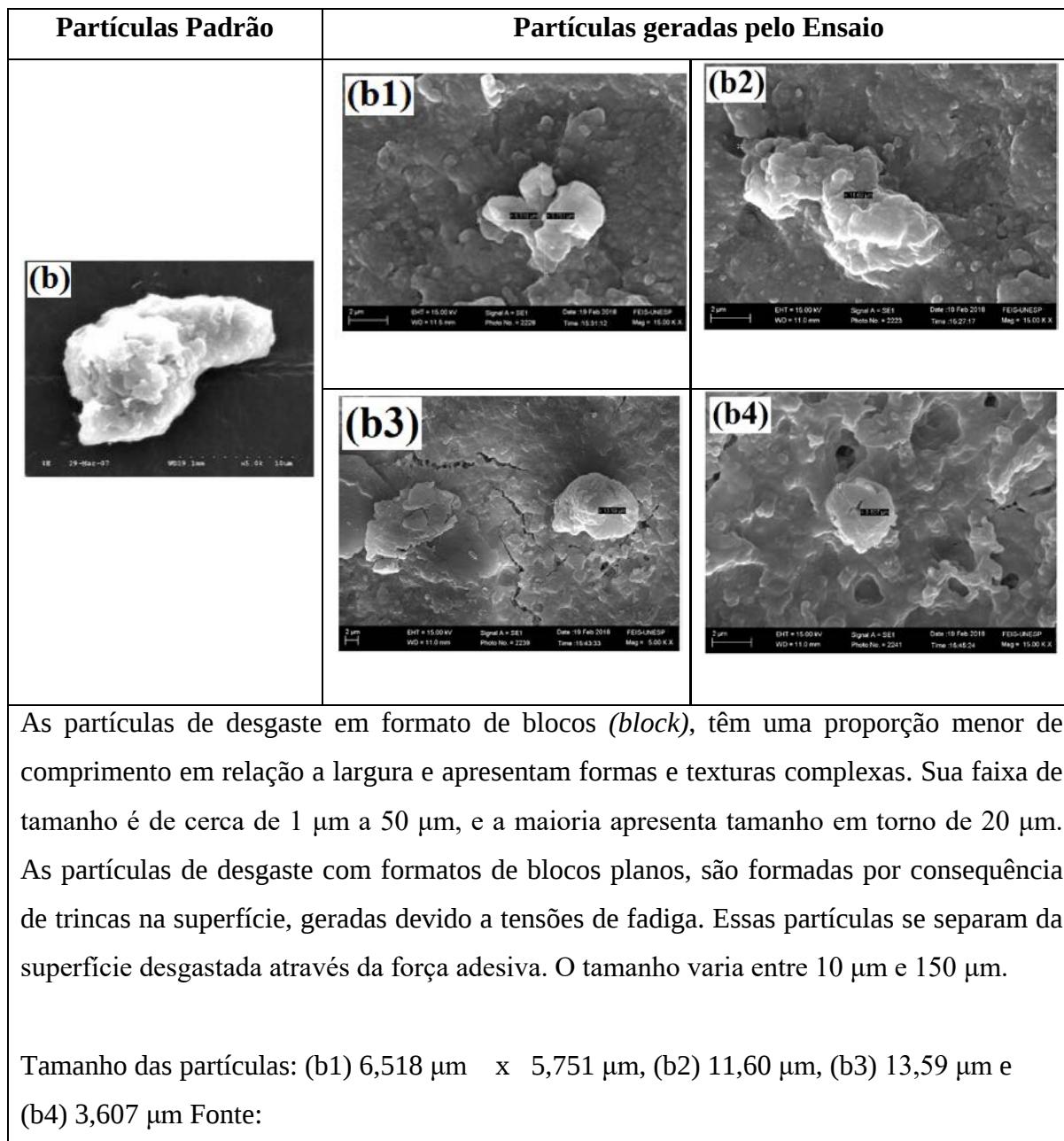
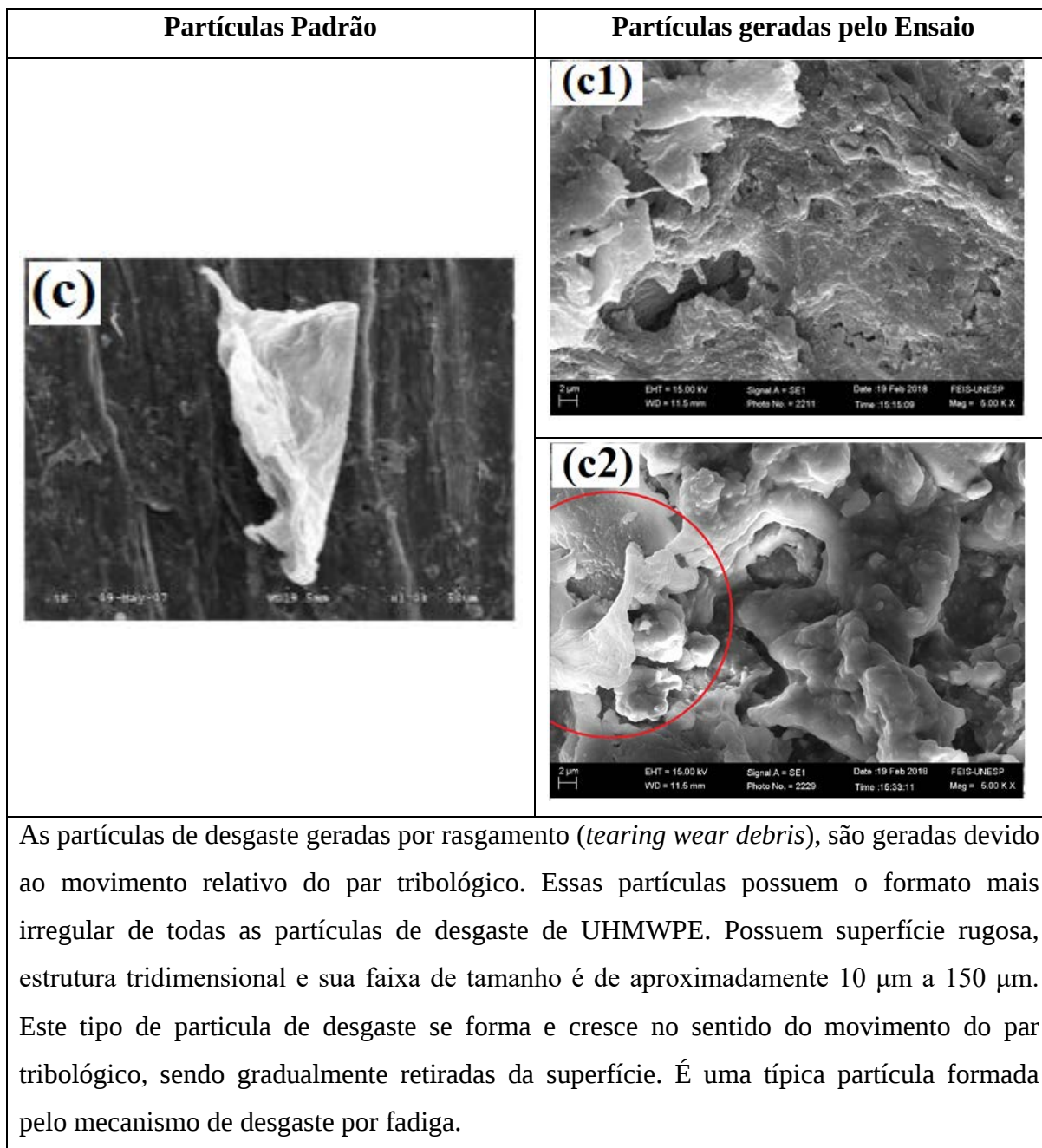
Partículas Padrão	Partículas geradas pelo Ensaio
	 
As partículas de desgaste de formato esférico (<i>spherical</i>), apresentam diâmetros menores que 50μm com ampla distribuição de tamanho e quantidade. As partículas maiores são produzidas principalmente pelo mecanismo de desgaste adesivo em função do movimento de fricção dos pares tribológicos. Essas partículas são normalmente formadas pela fragmentação das grandes partículas, ou também pela esfoliação de micro saliências na superfície do acetábulo devido a rugosidade do par protético e o seu movimento, sugerindo mecanismo de desgaste abrasivo. Tamanho das partículas: (a1) 13,11 μm, (a2) 8,509 μm	

Figura 74 - (b): Partícula de Polietileno (UHMWPE) utilizada como padrão; (b1), (b2), (b3) e (b4): Partículas geradas durante o ensaio de desgaste do componente acetabular de Polietileno (UHMWPE).



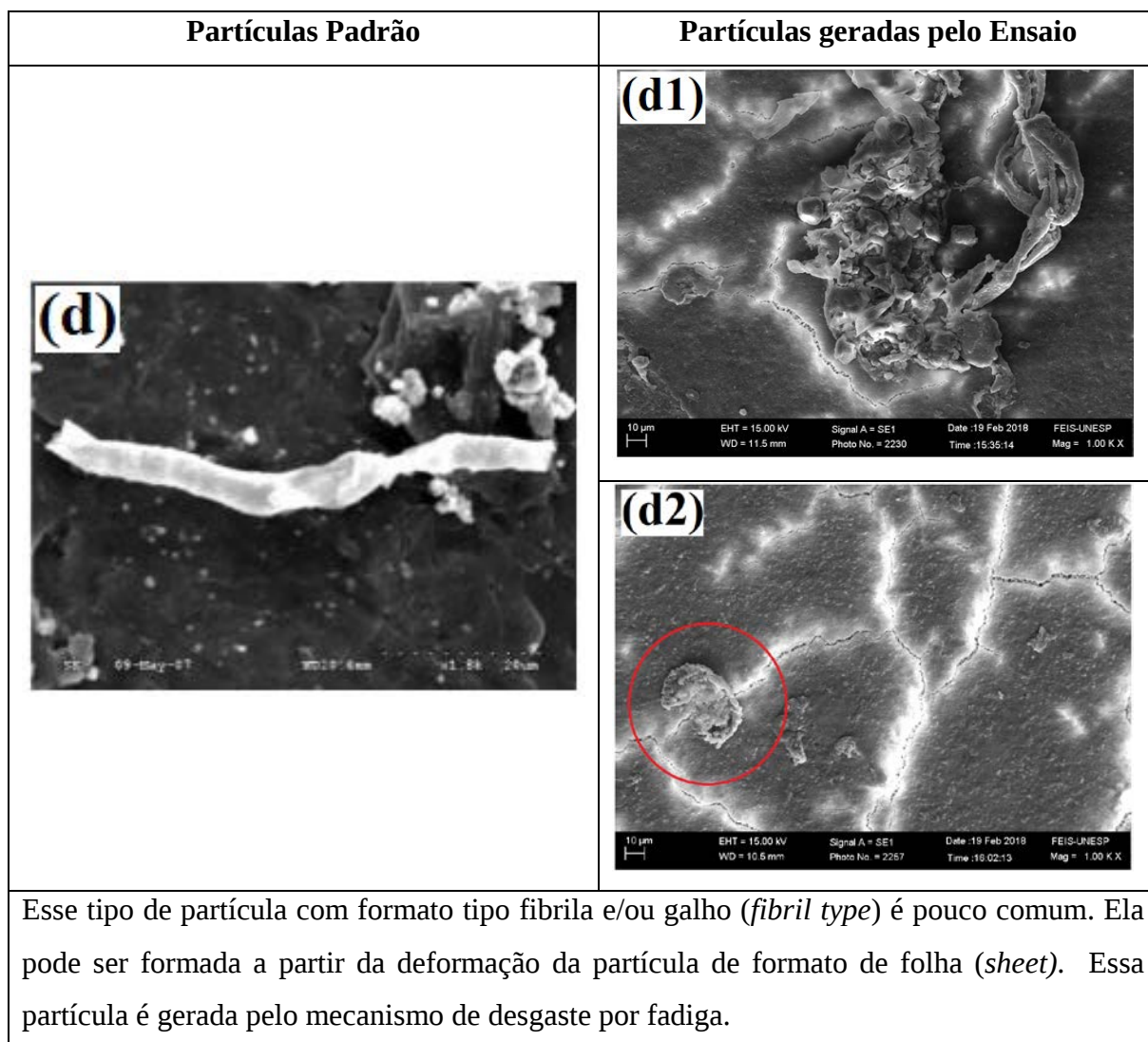
Fonte: O Autor.

Figura 74 - (c): Partícula de Polietileno (UHMWPE) utilizada como padrão; (c1) e (c2): Partículas geradas durante o ensaio de desgaste do componente acetabular de Polietileno (UHMWPE).



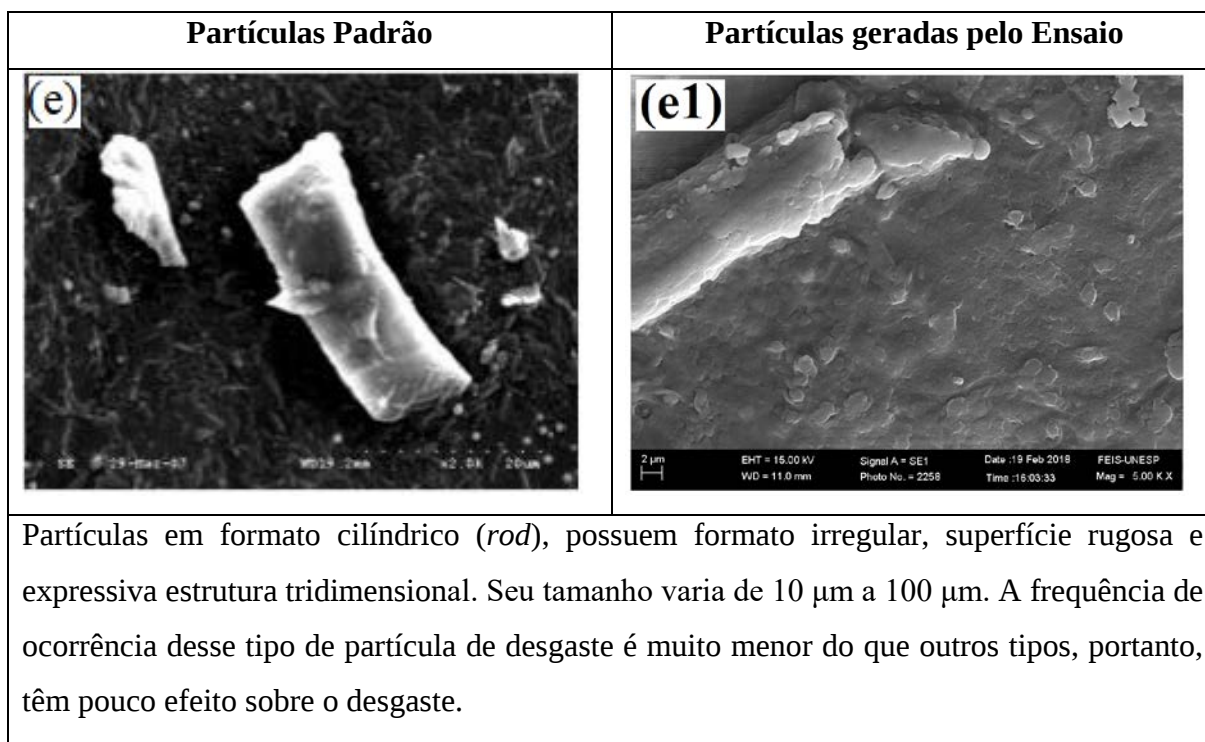
Fonte: O Autor.

Figura 74 - (d): Partícula de Polietileno (UHMWPE) utilizada como padrão; (d1) e (d2): Partículas geradas durante o ensaio de desgaste do componente acetabular de Polietileno (UHMWPE).



Fonte: O Autor.

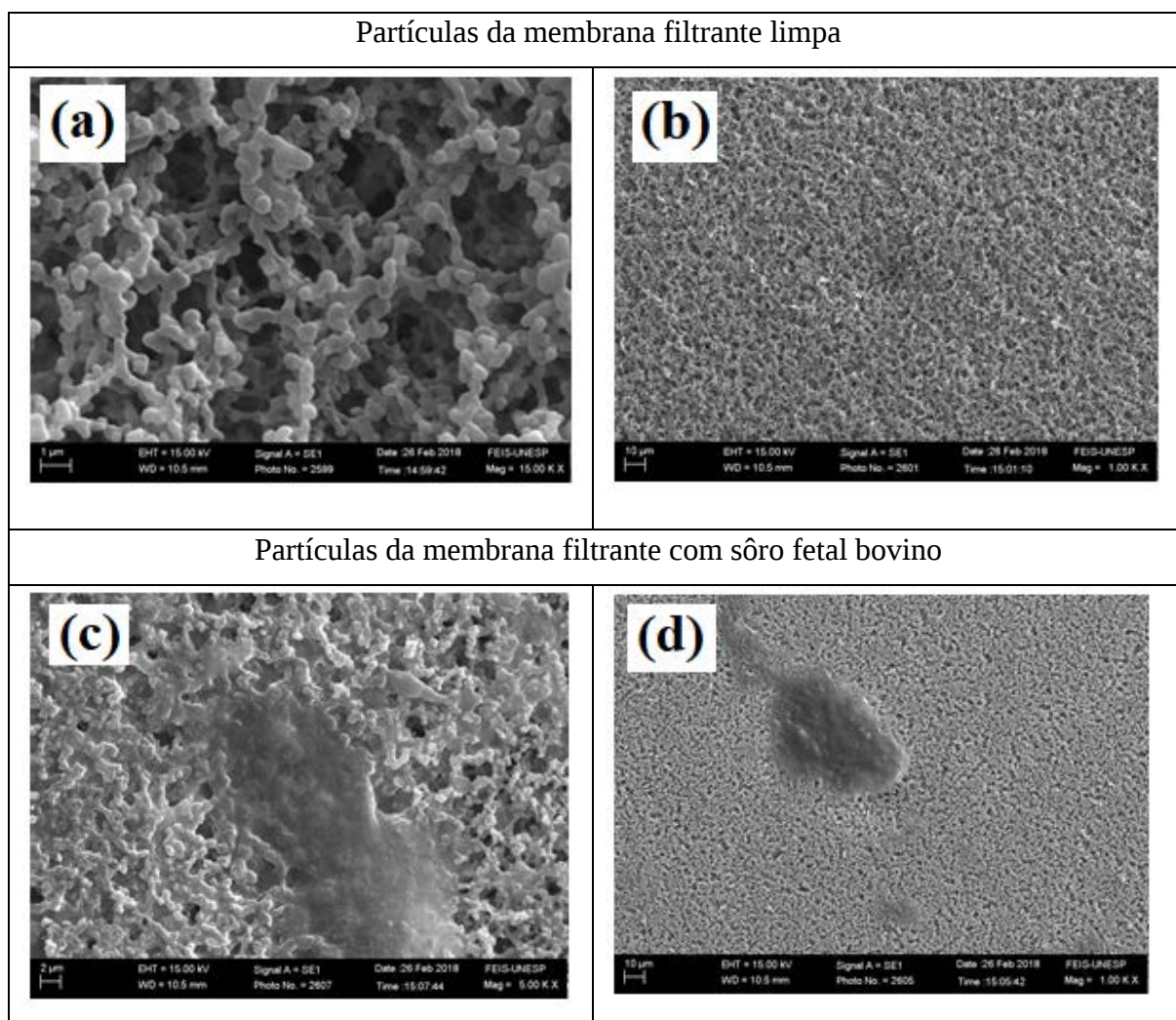
Figura 74 - (e): Partícula de Polietileno (UHMWPE) utilizada como padrão; (e1): Partícula gerada durante o ensaio de desgaste do componente acetabular de Polietileno (UHMWPE).



Fonte: O Autor.

Grupo II

Figura 75 – (a) e (b): Partículas da Membrana Filtrante limpa; (c) e (d): Partículas da Membrana Filtrante com Soro Fetal Bovino.



Fonte: O Autor.

5 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Neste capítulo, foram analisados os resultados obtidos no capítulo 3 que se refere à validação do equipamento segundo a Norma ABNT NBR ISO 14242-3, (2010) e os resultados obtidos no capítulo 4 referentes à Metodologia Experimental aplicada para determinar a taxa de perda de massa do acetábulo de Polietileno (UHMWPE) e os mecanismos de desgaste ocorridos e suas respectivas partículas geradas durante o ensaio tribológico.

5.1 VALIDAÇÃO DO EQUIPAMENTO:

- a. A frequência de 1 Hz, controlada pelo inversor de frequência se manteve constante durante todo o ensaio.
- b. O posicionamento angular de $\pm 23^\circ$ nos movimentos de flexão/extensão e adução/abdução manteve-se estável durante o ensaio de validação e durante o ensaio de desgaste da prótese, tendo em vista que foi ajustado mecanicamente, além disso, essa angulação foi monitorada através de um Sensor de Inclinação MPU-650 ligado a um Microcontrolador Arduino.
- c. Com relação a aplicação de cargas e considerando que a norma NBR ISO 14242-3 (2010), estabelece uma tolerância de ± 90 N (9,17745 kgf), verificou-se que apenas as forças máximas, referentes à 12% do ciclo e 50% do ciclo, apresentaram cargas com 4,1% e 0,97% respectivamente, abaixo do limite mínimo tolerado, observação descrita no capítulo 3 desse trabalho. Essa discrepância de valores, encontra respaldo na literatura a partir da observação de Reinisch, G. *et al.* (2006), quando afirma que a aplicação das cargas é um dos principais pontos polêmicos da norma, pois muitos autores afirmam que para se reproduzir o ciclo de carga aplicado na amostra, com a precisão especificada, é necessário um complexo e caro sistema mecânico, inviabilizando muitas vezes a realização do ensaio de desgaste normalizado. Os demais valores de cargas, referentes a 0%, 32%, 62% e 100%, se mantiveram de acordo com os especificados pela norma.

- d. A temperatura do fluido lubrificante, se manteve numa faixa entre 35,7°C a 37,9°C durante todo o ensaio de desgaste da prótese (um milhão de ciclos), atendendo portanto a norma que estabelece uma temperatura de $37^{\circ}\text{C} \pm 2,0^{\circ}\text{C}$.

5.2 METODOLOGIA EXPERIMENTAL

5.2.1 Avaliação do desgaste gerado no acetábulo:

O Polietileno (UHMWPE) é um material complexo e seu comportamento mecânico e tribológico é fortemente dependente da morfologia e das alterações químicas induzidas pelas condições de processamento. Lewis (1997), citado por Schappo (2017), afirma que existe uma série de fatores endógenos e exógenos que influenciam o desgaste dos acetábulos de UHMWPE. Os fatores endógenos (internos) mais importantes são: qualidade da resina utilizada, rigidez do material, método de fabricação do componente, espessura do componente de UHMWPE, métodos de esterilização, ambiente de armazenagem e condição de envelhecimento. Alguns dos fatores exógenos (externos) considerados seriam: projeto do componente e características da superfície da cabeça femoral. Trommer (2012), afirma em seu trabalho que a avaliação da quantidade de perda de massa durante os ensaios de desgaste de uma prótese de quadril em simulador não é um processo trivial, pois a quantidade de perda de massa da amostra costuma ser muito pequena, dificultando muito sua quantificação. Porém, a despeito dessas considerações, procurou-se nesse trabalho avaliar a quantificação de desgaste a partir da taxa de perda de massa por milhão de ciclo, a taxa de perda de volume por milhão de ciclo e por fim, o cálculo do fator de desgaste sofrido pelo acetábulo de polietileno.

I. Média das Perdas de Massa nos intervalos

Para o cálculo da média das perdas de massas, utilizou-se os resultados fornecidos pela tabela 10.

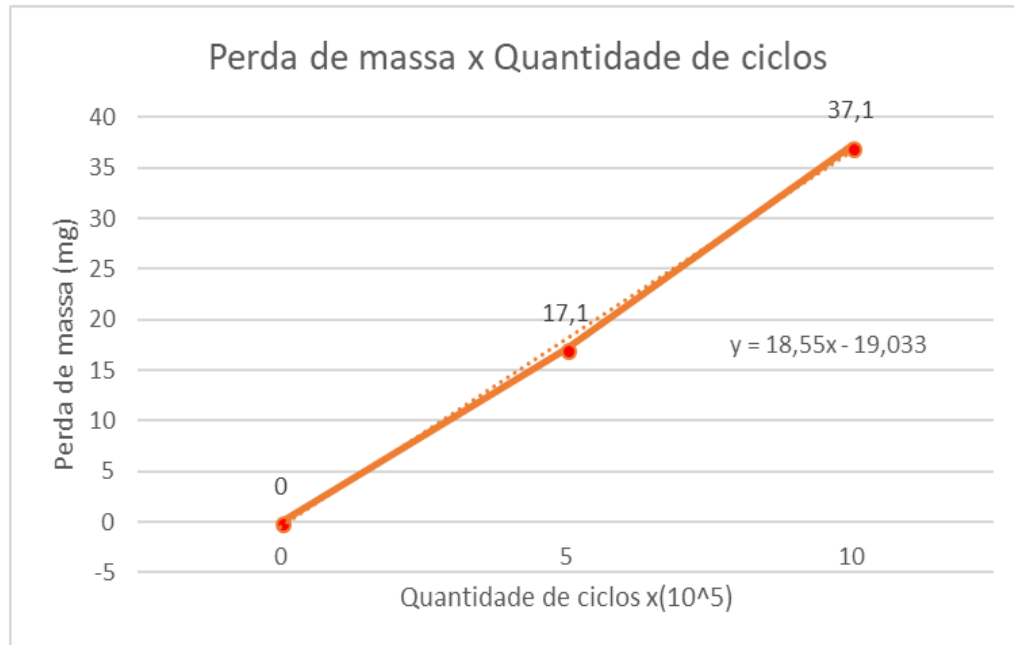
Assim: P_1 = Perda de massa entre 0 a 452.996 ciclos = 17,1 mg

P_2 = Perda de massa entre 452.996 ciclos a 1000003 ciclos = 20,0 mg

Perda de massa total = 37,1 mg/10⁶ ciclos

Com esses resultados, levantou-se a curva de perda de massa em função da quantidade de ciclos, conforme mostra a figura 76.

Figura 76 - Perda de massa em função da quantidade de ciclos.



Fonte: O Autor.

A curva de Perda de massa em função da Quantidade de ciclos apresentou uma tendência linear, mostrando claramente que a perda de massa do acetábulo continuará aumentando linearmente a medida que se aumenta o número de ciclos durante o ensaio, deduzindo-se portanto, que a taxa de desgaste do acetábulo foi de 37,1 mg/10⁶ ciclos.

Segundo Medeiros Júnior (2016), a observação da linearidade da perda de massa em função da quantidade de ciclos está coerente com a posição de alguns autores que afirmam que a linearidade e o aumento de desgaste são um comportamento típico do UHMWPE convencional.

II. Determinação da Perda de Volume

Segundo SAIKKO, *et al.* (2001), o valor de um milhão de ciclos, é considerado padrão para 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 mm³ por ano.

Dessa forma, a partir da taxa de desgaste obtida, foi possível calcular a média de volume perdido nos intervalos durante um milhão de ciclos, conforme indica a figura 77.

Assim:

$$V = m/d \quad (12)$$

Onde:

m = massa perdida

d = densidade do polietileno (UHMWPE) = $0,934 \text{ mg/mm}^3$

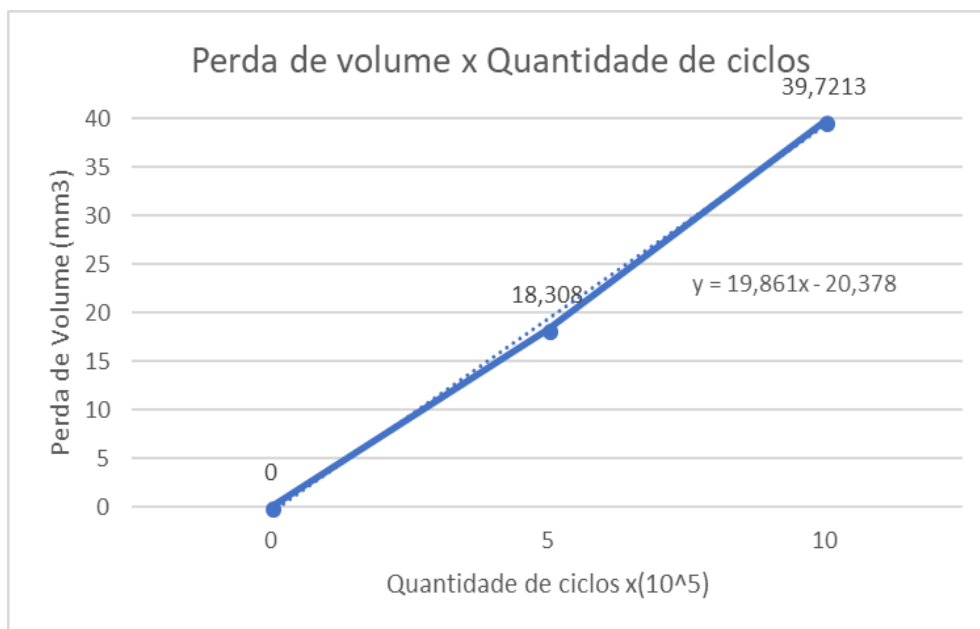
Taxa de desgaste = $37,1 \text{ mg} / 10^6 \text{ ciclos}$

Então: $V_1 = 17,1/0,934 \rightarrow V_1 = 18,308 \text{ mm}^3$

$V_2 = 20/0,934 \rightarrow V_2 = 21,413 \text{ mm}^3$

Volume total perdido = $V_1 + V_2 \rightarrow V_{\text{total}} = 39,7213 \text{ mm}^3 / 10^6 \text{ ciclos}$

Figura 77 - Perda de volume em função das cargas aplicadas em 1 milhão de ciclos.



Fonte: O Autor.

O resultado de taxa média de perda de volume de $39,7213 \text{ mm}^3/10^6 \text{ ciclos}$, se mostrou compatível com os resultados de outros autores citados na tabela 12, todavia, Affatato e

Spinelli (2008), afirmam que a não homogeneidade nas dimensões das amostras ensaiadas e as condições laboratoriais por vezes restritivas e controladas, tornam difíceis uma correlação entres resultados *in vitro* entre simuladores e resultados *in vivo*. Conclui-se portanto que, simuladores diferentes fornecem resultados diferentes de desgaste para os diferentes pares protéticos.

III. Determinação do Fator de Desgaste (k).

Após determinar variação da massa do acetábulo durante o ensaio, o volume de desgaste e a taxa de desgaste, que correlaciona a variação da massa (ou volume) durante o ensaio em razão do número de ciclos aplicados na amostra, foi possível determinar o fator de desgaste (k). Segundo, Calonius e Saikko (2002), os simuladores de desgaste do tipo BRM ou OBM, descrevem uma trilha de força tipo circular, cujo comprimento é dado por $2,46.r$, onde, o fator de desgaste (k) correlaciona o volume de desgaste com a carga de ensaio e o comprimento percorrido durante todo o ensaio, conforme prediz a equação (10):

$$k = Vd / [n \int L(x) dx] \text{ (mm}^3/\text{Nm)}$$

Onde:

Volume de desgaste: $Vd = 39,7213 \text{ mm}^3$

Comprimento percorrido: $x = 2,46.r \rightarrow x = 2,46 \times 0,014\text{m} = 0,03444 \text{ m} = 34,44 \times 10^{-3} \text{ m}$

Média da Força aplicada: $L = 1,56 \text{ kN} = 1,56 \times 10^3 \text{ N}$

Quantidade de ciclos: $n = 1 \times 10^6$ ciclos

Então: $k = (39,7213) \text{ mm}^3 / [1 \times 10^6 \times 1,56 \times 1 \times 10^3 \text{ N} \times (34,44 \times 10^{-3}) \text{ m}]$

$k = (39,7213) \text{ mm}^3 / 53,7264 \times 10^6 \text{ Nm}$

$k = 0,74 \times 10^{-6} \text{ mm}^3 / \text{Nm}$

O fator de desgaste k encontrado, bem como a taxa de desgaste se mostraram compatíveis com os resultados obtidos por outros autores que utilizaram outros tipos de simuladores, conforme apresentado nas tabelas 11 e 12.

Tabela 11 - Resultados experimentais obtidos.

AUTOR/ANO	TIPO	CARGA (kN)	TEMP. DO FLUIDO (°C)	F. DESGASTE (mm ³ /Nm)	T. DESGASTE (mg/MC)
RIBEIRO/2018	ORBITAL	2,8	37°C±2°C	0,74 x 10 ⁻⁶	37,1

Fonte: O Autor.

Tabela 12 - Resultados experimentais de outros autores.

AUTOR/ANO	TIPO	CARGA (kN)	TEMP. DO FLUIDO (°C)	F. DESGASTE (mm ³ /Nm)	T. DESGASTE (mg/MC)
HADDAD/2014	ORBITAL	1,0	35	0,41 x 10 ⁻⁶	13,30
ISRAEL/2010	3 EIXOS	3,0	37	0,9 x 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 ± 0,42	56,4 ± 13,3

Fonte: Haddad (2014).

5.2.2 Avaliação das partículas de desgaste:

Para avaliar as partículas geradas em função do desgaste do Polietileno, foram feitas duas análises, macro análise (análise superficial do acetábulo) a partir da inspeção visual e pelo estereomicroscópio e micro análise, cuja proposta seria verificar a morfologia e composição das partículas de desgaste do componente acetabular de Polietileno (UHMWPE) via microscopia eletrônica de varredura (MEV) e análise da composição química das partículas via espectroscopia por dispersão de energia (EDS), conforme descrito no (sub-título 4.1.2.1 – item III), deste trabalho.

I. Macro análise

Na macro análise feita à membrana filtrante de 0,22 µm com o auxílio do microscópio estereoscópico, foi possível verificar a existência de partículas dispersas, porém, não foi possível avaliar a morfologia dessas partículas devido a baixa resolução desse instrumento. No entanto, a grande contribuição desse procedimento foi a avaliação da superfície interna do componente acetabular, onde verificou-se que o polietileno apresentava uma região que sofreu delaminação devido ao processo de fratura por fadiga cíclica, essa observação, vai de encontro ao relato de Oliveira e Bolfarini (2012). Além disso, pôde se verificar também a

formação de linhas de sulcos profundas, provavelmente devido a existência de alguns particulados metálicos observados.

II. Micro análise

Conforme descrito, no (sub-título 4.1.2.1/ítem III/b/b.2), devido a ausência de uma classificação morfológica consistente em termos de geometria, formato e dimensões, optou-se por classificar as micrografias das partículas observadas a partir de comparações com os formatos de partículas propostos por Hongtao (2011), da seguinte forma:

- **Grupo I:** representado pelas figuras 74 (a), (b), (c), (d) e (e)
- **Grupo II:** representado pelas figuras 75 (a), (b), (c) e (d)

O Grupo I, nos permitiu identificar partículas muito semelhantes às sugeridas por Hongtao (2011), em termos de aparência e tamanho, levando a crêr que se tratava de partículas de Polietileno (UHMWPE), todavia, para uma afirmação consistente, análises químicas de microestruturas das partículas observadas deveriam ser feitas por EDS (Espectroscopia de raios x por Dispersão em Energia), mas, devido a problemas no equipamento, esta análise não pôde ser executada. Na ausência dessas análises qualitativas via EDS, decidiu-se fazer a análise morfológica da membrana filtrante limpa e da membrana filtrante com sôro fetal bovino sem as partículas do Polietileno, conforme apresentado nas figuras do Grupo II.

O propósito de tal análise, seria verificar se as partículas encontradas no primeiro grupo, estavam presentes também no segundo grupo.

Após a verificação e comparação entre os dois grupos de micrografias, constatou-se que os elementos presentes no GRUPO I, não estavam presentes no GRUPO II, deduzindo-se, portanto, que os elementos verificados no primeiro grupo eram de fato partículas de polietileno. Essas partículas apresentavam aparências e tamanhos compatíveis com as verificadas por Hongao, todavia, não foi possível distinguí-las com exatidão das demais partículas contidas no elemento filtrante apenas pela análise morfológica, sendo necessário uma análise mais criteriosa para verificar quantitativamente e qualitativamente a composição química das amostras através da Espectroscopia de raios x por Dispersão em Energia (EDS).

6 CONCLUSÕES

Este trabalho se desenvolveu baseado no Modelo Unificado de Referência para PDP de Rozenfeld *et al.* 2006, compreendendo a fase de pré desenvolvimento, descrita no sub-capítulo 3.1, a fase de desenvolvimento descrita no sub-capítulo 3.2 e a fase de pós desenvolvimento, cuja descrição se encontra no capítulo 4 desse trabalho.

A fase de pós-desenvolvimento se refere ao funcionamento da máquina, confirmando portanto a validação da máquina descrita no sub-capítulo 3.2. Essa fase, descreve a metodologia experimental utilizada para provocar o desgaste de um acetábulo de polietileno (UHMWPE), bem como o estudo e avaliação das partículas de polietileno geradas durante o ensaio tribológico. Essa fase se subdividiu em 2 etapas, conforme considerações a seguir:

Etapa 1: Estudar e avaliar o desgaste gerado no acetábulo de UHMWPE, após um milhão de ciclos, realizando os métodos de medida contidos na ABNT NBR ISO 14242-2 (2010).

Os resultados encontrados em termos de taxa de desgaste e fator de desgaste, se mostraram compatíveis com os resultados obtidos por diversos autores, muito embora, segundo Affatato (2008), não é possível comparar o comportamento de desgastes obtidos com diferentes simuladores mesmo quando testando as mesmas próteses, isto porque, nem todos seguem os padrões ISO e aqueles que os fazem, introduzem ligeiras variações, resultando em alta dispersão de dados.

Etapa 2: Analisar visualmente e através do estereomicroscópio a superfície interna acetabular e a morfologia e composição das partículas de desgaste de UHMWPE via microscopia eletrônica de varredura (MEV) e espectroscopia por dispersão de energia (EDS).

A avaliação das partículas de desgaste se dividiu em macro análise e micro análise.

- **Macro análise:** As informações obtidas a respeito do desgaste ocorrido na região interna do componente acetabular a partir de marcas de riscos, sulcos profundos e delaminações, indicaram a atuação de diversos mecanismos de desgastes, tais como abrasivo, adesivo e fadiga.
- **Micro análise:** A morfologia das partículas verificadas via MEV, são compatíveis com as apresentadas por Hong-tao (2011) e foi possível correlacioná-las com os

respectivos mecanismos de desgaste, porém, não foi possível afirmar de forma segura, que as partículas observadas fossem só as do Polietileno (UHMWPE), mesmo após comparar as estruturas das amostras do elemento filtrante limpo e com sêro fetal bovino às estruturas das amostras do elemento filtrante após o ensaio. Isso porque, poderia existir partículas oriundas do componente femoral, e que só poderiam ser distinguidas através de uma análise dos elementos químicos das partículas por EDS, todavia, esse procedimento não foi possível devido a problemas no equipamento.

É possível afirmar que a Etapas 1 e 2 da fase de Pós Desenvolvimento do PDP adotado foram atendidas, visto que os resultados apurados se mostraram compatíveis com os resultados apresentados por outros autores, dentro da mesma linha de observação.

6.1 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Após a conclusão da fase de desenvolvimento com a etapa Lançamento do Produto (LP), que culminou com a Validação do Equipamento, dentro dos parâmetros estabelecidos pela Norma ABNT NBR ISO 14242-3 (2010) e com os resultados obtidos na fase de pós desenvolvimento, concluiu-se que a proposta desse trabalho foi atendida. Esse equipamento segundo a referida Norma foi classificado como “*Máquina de ensaio de desgaste do tipo acoplamento orbital*”.

A previsão de custo inicial foi de R\$ 28.789,77, porém no final, o custo alcançou o valor de R\$ 35.700,00, ou seja, houve um acréscimo de aproximadamente 24% do custo inicialmente previsto, porém, ao se considerar a complexidade do sistema, a relação custo/benefício em termos de aprendizagem e baseando-se ainda no relato de Oliveira (2011), ao afirmar que importar um simulador com uma única estação de trabalho custa, em média, 300 mil dólares e que um ensaio de conformidade de um determinado produto ortopédico custa em média 40 mil dólares, há que se concluir que esse custo foi relativamente baixo.

7 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Como sugestão para estudos futuros, quatro assuntos foram pontuados:

- 1) Ressalta-se a importância de reavaliar as amostras colhidas nesse trabalho, a partir da análise e caracterização das partículas com o uso do EDS. Isso proveria informações importantes para uma investigação mais aprofundada a respeito dos elementos contidos nessas partículas.
- 2) Verifica-se na bibliografia relacionada que o fenômeno de orientação das cadeias moleculares está consideravelmente presente na superfície de desgaste do acetábulo, exercendo grande influência no desgaste. O atual estudo foi feito utilizando-se um acetábulo de Polietileno (UHMWPE) convencional, todavia, devido ao significativo aumento no uso de acetábulo de UHMWPE com crosslink nos últimos anos, seria importante realizar o ensaio de desgaste e análise das partículas também com acetábulo de UHMWPE reticulado.
- 3) Recomenda-se para os próximos estudos, que a cabeça femoral metálica também seja analisada via MEV antes e depois do ensaio, pois, permitirá uma investigação mais abrangente da superfície de desgaste. Estas análises, trarão informações valiosas para melhor elucidar a evolução e a forma com que o desgaste acetabular ocorre.
- 4) Por fim, sugere-se ainda a simulação do desgaste do acetábulo de polietileno utilizando o método dos elementos finitos e comparar com os resultados experimentais obtidos em termos de taxa de desgaste volumétrico.

REFERÊNCIAS

AMERICAN ACADEMY OF ORTHOPAEDIC SURGEONS – AAOS. **Ilustração de um quadril antes e após a artroplastia total de quadril.** Rosemont, 2018. Disponível em: <https://orthoinfo.aaos.org/en/treatment/total-joint-replacement/>. Acesso em: 21 abr. 2018.

AMERICAN ACADEMY OF ORTHOPAEDIC SURGEONS - AAOS. **Total Hip Replacement.** Rosemont, 2018. Disponível em: <https://orthoinfo.aaos.org/pt/treatment/artroplastia-total-de-quadril-total-hip-replacement/>. Acesso em: 8 ago. 2018.

AMERICAN ACADEMY OF ORTHOPAEDIC SURGEONS - AAOS. **What are the wear mechanisms and what controls them?** Rosemont: American Academy of Orthopaedic Surgeons, 2001.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS – 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. Rio de Janeiro, 2013.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS – ABNT. **NBR ISO 14142-2:** desgaste de próteses totais de articulação do quadril-parte 2: métodos de medida. Rio de Janeiro, 2010a.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS – 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. Rio de Janeiro, 2010b.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS – ABNT. **NBR ISO 17853:** desgaste de materiais para implante: partículas de desgaste metálicas e poliméricas, Rio de Janeiro, 2013.

AFFATATO, S.; FERNANDES, B. L.; TONI, A.; TUCCI, A; ESPOSITO, L. Análise morfológica de partículas de polietileno de Ultra Alto Peso Molecular (UHMWPE) gerados in vitro. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA DE FABRICAÇÃO – COBEF, 2001, Curitiba. **Anais** [...] Curitiba: [s. n.], 2001.

AFFATATO, S.; ZAVALLONI, M.; TADDEI, P.; DIFOGGIA, M.; FAGNANO, C.; VICECONTI, M. Comparative study on the wear behaviour of different conventional and cross-linked polyethylenes for total hip replacement. **Tribology International**, Kidlington, v. 41, p. 813-822, 2008.

AFFATATO, S.; BERSAGLIA, G.; ROCCHI, M.; TADDEI, P.; FAGNANO, C.; TONI, A. Wear behaviour of cross-linked polyethylene assessed in vitro under severe conditions. **Biomaterials**, Amsterdam, v. 26, p. 3259 – 3267, 2005.

AFFATATO, S.; SPINELLI, M.; ZAVALLONI, M.; MAZZEGA-FABBRO, C.; VICECONTI, M. Tribology and total hip joint replacement: current concepts in mechanical simulation. **Medical Engineering & Physics**, London, v. 30, p. 1305-1317, 2008.

AHLROOS, T. **Effect of lubricant on the wear of prosthetic joint materials**. Espoo: Helsinki University of Technology, 2001.

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

ALVES, L.C. *et al.* A influência das doenças crônicas na capacidade funcional dos idosos do Município de São Paulo, Brasil. **Cad. Saúde Pública**, Rio de Janeiro, v. 23, n. 8, p. 1924-1930, 2007.

ALVES, L. C.; LEITE, I. C.; MACHADO, C. J. Conceituando e mensurando a incapacidade funcional da população idosa: uma revisão de literatura. **Ciênc. Saúde Coletiva**, Rio de Janeiro, v. 13, n. 4, p. 1199-1207, 2008.

ALVES, L. C.; LEITE, I. C.; MACHADO, C. J. Fatores associados à incapacidade funcional dos idosos no Brasil: análise multinível. **Rev. Saúde Pública**, São Paulo, v. 4, n. 3, p. 468-78, 2010.

ALVES, M. W.; SANTILI, C. Análise a longo prazo do tratamento conservador na doença de Legg-Calvé-Perthes. **Acta Ortop Bras**, São Paulo, v. 13, n. 5, p. 2005.

AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA – ANVISA. **Lançamento do Sistema Registro Nacional de Implantes**. [S. l.]: RNI, 2018.

ARDEN, G. P.; TAYLOR, A. R.; ANSELL, B. M. Total hip replacement using the McKee Farrar prosthesis in rheumatoid arthritis, Still's disease, and ankylosing spondylitis. **Annals of the Rheumatic Diseases**, London, v. 29, n. 1, 1970.

ARLIANI, G. G. *et al.* Correlação entre tempo para o tratamento cirúrgico e mortalidade em pacientes idosos com fratura da extremidade proximal do fêmur. **Rev Bras Ortop.**, Sao Paulo, v. 46, n. 2, p. 189-94, 2011.

ASM HANDBOOK: Friction, lubrication and wear technology. Materials Park: ASM International, 1992. v. 18.

ASTM F1877-05: standard practice for characterization of particles. Materials Park: ASM International, 2010.

ATWOOD, S. A. *et al.* Tradeoffs amongst fatigue, wear, and oxidation resistance of cross-linked ultra-high molecular weight polyethylene. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, Amsterdam, v. 4, n. 7, p. 1033-1045, 2011. DOI 10.1016/j.jmbbm.2011.03.012.

BABOVIC, N.; TROUSDALE, R. T. Total Hip Arthroplasty Using Highly Cross-Linked Polyethylene in Patients Younger Than 50 Years With Minimum 10-Year Follow-Up. **The Journal of Arthroplasty**, Philadelphia, v. 28, n. 5, p. 815-817, 2013.

BALDERSTON, R. A.; ROTHMAN, R. H.; BOOTH, R. E.; HOZACK, W. J. **O quadril: procedimentos clínicos e cirúrgicos**. São Paulo: Revinter, 1996.

BARTEL, D. L.; BURSTEIN, A. H.; TODA, M. D.; EDWARDS, D. L. The effect of conformity and plastic thickness on contact stresses in metal-backed plastic implants. **J Biomech Eng**, New York, v. 107, n. 3, p. 193-199, 1985.

BAUMGAERTNER, M. R.; HIGGINS, T. F. Fratura do colo do fêmur. In: ROCKWOOD, C. A. J., GREEN, D. P.; BUCHOLZ, R. W. (Ed.) **Rockwood e Green fraturas em adultos**. 5th ed. Philadelphia: JB Lippincott, 2006. p. 1579-8.

BELLOTTI, J. C. Cenário atual do uso de próteses ortopédicas: discussão sobre próteses nacionais versus importadas. **Diagnóstico e tratamento**, São Paulo, v. 14, n. 1, p. 9-11, 2009.

BHUSHAN, B. **Introduction to tribology**. 2. ed. Columbus: John Wiley & Sons, 2013.

BITAR, D.; PARVIZI, J. Biological response to prosthetic debris. **World Journal Orthopedics**, Pleasanton, v. 6, n. 2, p. 172-189, 015.

BLUNT, L.; BILLS, P.; JIANG, X.; HARDAKER, C. The role of tribology and metrology in the latest development of biomaterials. **Wear**, Amsterdam, v. 266, n. 3-4, p. 424-431, 2009.

BRACCO, P.; BELLARE, A.; BISTOLFI, A.; AFFATATO, S. Ultra-high molecular weight polyethylene: influence of the chemical, physical and mechanical properties on the wear behavior: a review. **Materials**, Basel, v. 10, n. 7, p. 1-22, 2017.

BRANDÃO, A. C. C. **Novas pistas para a cura da artrite reumatoide**. [S. l.], 2013. Blog: Boas práticas farmacêuticas. Disponível em: <http://boaspraticasfarmaceuticas.blogspot.com.br/2013/12/a-cura-para-artrite>. Acesso em: 08 ago. 2017.

BRUCE, R. W. **Handbook of lubrication and tribology**. 2. ed. Florida: CRC, 2012. V. 2.

BURGER, N. D. L.; VAAL, P.L.; MEYER, J. P. Failure analysis on retrieved ultra high molecular weight polyethylene (UHMWPE) acetabular cups. **Engineering Failure Analysis**, Kidlington, v. 14, p. 1329-1345, 2007.

BUSATO, T. S. **Artroplastia do quadril**. Curitiba, 2014. Site. Disponível em: <http://medicinadoquadril.com.br/site/proteses/>. Acesso em: 08 ago. 2018.

CALLAGHAN, J. J.; PEDERSEN, D. R.; JOHNSTON, R. C.; BROWN, T. D. Clinical biomechanics of wear in total hip arthroplasty. **The Iowa Orthopaedic Journal**, Iowa City, v. 23, p. 1-12, 2003.

CALLISTER, J. W. **Ciência e engenharia de materiais: uma introdução**. 5. ed. São Paulo: LTC, 2002.

CALONIUS, O. **Tribology of prosthetic joints: validation of wear simulation methods**. Espoo: Finnis, 2002. 62 p. (Mechanical Engineering Series, n. 159).

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**, [S. l.], v. 43, p. 43-54, 2003.

CALONIUS, O.; SAIKKO, V. **Slide track analysis of eight contemporary hip simulator designs**. Helsinki: Helsinki University, 2002.

CAMPBELL. **Cirurgia ortopédica**. Amsterdam: Elsevier, 2017.

CHUEIRE, A. G.; REJAILI, W. A.; SANTOS, A. F. **Protrusão acetabular (Otopelve)**. **Acta Ortop Bras**, Sao Paulo, v. 10, n. 4, 2002.

CONTE, T. *et al.* **Recomendações da Câmara Técnica Nacional de Medicina Baseada em Evidências do Sistema Unimed: prótese de quadril metal-metal de recapeamento (resurfacing)**. São Paulo, 2009.

COOPER, J. R.; DOWSON, D.; FISHER, J. Macroscopic and microscopic wear mechanisms in ultra-high molecular weight polyethylene. **Wear**, Amsterdam, v. 162-164, Part A, p. 378-384, 1993.

CORRIGAN, B.; MAITLAND, G. D. **Prática clínica: ortopedia e reumatologia diagnóstico e tratamento**. São Paulo: Premier, 2000.

COSTA, D. D.; NASCIMENTO, P. T. S. A gestão do desenvolvimento de produtos na indústria de materiais de construção. **Revista de Administração Contemporânea**, Curitiba, v. 15, n. 1., p. 1-24, 2011.

COSTA, J. M. O. Qual a melhor prótese em uma artroplastia total de quadril? **Especialize On-line IPOG**, Goiânia, v. 1, n. 10, 2015.

COUTINHO, F. M. B.; MELLO, I. L.; SANTA MARIA, L. C. Polietileno: principais tipos, propriedades e aplicações. **Polímeros: Ciência e Tecnologia**, Rio de Janeiro, v. 13, n. 1, p. 1-13, 2003.

DALLA COSTA, D. A. B. **Desenvolvimento de um simulador universal para ensaio de desgaste em próteses de quadril**. 2011. 134 f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) - Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2011.

DALTRO, G. C. *et al.* Tratamento da osteonecrose da cabeça femoral com células progenitoras autólogas em anemia falciforme. **Acta Ortop Bras**, São Paulo, v. 16, n. 1, p. 23-27, 2008.

DRUMOND, J. M. N. Tumores ósseos benignos e lesões ósseas pseudotumorais: tratamento atual e novas tendências. **Rev. Bras. Ortop.**, São Paulo, v. 44, n. 5, p. 386-9, 2009.

FARIA, M. H. A.; SILVA, G.; LAMAS, W. Q. Estudo da necessidade de desenvolvimento de materiais para implantes ósseos de baixo custo econômico. The In: LINTERNATIONAL CONGRESS ON UNIVERSITY LNDUSTRY COOPERATION, 4 th., 2012, Taubaté. **Anais [...]** [S. l.: s. n.], 2012.

FERREIRA, L. C. V.; ANASTÁCIO, R.; MILAGREE, S. T. **Estudo comparativo de efetividade e custo das próteses de ATQ utilizando UHMWPE e cabeça femoral de METAL e UHMWPE TIPO CROSS-LINK e cabeça femoral de CERÂMICA**. XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica – CBEB, (2014).

FERREIRA, M. C. *et al.* Artroplastia total de joelho e quadril: a preocupante realidade assistencial do Sistema Único de Saúde brasileiro. **Revista Brasileira de Ortopedia**, São Paulo, v. 53, n. 4, p. 432-440, 2018.

FREGNI, F. F. **A anatomia e biomecânica da articulação sacro-iliaca**. 2011. 52 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Educação Física) – Faculdade de Educação Física, Universidade Estadual de Campinas - Unicamp, Campinas, 2011.

FREITAS, F. L.; FERREIRA, M. P.; MATSUO, T. K. Processo de desenvolvimento de produto: aplicação em um projeto de P&D dentro do programa ANEEL. In: SEMINÁRIO NACIONAL DE PARQUES TECNOLÓGICOS E INCUBADORAS DE EMPRESAS, 24., 2014, Belém do Pará. Anais [...] [S. l.: s. n.], 2014.

GALIA, C. R.; DIESEL, C. V.; GUIMARÃES, M. R.; RIBEIRO, T. A. Atualização em artroplastia total de quadril: uma técnica ainda em desenvolvimento. **Rev. Bras. de Ortopedia**, São Paulo, v. 52, n. 5, p. 521-527, 2017.

GIABANI, T. **Benefícios do método pilates na reabilitação de artroplastia de quadril**. [S. l.], 2017. Blog Pilates. Disponível em: <http://blogpilates.com.br/reabilitacao-de-artroplastia-de-quadril/>. Acesso em: 08 ago. 2018.

GOMES, L. S. M. **Artroplastia total de quadril: o que você precisa saber antes da cirurgia**. Campinas, 2011. Disponível em: <http://www.drmarcelino.com.br/uploads-publicacoes/d4978e053f94a12e3f9fb27b17ebd2c7.pdf>. Acesso em: 08 ago. 2018.

GOMES, L. S. M. Biomateriais em artroplastia de quadril: propriedades, estrutura e composição. In: GOMES, L. S. M. **O quadril**. São Paulo: Atheneu, 2010. Cap. 13, p. 121-143. Disponível em: <http://cesecrot.drmarcelino.com.br/uploads-publicacoes/7147522.pdf>. Acesso em: 08 ago. 2018.

GOMES, L. S. M.; RIGOL, J. P. Mecanismos de falhas assépticas dos implantes artroplásticos de quadril. In: GOMES, L. S. M. **O quadril**. São Paulo: Atheneu, 2010. Cap. 57, p.589-624. Disponível em: https://www.researchgate.net/profile/Luiz_Gomes. Acesso em: 08 ago. 2018.

GONÇALVES, C. R. *et al.* **Espondilite anquilosante: sintomas, tratamentos e causas**. São Paulo: Sociedade Brasileira de Reumatologia (SBR), 2018. Disponível em: <https://www.minhavidacom.br/saude/temas/espondilite-anquilosante>. Acesso em: 08 ago. 2018.

GORE, T. A.; FLY, M. Measurement and analysis of hip joint movements. **IMechE**, Kingdom, v. 8, n. 1, 1979.

GRANDI, G.; SANTOS, M. E. S. M.; BORGES, H. O. I.; FILHO, M. S. Doença de Paget: relato de casos em relação ao diferencial. **Rev. Cir. Traumatol. Buco-Maxilo-Facial**, Camaragipe, v. 5, n. 3, p. 27-34, 2005 diagnóstico

GREIFFO, R. H. **Critérios para utilização de implantes protéticos com o apoio da sociedade brasileira de quadril**: um guia prático. 2012. 121 f. Dissertação de (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná - UTFPR, Curitiba, 2012.

GUEDES, R. C. *et al.* Artroplastia total de quadril em idosos: impacto na funcionalidade. **Rev. Bras Fisioter**, São Carlos, v. 15, n. 2, p. 123-30, 2011 - ISSN 1413-3555.

GUIA PMBOK. **Project Management Body of Knowledge**: um guia do conjunto de conhecimentos em gerenciamento de projetos. 3. ed. [S. l.]: Project Management Institute, 2004.

HADDAD, M. **Desenvolvimento de um equipamento para análise de desgastes dos componentes de prótese total de quadril**. 2015. 68 f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, Guaratinguetá, 2015.

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

HALL, R. M.; UNSWORTH, A. Friction in hip prostheses: a review. **Biomaterials**, Amsterdam, p. 1017-1026, 1997.

HARPER, M. L.; DOORIS, A.; PARÉ, P. E. The fundamentals of biotribology and its application to spine arthroplasty. **International Journal of Spine Surgery**, Aurora, v. 3, n. 4, p. 125-132, 2009.

HATEM, M. **Artroplastia do quadril**: tipos de próteses. [S. l.], 2018. Disponível em: <http://www.quadrilcirurgia.com.br/tipos-de-proacuteteses.html>. Acessado em: 08 ago 2018.

HATEM, M. **Osteoporose**. [S. l.], 2018. Disponível em: <https://www.quadrilcirurgia.com.br/osteoporose.html>. Acessado em: 08 ago 2018.

HONGTAO, L.; SHIRONG, G.; SHOUFAN, C.; SHIBO, W. Comparison of wear debris generated from ultra high molecular weight polyethylene in vivo and in artificial joint simulator. **Wear**, Amsterdam, v. 271, p. 647– 652, 2011.

HOSSEINZADEH, H. R. S.; EAJAZI, A.; SHAHI, A. S. **The bearing surfaces in total hip arthroplasty**: options , material characteris tics and selection. Irã: Shahid Beheshti Medical University Tehran, 2018.

INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA – IBGE. **Projeção da População do Brasil por Sexo e Idade**: 1980-2050. Rio de Janeiro, 2008.

INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA – IBGE. **Síntese de Indicadores Sociais**: uma análise das condições de vida da população brasileira. Rio de Janeiro, 2015.

INGHAM, E.; FISHER, J. Biological reactions to wear debris in total joint replacement. **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers**, Part H, London, v. 214, n. 1, p. 21-37, 2015.

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) - Escola de Engenharia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2010.

JOSÉ, F.F.; PERNAMBUCO, A. C. A.; AMARAL, D. T. Doença de Paget do osso. **Einstein**, Sao Paulo, Supl 1, p. S79-S88, 2008.

KADDICK, C.; WIMMER, M. A. Hip simulator wear testing according to the newly introduced standard ISO 14242. **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers**, Part H, London, v. 2015, n. 5, p. 429-442, 2001.

KAPANDJI, A. I. **Fisiologia articular**. 5. ed. São Paulo:Manole, 2000. v. 2.

KAWAKAME, M. S.; BRESSAN, J. D. Atrito e desgaste em polímeros. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA E CIÊNCIA DOS MATERIAIS, 14., 200, São Paulo. **Anais [...]** [S. l.: s. n.], 2000.

KOCHEVAR, S.D. **Guia básico para a tecnologia de partículas**. [S. l.: s. n.], 2006.

KÖPF-MAIER,P. **Atlas de anatomia humana**. 6. Ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2006.

KULKARNI, A. C. **Experimental wear characterization of metal-polyethylene hip implant materials using designed and developed screening devices**. 2015. Thesis (Doctorate) - Birla Institute of Technology and Science, Pilani, 2015.

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

LEMO, L. F. C.; TEIXEIRA, C. S.; MOTA, C. B. Uma revisão sobre centro de gravidade e equilíbrio corporal. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**, Brasília, DF, v. 17, n. 4, p. 83-90, 2009.

LIMA, A. B.; BARBOSA, P. M. K.; MORITA, I. Pacientes com artroplastia total primária do quadril: sentimentos vivenciados. **Revista Mineira de Enfermagem**, Belo Horizonte, v. 18, n. 4, 2014.

LOURES, E. A. **Análise da qualidade de vida de pacientes osteoartrósicos submetidos à Artroplastia Total de Quadril**. 2012. Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de Juiz de Fora, 2012.

LOURES, F. B. *et al.* Custo-efetividade do tratamento cirúrgico da fratura do quadril em idosos no Brasil. **Revista Brasileira de Ortopedia**, Sao Paulo, v. 50, n. 1, p. 38-42, 2015.

MANUEL, H. G. C. **Necrose avascular da cabeça do fêmur**. 2013. Dissertação (Mestrado Integrado em Medicina) - Universidade do Porto, Porto, 2014.

MARTEL, J. M.; VERNER, J. J.; INCAVO, S. J. Clinical performance of a highly cross-linked polyethylene at two years in total hip arthroplasty: a randomized prospective trial. **The Journal of Arthroplasty**, Philadelphia, v. 18, n. 7, p. 55-59, 2003

MATTEI, L.; PUCCIO, F.; PICCIGALLO, B.; CIULL, E. Lubrication and wear modeling of artificial hip joints: a review. **Tribology International**, Kidlington, v. 44, n. 5, p. 532-549, 2011.

MECHICA, J. B. Raquitismo e osteomalácia. **Arq. Bras. Endocrinol. Metab**, São Paulo, v. 43, n. 6, p. 457-466, 1999.

MEDEIROS JÚNIOR, W. B. **Avaliação numérica e experimental do desgaste de próteses de quadril metal-polietileno**. 2016. 207 f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) - Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2016.

MELO, F. Q.; CARNEIRO, J. **Cinemática e dinâmica das cames**. Universidade do Minho, Minho, 2008.

MESQUITA, M. F. P. **Incapacidade funcional dos idosos após fratura da extremidade superior do fêmur**. 2012. 110 f. Dissertação (Mestrado) - Instituto Politécnico de Viseu, Viseu, 2012.

NETTER, F. H. **Atlas de anatomia humana**. 2. ed. São Paulo: Navartis, 2000.

NINE, J. *et al.* **Wear debris characterization and corresponding biological response: artificial hip and knee joints**. *Materials*, v. 7, p. 980-1016, 2014. DOI 10.3390/ma7020980.

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.

OLIVEIRA, B.J.S.; BOLFARINI, C. Análise do comportamento mecânico do UHMWPE de grau médico através da metodologia de taxa de crescimento de trinca de fadiga. In: CONGRESSO LATINO AMERICANO DE ÓRGÃOS ARTIFICIAIS E BIOMATERIAIS – COLAOB, 2012, Natal. **Anais [...]** [S. l.: s. n.], 2012. p. 1-20.

OLIVEIRA, C. G.; SILVA, I. P. P. Os estudos tribológicos no ensino de engenharia mecânica. **Revista de Ensino de Engenharia**, São Paulo, v. 34, n. 2, p. 3-10, 2015.

OLIVEIRA, F. S. **Caracterização e propriedades mecânicas de próteses para quadril**. 2013. Dissertação (Mestrado) - Instituto Militar de Engenharia, Rio de Janeiro, 2013.

ONATE, J. I. *et al.* Wear reduction effect on ultra-high-molecular-weight polyethylene by application of hard coatings and ion implantation on cobalt chromium alloy, as measured in a knee wear simulation machine. **Surface and Coatings Technology**, Lausanne, v. 142-144, p. 1056-1062, 2001.

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

PASCHOAL, S. M. P. Autonomia e independência. In: PAPALÉO-NETTO, M. (Org.) **Gerontologia: a velhice e o envelhecimento em visão globalizada**. São Paulo: Atheneu, 2002. p. 311-323.

PATIENTS SITES. [Imagem: Prótese de haste cimentada]. Toronto, 2018. Disponível em: http://patientsites.com/media/img/1241/hip_arthroplasty_cemented01.jpg. Acesso em: 08 ago. 2018.

PATIENTS SITES. [Imagem: Prótese de haste não cimentada]. Toronto, 2018. Disponível em: http://patientsites.com/media/img/1241/hip_arthroplasty_uncemented01.jpg. (Acesso em: 08 Ago. 2018).

PETERMANN, X. B.; FRIEDRICH, T. L.; MEEREIS, E. C. W. Estudo de revisão sobre a cinesiologia dos complexos articulares. **Revista Perspectiva: Ciência e Saúde**, [S. l.], v. 2, n. 2, p. 128-140, 2017.

PINHEIRO, M. M. *et al.* O impacto da osteoporose no Brasil: dados regionais das fraturas em homens e mulheres adultos. The Brazilian Osteoporosis Study (BRAZOS). **Rev. Bras. Reumatol.**, London, v. 50, n. 2, p. 113-27, 2010.

PINHEIRO, P. **Fratura do colo do fêmur**: causas, sintomas e tratamento. [S. l.], 2018. Disponível em: <https://www.mdsaude.com/2014/03/fratura-femur.html>. Acesso em: 18 maio 2018.

PIRES, A. F.; JOYCE-MONIZ, L. Procedimentos de auto-sugestão no confronto com duas patologias reumáticas auto-imunes: artrite reumatóide e espondilite anquilosante. **Psychologica**, Buenos Aires, v. 52, n. 1, p. 301-314, 2010.

PIRES, K. A.; MELO, M. R. A. C. Luxação congênita do quadril: uma abordagem inicial. **Medicina**, Ribeirão Preto, v. 38, p. 143-149, 2005.

PMR-EPUSP. **Introdução ao projeto de cames**. [S. l.], 2018. Disponível em: <https://edisciplinas.usp.br/mod/resource/view.php?id=1819397>. Acesso em: 08 ago. 2018.

PORTAL BRASIL. **Cirurgias ortopédicas crescem 72% no primeiro quadrimestre do ano**. [S. l.], 2015. Site: Agencia Brasil. Disponível em: <https://creativecommons.org/licenses/by-sa/3.0/br/legalcode>. Acesso em: 08 ago. 2018.

QUEIROZ, R. D. Análise do desgaste do polietileno do componente acetabular da prótese total do quadril, utilizando o método de elementos finitos de simulação computadorizada. **Revista Brasileira de Ortopedia**, São Paulo, v. 36, n. 5, p. 149-154, 2001.

RADI, P. A.; SANTOS, L. V.; BONETTI, L. F.; TRAVA-AIROLDI, V. J. Tribologia, conceitos e aplicações. In: ENCONTRO DE INICIAÇÃO CIENTÍFICA E PÓS-GRADUAÇÃO DO ITA – XIII ENCITA, 13., 2007. **Anais [...]** [S. l.: s. n.], 2007.

RAIMONDI, M. T. **The biomechanical reliability of artificial hip joints**. Thesis. (Doctoral) Università di Genova, Padova, 1999.

REINISCH, G. *et al.* Differences of the mechanical setup of hip simulators and their consequences on the outcome of hip wear testing. **Journal of ASTM International**, Conshohocken, v. 3, n. 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**, Brasília, DF, v. 15, n. 1-2, p. 31-38, 1999.

RODRIGUES, I. G.; BARROS, M. B. A. Osteoporose autorreferida em população idosa: pesquisa de base populacional no município de Campinas, São Paulo. **Revista Brasileira de Epidemiologia**, Rio de Janeiro, v. 19, n. 2, p. 294-306, 2016.

ROZENFELD, H.; FORCELLINI, F. **A gestão de desenvolvimento de produtos: uma referência para a melhoria do processo**. São Paulo: Saraiva, 2006.

SAIKKO, V.; CALONIUS, O.; KERÄNEN, J. Effect of counterface roughness on the wear of conventional and crosslinked ultrahigh molecular weight polyethylene studied with a multi-directional motion pin-on-disk device. **Journal of Biomedical Materials Research**, Hoboken, v. 57, n. 04, p. 506-512, 2001.

SAIKKO, V.; CALONIUS, O.; KERÄNEN, J. Effect of extent of motion and type of load on the wear of polyethylene in a biaxial hip simulator. **Journal of Biomedical Materials Research. Part B: Applied Biomaterials**, Hoboken, v. 65, n. 1, p. 186-92, 2003.

SAIKKO, V.; AHLROOS, T.; CALONIUS, O.; KERÄNEN, J. **Wear simulation of total hip prostheses with polyethylene against CoCr, alumina and diamond-like carbono**. Helsinki: Helsinki University of Technology, 2000.

SALES, M. G.; NAVEIRO, R. M. Modelo de processo de desenvolvimento de produtos e ciclo de vida de projetos do guia pmbok - uma análise comparativa. In: ENCONTRO NACIONAL DE ENGENHARIA DE PRODUÇÃO - ENEGEP, 30., 2010, São Carlos. **Anais [...]** [S. l.: s. n.], 2010. p. 1-14.

SANTOS, P.; SILVA, S. B. Disfunção sacro-ilíaca como causa de dor lombar uma revisão. **Revista Científic@ Universitas**, Itajubá, v. 1, p. 1-4, n. 2, 2009.

HOSSEINZADEH, H.; EAJAZI, A.; SHAHI, A. **The bearing surfaces in total hip arthroplasty – options , material characteristics and selection**. Tehran: Shahid Beheshti Medical University Tehran-Iran, 2012.

SCHAPPO, H. **Estudo da superfície e avaliação das partículas resultantes do desgaste do componente em polietileno de ultra alto peso molecular (uhmwpe) de próteses totais de quadril**. 2017. Tese (Doutorado) - Universidade Federal de Santa Catarina, 2017.

SCHRÖDER, C. *et al.* Characterization of polyethylene wear particle: the impact of methodology. **Acta Biomaterialia**, Amsterdam, v. 9, n. 12, p. 9485-9949, 2013.

SCHWARTSMANN, C. R. *et al.* Análise dimensional de diferentes acetábulos usados na artroplastia total do quadril. **Rev. bras. de ortopedia**, São Paulo, v. 48, n. 6, p. 500-504, 2013.

SCHWARTSMANN, C.R. *et al.* **Novas superfícies em artroplastia total do quadril.** Rev. bras. ortop., São Paulo, v. 47, n. 2, 2012. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1590/S0102-36162012000200002>. Acesso em: 08 ago. 2018.

SILVA, C. H. **Degradação de UHMWPE e de POM devido a ação tribológica contra aço inoxidável e alumina.** 2003. 292 f. Tese (Doutorado em Engenharia) - Universidade de São Paulo, São Paulo, 2003.

SILVA, P. F. C. M. **Sistemas de análise de imagens de ecografia para reumatologia.** 2014. Dissertação (Mestrado) - Instituto Politécnico de Bragança, Lisboa, 2014.

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

SMITH, W. F.; HASHEMI, J. **Fundamentos de engenharia e ciência dos materiais.** 5. ed. 2012. New York: McGraw Hill, 2012.

SINATORA, A. **Tribologia: um resgate histórico e o estado da arte.** São Paulo: Universidade de São Paulo, 2018. Disponível em: <http://pt.scribd.com/doc/66537526/tribologiaITA>. Acesso em: 08 ago. 2018.

SOBRAL, J. M. A. **Simulador de desgaste da componente acetabular da prótese de anca.** Dissertação (Mestrado) - Universidade de Aveiro, Portugal, 2007.

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

SOUZA, A. J. S.; SILVA, G.; SOUSA, E. Estudo comparativo de tensões aplicadas à cabeça do fêmur em uma prótese de quadril através de sistema computacional, considerando os materiais mais utilizados. **Brazilian Journal of Biomechanics**, São Paulo, v. 12, n. 22, 2011.

SOUZA, M. M. **Estudo da forma e da rugosidade em próteses ortopédicas de quadril.** 2011. Tese (Doutorado) - Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2011.

STEWART, T. D. **Tribology of artificial joints.** University of Leeds, Leeds, UK., (2010).

TROMMER, R. M.; MARU, M. M. Importância da avaliação pré-clínica do desgaste em projetos de implantes de quadril usando máquinas simuladoras. **Revista Brasileira de Ortopedia**, São Paulo, v. 52, n. 3, p. 251-259, 2017.

TROMMER, R. M.; MARU, M. M.; ACHETE, C. A. Simulação de desgaste em próteses de quadril. In: CONGRESSO LATINO AMERICANO DE ÓRGÃOS ARTIFICIAIS E BIOMATERIAIS – COLAOB, 2012, Natal. **Anais [...]** [S. l.: s. n.], 2012.

TUREK, S. L. **Ortopedia: princípios e sua aplicação.** 4. ed. São Paulo: Manole, 1991.

VARELLA, M. H. **Doenças e sintomas: osteoporose.** [S. l.: s. n.], 2012. Disponível em: <https://drauziovarella.uol.com.br/doencas-e-sintomas/osteoporose-3/>. Acesso em: 21 dez. 2018.

VOLPATO, G. L. O método lógico para redação científica. **RECIIS – Rev. Eletron. de Comum. Inf. Inov. Saúde.**, Rio de Janeiro, v. 9, n. 1, p. 1-14, 2015.

YAMAMOTO, K., *et al.* **Wear mode and wear mechanism of retrieved acetabular cups.** [S. l.: s. n.], 2003.

YAN, YU. **Corrosion and tribo-corrosion behaviour of metallic orthopaedic implant materials.** 2006. Thesis (Doctoral) - The University of Leeds, School of Mechanical Engineering, 2006.

YAN, Y.; NEVILLE, A.; DOWSON, D. Biotribocorrosion: an appraisal of the time dependence of wear and corrosion interactions: I: the role of corrosion. **Journal of Physics D: Applied Physics**, Bristol, v. 39, p. 3200–3205, 2006.

YAZBEK, M. A.; MARQUES NETO, J. F. Osteoporose e outras doenças osteometabólicas no idoso. **Einstein**, Sao Paulo, v. 6, p. S74-S8, 2008.

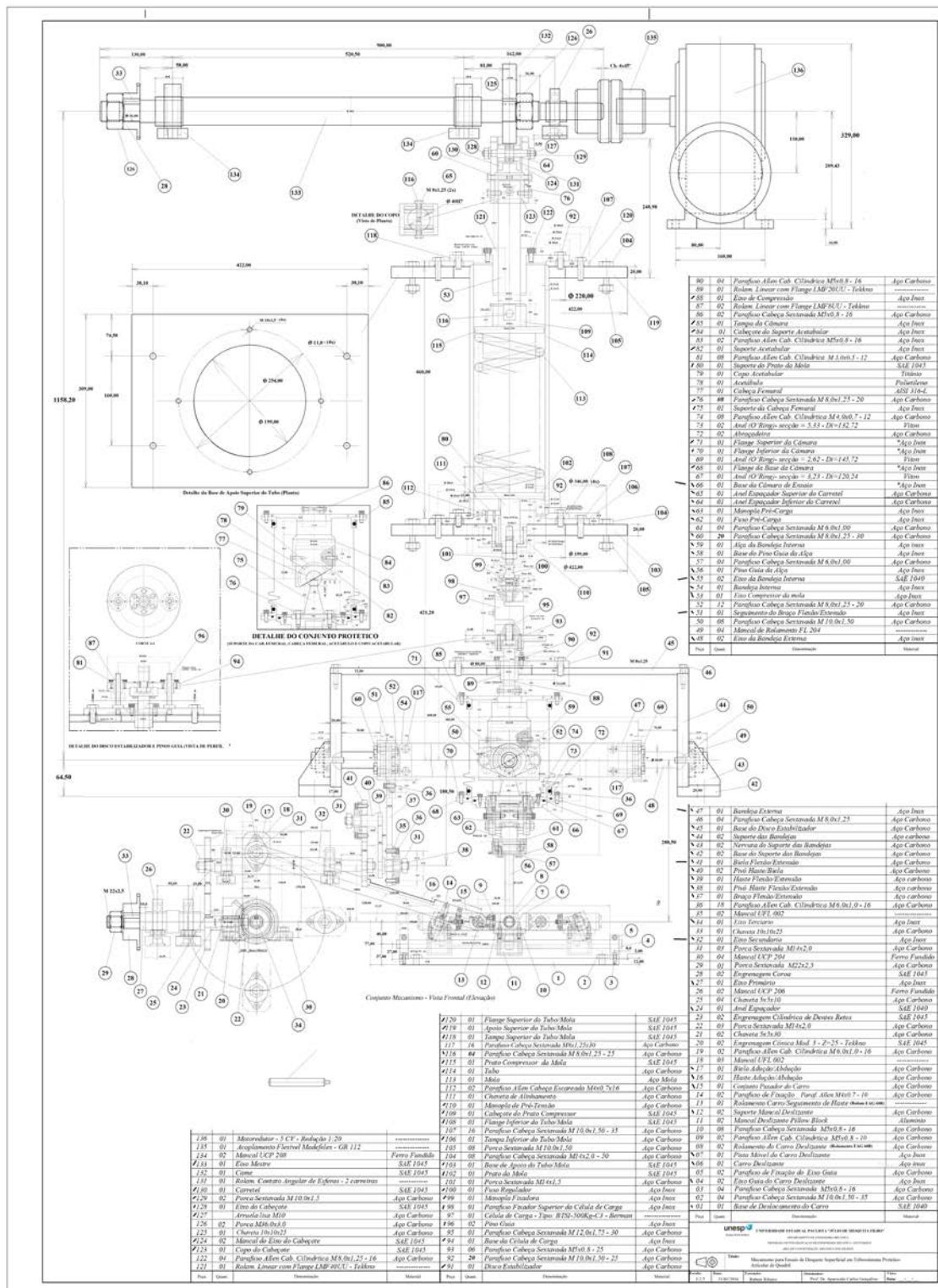
WEI, H. H.; HONGTAO, L.; CAO, X. C.; JIA, Y. M. Isolation and description of the artificial joint wear debris. **Chinese Journal of Tissue Engineering**, London, v. 16, n. 26, 2012.

WRIGHT, T.; GOODMAN, S. **Implant wear in total joint replacements.** [S. l.]: AAOS, 2001.

ZHU, Y. H.; CHIU, K. Y.; TANG, W. M. **Polyethylene wear and osteolysis in total hip arthroplasty.** Hong Kong: The University of Hong Kong, 2001.

APÊNDICE A – Primeira versão do Projeto

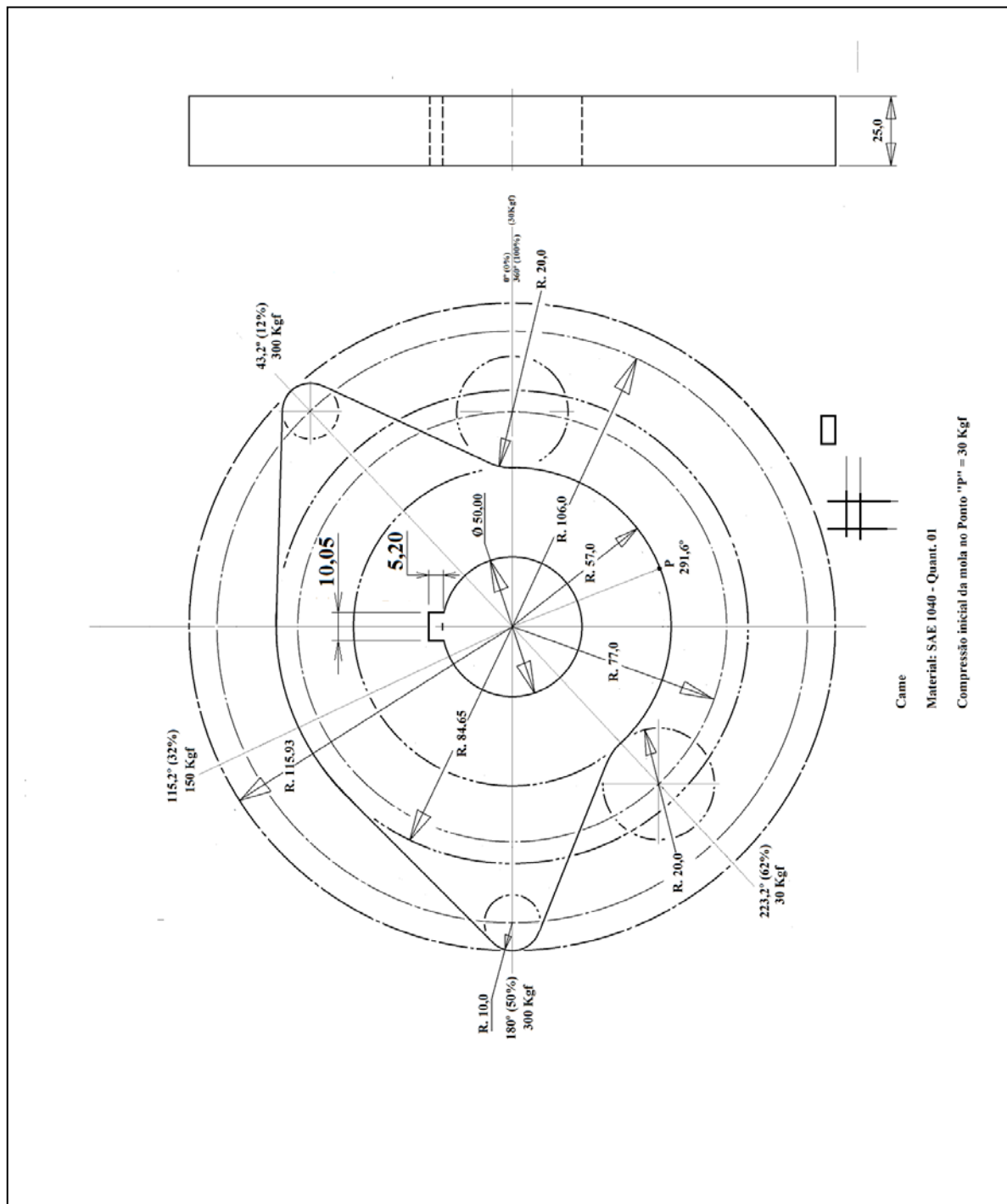
Figura 78 - Máquina de Acoplamento Orbital (1ª versão).



(Vista frontal – elevação)

Fonte: O Autor.

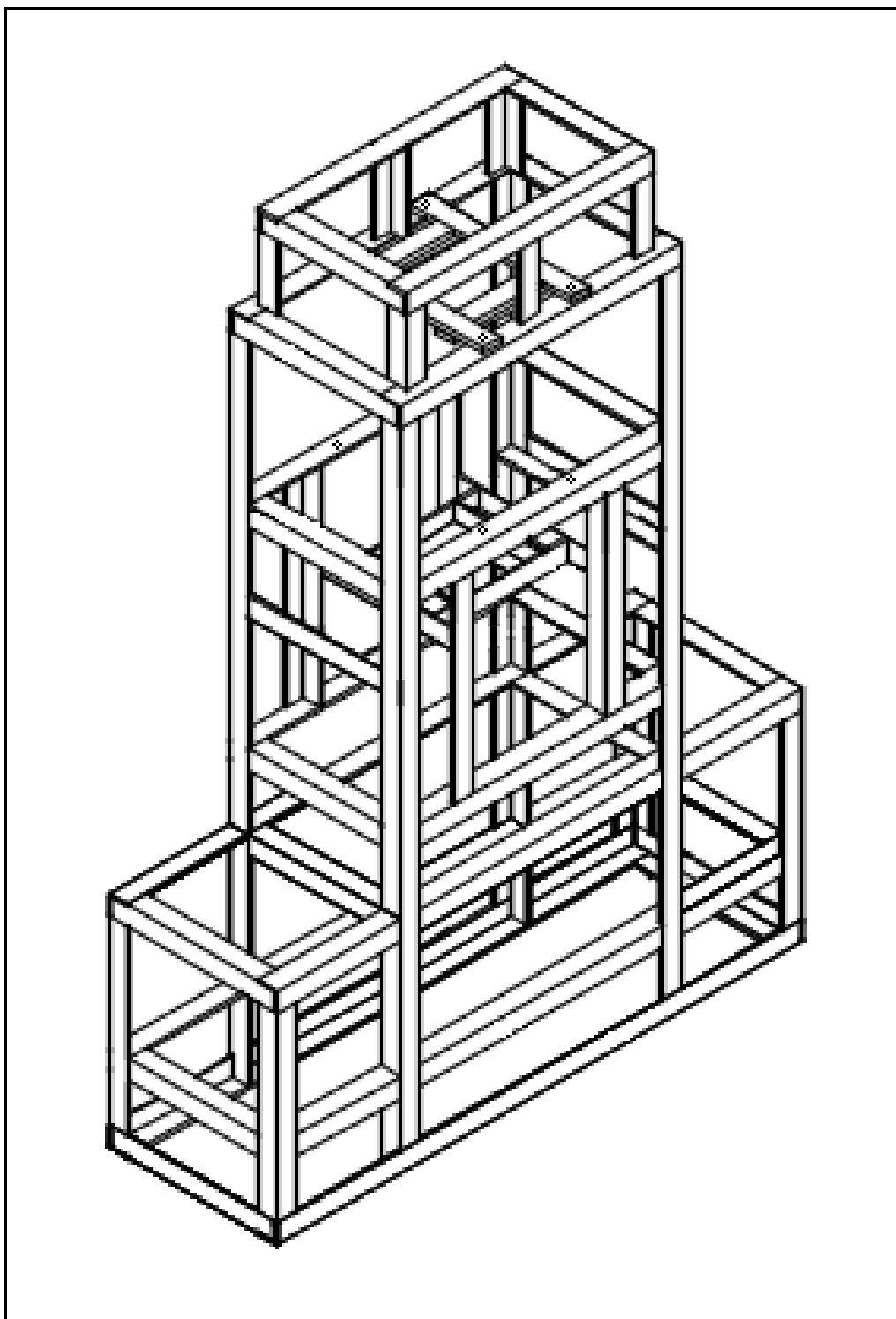
Figura 80 - Came (1ª versão).



Fonte: O Autor.

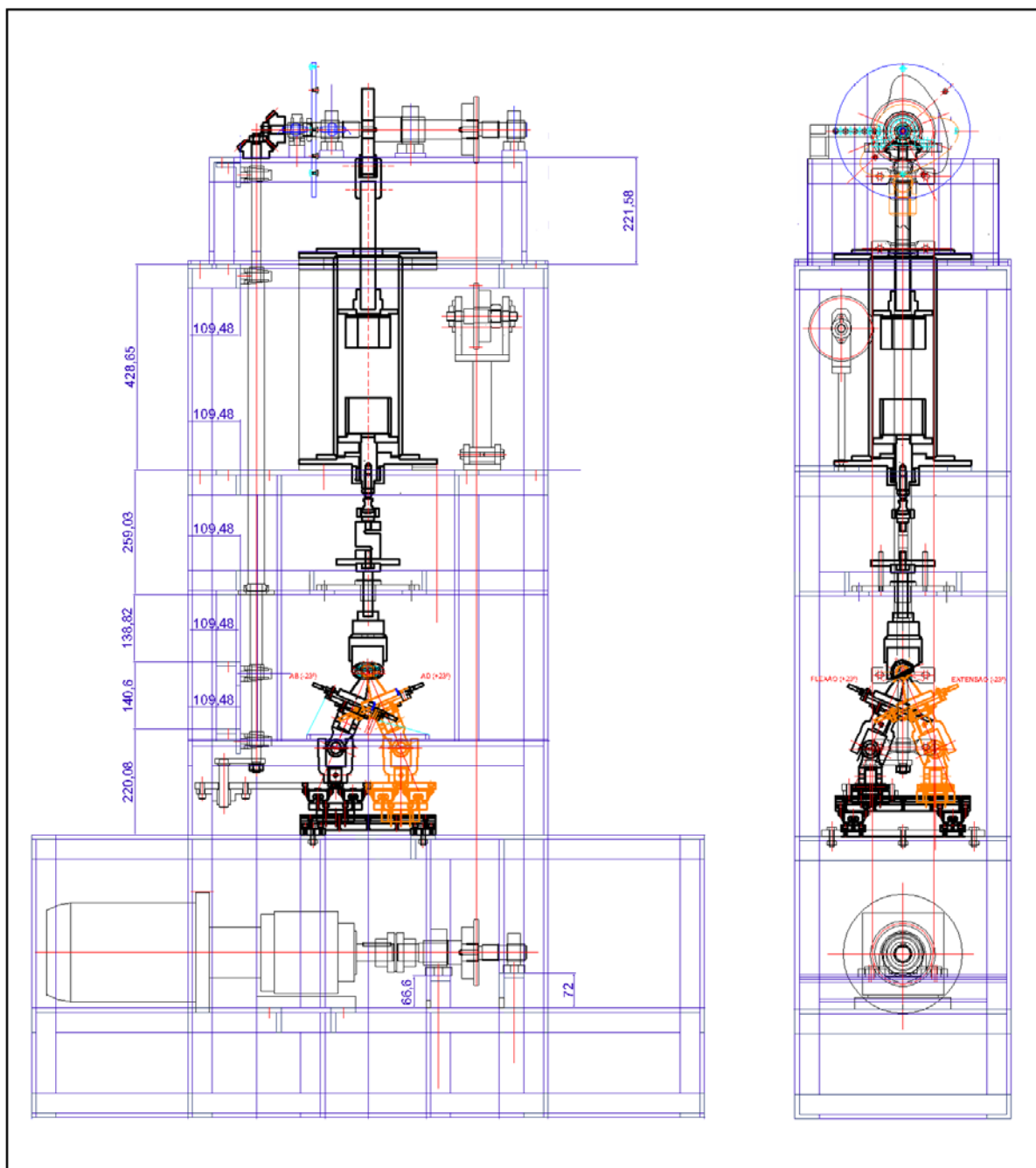
APÊNDICE B – Versão final do Projeto

Figura 81 - Estrutura do mecanismo (Versão final).



Fonte: O Autor.

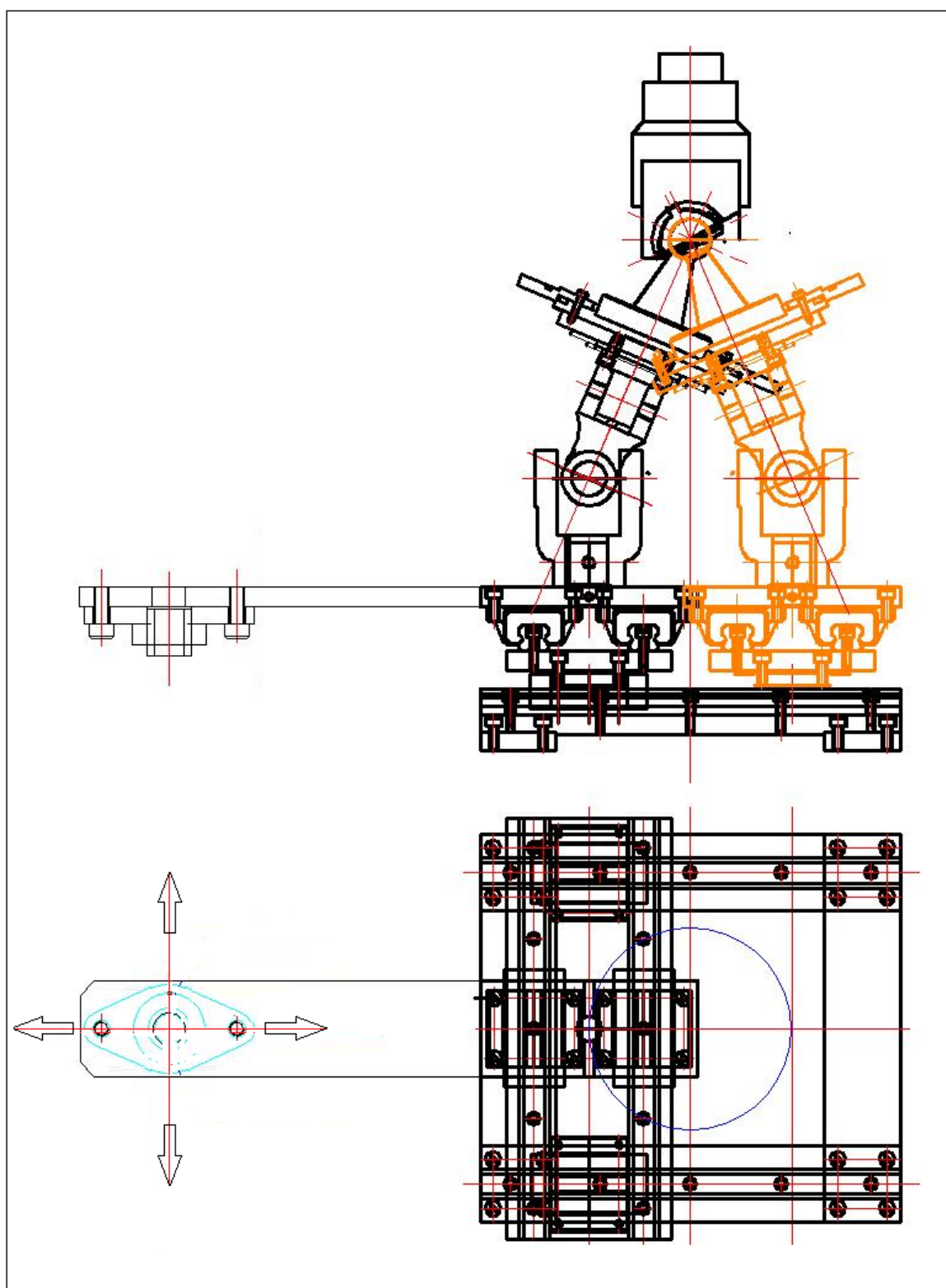
Figura 82 - Máquina de Acoplamento Orbital (versão final).



(Vista frontal e lateral esquerda)

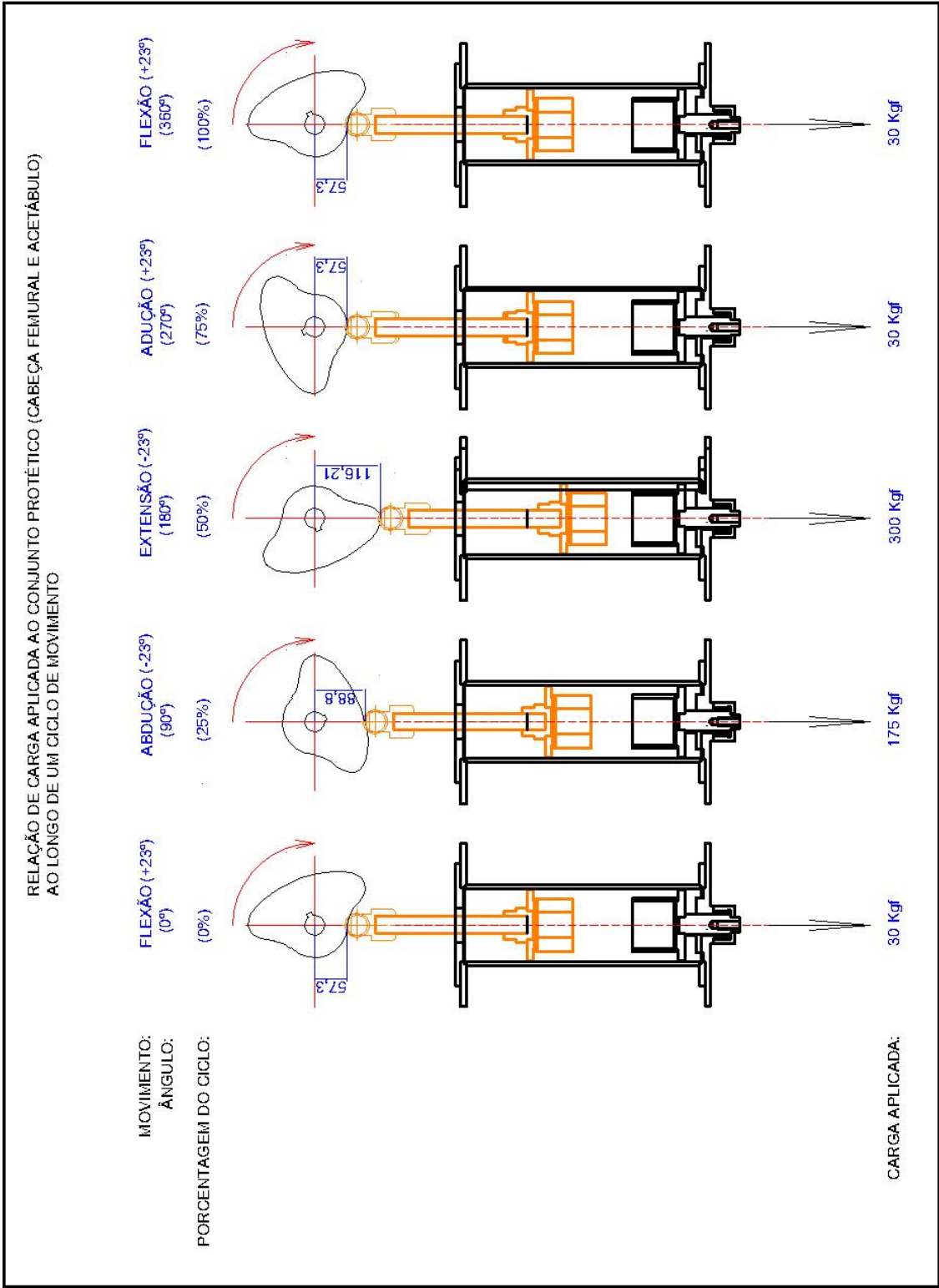
Fonte: O Autor.

Figura 83 - Sistema de variação do movimento angular
(mesa de coordenadas “x”, “y”).



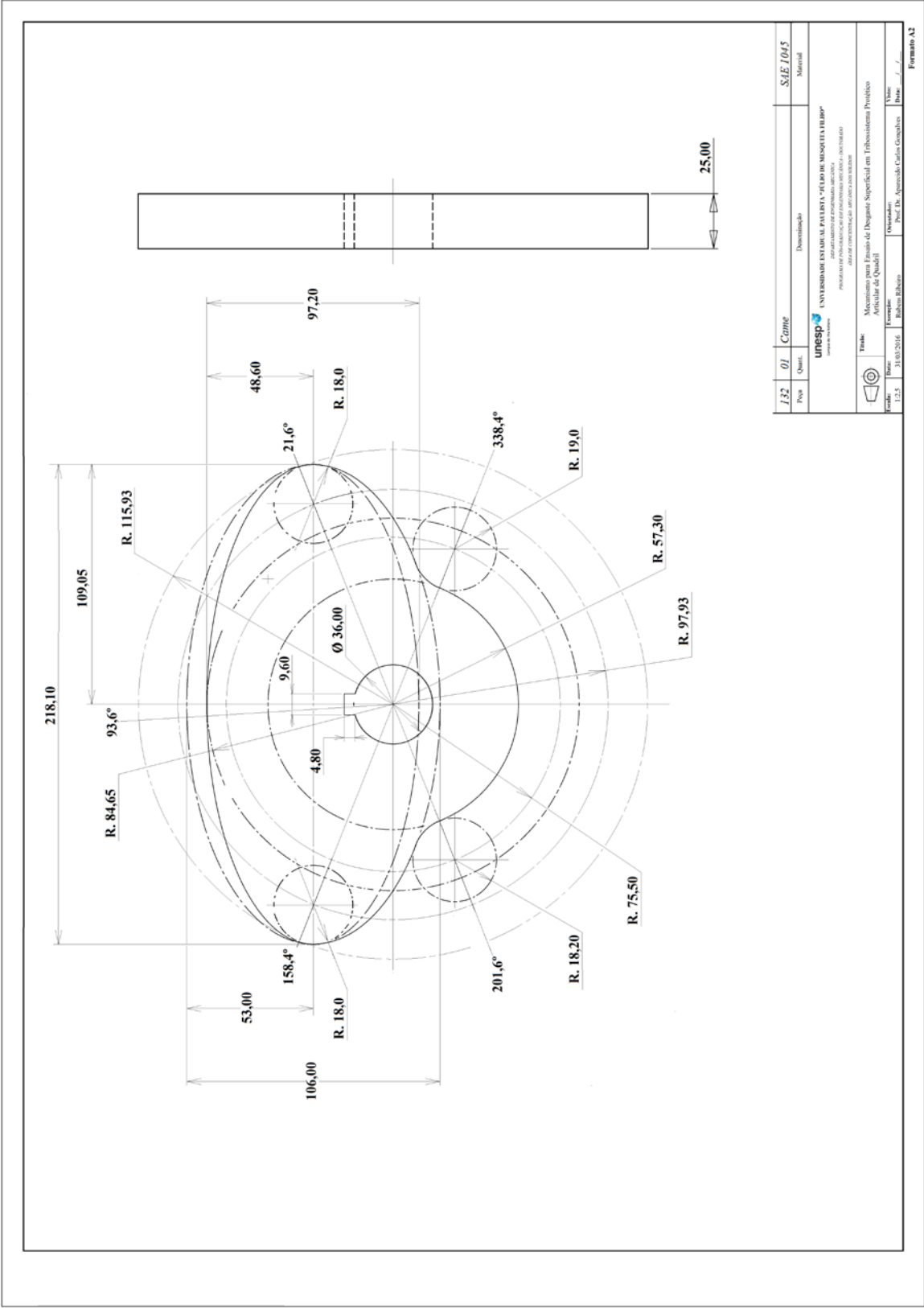
Fonte: O Autor.

Figura 84 - Carga aplicada ao longo do ciclo de movimento.



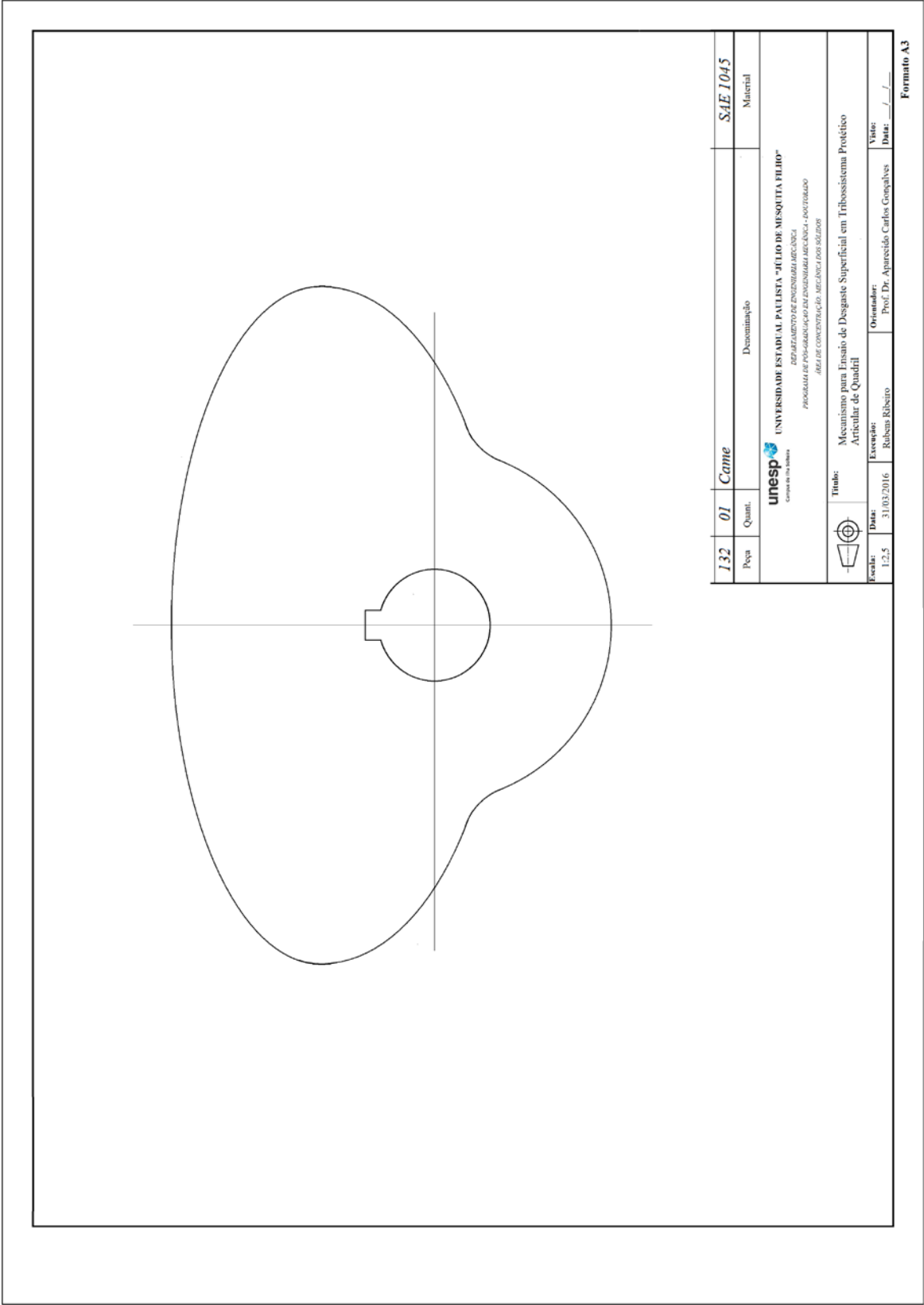
Fonte: O Autor.

Figura 85 - Projeto da Came (Versão final).



Fonte: O Autor.

Figura 86 - Perfil da Cane (Versão final).



Fonte: O Autor.

Figura 88 - Tubo Camisa da Mola.

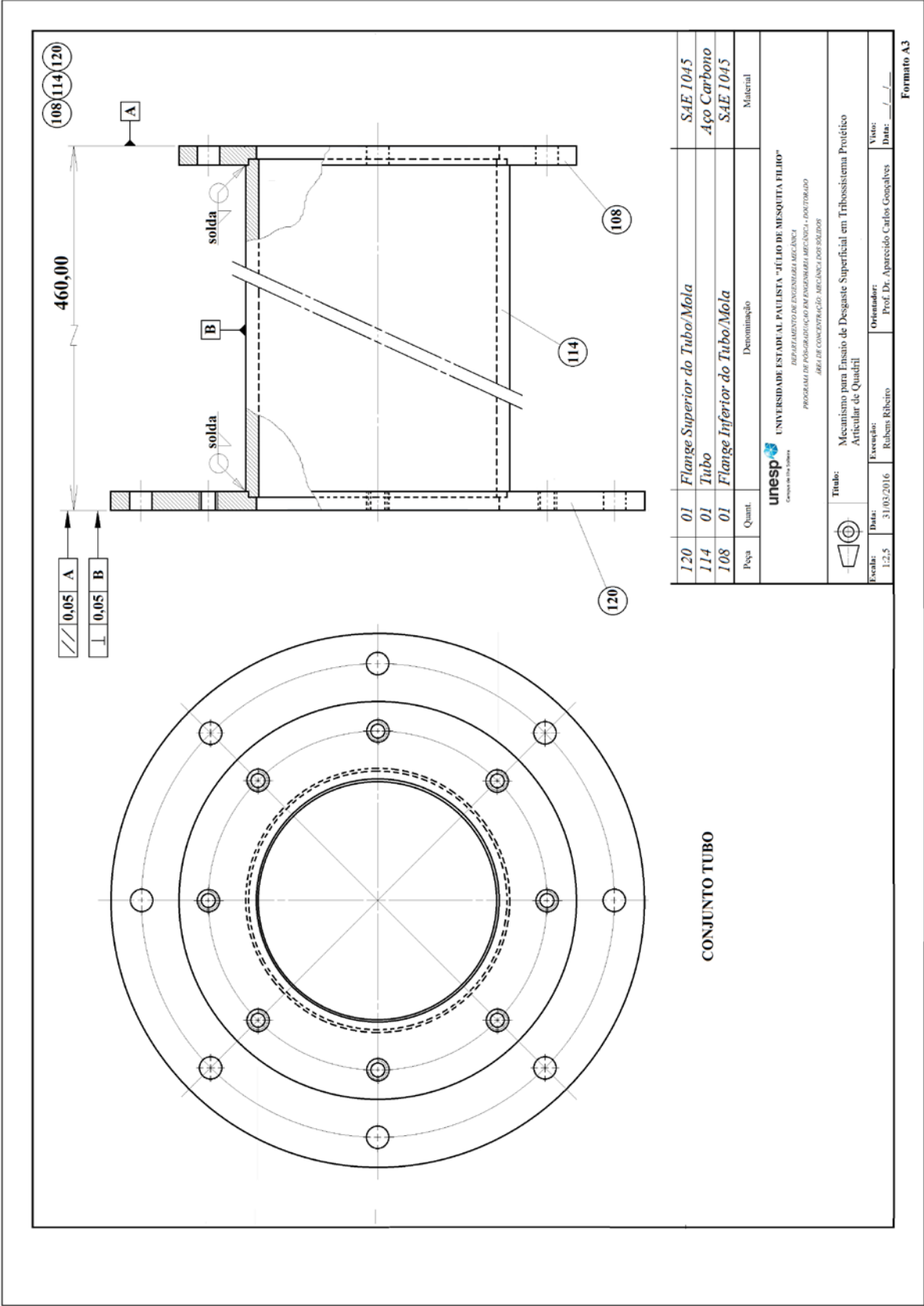
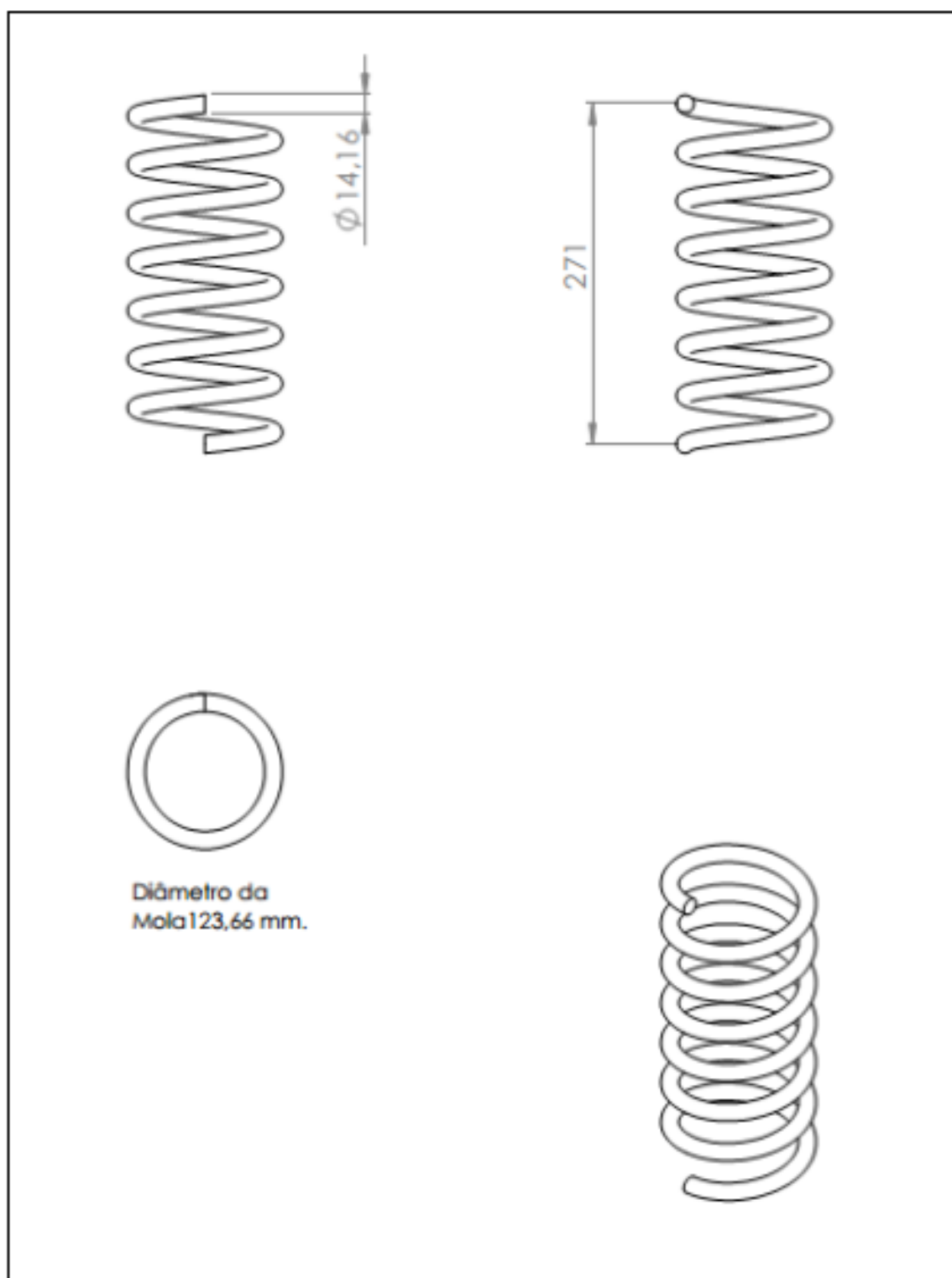


Figura 89 - Mola de compressão.



Fonte: O Autor.

Figura 90 - Tampa Superior do Tubo.

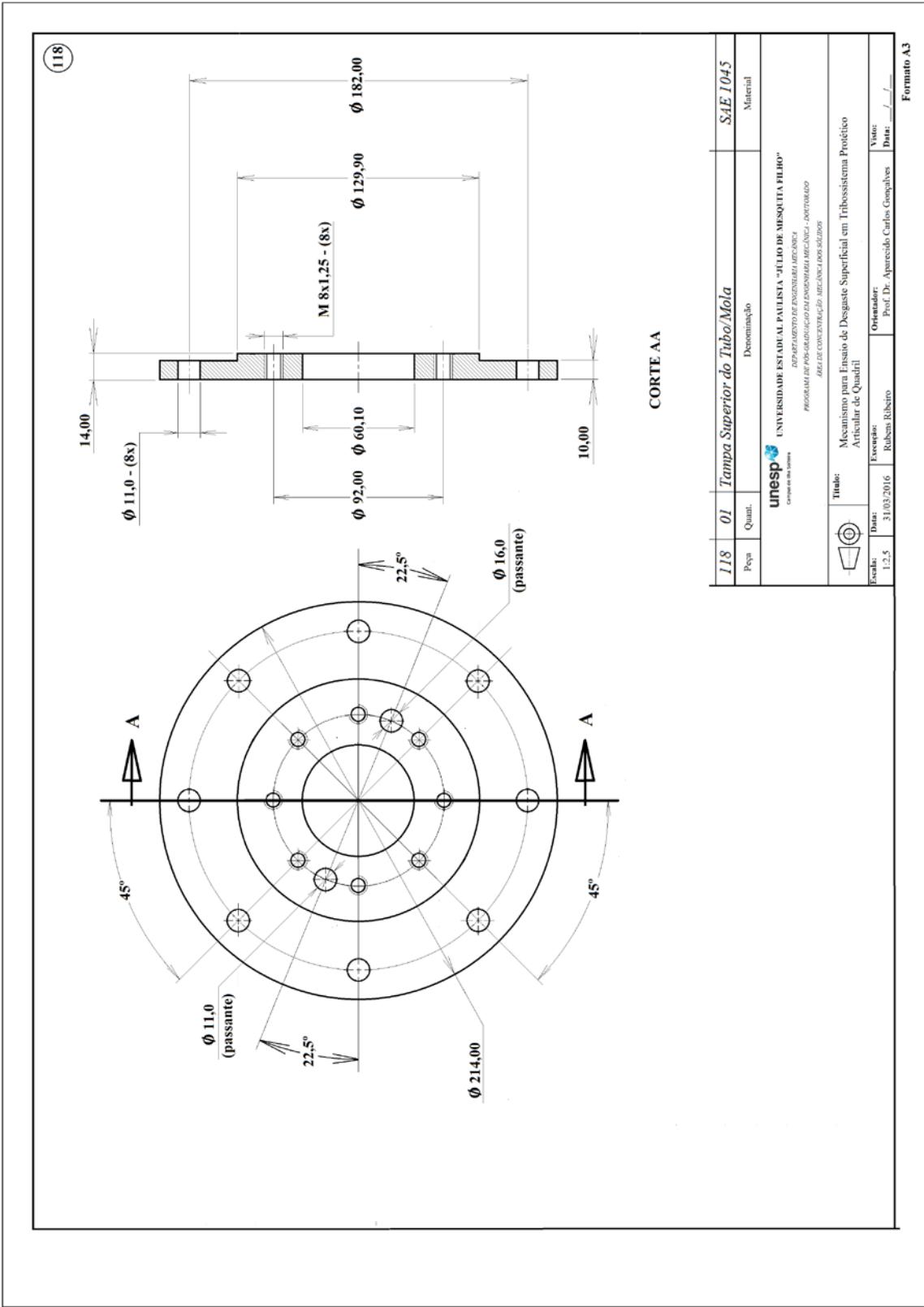
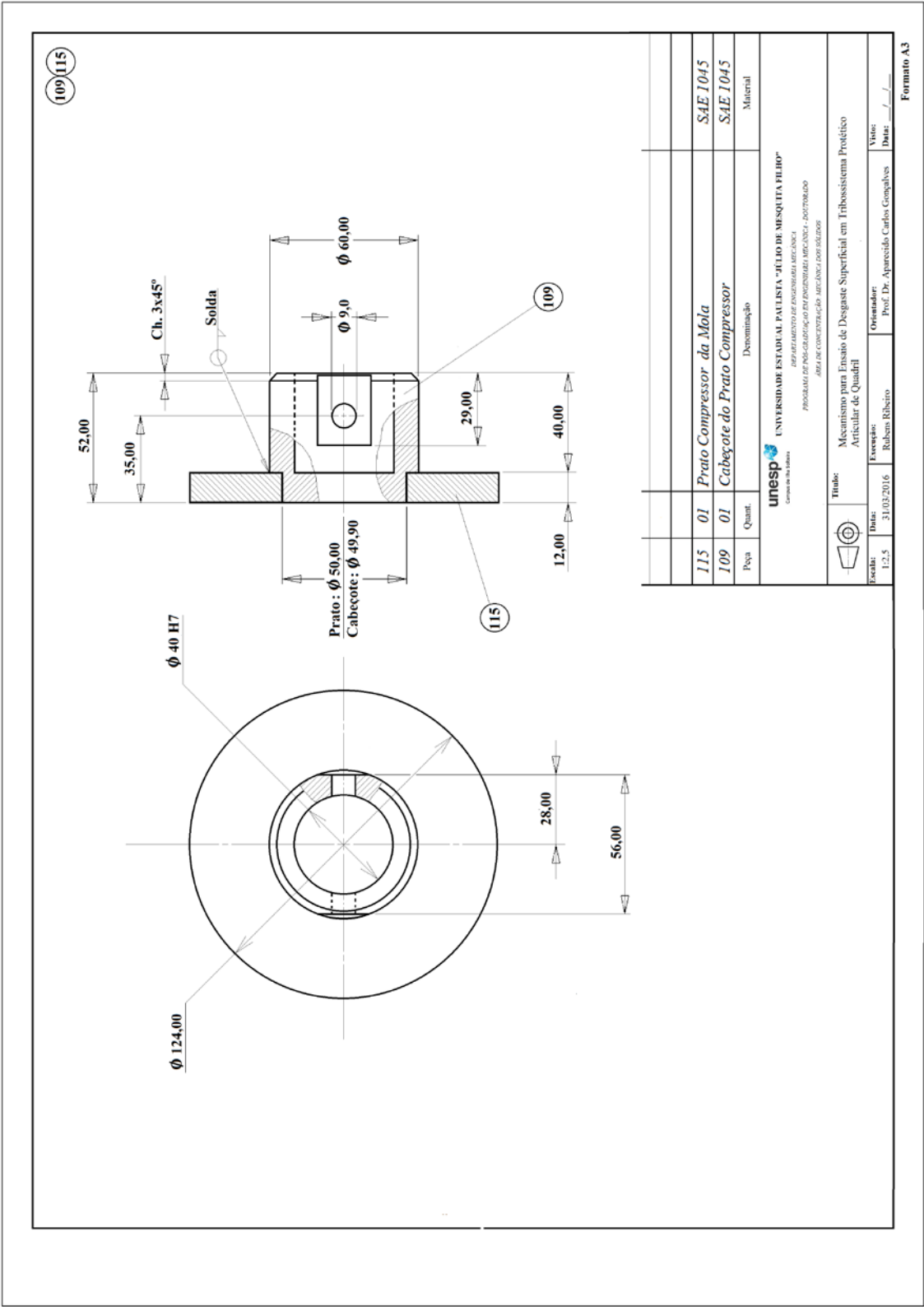


Figura 92 - Conjunto do Prato compressor da mola.



Fonte: O Autor.

Figura 93 - Conjunto Suporte da mola de compressão.

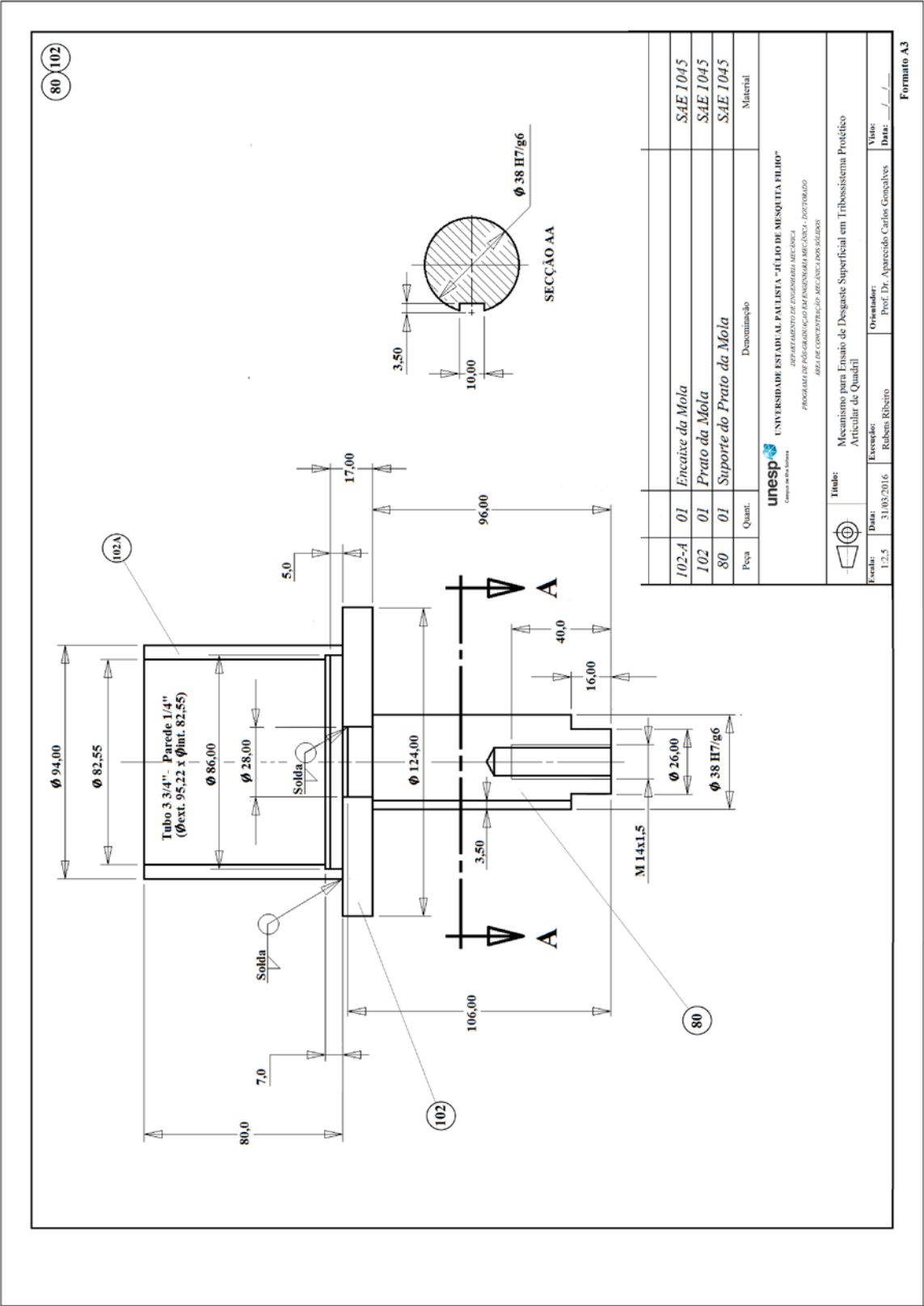
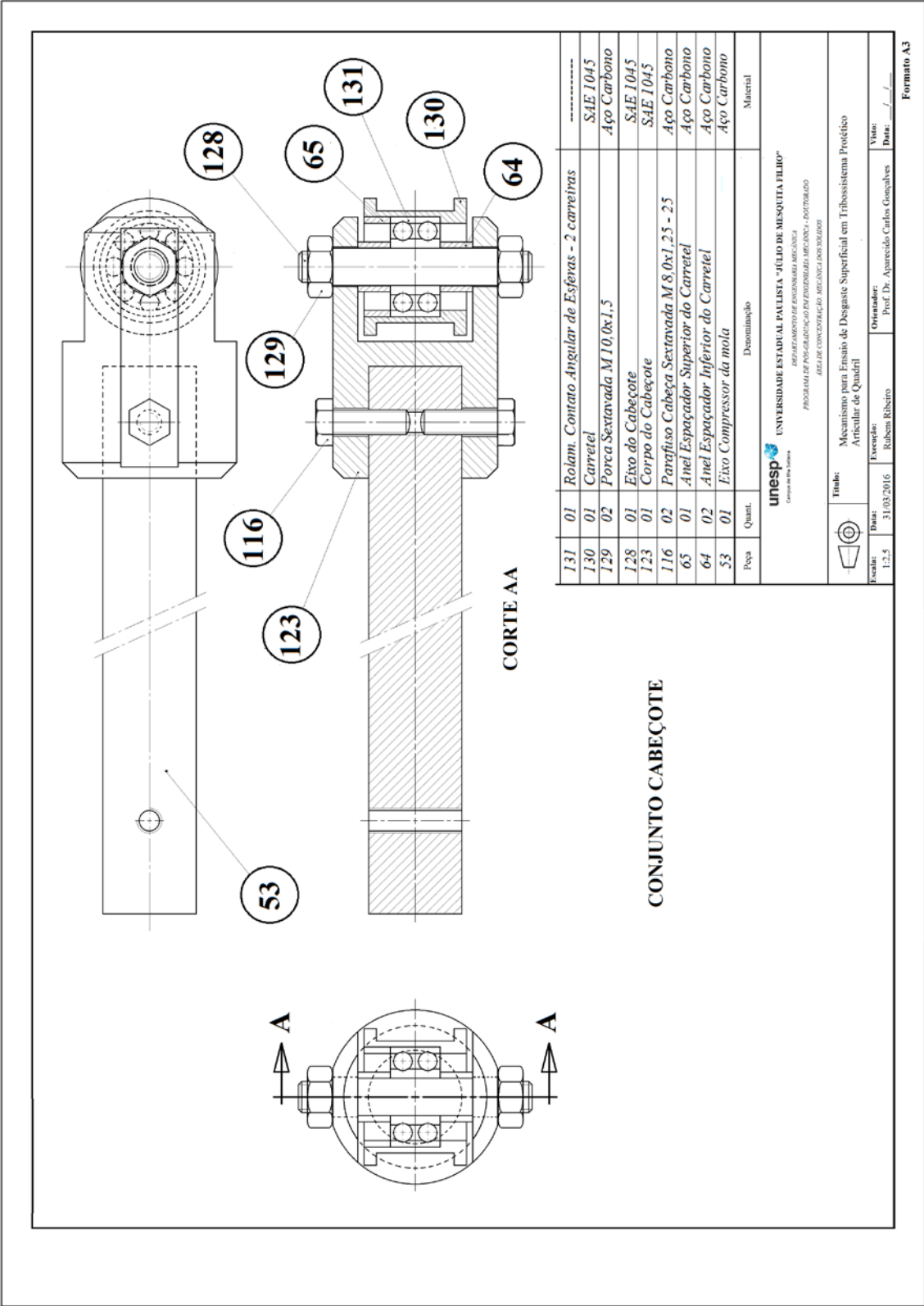
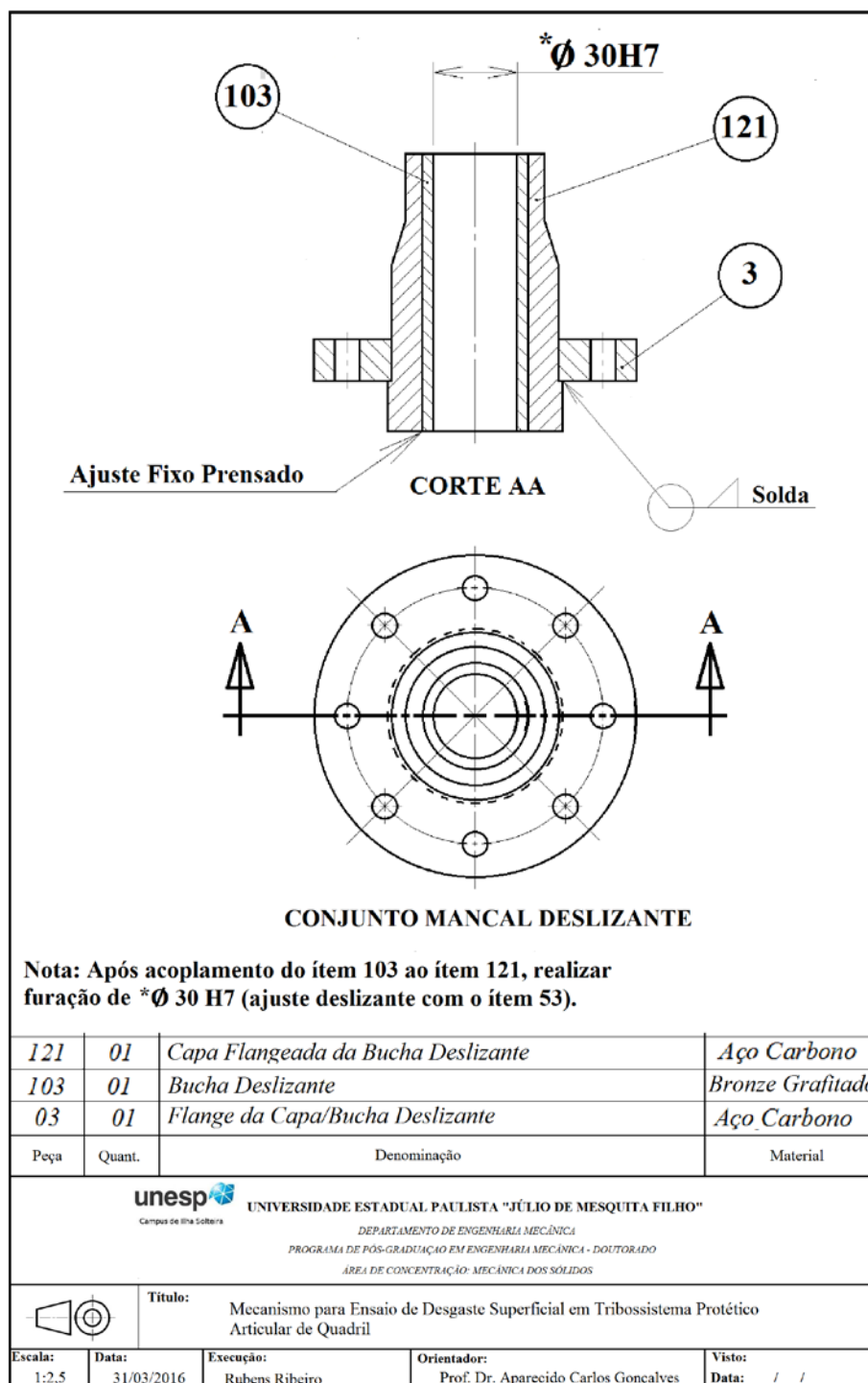


Figura 94 - Conjunto seguidor de came (Cabeçote de compressão da mola).



Fonte: O Autor.

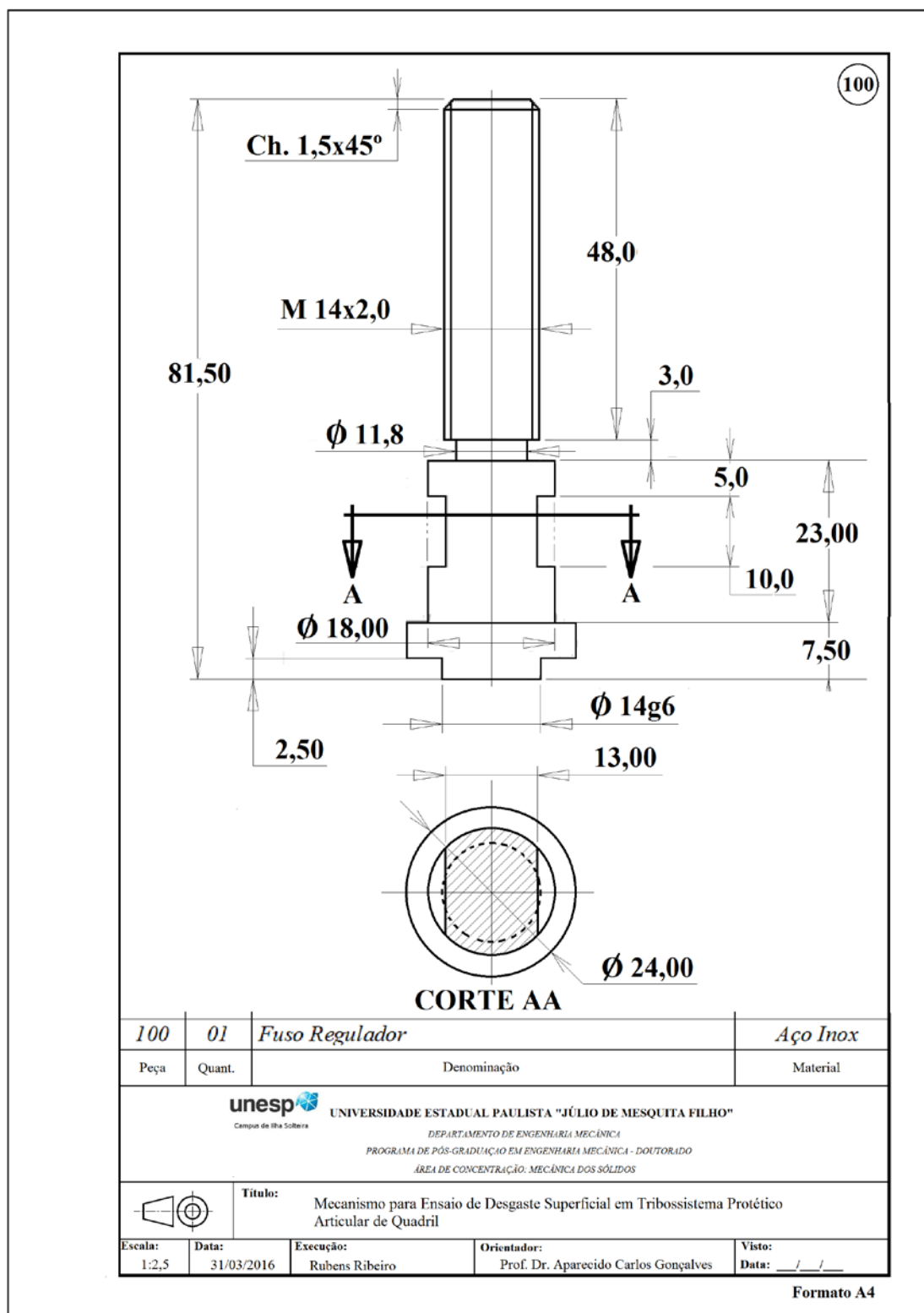
Figura 95 - Conjunto Mancal deslizante.



Formato A4

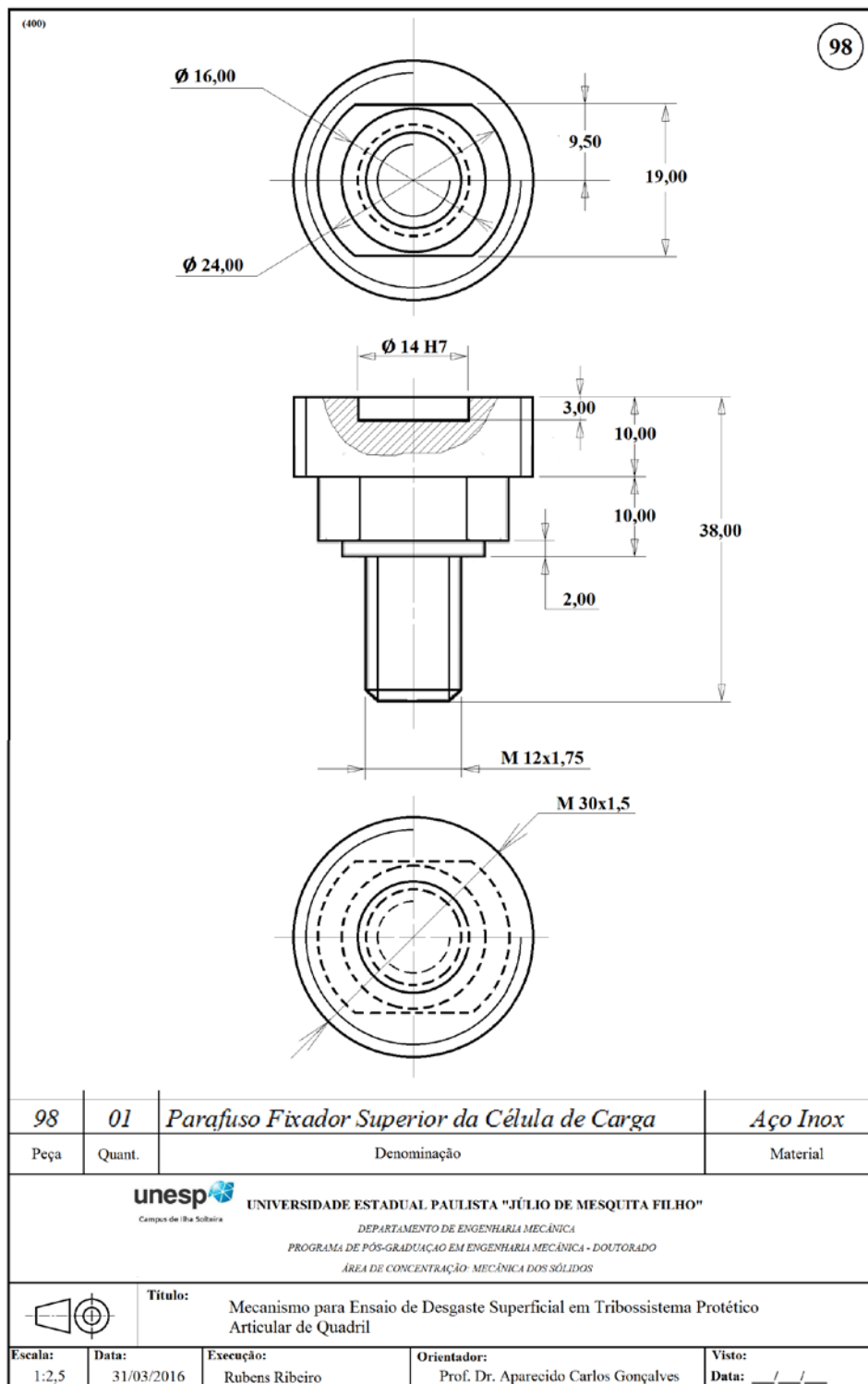
Fonte: O Autor.

Figura 96 - Fuso Regulador de carga.



Fonte: O Autor.

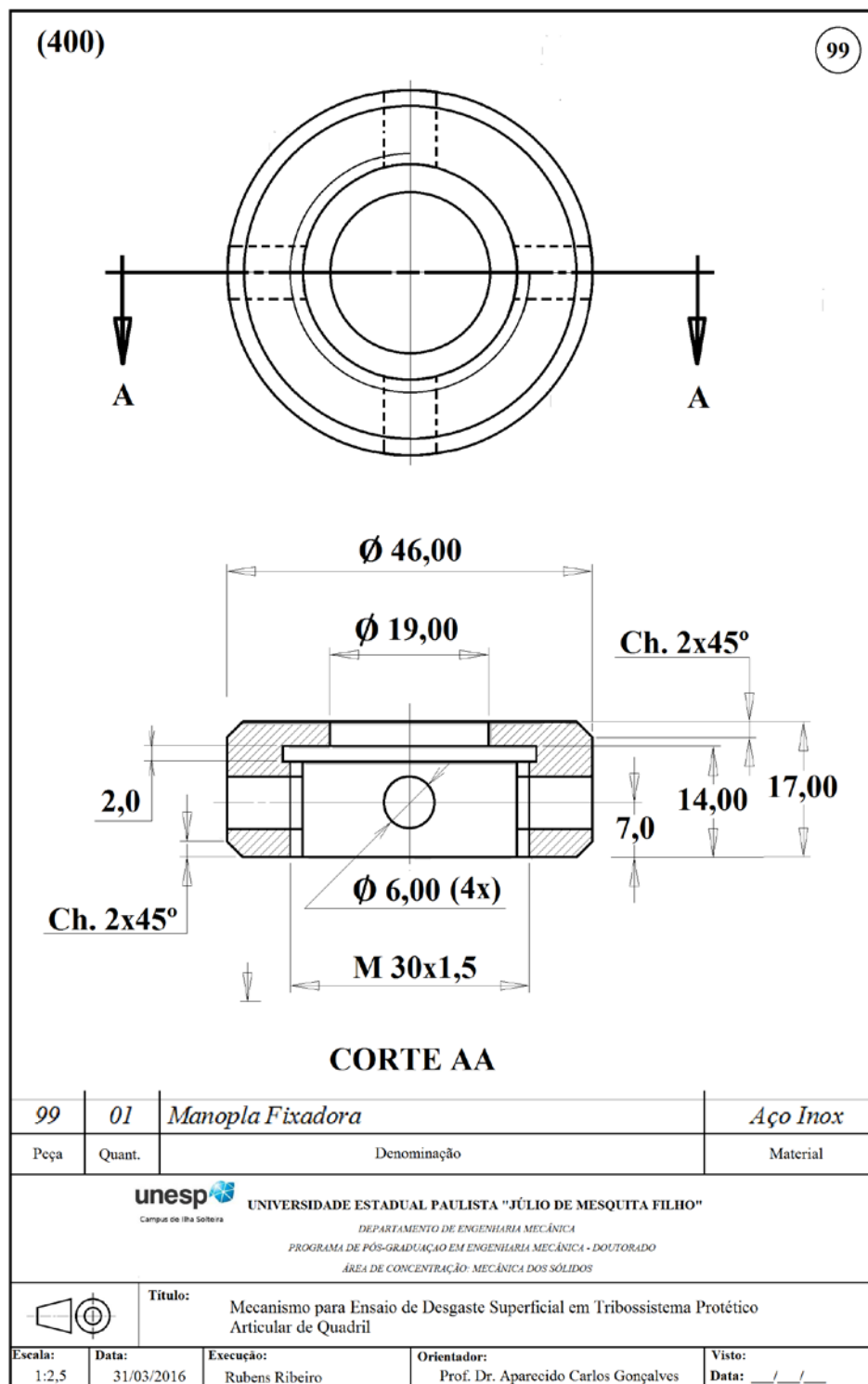
Figura 97 - Parafuso fixador superior da Célula de Carga.



Formato A4

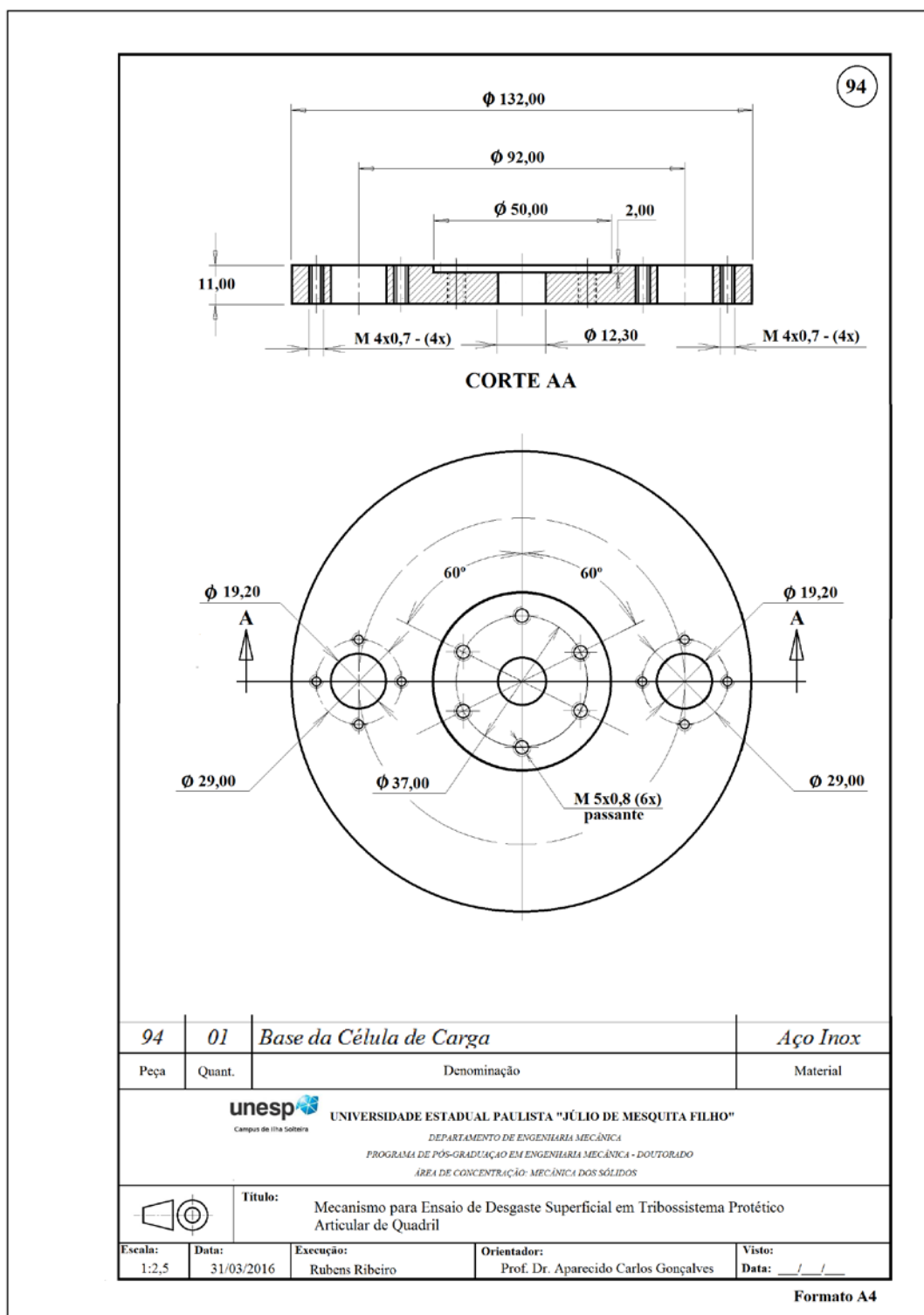
Fonte: O Autor.

Figura 98 - Manopla Fixadora.



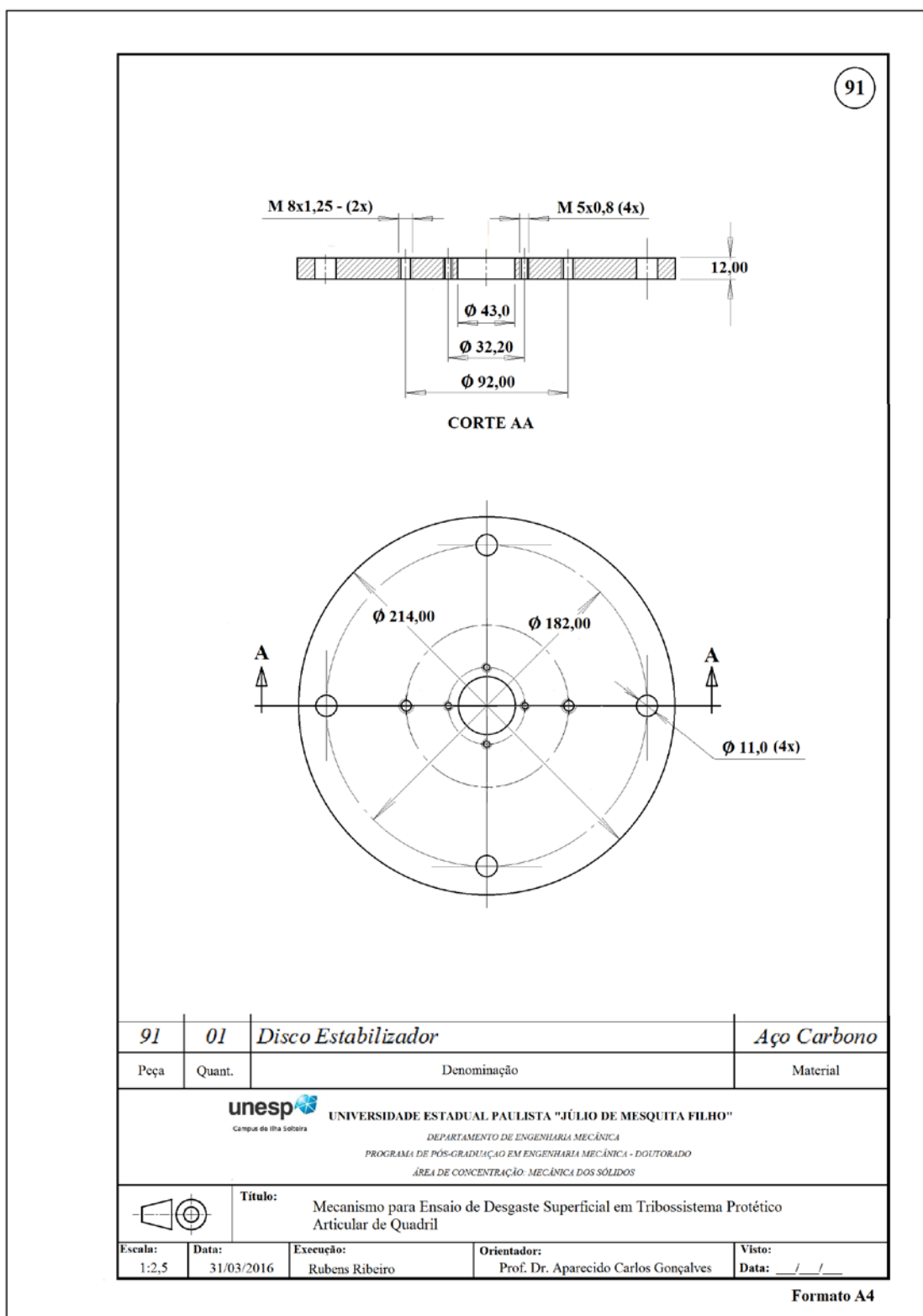
Fonte: O Autor.

Figura 99 - Base da Célula de Carga.



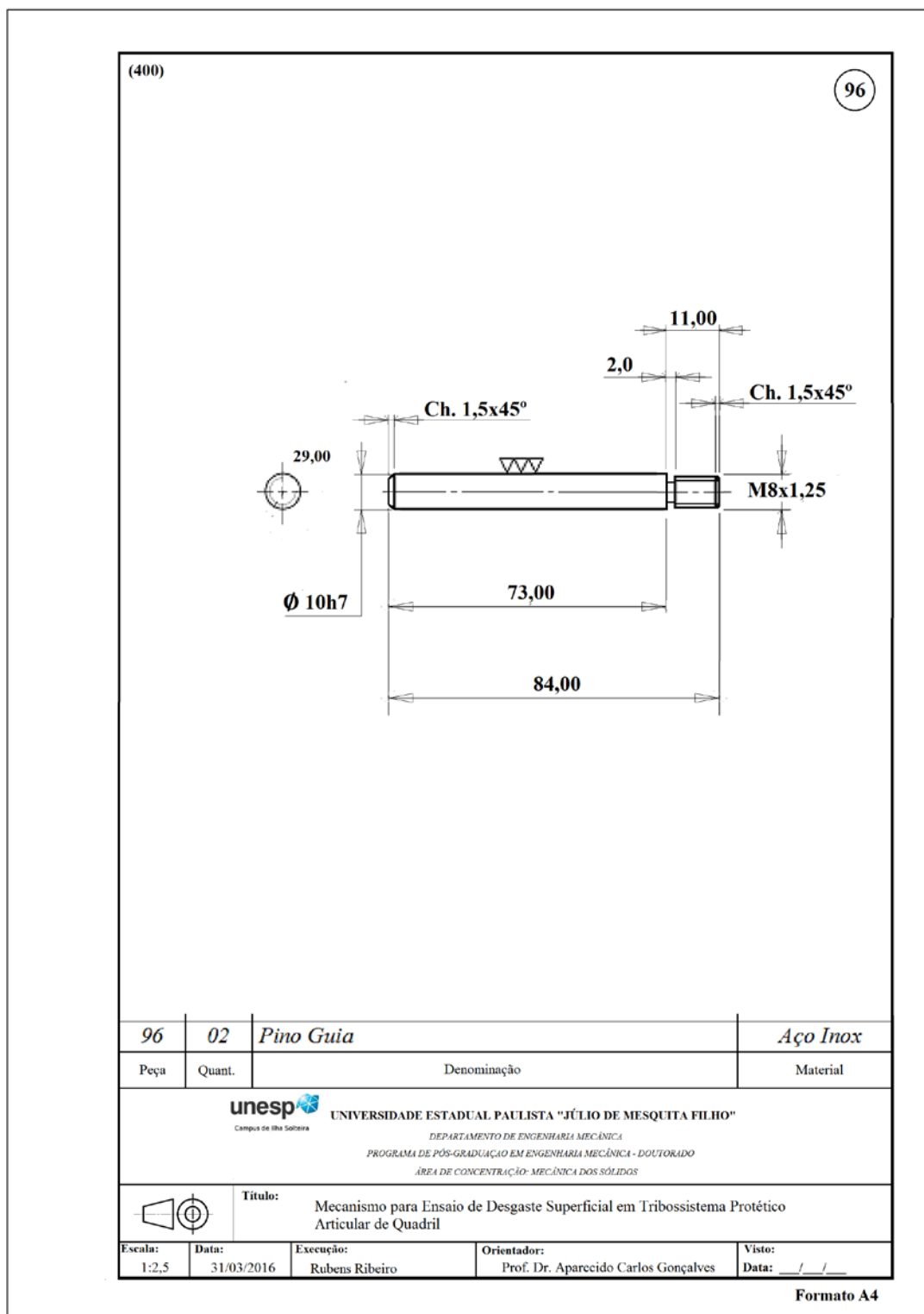
Fonte: O Autor.

Figura 100 - Disco Estabilizador.



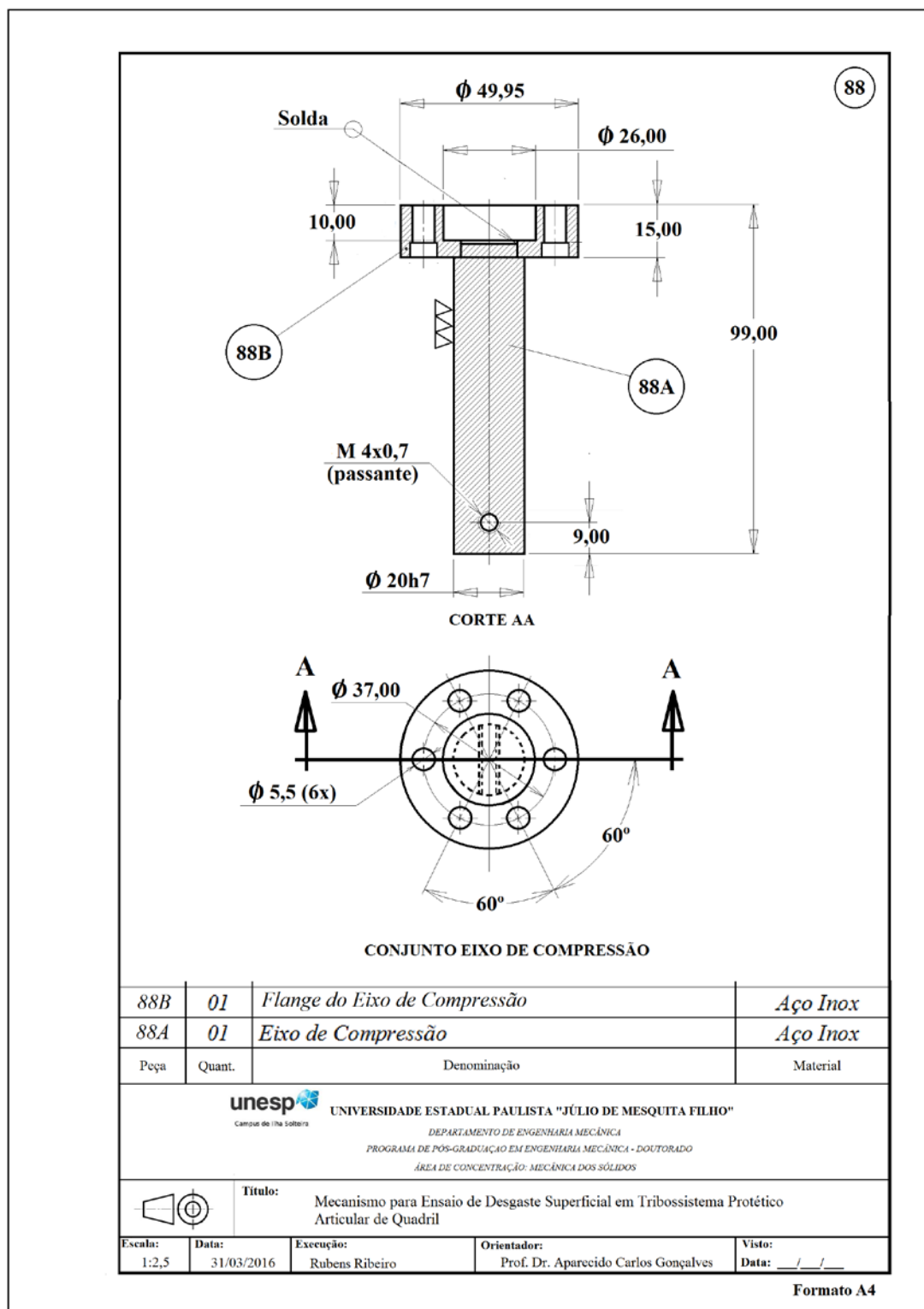
Fonte: O Autor.

Figura 101 - Pino Guia.



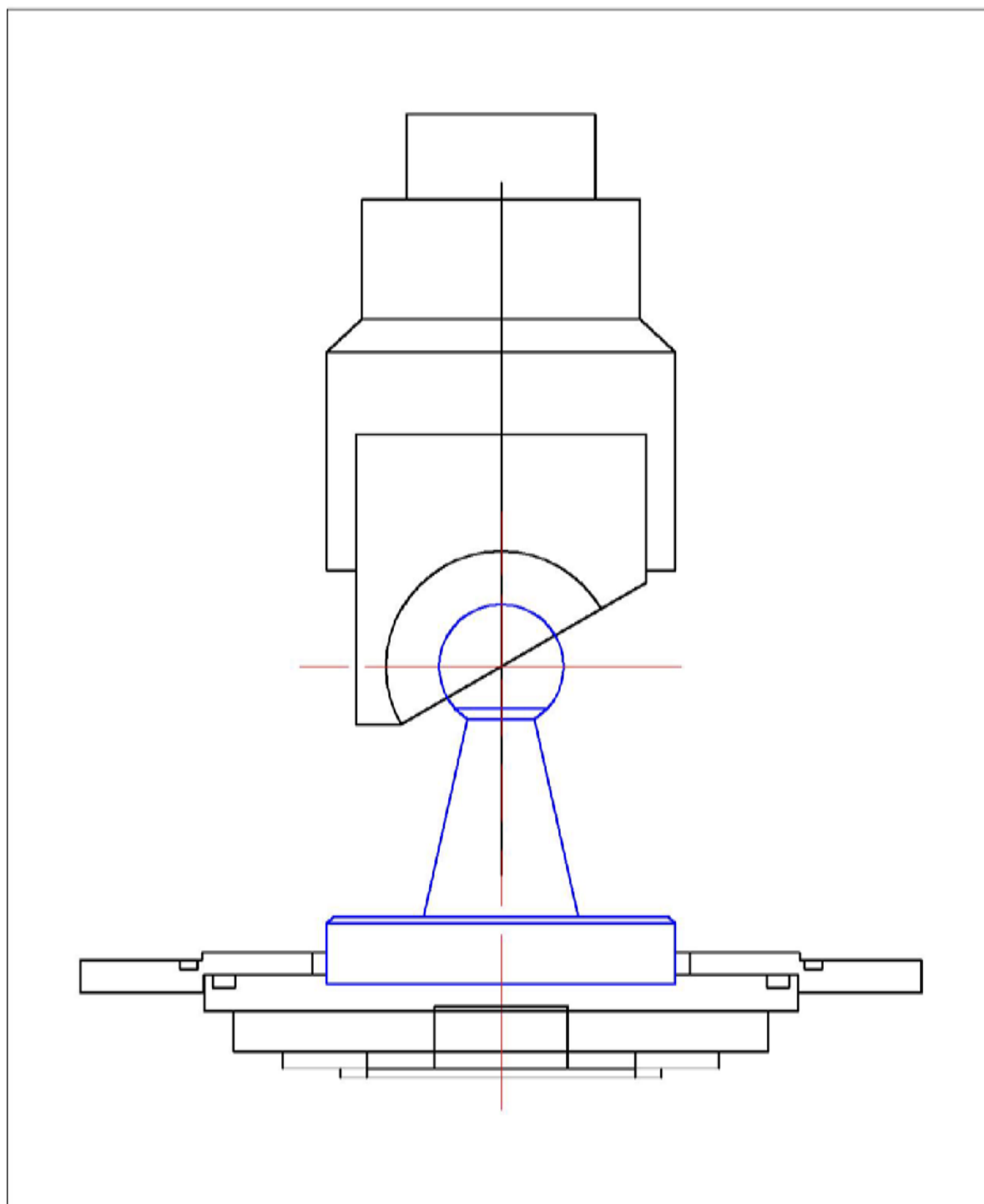
Fonte: O Autor.

Figura 102 - Conjunto Eixo de Compressão.



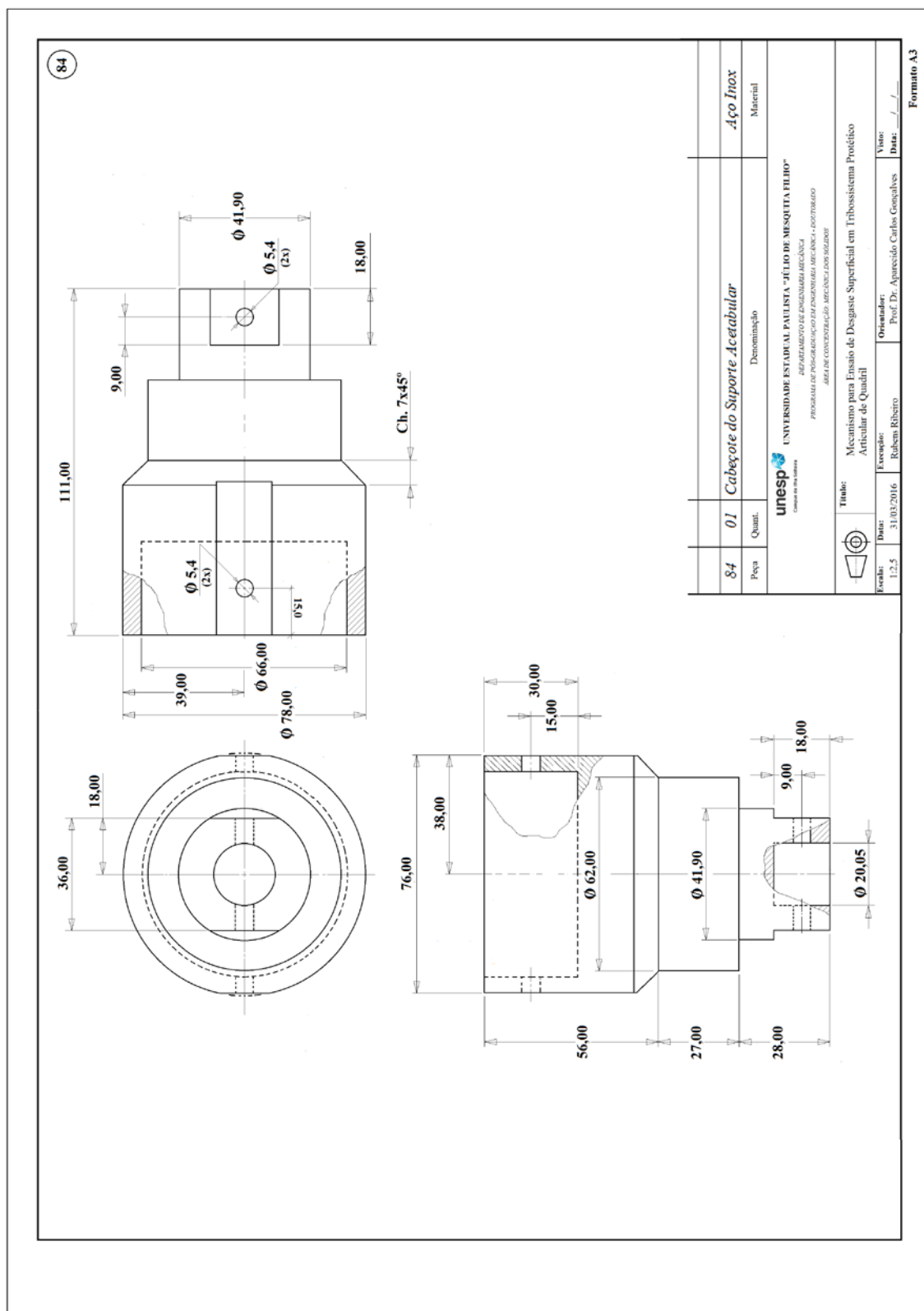
Fonte: O Autor.

Figura 103 - Conjunto Suporte Acetabular/Componente Acetabular, Cabeça Femoral, Haste e Base da Câmara de Ensaio.



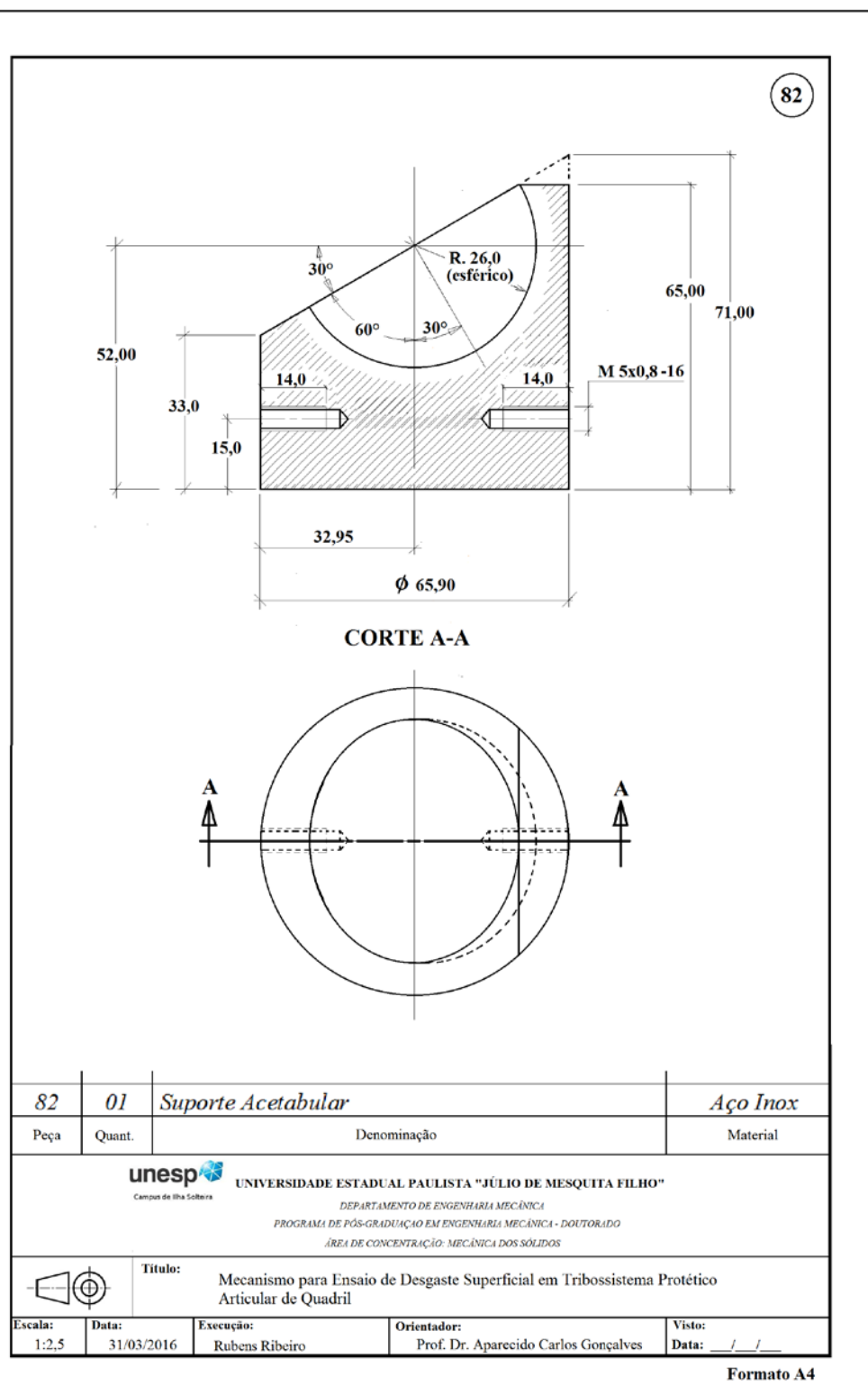
Fonte: O Autor.

Figura 104 - Cabeçote do Suporte Acetabular.



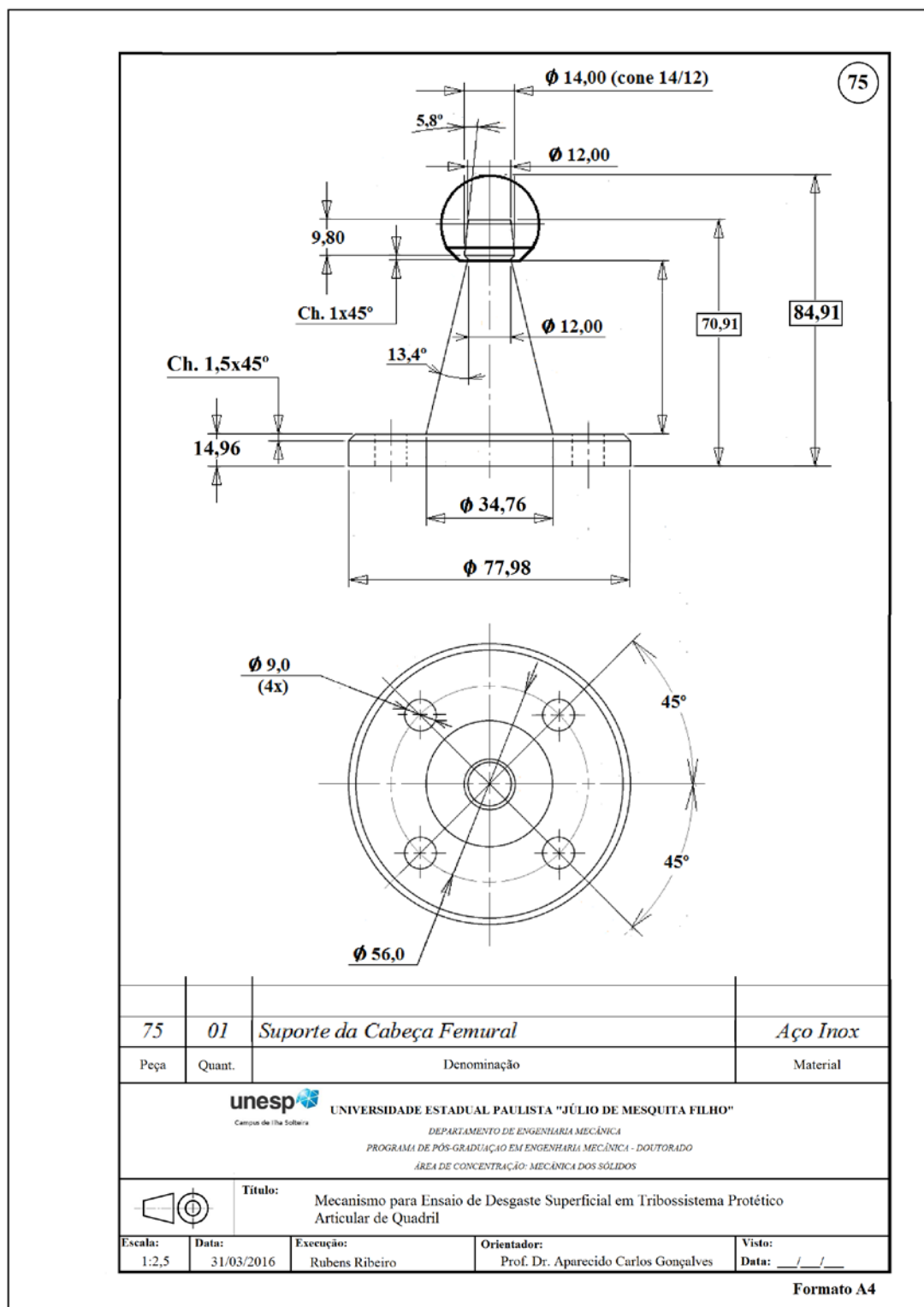
Fonte: O Autor.

Figura 105 - Suporte Acetabular.



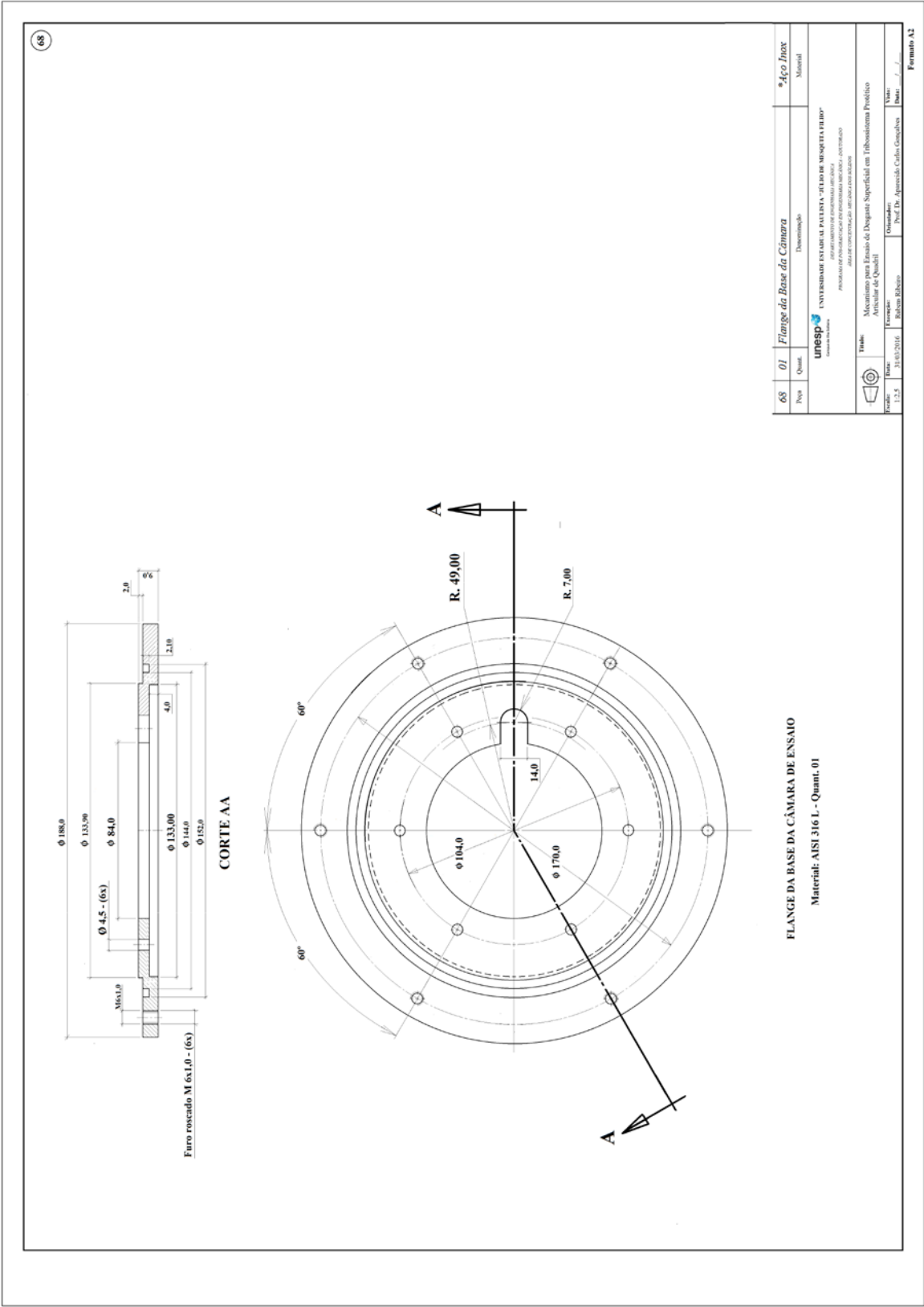
Fonte: O Autor.

Figura 106 - Suporte da cabeça femoral.



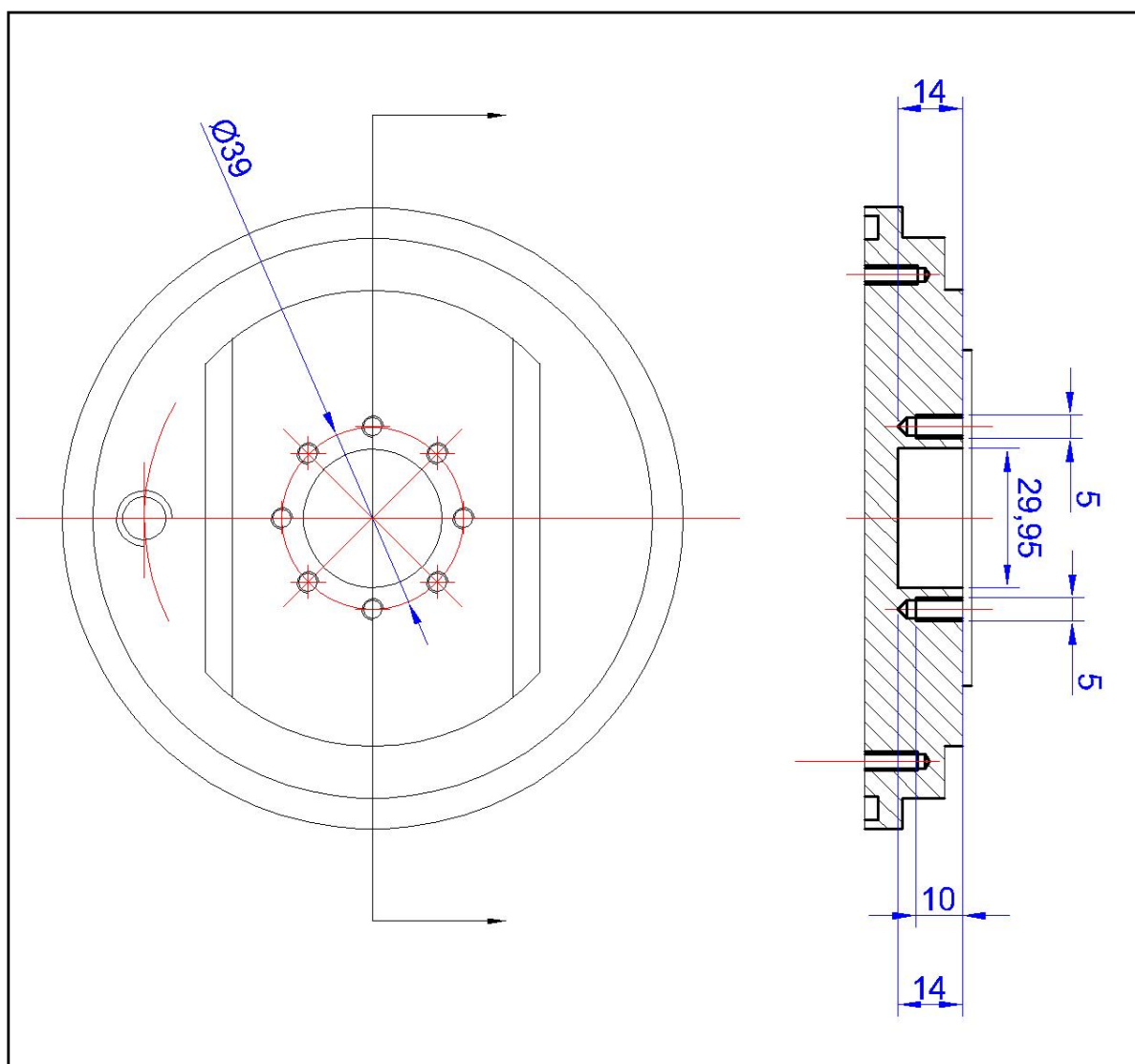
Fonte: O Autor.

Figura 107 - Flange da Base da Câmara de Ensaio.



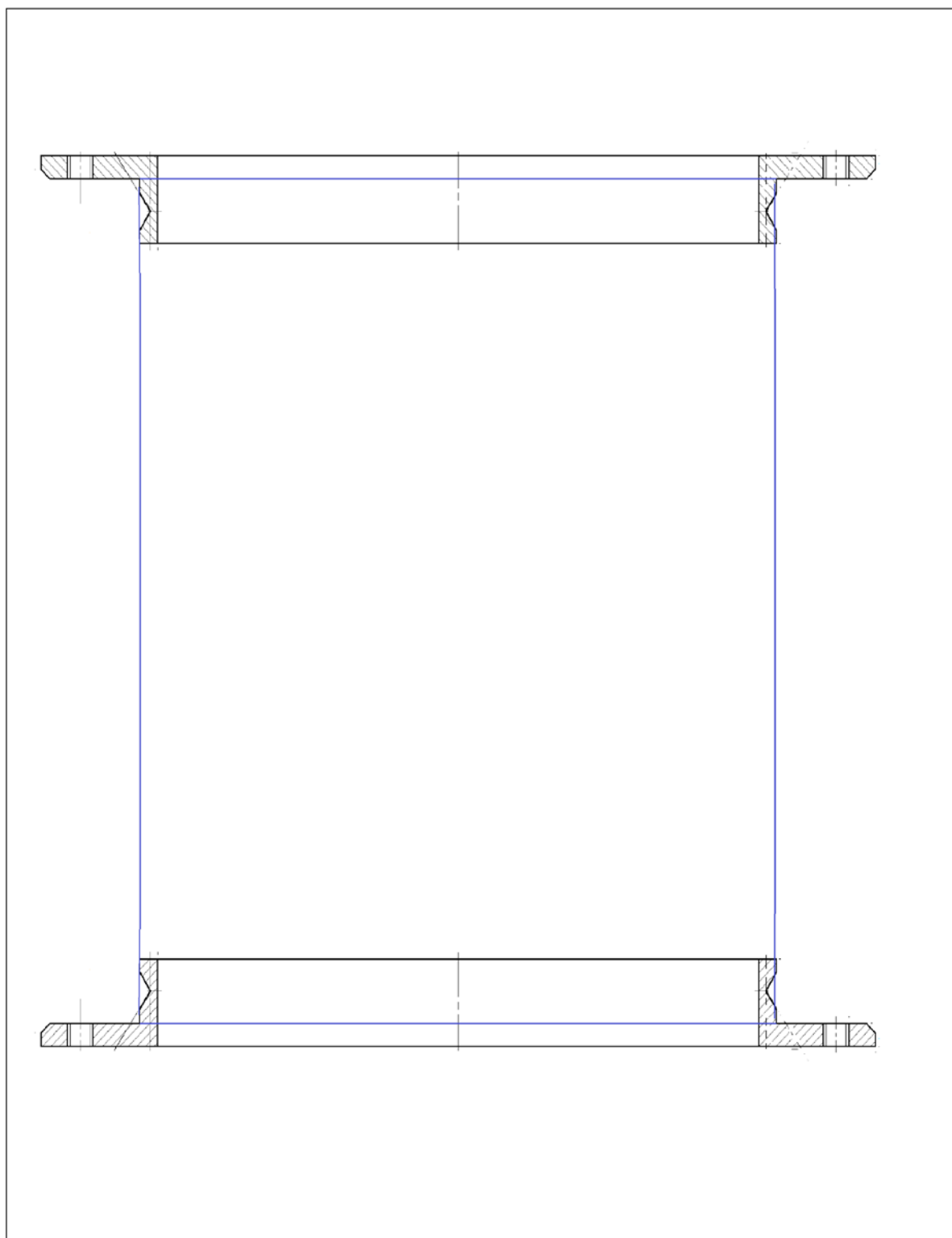
Fonte: O Autor.

Figura 108 - Base da Câmara de Ensaio.



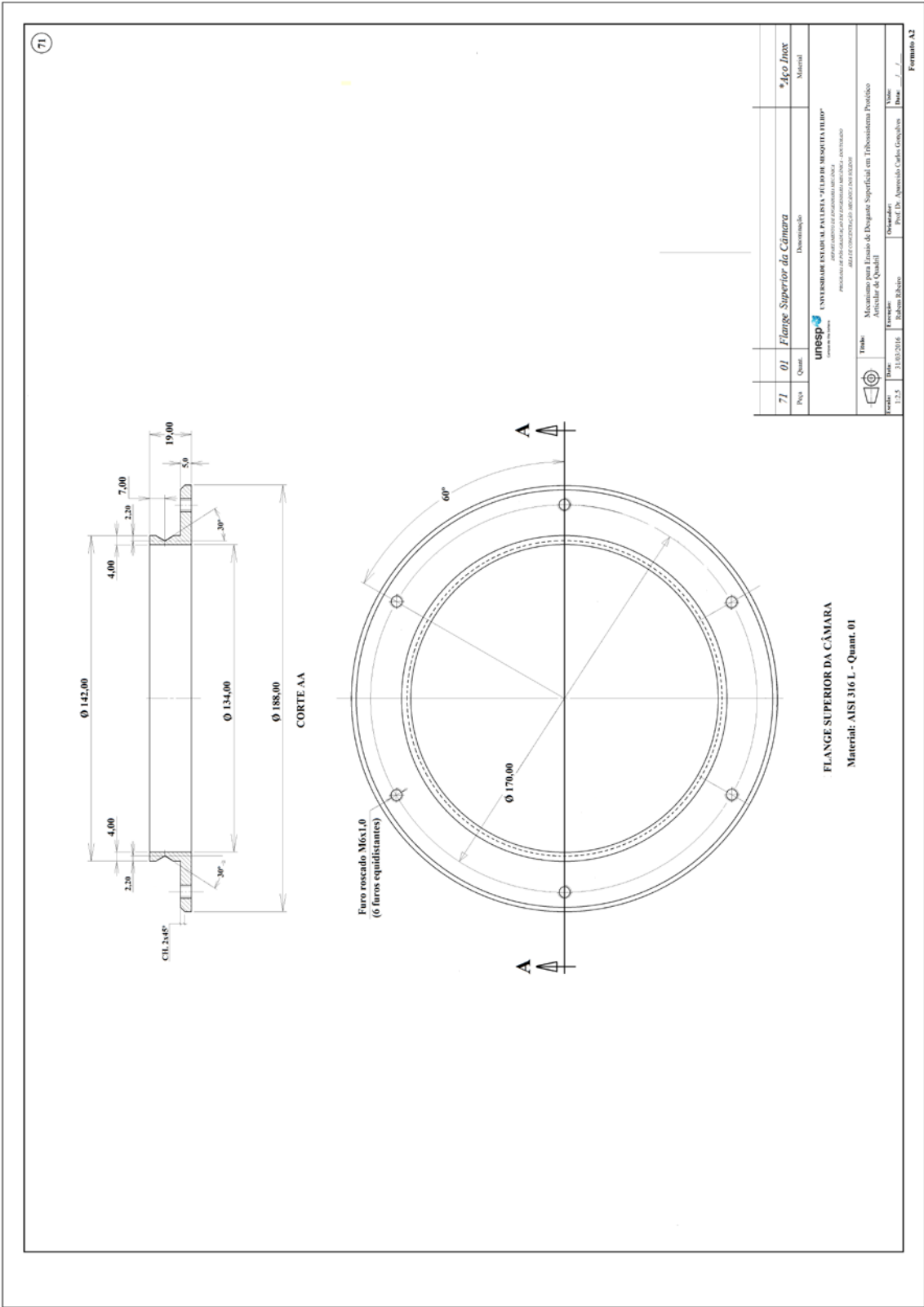
Fonte: O Autor.

Figura 109 - Câmara de Ensaio.



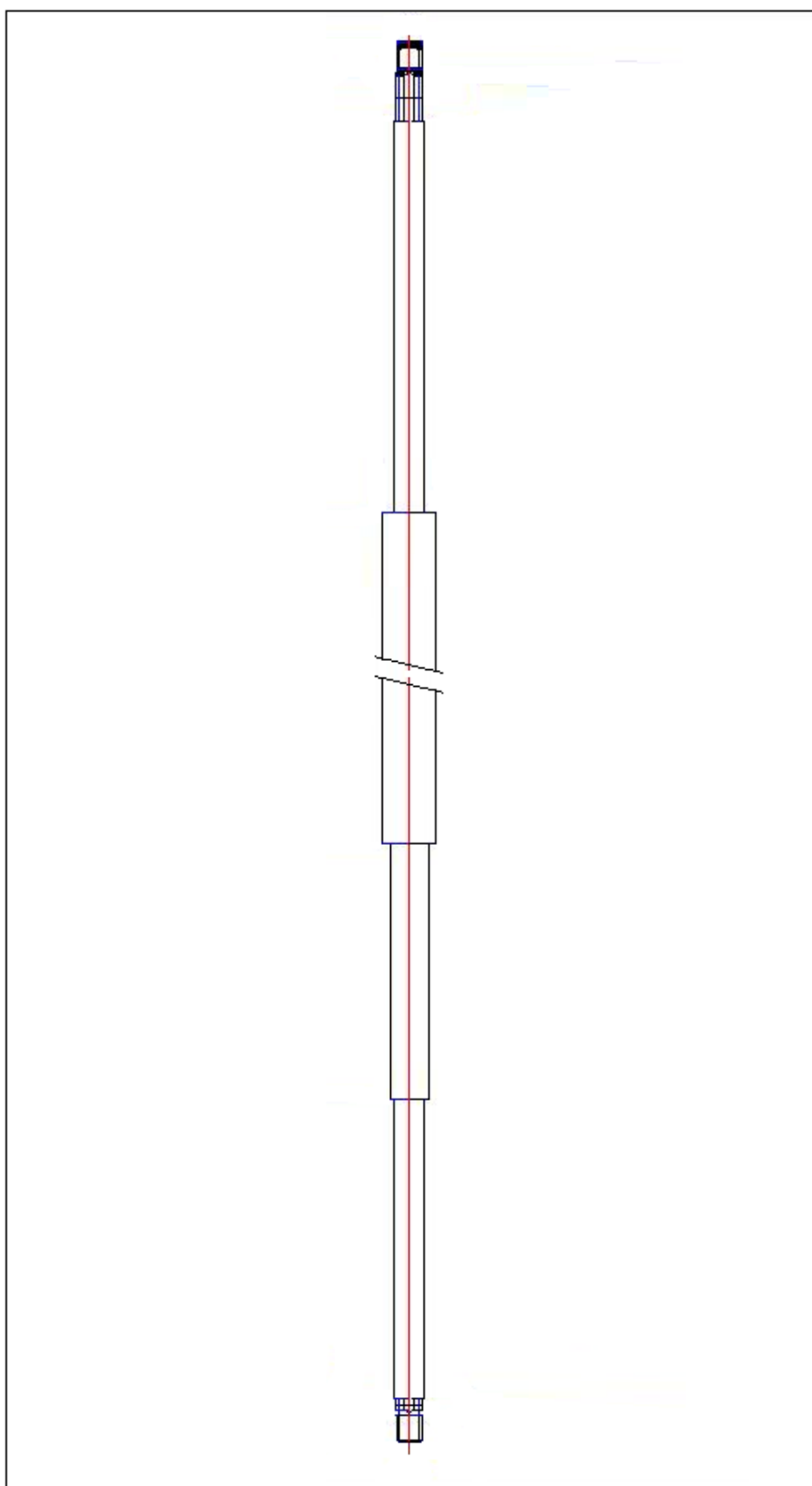
Fonte: O Autor.

Figura 110 - Flange Superior da Câmara de Ensaio.



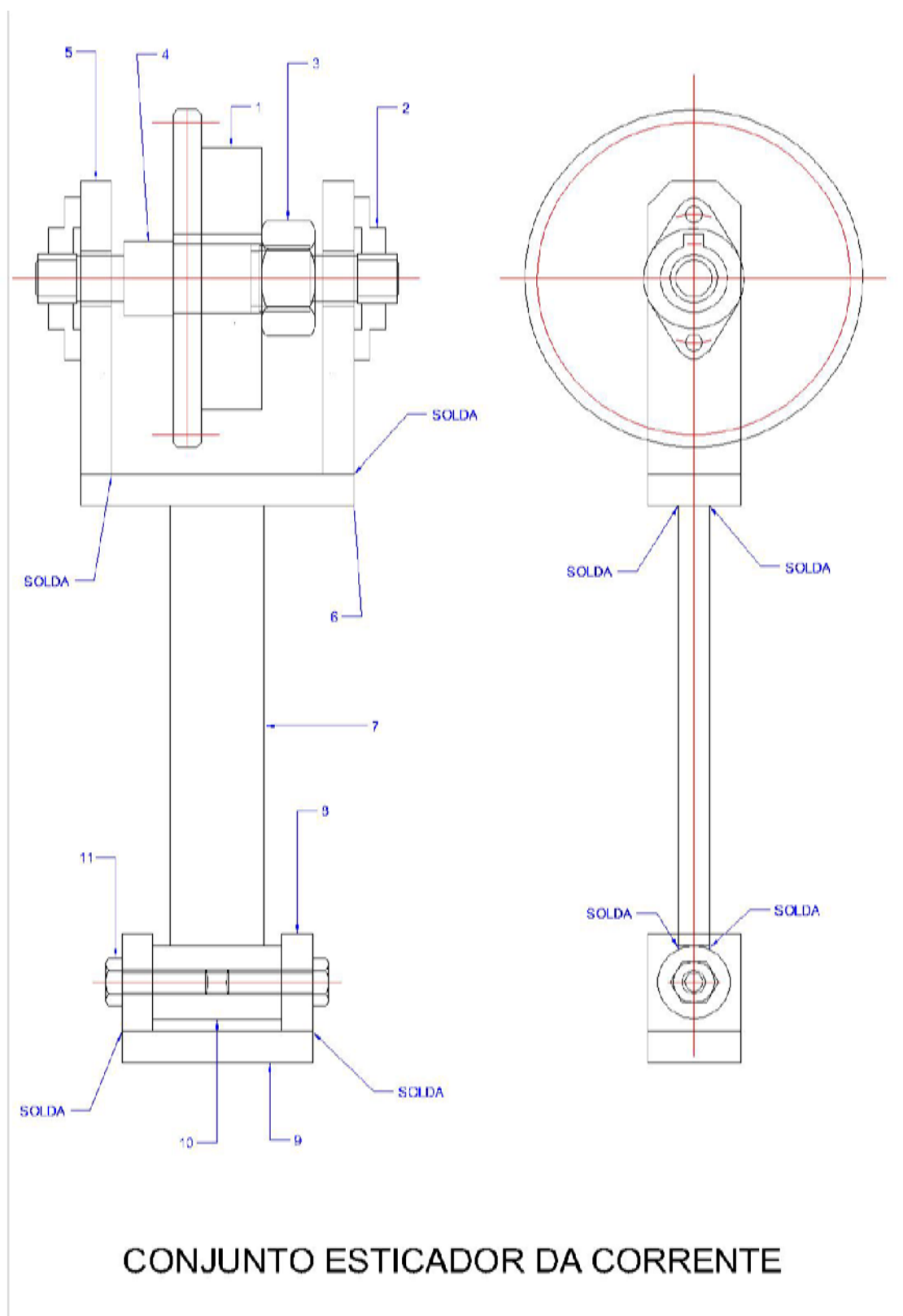
Fonte: O Autor.

Figura 113 - Eixo de Transmissão.



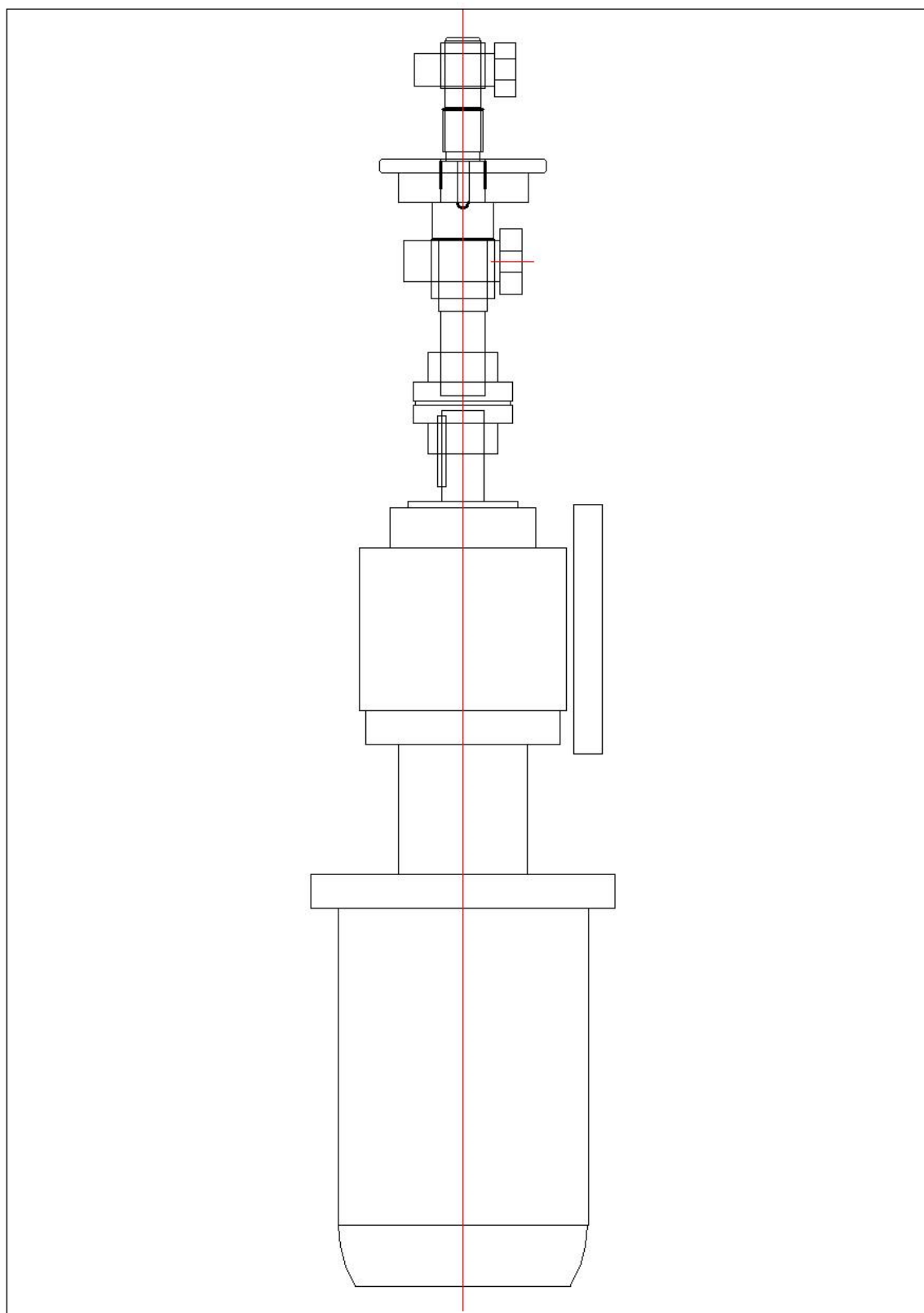
Fonte: O Autor.

Figura 115 - Conjunto Esticador da Corrente.



Fonte: O Autor.

Figura 116 - Conjunto Motor/Eixo motor.



Fonte: O Autor.

APÊNDICE C – Fabricação das peças

Figura 118 - Estrutura (rack) – Processo de fabricação.



Fonte: O Autor.

Figura 119 - Estrutura (rack) – Produto acabado.



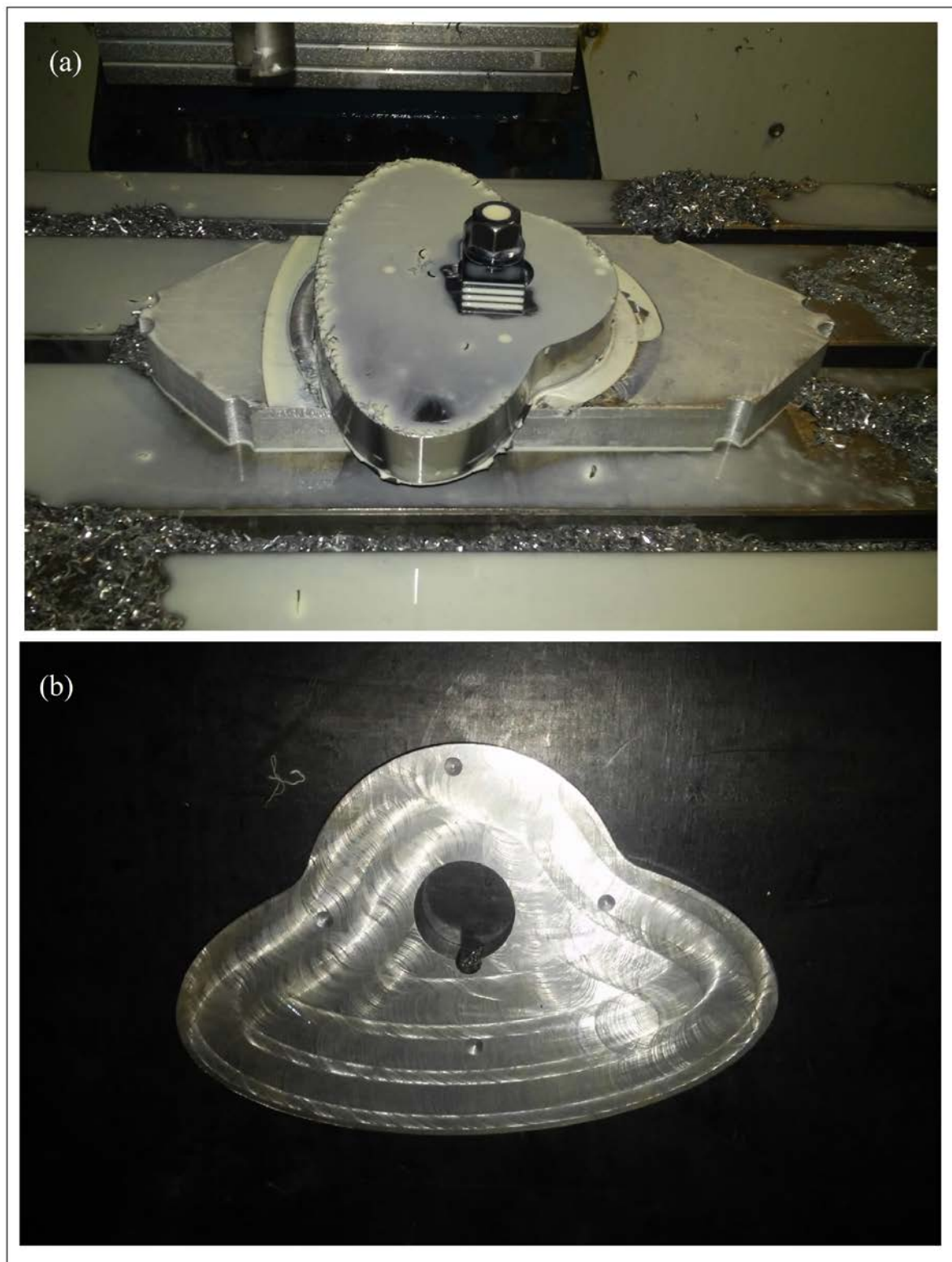
Fonte: O Autor.

Figura 120 - Came (1ª versão).



Fonte: O Autor.

Figura 121 - Came (versão final) – (a) Processo de usinagem,
(b) Produto acabado.



Fonte: O Autor.

Figura 122 - Eixo Came (came e engrenagem de transmissão).



Fonte: O Autor.

Figura 123 - Conjunto Cabeçote de compressão da mola (seguidor de came).



Fonte: O Autor.

Figura 124 - Conjunto Tampa Superior do Tubo/Mancal Deslizante.



Fonte: O Autor.

Figura 125 - Tubo Camisa da Mola – (a) Processo de fabricação (soldagem),
(b) Produto acabado.



Fonte: O Autor.

Figura 126 - Mola de Compressão - (diam. do arame: 14,16 mm, diâm. ext.: 123,66 mm, comp.: 271 mm, $k = 4,6 \text{ kgf/mm}$).



Fonte: O Autor.

Figura 127- Cabeçote compressor da mola.



Fonte: O Autor.

Figura 128 - Prato de apoio da mola.



Fonte: O Autor.

Figura 129 - Fuso regulador de pré carga da célula de carga.



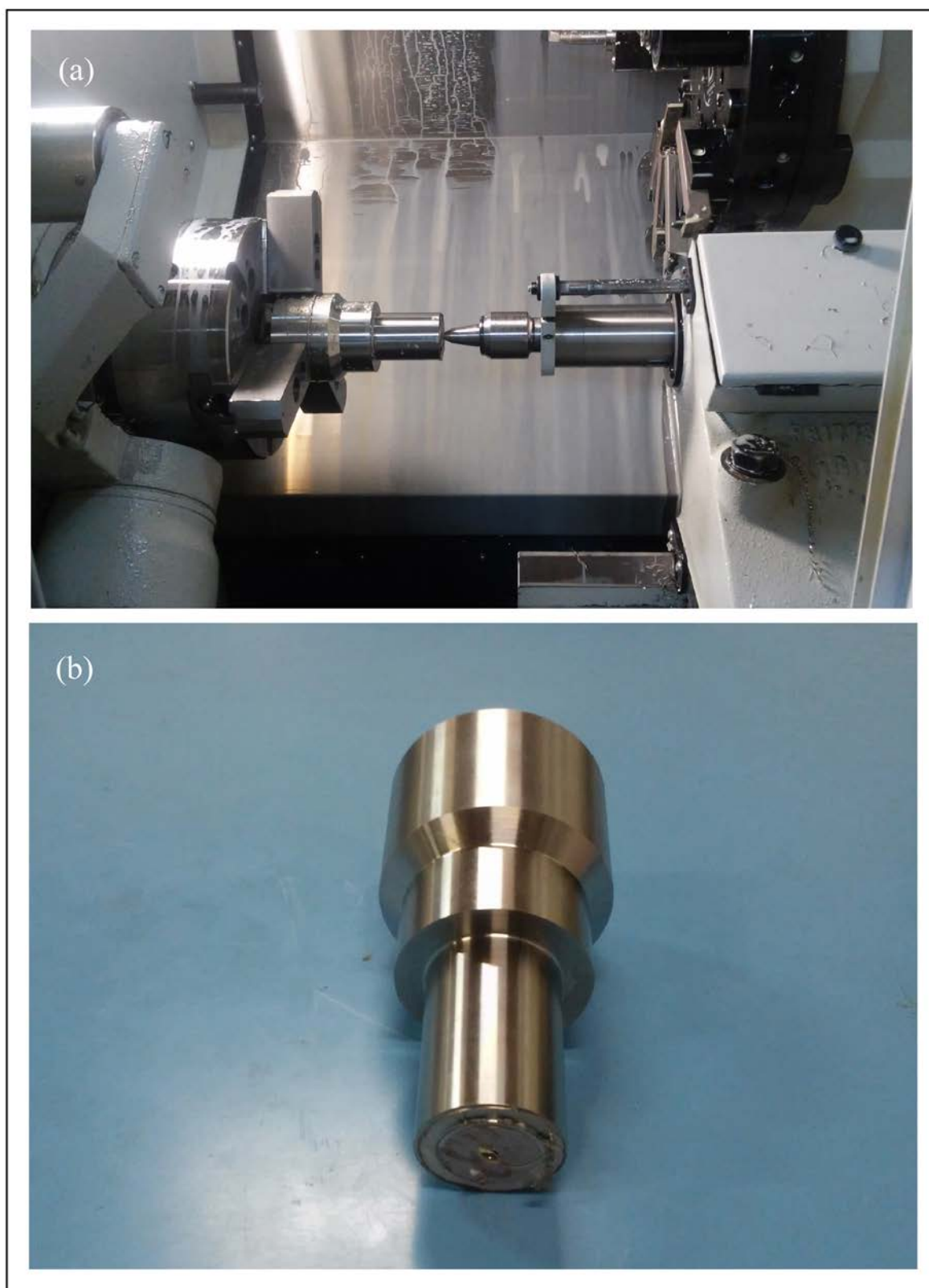
Fonte: O Autor.

Figura 130 - Conjunto: Base da Célula de Carga/Haste de Compressão/Disco Estabilizador/Cabeçote do Suporte Acetabular/Suporte Acetabular.



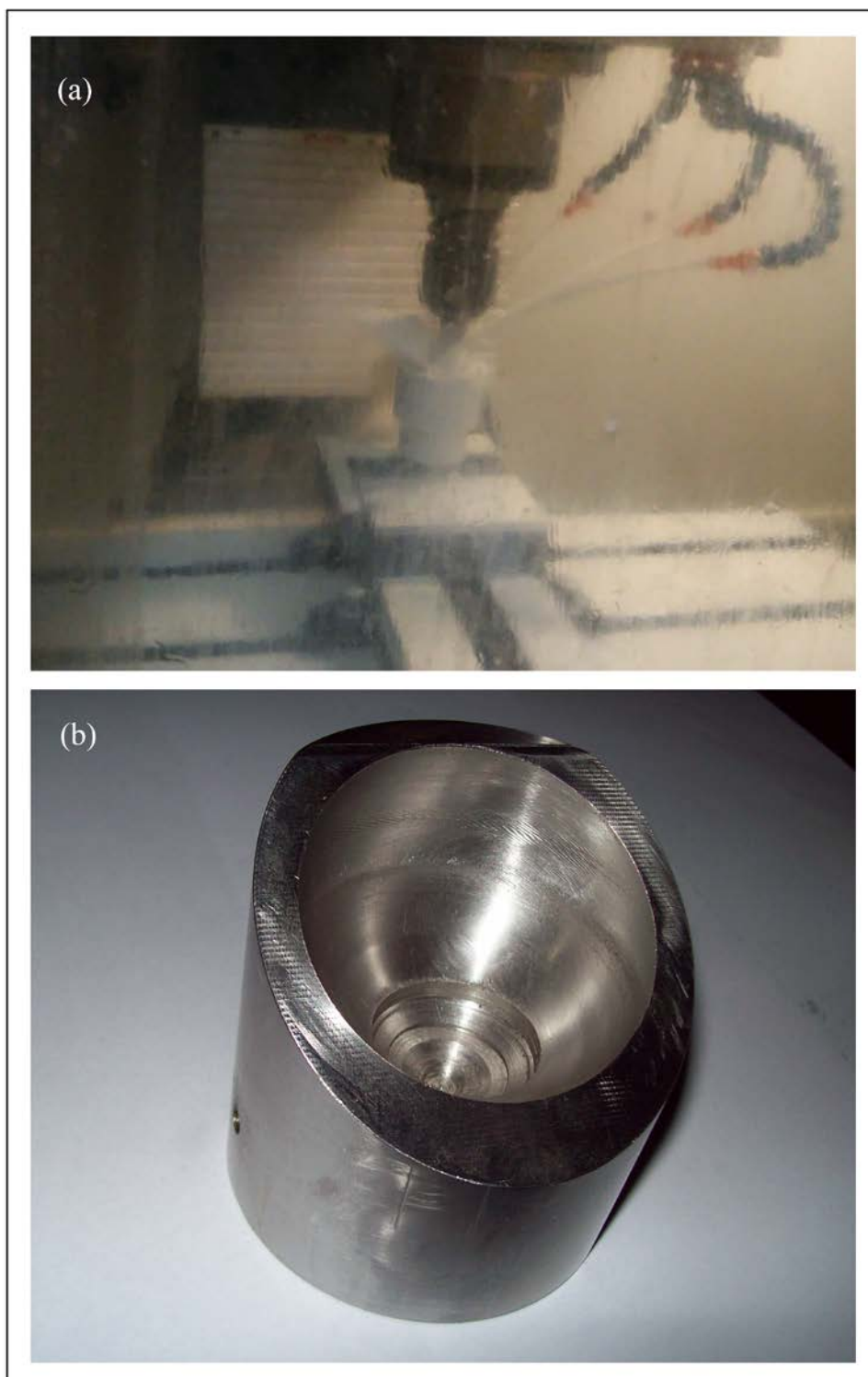
Fonte: O Autor.

Figura 131 - Cabeçote do Suporte Acetabular – (a) Processo de usinagem,
(b) Produto acabado.



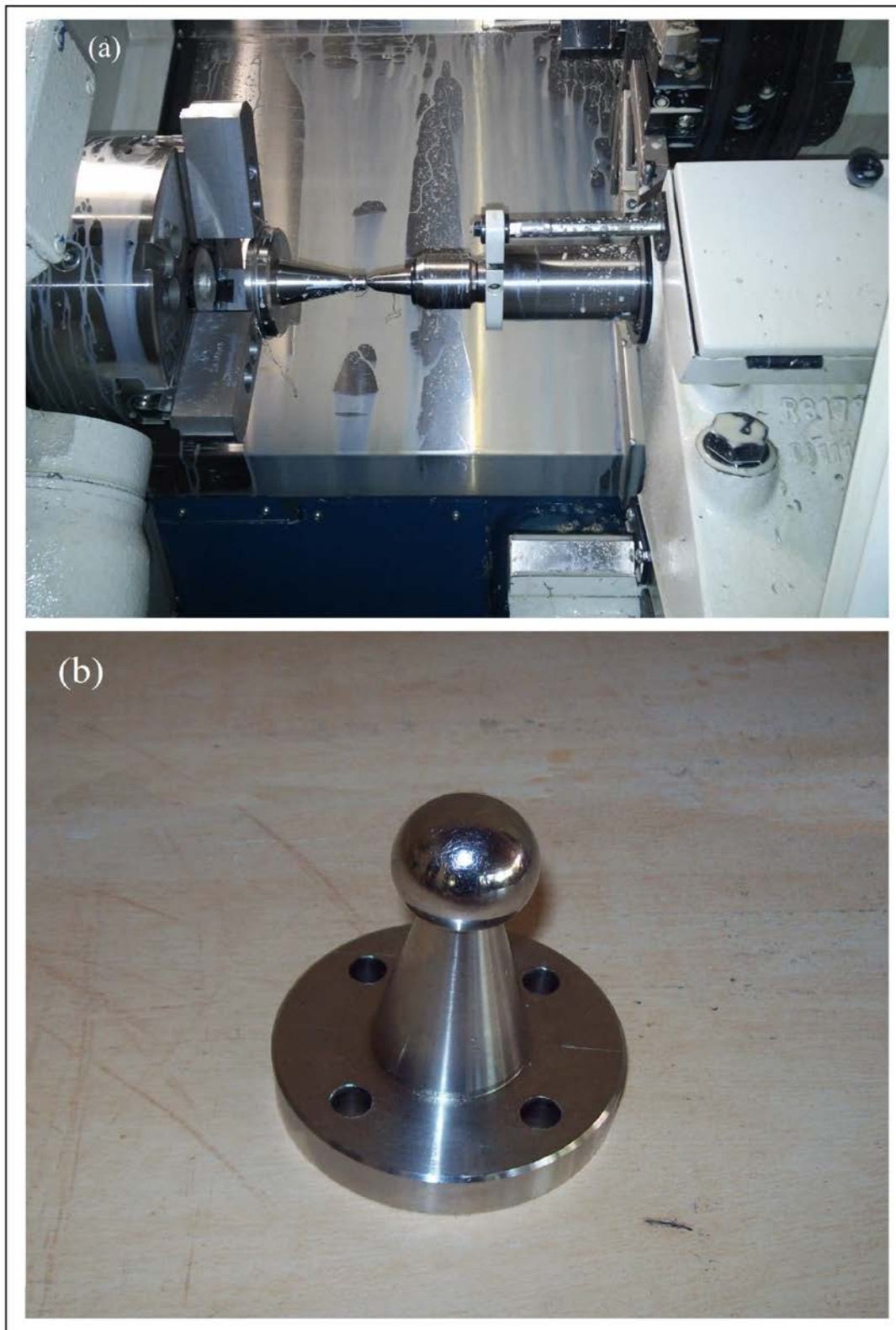
Fonte: O Autor.

Figura 132 - Suporte Acetabular - (a) Processo de usinagem,
(b) Produto acabado.



Fonte: O Autor.

Figura 133 - Suporte da Cabeça Femoral - (a) Processo de usinagem,
(b) Produto acabado.



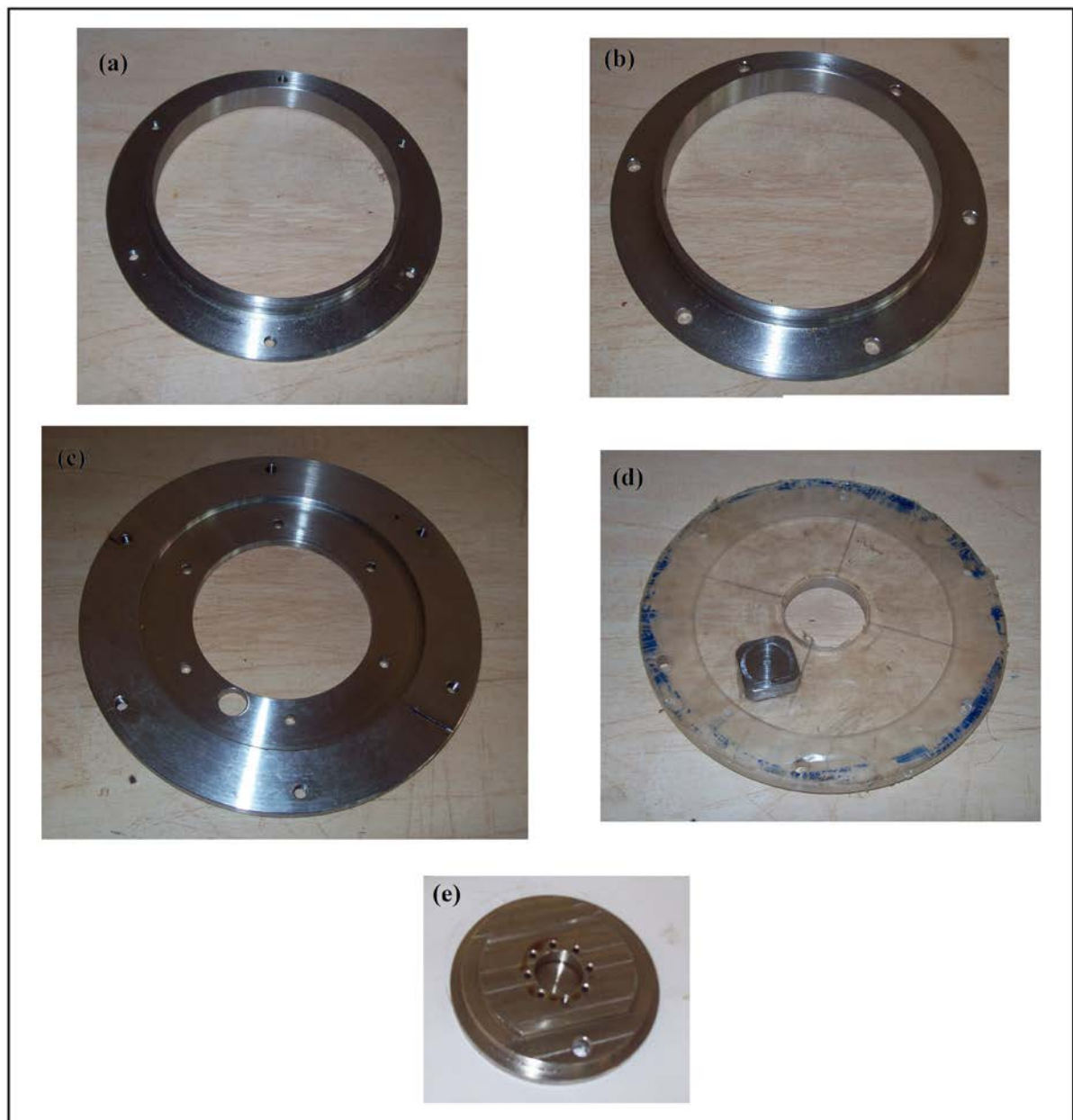
Fonte: O Autor.

Figura 134 - Câmara de Ensaio.



Fonte: O Autor.

Figura 135 - Partes da Câmara de Ensaio: (a) Flange Superior, (b) Flange Inferior, (c) Flange da Base, (d) Tampa, (e) Base.



Fonte: O Autor.

Figura 136 - Eixo de transmissão.



Fonte: O Autor.

Figura 137 - Eixo motor.



Fonte: O Autor.

Figura 138 - Motoredutor 4CV - 1750 rpm/70 rpm.



Fonte: O Autor.

APÊNDICE D - Programação do Arduino Mega

```

*/
int ciclo;
float vmax = 0;
float vmin = 10000;
int x = 1;
int y = 0;
float maxmax[5];
float minmin[5];
// Hx711.DOUT - pin #A1
// Hx711.SCK - pin #A0
#include "hx711.h"
float celulacorrigida = 0.0 , celulacrua = 0.0;

Hx711 scale(A1, A0);
unsigned long nvoltas;
volatile byte posicaocount;
unsigned long t = 0;
unsigned long dt2 = 0;
unsigned long dt = 0;
float pos1, pos2, pos3, pos4;
float pmin1, pmin2, pmin3, pmin4;
float pmax1, pmax2, pmax3, pmax4;
//int zera_volta;
////Serial.println("CLEARDATA");
////Serial.println("LABEL, hora, POSIÇÃO 1, POSIÇÃO 2, POSIÇÃO 3, POSIÇÃO
4, POSIÇÃO 5, POSIÇÃO 6, POSIÇÃO 7, POSIÇÃO 8");
////////////////////////////////////
void setup() {
  Serial.begin(9600);
  { // Setup do contador de Velocidade

```

```

    attachInterrupt(0, zera_volta, RISING);          //Entrada de interrupção 0 - Pino 2 - Ligado
o sensor de velocidade
    nvoltas = 0;                                     //Zera a contagem dos pontos de velocidade
}
}
////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////

void zera_volta()                                   //Subrotina de contagem de pontos no sensor de
velocidade
{
    // dt = t - dt;
    dt2 = t - dt2;
    //Serial.println("*****");
    Serial.print("ciclo numero :");
    Serial.print(nvoltas);
    Serial.print("    tempo da volta (n-1): ");
Serial.println(dt2);
    /*pos1 = 0.12 * (dt2);
    pos2 = 0.32 * (dt2);
    pos3 = 0.50 * (dt2);
    pos4 = 0.62 * (dt2);
    */
    pmin1 = 0.05 * (dt2);
    pmin2 = 0.27 * (dt2);
    pmin3 = 0.32 * (dt2);
    pmin4 = 0.57 * (dt2);
    pmax1 = 0.32 * (dt2);
    pmax2 = 0.37 * (dt2);
    pmax3 = 0.62 * (dt2);
    pmax4 = 0.8 * (dt2);
    dt = dt2;
    dt2 = t;
    nvoltas++;

```

```

ciclo = nvoltas / 50;
y = (nvoltas % 50);
//Serial.print("  y =  ");
//Serial.println(y);
}
// put your setup code here, to run once:
void loop() {
  t = millis();
  ///Serial.println(dt);
  if (y < 10) {
    if ((t - dt2) >= pmax4 || (t - dt2) <= pmin1 ) {
      }
      posicaocount = 0;
      celulacrúa = scale.getGram();
      celulacorrígida = ((0.0875 * celulacrúa) + 0.04441); //passando pra kg
      /* //Serial.print("a carga e de: ");
//Serial.println(celulacorrígida); */
      if (celulacorrígida <= vmin) {
        vmin = celulacorrígida;
      }
      if (x == 0 ) {

        //Serial.print("o valor min de 62 em kgf eh de: ");
        //Serial.println(vmin);
        minmin[x] = vmin ;
        maxmax[x] = vmax;
        Serial.println("-----
-----");
        Serial.print("data numero : ");
        Serial.println(ciclo);
        Serial.print("  o valor minimo de 0% eh em kgf :  ");
        Serial.println(minmin[1]);
        Serial.print("  o valor maximo de 12% eh em kgf :  ");

```

```

Serial.println(maxmax[2]);
Serial.print("    o valor minimo de 32% eh em kgf :  ");
Serial.println(minmin[3]);
Serial.print("    o valor maximo de 50% eh em kgf :  ");
Serial.println(maxmax[4]);
Serial.print("    o valor minimo de 62% eh em kgf :  ");
Serial.println(minmin[0]);
Serial.println("-----");
-----");
    vmax = 0;
    vmin = 10000;
    x++;
    Serial.println("estou trabalhando com 0%");
    //Serial.println("#####");
}
}
if (y >= 10) {
    if (y < 20) {
        if ((t - dt2) >= pmin1 ) {
            if ((t - dt2) <= pmax1 ) {
                if (x == 1) {

                    //Serial.print("o valor min de 0 em kgf eh de: ");
                    //Serial.println(vmin);
                    minmin[x] = vmin;
                    maxmax[x] = vmax;
                    vmax = 0;
                    vmin = 10000;
                    x++;

                    //Serial.print("    tempo pra atingir    ");
                    //Serial.println(t - dt2);
                    Serial.println("estou trabalhando com 12%    ");

```

```

    //Serial.println("#####");
}
celulacrua = scale.getGram();
celulacorrigida = ((0.0875 * celulacrua) + 0.04441); //passando pra kg
/* //Serial.print("a carga e de: ");
    //Serial.println(celulacorrigida); */
if (celulacorrigida >= vmax) {
    vmax = celulacorrigida;
}
}
}
}
}
if (y >= 20) {
    if (y < 30) {
        if ((t - dt2) >= pmin2 ) {
            if ((t - dt2) <= pmax2 ) {
                if (x == 2) {
                    //Serial.print("o valor max de 12 em kgf eh de: ");

                    //Serial.println(vmax);
                    minmin[x] = vmin;
                    maxmax[x] = vmax + 100;
                    vmax = 0;
                    vmin = 10000;
                    x++;
                    //Serial.print("    tempo pra atingir    ");
                    //Serial.println(t - dt2);
                    Serial.println("estou trabalhando com 32%");
                    //Serial.println("#####");
                }
                celulacrua = scale.getGram();
                celulacorrigida = ((0.0875 * celulacrua) + 0.04441); //passando pra kg

```

```

    ///Serial.print("    Y    ");
    ///Serial.println(y);
    /* //Serial.print("a carga e de: ");
       //Serial.println(celulacorigida); */
    if (celulacorigida <= vmin) {
        vmin = celulacorigida;
    }
}
}
}
}
if (y >= 30) {
    if (y < 40) {
        if ((t - dt2) >= pmin3 ) {
            if ((t - dt2) <= pmax3 ) {
                if (x == 3) {
//Serial.print("o valor min de 32 em kgf eh de: ");
                //Serial.println(vmin);
                minmin[x] = vmin ;
                maxmax[x] = vmax;
                vmax = 0;
                vmin = 10000;
                x++;
                //Serial.print("    tempo pra atingir    ");
                //Serial.println(t - dt2);
                Serial.println("estou trabalhando com 50%");
                //Serial.println("#####");
            }
            celulacrua = scale.getGram();

            celulacorigida = ((0.0875 * celulacrua) + 0.04441); //passando pra kg

            /* //Serial.print("a carga e de: ");

```

```

        //Serial.println(celulacorrigida); */
    if (celulacorrigida >= vmax) {
        vmax = celulacorrigida;
    }

}

}

}

}

if (y >= 40) {
    if (y < 50) {
        if ((t - dt2) >= pmin4 ) {
            if ((t - dt2) <= pmax4 ) {
                if (x == 4) {
                    //Serial.print("o valor max de 50 em kgf eh de: ");

//Serial.println(vmax);
        minmin[x] = vmin;
        maxmax[x] = vmax + 60;
        vmax = 0;
        vmin = 10000;
        x = 0;

        //Serial.print("    tempo pra atingir    ");
        //Serial.println(t - dt2);
        Serial.println("estou trabalhando com 62%");
        //Serial.println("#####");
    }
    celulacrua = scale.getGram();
    celulacorrigida = ((0.0875 * celulacrua) + 0.04441); //passando pra kg

/* //Serial.print("a carga e de: ");
    //Serial.println(celulacorrigida); */
    if (celulacorrigida <= vmin) {

```

```
        vmin = celulacorrigida;

    }

}

}

}

/* //Serial.print("  y = ");
//Serial.println(y);
//Serial.print("  x = ");
//Serial.println(x);
*/
}
```