

UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ

JOSÉ NOGUEIRA ATHAYDE

**DISPOSITIVO OSCILATÓRIO PARA AVALIAÇÃO TRIBOLÓGICA EM
BIOMATERIAIS, UTILIZANDO TRIBÔMETRO LINEAR**

CURITIBA

2015

JOSÉ NOGUEIRA ATHAYDE

**DISPOSITIVO OSCILATÓRIO PARA AVALIAÇÃO TRIBOLÓGICA EM
BIOMATERIAIS, UTILIZANDO TRIBÔMETRO LINEAR**

Tese apresentada como requisito parcial à obtenção do título de Doutor em Engenharia Mecânica do Curso de Doutorado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal do Paraná, na área de concentração Manufatura.

Orientador: Prof. Dr. Carlos J. de M. Siqueira
Coorientadora: Profa. Dra. Neide Kazue Kuromoto

CURITIBA

2015

Athayde, José Nogueira

Dispositivo oscilatório para avaliação tribológica em biomateriais,
utilizando tribômetro linear / José Nogueira Athayde. – Curitiba, 2015.
236 f. : il.; tabs.

Tese (doutorado) – Universidade Federal do Paraná, Setor de
Tecnologia, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.

Orientador: Carlos J. de M. Siqueira

Coorientadora: Neide Kazue Kuromoto

Bibliografia: p. 176-186

1. Desgaste mecânico. 2. Prótese. 3. Tribologia. I. Siqueira,
Carlos J. de M. II. Kuromoto, Neide Kazue. III. Título.

CDD 620

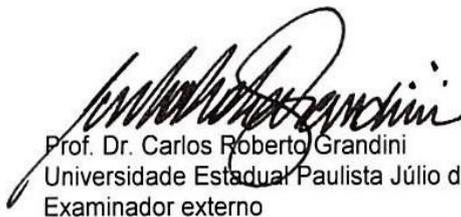
TERMO DE APROVAÇÃO

JOSÉ NOGUEIRA ATHAYDE

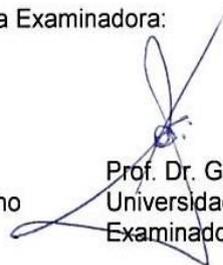
DISPOSITIVO OSCILATÓRIO PARA AVALIAÇÃO TRIBOLÓGICA EM BIOMATERIAIS, UTILIZANDO TRIBÔMETRO LINEAR

Tese aprovada como requisito parcial à obtenção do grau de Doutor em Engenharia Mecânica do Curso de Doutorado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal do Paraná, área de concentração Manufatura.

Banca Examinadora:



Prof. Dr. Carlos Roberto Grandini
Universidade Estadual Paulista Júlio de M. Filho
Examinador externo



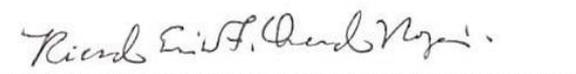
Prof. Dr. Gelson Biscaia de Souza
Universidade Estadual de Ponta Grossa
Examinador externo



Prof. Dr. Adriano Scheid
Universidade Federal do Paraná
Examinador interno



Prof. Dr. Heraldo Nélio Cambraia
Universidade Federal do Paraná
Examinador interno



Prof. Dr. Ricardo Emilio Ferreira Quevedo Nogueira
Universidade Federal do Ceará
Examinador externo



Prof. Dr. Carlos José de Mesquita Siqueira
Universidade Federal do Paraná
Orientador e Presidente

Curitiba, 15 de outubro de 2015.

Dedico a Rosangela minha
esposa, aos meus filhos
Gustavo, Thais e Fábio e aos
meus netos Arthur e Letícia.

AGRADECIMENTOS

Agradeço, especialmente, ao Prof. Carlos José de Mesquita Siqueira pela valiosa atenção, comprometimento e excelente orientação na condução deste trabalho, a Prof. Neide Kazue Kuromoto e ao Prof. Dr. Heraldo Nelio Cambraia pela ajuda e inúmeras correções de rumo ao longo deste trabalho.

Meus agradecimentos aos professores Adriano Scheid, Alessandro Marques, Dalberto Dias da Costa, Ivo Alexandre Hümmelgen, Sachiko Araki Lira, Sérgio Luiz Henke e Wilson Alcântara Soares na ajuda da condução da fase experimental desta tese.

Meus agradecimentos ao Prof. Munir Antônio Gariba e à Profa. Beatriz Luci Fernandez, minha orientadora de mestrado, pela confiança, apoio e estímulo,

Meus agradecimentos aos amigos do PG-Mec, Marcio Tenório Brandani, Secretário do PG-Mec, José Osmar Klein Junior, Técnico de Informática do DEMEC, à Rosângela Borges Freitas e ao Prof. Luís Gustavo de Matos dos Santos do Centro de Microscopia Eletrônica da UFPR, ao M.Sc. Rafael Rodrigues do Laboratório de Dispositivos Optoeletrônicos e Orgânicos da UFPR.

Agradeço aos meus pais (in memoriam), aos meus filhos Gustavo, Thais e Fábio, à minha querida esposa Rosangela e a todos os meus amigos, pelo constante encorajamento, apoio, paciência e carinho para que eu pudesse realizar este meu sonho.

Agradeço aos meus netos Arthur e Letícia pelos momentos de alegria que sempre me proporcionam e me encantam ao tê-los na aurora de suas vidas.

RESUMO

Após mais de cinco décadas de utilização, as endopróteses ainda apresentam restrições quanto a sua durabilidade. As partículas oriundas do seu desgaste permanecem responsáveis pela sua falha asséptica. Um dos fatores contribuintes para o melhor desempenho desses implantes está no entendimento do comportamento tribológico dos biomateriais utilizados. Assim sendo, a realização de ensaios é relevante para ampliar esse conhecimento e permitir a avaliação do biomaterial antes da sua utilização na fabricação da endoprótese. O presente estudo tem como objetivo o desenvolvimento e a implementação de um dispositivo para acoplamento em tribômetro linear recíproco, para simulação do desgaste *in vitro* de biomateriais, medindo a força de atrito e possibilitando o cálculo desse coeficiente. Tal dispositivo consiste em uma estrutura acoplada ao tribômetro, que transforma o seu movimento linear recíproco em oscilatório do conjunto mecânico que contém os corpos de prova para o ensaio dos biomateriais desejados. Para aquisição e tratamento dos dados, desenvolveu-se uma interface de comunicação paralela à existente, cuja finalidade é a obtenção dos valores da força tangencial. O par tribológico utilizado nos ensaios é constituído pelo Polietileno de Ultra Alto Peso Molecular (UHMWPE) em articulação com um eixo em liga de aço inoxidável austenítico AISI 316L. Os resultados demonstraram que o acoplamento do dispositivo não provocou interferências no funcionamento do tribômetro, os valores dos coeficientes de atrito no modo linear e oscilatório foram consistentes com a hipótese do estudo e a curva de vida mostrou uma redução na taxa de desgaste a qual pode ser explicada pela preponderância de um mecanismo de desgaste frente aos demais atuantes, validando o dispositivo.

Palavras-chave: Desgaste. Atrito. Endoprótese de Joelho. Stick-Slip dinâmico. Tribologia.

ABSTRACT

Despite being in use for over fifty years, orthopedic implants still have limitations on their durability. Particles arising from wear due to the relative motion of their surfaces remain responsible for aseptic failure. Understanding the wear resistance characteristics and particle formation of the biomaterials is one of the factors that can contribute to the improved performance of these implants. Therefore, the carrying out of tribological tests is key to enhancing this understanding, and to the evaluation of biomaterial performance prior to use in the manufacture of the endoprosthesis. This thesis presents the development and implementation of a device for coupling in a reciprocal linear tribometer in order to simulate the in vitro wear of biomaterials, allowing for the measurement of force and friction coefficient. The device consists of a structure connected to the tribometer that transforms its reciprocal linear motion into one that is oscillatory for the mechanical assembly that contains the samples for testing of the biomaterials desired. For the acquisition and processing of data, a parallel communications interface was developed, whose purpose was to obtain the values of tangential force. The tribological pair used for testings consisted of Ultra High Molecular Weight Polyethylene (UHMWPE) in conjunction with an alloy of austenitic stainless steel AISI 316L. The results showed that the device coupling did not cause interference with the operation of the tribometer, and that the values of the friction coefficients in the linear and oscillatory mode were consistent with the hypothesis of the study. Moreover, the life curve shows a reduction in wear rate that can be explained by the preponderance of one wear mechanism over others, thus providing compelling validation for the device.

Keywords: Wear. Friction coefficient. Knee Endoprosthesis. Stick-Slip dynamic. Tribology.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURA 1 – JOELHO, SECÇÃO PARASAGITAL, PRINCIPAIS ESTRUTURAS DA ARTICULAÇÃO	27
FIGURA 2 – COMPONENTES DE UMA ENDOPRÓTESE CONVENCIONAL DE JOELHO	30
FIGURA 3 – NÚMERO DE CIRURGIAS DE IMPLANTES CONVENCIONAIS DE JOELHO	31
FIGURA 4 – IMAGENS DO PLATÔ TIBIAL DE ECJ EM UHMWPE.....	32
FIGURA 5 – ENCLAVAMENTO COM COMPONENTES (A) E IMPLANTADA (B)	33
FIGURA 6 – IMAGEM POR MEV DAS PARTÍCULAS DE UHMWPE	35
FIGURA 7 – ESQUEMA DA CADEIA DO UHMWPE	36
FIGURA 8 – PERDA DE MASSA DO UHMWPE.....	38
FIGURA 9 – MICROESTRUTURA DO AÇO AUSTENÍTICO AISI 316L.....	39
FIGURA 10 – REPRESENTAÇÃO DE UM TRIBOSSISTEMA.....	42
FIGURA 11 – ESQUEMA DOS MECANISMOS DE DEGRADAÇÃO ABRASIVA	44
FIGURA 12 – MODO DE DEGRADAÇÃO POR ABRASÃO A DOIS E TRÊS CORPOS	45
FIGURA 13 – ESQUEMA DAS INTERAÇÕES DE PARTÍCULAS ABRASIVAS NA SUPERFÍCIE DOS MATERIAIS.....	46
FIGURA 14 – TAXA DE DEGRADAÇÃO(A) E DEGRADAÇÃO VOLUMÉTRICA CUMULATIVA(B).....	47
FIGURA 15 – EVOLUÇÃO DO DEGRADAÇÃO VOLUMÉTRICA EM PRÓTESE DE QUADRIL EM XLPE/AL ₂ O ₃	48
FIGURA 16 – ESQUEMA DE FORMAÇÃO DO “STICK-SLIP DINÂMICO” NO UHMWPE	49
FIGURA 17 – ESQUEMA DO MECANISMO DE DEGRADAÇÃO POR ADESÃO	50
FIGURA 18 – ESQUEMA DO DEGRADAÇÃO POR FADIGA POR CISCAMENTO	51
FIGURA 19 – ESQUEMA DO DEGRADAÇÃO POR FADIGA POR TENSÕES DE CONTATO	52
FIGURA 20 – SINERGIA ENTRE CORROSÃO E DEGRADAÇÃO NA TRIBOCORROSÃO – PASSIVAÇÃO	53
FIGURA 21 – SINERGIA ENTRE CORROSÃO E DEGRADAÇÃO NA TRIBOCORROSÃO - DEGRADAÇÃO.....	54
FIGURA 22 – TRIBÔMETRO COM MÓDULO LINEAR RECÍPROCO ACOPLADO	55
FIGURA 23 – COEFICIENTES DE ATRITO, ESTÁTICO (A) E CINÉTICO (B)	56
FIGURA 24 – ESTÁGIOS NO ENSAIO DE DEGRADAÇÃO.....	57
FIGURA 25 – ESQUEMA DO ENSAIO ESFERA SOBRE DISCO.....	58
FIGURA 26 – PRINCIPAIS TIPOS DE CONTATO HERTZIANO	59

FIGURA 27 – PARTÍCULAS DE UHMWPE GERADAS EM PRÓTESES DE JOELHO	60
FIGURA 28 – ESQUEMA DO ENSAIO NO MODO OSCILATÓRIO SIMULANDO UMA ARTICULAÇÃO DO JOELHO	62
FIGURA 29 – MOVIMENTOS DAS SUPERFÍCIES DE CONTATO NA ARTICULAÇÃO DO JOELHO	62
FIGURA 30 – DISPOSITIVO DE ENSAIO SOB CARGA CONSTANTE	64
FIGURA 31 – SIMULADOR DE ATRITO E DESGASTE	65
FIGURA 32 – ESQUEMA DA MONTAGEM DE UM LVDT	66
FIGURA 33 – ESQUEMA DE LIGAÇÃO DAS BOBINAS DO LVDT	67
FIGURA 34 – ESQUEMA DE MONTAGEM DE UM RVDT	69
FIGURA 35 – TENSÃO DE SAÍDA DO RVDT COM A VARIAÇÃO ANGULAR.....	69
FIGURA 36 – FLUXOGRAMA DO PROJETO DO DISPOSITIVO OSCILATÓRIO... 71	
FIGURA 37 – FLUXOGRAMA DOS PROCEDIMENTOS DE PREPARAÇÃO DOS CORPOS DE PROVA	72
FIGURA 38 – FLUXOGRAMA DO PLANEJAMENTO DO EXPERIMENTO	73
FIGURA 39 – FLUXOGRAMA DO PÓS-PROCESSAMENTO E ANÁLISE	74
FIGURA 40 – ESQUEMA DA AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO DO SINAL DO LVDT E RVDT.....	75
FIGURA 41 – ESQUEMA DA ENCJ, COM A APLICAÇÃO DA FORÇA DE 3,0 KN .77	
FIGURA 42 – ESQUEMA DO CÁLCULO DA PRESSÃO HERTZIANA.....	78
FIGURA 43 – AJUSTE DA AMPLITUDE DE DESLOCAMENTO DO MÓDULO LINEAR NO TRIBÔMETRO	81
FIGURA 44 – AJUSTE DA AMPLITUDE DE OSCILAÇÃO NO DISPOSITIVO	82
FIGURA 45 – PROCEDIMENTO DE CALIBRAÇÃO DO LVDT DO TRIBÔMETRO .83	
FIGURA 46 – CALIBRAÇÃO DA POSIÇÃO DO RVDT NO DISPOSITIVO	84
FIGURA 47 – DIAGRAMA DE CORPO LIVRE – MODO LINEAR.....	85
FIGURA 48 – DIAGRAMA DE CORPO LIVRE – MODO OSCILATÓRIO.....	88
FIGURA 49 – FORÇAS ATUANTES NO PLANO PERPENDICULAR Á SUPERFÍCIE CONTATO	89
FIGURA 50 – MONTAGEM DOS CORPOS DE PROVA PARA OS ENSAIOS	93
FIGURA 51 – CORPOS DE PROVA, CONTRACORPOS E RESPECTIVOS SUPORTES	94
FIGURA 52 – CORPOS DE PROVA PARA ENSAIOS NO MODO(A) OSCILATÓRIO E (B) NO MODO LINEAR.....	95
FIGURA 53 – LVDT (A), CONEXÃO AOS TERMINAIS TP5 E TP8 (B), BLINDAGEM (C).....	96
FIGURA 54 – ESQUEMA DA CONEXÃO ELÉTRICA DO RVDT	97
FIGURA 55 – PLACA DE AQUISIÇÃO MCCDAQ USB-201	98
FIGURA 56 – ESQUEMA DO ENSAIO COM O MÓDULO LINEAR RECÍPROCO... 99	

FIGURA 57 – ESQUEMA DO ENSAIO NO MODO OSCILATÓRIO.....	100
FIGURA 58 – ESQUEMA DA PERFILOMETRIA NO MODO LINEAR	101
FIGURA 59 – ESQUEMA DA PERFILOMETRIA NO MODO OSCILATÓRIO	103
FIGURA 60 – TRAJETO PERCORRIDO POR UM PONTO NO CICLO DE OSCILAÇÃO.....	103
FIGURA 61 – COLETA DAS PARTÍCULAS DE DESGASTE.....	106
FIGURA 62 – DISPOSITIVO ACOPLADO AO TRIBÔMETRO.....	111
FIGURA 63 – DISPOSITIVO PROJETADO PARA O ATUAL ESTUDO.....	111
FIGURA 64 – DIMENSIONAMENTO QUANTO A TENSÃO VON MISES.....	113
FIGURA 65 – DIMENSIONAMENTO QUANTO À FADIGA (% DANOS).....	114
FIGURA 66 – DIMENSIONAMENTO À FADIGA VIDA TOTAL (CICLOS).....	115
FIGURA 67 – DIMENSIONAMENTO À DEFORMAÇÃO ESTÁTICA (ESTRN)	116
FIGURA 68 – DIMENSIONAMENTO QUANTO A TENSÃO VON MISES.....	117
FIGURA 69 – DIMENSIONAMENTO QUANTO A DESLOCAMENTO (URES)	118
FIGURA 70 – DIMENSIONAMENTO QUANTO À DEFORMAÇÃO ESTÁTICA (ESTRN)	119
FIGURA 71 – TENSÃO NO LVDT (TP5 E TP8) – CARGAS DE 1,0 N A 10,0 N ...	121
FIGURA 72 – RELAÇÃO ENTRE TENSÃO (V) E ÂNGULO (GRAUS) NA CALIBRAÇÃO DO RVDT	122
FIGURA 73 – VISTA SUPERIOR E LATERAL DO DISPOSITIVO.....	123
FIGURA 74 – MONTAGEM DO DISPOSITIVO NO TRIBÔMETRO	124
FIGURA 75 – CONFIGURAÇÃO DO TRIBÔMETRO NO MODO LINEAR (A) E OSCILATÓRIO (B).....	124
FIGURA 76 – GABARITO DE FIXAÇÃO E ALINHAMENTO	125
FIGURA 77 – CURVAS DOS ALGORITMOS LINEARES DE AQUISIÇÃO (A), FILTRAGEM (B) E PROCESSAMENTO (C).....	128
FIGURA 78 – RESUMO DE UMA DAS PLANILHAS DO ENSAIO NO MODO LINEAR.....	129
FIGURA 79 – CURVAS DOS ALGORITMOS DO MODO OSCILATÓRIO DE AQUISIÇÃO (A), FILTRAGEM (B) E PROCESSAMENTO (C).....	131
FIGURA 80 – RESUMO DE UMA DAS PLANILHAS DO ENSAIO NO MODO OSCILATÓRIO	132
FIGURA 81 – CURVAS DOS SINAIS OBTIDOS PELO ALGORITMO E TRIBOX® NOS ENSAIOS LINEARES.....	134
FIGURA 82 – ESFERA AISI 316L (A) E SULCO DE DESGASTE NO BLOCO DE UHMWPE (B) NO ENSAIO LINEAR	137
FIGURA 83 – CURVA DO COEFICIENTE DE ATRITO NOS ENSAIOS NO MODO OSCILATÓRIO	138
FIGURA 84 – CONTRACORPO DE AISI 316L (A) E CORPO DE UHMWPE (B) APÓS ENSAIO OSCILATÓRIO	140

FIGURA 85 – CLASSIFICAÇÃO DAS PARTÍCULAS NO MODO LINEAR.....	141
FIGURA 86 – IMAGENS POR MEV DAS PARTÍCULAS DOS ENSAIOS EM MODO LINEAR.....	143
FIGURA 87 – IMAGENS POR MEV DAS PARTÍCULAS DOS ENSAIOS EM MODO LINEAR.....	144
FIGURA 88 – IMAGENS POR MEV DAS PARTÍCULAS DOS ENSAIOS EM MODO LINEAR.....	145
FIGURA 89 - CLASSIFICAÇÃO DAS PARTÍCULAS NO MODO OSCILATÓRIO .	146
FIGURA 90 – IMAGENS POR MEV DAS PARTÍCULAS DOS ENSAIOS EM MODO OSCILATÓRIO	148
FIGURA 92 – IMAGENS POR MEV DO CANAL DO BLOCO DE UHMWPE	150
FIGURA 93 – IMAGENS POR MEV DA SUPERFÍCIE DE DESGASTE DOS BLOCOS UHMWPE NO MODO OSCILATÓRIO	152
FIGURA 94 – IMAGENS POR MEV DA SUPERFÍCIE DE DESGASTE DOS BLOCOS UHMWPE NO MODO OSCILATÓRIO	153
FIGURA 95 – PERFILOMETRIA DE UM SULCO TÍPICO DE DESGASTE NO MODO LINEAR.....	154
FIGURA 96 – TAXAS DE DESGASTE NO MODO LINEAR.....	157
FIGURA 97 – PERFILOMETRIA DE UM SULCO DE DESGASTE NO MODO OSCILATÓRIO	158
FIGURA 98 – TAXAS DE DESGASTE NO MODO OSCILATÓRIO	162
FIGURA 99 – CURVA DE VIDA DO UHMWPE NO MODO OSCILATÓRIO	165
FIGURA 100 – PARTÍCULA ADERIDA AO CANAL DE DESGASTE NO ENSAIO A 30×10^3 CICLOS.....	167
FIGURA 101 – DISTRIBUIÇÃO DO COEF. ATRITO ATRAVÉS DO ALGORITMO E O TRIBOX® NO MODO LINEAR RECÍPROCO.....	169
FIGURA 102 – DISTRIBUIÇÃO DO COEF. ATRITO ATRAVÉS ALGORITMO LINEAR E O OSCILATÓRIO.....	171

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 – PRINCIPAIS PROPRIEDADES MECÂNICAS DO UHMWPE GUR1050®	37
TABELA 2 – COMPOSIÇÃO (%) DOS AÇOS INOXIDÁVEIS AUSTENÍTICOS	41
TABELA 3 – PARÂMETROS DE CONTATO CONSIDERADOS NA ENCJ.....	77
TABELA 4 – PARÂMETROS DE CONTATO PARA ENSAIOS NO MODO LINEAR E NO OSCILATÓRIO	79
TABELA 5 – CONDIÇÕES DA MODELAGEM DOS COMPONENTES PRINCIPAIS DO DISPOSITIVO.....	80
TABELA 6 – CARACTERÍSTICAS DOS AÇOS UTILIZADOS NA MODELAGEM DA ESTRUTURA DO DISPOSITIVO	80
TABELA 7 – PARÂMETROS DOS ENSAIOS NO MODO LINEAR	92
TABELA 8 – PARÂMETROS DOS ENSAIOS NO MODO OSCILATÓRIO	92
TABELA 9 – PARÂMETROS DA CONFIGURAÇÃO DO PERFILÔMETRO DEKTAK XT	102
TABELA 10 – RESULTADOS DA CALIBRAÇÃO DO LVDT NO TRIBÔMETRO....	120
TABELA 11 – RESULTADOS DA CALIBRAÇÃO DA POSIÇÃO DO RVDT NO DISPOSITIVO	122
TABELA 12 – VALORES DAS FORÇAS E COEFICIENTES DE ATRITO NO MODO LINEAR.....	135
TABELA 13 – VALORES DAS FORÇAS E COEFICIENTE DE ATRITO NO MODO OSCILATÓRIO	139
TABELA 14 – CLASSIFICAÇÃO DAS PARTÍCULAS DOS ENSAIOS NO MODO LINEAR.....	142
TABELA 15 – CLASSIFICAÇÃO DAS PARTÍCULAS DOS ENSAIOS NO MODO OSCILATÓRIO	147
TABELA 16 – ÁREA DA SEÇÃO TRANSVERSAL, VOLUME DE DESGASTE E RUGOSIDADE DOS CORPOS DE PROVA UHMWPE NO ENSAIO NO MODO LINEAR.....	156
TABELA 17 – TAXAS DE DESGASTE DOS ENSAIOS NO MODO LINEAR COM 350X10 ³ CICLOS	157
TABELA 18 – ÁREA DA SEÇÃO TRANSVERSAL, VOLUME DE DESGASTE E RUGOSIDADE DOS CORPOS DE PROVA UHMWPE NO ENSAIO NO MODO OSCILATÓRIO	159
TABELA 19 – VALORES DA RUGOSIDADE DOS CORPOS DE PROVA CILÍNDRICOS AISI 316L	160
TABELA 20 – TAXAS DE DESGASTE NOS ENSAIOS NO MODO OSCILATÓRIO	161
TABELA 21 – TAXAS DE DESGASTE NOS ENSAIOS OSCILATÓRIOS PARA CURVA DE VIDA DO UHMWPE.....	163

TABELA 22 – MÉDIA E DESVIO PADRÃO DAS TAXAS DE DESGASTE PARA A CURVA DE VIDA DO UHMWPE.....	164
TABELA 23 – TAMANHO DA AMOSTRA NOS ENSAIOS NO MODO LINEAR E NO OSCILATÓRIO	168
TABELA 24 – TESTE DE HIPÓTESE PARA COEF. ATRITO NO MODO LINEAR, ENTRE TRIBOX® E ALGORITMO	169
TABELA 25 – TESTE DE HIPÓTESE PARA O COEF. DE ATRITO COM O ALGORITMO ENTRE O MODO LINEAR E O OSCILATÓRIO	170

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AISI	- American Iron and Steel Institute
ASTM	- American Society for Testing and Materials. ASTM International
Bxx/Exx	- Bloco de UHMWPE sob eixo em AISI 316L
CE	- Área da seção transversal no centro do canal de desgaste
Co-Cr-Mo	- Liga Cobalto Cromo Molibdênio
CPL	- Corpo de prova do ensaio no modo linear
ECJ	- Endoprótese Convencional de Joelho
EDS	- Energy Dispersive X-Ray detector
ENCJ	- Endoprótese Não Convencional de Joelho
ESTRN	- Deformação Estática na simulação do Solidworks®
Fe	- Elemento químico ferro
HDPE	- Polietileno e Alto Peso Molecular
INCA	- Instituto Nacional do Câncer
INPI	- Instituto Nacional da Propriedade Industrial
ISO	- International Organization for Standardization
LD	- Área da seção transversal no lado direito do canal de desgaste
LE	- Área da seção transversal no lado esquerdo do canal de desgaste
LVDT	- Linear variable differential transformer
MATLAB	- Matrix Laboratory
MEF	- Método dos Elementos Finitos
MEV	- Microscopia Eletrônica de Varredura
n.	- Número
p.	- Página
OMS	- Organização Mundial de Saúde
PEEK	- Poli(éter-éter-cetona)
PMMA	- Polimetilmetacrilato
Ra	- Rugosidade superficial média
Rq	- Rugosidade superficial quadrática média
RVDT	- Rotary variable differential transformer
SBCâncer	- Sociedade Brasileira de Cancerologia
σ Coef. atrito	- Desvio padrão do coeficiente de atrito

σ F. atrito (N)	- Desvio padrão da força de atrito
Ti6Al4V	- Liga de Titânio, Alumínio e Vanádio
UFPR	- Universidade Federal do Paraná
UHMWPE	- Polietileno de Ultra Alto Peso Molecular
UR	- Umidade relativa
URES	- Deslocamentos da estrutura na simulação do Solidworks®
v.	- Volume
XLPE	- Polietileno de Ultra Alto Peso Molecular Reticulado

LISTA DE SÍMBOLOS

α	- Alfa – nível de significância do teste de hipóteses
β	- Beta – poder do teste de hipóteses
®	- Marca registrada
Π	- número pi
Σ	- Sigma – somatório
σ	- Sigma – desvio padrão da amostra
σ^2	- Sigma – Variância da amostra
Θ	- Teta – ângulo dado pelo transdutor RVDT

LISTA DE UNIDADES

Å	- angstron
°C	- grau Celsius
cm	- centímetro
cm ³	- centímetro cúbico
cm/s	- centímetro por segundo
g	- grama
°	- grau
GPa	- gigapascal
Hz	- Hertz
µm	- micron
mm	- milímetro
mm ³	- milímetro cúbico
m/s	- metro por segundo
MPa	- megapascal
N	- newton
nm	- nanômetro
rpm	- rotações por minuto
V	- volt

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	21
2 OBJETIVOS	25
2.1 OBJETIVO GERAL	25
2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	25
2.3 HIPÓTESE DO ESTUDO E HIPÓTESES ESTATÍSTICAS	25
3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	27
3.1 A ARTICULAÇÃO DO JOELHO	27
3.2 PRÓTESES CONVENCIONAIS E NÃO CONVENCIONAIS DE JOELHO	28
3.3 BIOMATERIAIS UTILIZADOS NESTE ESTUDO	34
3.3.1 O polietileno de ultra-alto peso molecular, UHMWPE.....	34
3.3.2 O aço AISI 316L.....	38
3.4 ENGENHARIA DE SUPERFÍCIES - TRIBOLOGIA	41
3.4.1 Desgaste por abrasão	43
3.4.2 Desgaste por adesão	49
3.4.3 Desgaste por fadiga	51
3.4.4 Desgaste por tribocorrosão	52
3.4.5 Tipos usuais de ensaios tribológicos	54
3.4.6 Tribologia nas endopróteses de joelho	59
3.5 TRANSDUTORES LINEAR (LVDT) E ANGULAR (RVDT)	65
3.5.1 Transdutor linear (LVDT).....	66
3.5.2 Transdutor angular (RVDT).....	68
4 MATERIAIS E MÉTODOS	70
4.1 PROJETO E CONSTRUÇÃO DO DISPOSITIVO	76
4.1.1 Determinação da carga de ensaio.....	76
4.1.2 Dimensionamento dos componentes	79
4.1.3 Ajuste do ângulo de oscilação no dispositivo	81
4.1.4 Calibração do transdutor LVDT do tribômetro	82
4.1.5 Calibração da posição do transdutor RVDT no dispositivo	83
4.1.6 Modelagem estática e equações do ensaio no modo linear	85
4.1.7 Modelagem estática e equações do ensaio no modo oscilatório	87
4.2 EXECUÇÃO DOS ENSAIOS TRIBOLÓGICOS.....	91
4.2.1 Preparação dos corpos de prova.....	93
4.2.2 Aquisição dos sinais dos transdutores LVDT e RVDT	96
4.2.3 Medição da força de atrito no modo linear e oscilatório.....	98

4.2.3.1 Medição da força de atrito no modo linear.....	98
4.2.3.2 Medição da força de atrito no modo oscilatório	99
4.2.4 Cálculo das taxas de desgaste no modo linear e oscilatório	101
4.2.4.1 Cálculo das taxas de desgaste no modo linear	101
4.2.4.2 Cálculo das taxas de desgaste no modo oscilatório	102
4.2.5 Procedimento para coleta das partículas de desgaste	105
4.3 VALIDAÇÃO DO DISPOSITIVO - TESTE DE HIPÓTESES	106
4.3.1 Variáveis quantitativas	106
4.3.2 Decisão sobre as Hipóteses Nula e Alternativa	106
4.3.3 Determinação do tamanho da amostra.....	108
4.3.4 Validação do dispositivo	109
4.3.5 Obtenção da curva de vida UHMWPE	109
5 RESULTADOS E DISCUSSÃO	110
5.1 PROJETO E CONSTRUÇÃO DO DISPOSITIVO	110
5.1.1 Dimensionamento dos componentes principais do dispositivo	112
5.1.2 Calibração do LVDT no tribômetro	120
5.1.3 Calibração da posição do RVDT no dispositivo	121
5.1.4 Implementação do dispositivo e acoplamento ao tribômetro	123
5.2 EXECUÇÃO DOS ENSAIOS TRIBOLÓGICOS.....	125
5.2.1 Aquisição, filtragem e processamento dos sinais do LVDT e do RVDT	126
5.2.2 Coeficientes de atrito nos modos linear e oscilatório	133
5.2.2.1 Coeficiente de atrito no modo linear	133
5.2.2.2 Coeficiente de atrito no modo oscilatório.....	138
5.2.3 Classificação morfológica das partículas nos modos linear e oscilatório	141
5.2.3.1 Classificação morfológica das partículas obtidas no modo linear	141
5.2.3.2 Classificação morfológica das partículas obtidas no modo oscilatório.....	146
5.2.4 Imagens por MEV dos canais de desgaste no modo linear	150
5.2.5 Imagens por MEV dos canais de desgaste no modo oscilatório	151
5.2.6 Taxas de desgaste dos ensaios no modo linear	154
5.2.7 Taxas de desgaste dos ensaios no modo oscilatório	158
5.2.8 Curva de vida do UHMWPE no modo oscilatório	162
5.3 VALIDAÇÃO DO DISPOSITIVO - TESTE DE HIPÓTESES	168
5.3.1 Validação dos algoritmos utilizados no modo linear	168
5.3.2 Validação pelo coeficiente de atrito entre o modo linear e o oscilatório	170
6 CONCLUSÃO	172
6.1 CONCLUSÕES SOBRE O DISPOSITIVO OSCILATÓRIO	172
6.2 CONCLUSÕES SOBRE OS ENSAIOS TRIBOLÓGICOS	173

7 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	175
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	176
APÊNDICE A – DISPOSITIVO E SEU ACOPLAMENTO AO TRIBÔMETRO	187
APÊNDICE B – LISTA DE MATERIAIS USADOS NO DISPOSITIVO	189
APÊNDICE C – SELEÇÃO DAS GUIAS DESLIZANTES	191
APÊNDICE D – ALGORITMOS COMPUTACIONAIS	192
ANEXO I – CATÁLOGO NKS PARA O ROLAMENTO RADIAL SÉRIE 600	226
ANEXO II – CATÁLOGO DE GUIAS DESLIZANTES	227
ANEXO III – TRANSDUTOR LINEAR DIFERENCIAL VARIÁVEL (LVDT)	228
ANEXO IV – TRANSDUTOR ANGULAR DIFERENCIAL VARIÁVEL (RVDT).....	230
ANEXO V – PLACA DE AQUISIÇÃO DE DADOS MCC DAQ USB-201	234
ANEXO VI – DEPÓSITO DE PEDIDO DE PATENTE NO INPI.....	235

1 INTRODUÇÃO

O surgimento das próteses ortopédicas articulares para amputados ocorreu no século XVI, sendo constantemente aperfeiçoadas. O crédito dessa invenção é dado ao cirurgião militar francês Ambroise Paré, que desenvolveu a prótese para membros inferiores amputados acima do joelho. Essa prótese era presa à coxa e ao quadril através de correias e continha uma articulação que exercia as funções do joelho (HERNIGOU, P., 2013).

Atualmente as endopróteses ortopédicas articulares são implantes usados em casos de traumas onde ocorrem severas perdas ósseas, necrose óssea devido a doenças vasculares, patologias como a osteoartrite e também, na oncologia recompondo segmentos ósseos e articulações, propiciando melhor qualidade de vida a esses pacientes (BLUNT *et al.*, 2009).

Apesar de serem utilizadas há mais de 50 anos e estarem em constante desenvolvimento, esses implantes ainda não atendem de forma plena às necessidades dos pacientes, especialmente quanto à sua durabilidade. As partículas de desgaste formadas devido ao movimento relativo das suas superfícies articulares ainda são as principais causas das falhas de natureza asséptica, provocando a soltura do implante (MAVRAKI *et al.*, 2011).

Essas partículas se acumulam no tecido periprotético, induzindo a reabsorção óssea. Esse processo denominado osteólise, resulta na soltura da endoprótese (EDDOUMY *et al.*, 2011).

O percentual de falha asséptica nesses implantes ortopédicos é superior a 75%, tratando-se, portanto, de fator significativo de limitação da longevidade dessas próteses (HALLAB, 2012).

Vários biomateriais, técnicas de revestimentos e modificações de superfície têm sido desenvolvidos com objetivo de diminuir a formação de partículas originadas do desgaste. No entanto, em longo prazo, verifica-se que muitas dessas alternativas antes consideradas promissoras falharam em serviço (MATTEI *et al.*, 2011).

Embora a tribologia venha contribuindo para melhorar a durabilidade desses implantes, realizando ensaios *in vitro* em condições cada vez mais próximas daquelas existentes *in vivo*, a causa da falha asséptica permanece a mesma (TURGER *et al.*, 2013).

A substituição da articulação do joelho por endoprótese é frequentemente utilizada para preservar a função dessa articulação natural em pacientes com tumores ósseos distal do fêmur e proximal na tíbia. Atualmente os cirurgiões estão se concentrando com maior ênfase no resultado funcional musculoesquelético dos pacientes com tumor, devido às melhorias nos tratamentos oncológicos, à ajuda de imagens avançadas em diagnóstico, agentes quimioterápicos e técnicas cirúrgicas. A função de marcha é tida pelos cirurgiões ortopédicos como um dos componentes mais importantes do resultado funcional em pacientes tratados por um tumor de membros inferiores (OKITA *et al.*, 2013).

Os números de implantes de prótese de joelho vêm aumentando continuamente. Além de caminhar sem dor, a restauração completa das funções fisiológicas da articulação do joelho natural são os resultados cada vez mais esperados pela utilização das próteses de joelho. O projeto modular, com tamanhos diferentes dos seus componentes, permite uma adaptação da prótese à anatomia de cada paciente (WEI *et al.*, 2014).

Considerando tratar-se de uma solução artificial para recuperar parcialmente a funcionalidade de um membro, as Endopróteses Convencionais de Joelho (ECJ), assim como as Endopróteses Não Convencionais de Joelho (ENCJ), devem ter uma vida útil extensa, pois sua substituição envolve procedimento cirúrgico complexo, com riscos ao paciente, além de longo período para sua reabilitação (PELTOLA *et al.*, 2012).

No caso das ENCJ, por se tratar de implantes fabricados para atender às necessidades de recomposição da articulação e ou de segmentos ósseos específicos de cada paciente, a sua produção não se dá de forma seriada, diferentemente da ECJ.

Acrescente-se a esses fatos, o aumento da longevidade da população, que segundo o Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística – IBGE (2014a) ultrapassa a média de 74 anos. Ao atingir idade cada vez mais avançada, essa população torna-se mais susceptível a doenças degenerativas articulares e conseqüentemente, à necessidade de uso desses implantes.

Evidencia-se, dessa forma, que o aumento da vida útil dessas endopróteses tem repercussão social e econômica, pois a sua maior durabilidade resultará em menores custos para o sistema de saúde e melhor qualidade de vida aos pacientes, na medida em que reduz a necessidade das cirurgias de revisão, aumentando o intervalo de tempo entre elas.

A necessidade de ampliar os conhecimentos sobre esse tipo de implante no âmbito da tribologia justifica o desenvolvimento de dispositivos projetados para a análise dos biomateriais neles utilizados, considerando suas condições funcionais, as quais são diferentes das existentes em uma ECJ.

Um dos fatores que contribuem para o melhor desempenho desses implantes é o conhecimento das características tribológicas dos pares de biomateriais neles utilizados. Assim sendo, a realização de ensaios tribológicos com a maior aproximação possível da situação *in vivo* é importante para avaliar a durabilidade e permitir conhecer o comportamento do biomaterial antes da sua utilização na fabricação da endoprótese (GOEBEL *et al.*, 2012).

Diversos dispositivos para ensaios de desgaste foram concebidos para simular a articulação do joelho, a qual possui movimentos de deslizamento, de rolamento e a combinação de ambos (RICHTER *et al.*, 2010). Porém, não há até o momento, um dispositivo que, acoplado a um tribômetro linear possa reproduzir com aproximação adequada a articulação de uma ENCJ, permitindo obter os valores de força e coeficiente de atrito.

A possibilidade de utilizar um tribômetro linear medindo esses parâmetros tribológicos consiste em uma inovação. Mediante o acoplamento do dispositivo ao tribômetro há a possibilidade de uma simulação de desgaste do contato articular de uma ENCJ com um grau de liberdade e dessa forma expandir a utilização desse equipamento nas pesquisas com biomateriais.

Em estudo anterior realizado por ATHAYDE, (2011) foi desenvolvido, implementado e avaliado um dispositivo de oscilação, para o acoplamento em um tribômetro linear. O projeto teve como objetivo reproduzir o movimento da ENCJ e a avaliação da taxa de desgaste volumétrico. Nos ensaios realizados com aquele dispositivo foram observadas diferenças na morfologia entre as partículas de desgaste nos dois tipos de procedimentos utilizados, ou seja, no modo linear e no oscilatório além de limitações no monitoramento dos parâmetros tribológicos, o que motivou o desenvolvimento do presente trabalho.

Para o atual estudo foi desenvolvido um novo projeto de dispositivo que realiza um movimento oscilatório, simulando a articulação de uma ENCJ com um único grau de liberdade a partir do módulo recíproco de um tribômetro linear, possibilitando a medição do parâmetro da força de atrito, o cálculo do respectivo coeficiente e a taxa de desgaste. Os dados correspondentes a essas variáveis são obtidos mediante dois

transdutores, um linear e outro angular, através de uma interface eletrônica de aquisição.

A proposta deste trabalho é, portanto, elaborar um novo projeto, construir e validar um dispositivo a ser acoplado a um tribômetro para conversão do seu movimento linear recíproco em movimento oscilatório, para o estudo do desgaste entre pares tribológicos de biomateriais, considerando as condições específicas para a ENCJ, com a possibilidade de medição da força de atrito, cálculo desse coeficiente e da taxa de desgaste.

O dispositivo proposto neste estudo, apresenta inovações no que diz respeito ao seu projeto mecânico, possuindo cinemática de conversão para movimento oscilatório com recursos de ajustes da amplitude de oscilação. Foi inserido, também, o monitoramento cinemático mediante o processamento dos sinais dos transdutores linear diferencial variável (LVDT) e diferencial angular variável (RVDT), através de interface eletrônica desenvolvida para este trabalho, a qual permitiu obter os dados tribológicos já mencionados.

2 OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO GERAL

Projetar, construir e validar um dispositivo para conversão do movimento linear recíproco em movimento oscilatório, a partir de um tribômetro linear, para medição *in vitro* de parâmetros tribológicos de biomateriais, aplicados em ENCJ.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- a. Elaborar um novo projeto de um dispositivo para realização de ensaios de desgaste *in vitro* em biomateriais permitindo o monitoramento da força de atrito ao longo da trajetória oscilante.
- b. Obter os valores da força, do coeficiente de atrito e taxa de desgaste mediante ensaios no modo linear e oscilatório. Classificar as partículas de desgaste quanto à sua morfologia. Obter a curva de vida do UHMWPE nos ensaios no modo oscilatório.
- c. Validar o dispositivo acoplado ao tribômetro através dos resultados do coeficiente de atrito.

2.3 HIPÓTESE DO ESTUDO E HIPÓTESES ESTATÍSTICAS

Estabeleceu-se como hipótese deste estudo que os valores dos coeficientes de atrito decorrentes dos dois modelos de ensaios, ou seja, no modo linear e no oscilatório, são distintos dadas às diferenças das condições cinéticas entre eles e,

também, pela diferença na distribuição da pressão de contato Hertziana entre o corpo e contracorpo de prova.

A diferença devida à cinética é causada pela configuração das forças atuantes no corpo de prova no ensaio no modo linear e no modo oscilatório. Enquanto no primeiro a força normal mantém-se constante, no modo oscilatório essa força apresenta variação segundo o seu ângulo de incidência à superfície do corpo de prova, que é variável segundo uma função harmônica simples.

A diferença devido à distribuição da pressão Hertziana de contato é causada pela geometria de contato de cada modo de ensaio, ou seja, esfera sobre plano no modo linear, a qual resulta em uma superfície de contato elíptica e cilindro sobre plano no modo oscilatório, a qual resulta em uma superfície de contato retangular.

Essas diferenças quanto à cinética e pressão de contato devem resultar em valores também distintos do coeficiente de atrito.

As hipóteses estatísticas consideradas estão formuladas a seguir:

Hipótese Nula (H_0) – A variável, coeficiente de atrito, não apresenta diferença das médias entre o coeficiente de atrito no modo linear e no modo oscilatório.

Hipótese Alternativa (H_1) – A variável do estudo apresenta diferença nas médias do coeficiente de atrito, no modo linear e no oscilatório.

3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

3.1 A ARTICULAÇÃO DO JOELHO

A articulação do joelho (lat. *Articulatio genus*) é uma articulação sinovial complexa, sendo uma das que estão submetidas aos esforços de maior intensidade no corpo humano (ZACH *et al.*, 2014).

O joelho é uma articulação intermediária do membro inferior, localizada entre a parte proximal do fêmur e distal da tíbia. A sua estrutura é constituída por ligamentos, músculos, a extremidade distal do fêmur, proximal da tíbia e proximal da fíbula, além da patela, como ilustra a FIGURA 1 (NETTER, 2014).

FIGURA 1 – JOELHO, SECÇÃO PARASAGITAL, PRINCIPAIS ESTRUTURAS DA ARTICULAÇÃO



FONTE: Adaptado de NETTER, 2014

Tal conjunto pode ser severamente danificado como resultado de patologias, lesões, entre outras ocorrências. Nos casos de danos extremos nessa articulação ou de sua degeneração, a aplicação de um implante se faz necessária (ZACH *et al.*, 2014).

Sobre as articulações do joelho atuam, principalmente, forças de compressão decorrentes da massa corpórea. Forças e momentos flexores também atuam apresentando, segundo estudos utilizando simulação pelo método dos elementos finitos, um fator de multiplicação de 3,3 e de até 6,0 em relação à massa corpórea do indivíduo (WEHNER *et.al.*, 2009).

Modelagens numéricas com endopróteses convencionais projetadas para ângulo de flexão de 120° até 155° indicam que, quando em máxima flexão, as forças de compressão sobre o joelho decrescem de 4,89 a 2,90 vezes o peso corpóreo e as tensões atuantes sobre o platô tibial decrescem de 49,3 a 28,1 MPa (ZELLE *et al.*, 2009).

3.2 PRÓTESES CONVENCIONAIS E NÃO CONVENCIONAIS DE JOELHO

Situando-se historicamente, John Charnley, cirurgião ortopédico inglês, promoveu um dos grandes avanços na cirurgia ortopédica ao desenvolver, na década de 60, a prótese de quadril, cujo procedimento cirúrgico denominava-se artroplastia de baixo atrito. Seu trabalho e pioneirismo formam a base do conhecimento atual sobre as endopróteses articulares. O também cirurgião Gunston aplicou os princípios e a técnica desenvolvidos por Charnley para os implantes de quadril nas próteses de joelho, desenvolvendo assim, os primeiros implantes convencionais para essa articulação (HUDDLESTON, 2013).

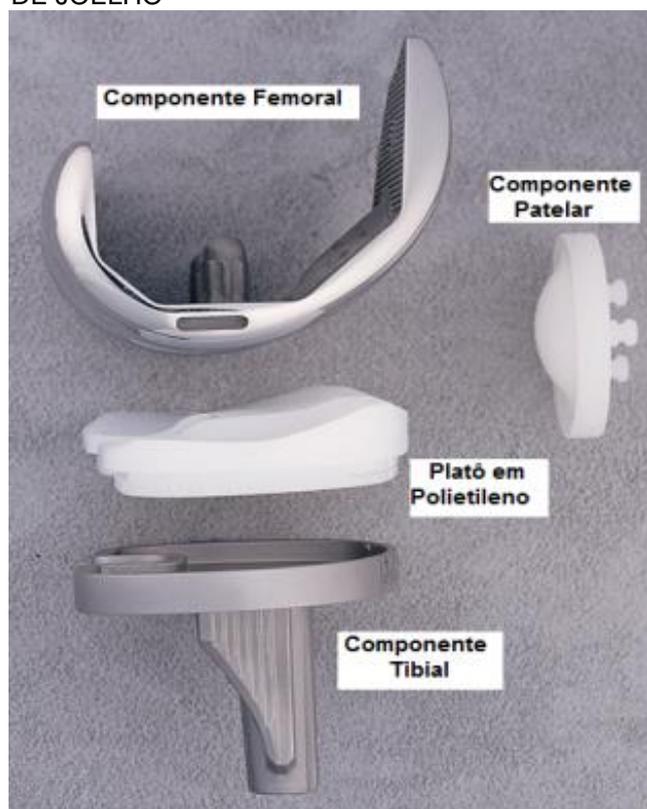
A biomecânica do joelho, de natureza complexa, tem sido estudada extensivamente. O momento de adução do joelho durante a fase de apoio, que caracteriza a marcha normal humana, refere-se ao desvio medial do centro de massa do corpo, com a força de reação resultante do solo e a sua passagem medial para o centro do joelho. Esta situação tende a causar maiores cargas de compressão no compartimento medial. Verifica-se que 60 a 80% das cargas totais sobre o joelho atuam através desse compartimento. Essas cargas podem explicar a taxa de

degeneração desse compartimento que é dez vezes maior que do que o lateral. Em pacientes com osteoartrite de joelho, que apresentam marcha com momentos de adução maiores em comparação com indivíduos saudáveis, podem ser acometidos por uma rápida progressão da doença (ORISHIMO *et.al.*, 2012).

Observa-se que adultos obesos apresentam marcha com características biomecânicas diversas quando comparado com um adulto em peso saudável. Estudos tendo como objetivo a análise da biomecânica do joelho indicam que o sobrepeso está associado ao desenvolvimento e progressão da osteoartrite. Uma vez que a osteoartrite é altamente prevalente na população obesa, identificar os fatores que possam contribuir para a sua incidência é um objetivo importante. Não há consenso quanto aos efeitos da obesidade sobre a articulação do joelho e na biomecânica da marcha. Existem, entretanto, várias diferenças na marcha entre obesos e adultos saudáveis, particularmente nos planos sagital e frontal do joelho (WESTLAKE *et al.*, 2013).

Quando no joelho há a necessidade da substituição de uma estrutura anatômica, como o côndilo femoral e ou tibial, são utilizadas as endopróteses do modelo convencional parcial. Nesses casos, quando ocorre colapso da estrutura óssea da tíbia na parte adjacente ao fêmur, a falha dos componentes protéticos ou a perda asséptica, recorre-se à artroplastia total, geralmente evoluindo para uma ECJ (ALETO *et al.*, 2008). Os componentes de uma ECJ podem ser observados na FIGURA 2, com seus elementos reproduzindo a anatomia natural do joelho.

FIGURA 2 – COMPONENTES DE UMA ENDOPRÓTESE CONVENCIONAL DE JOELHO

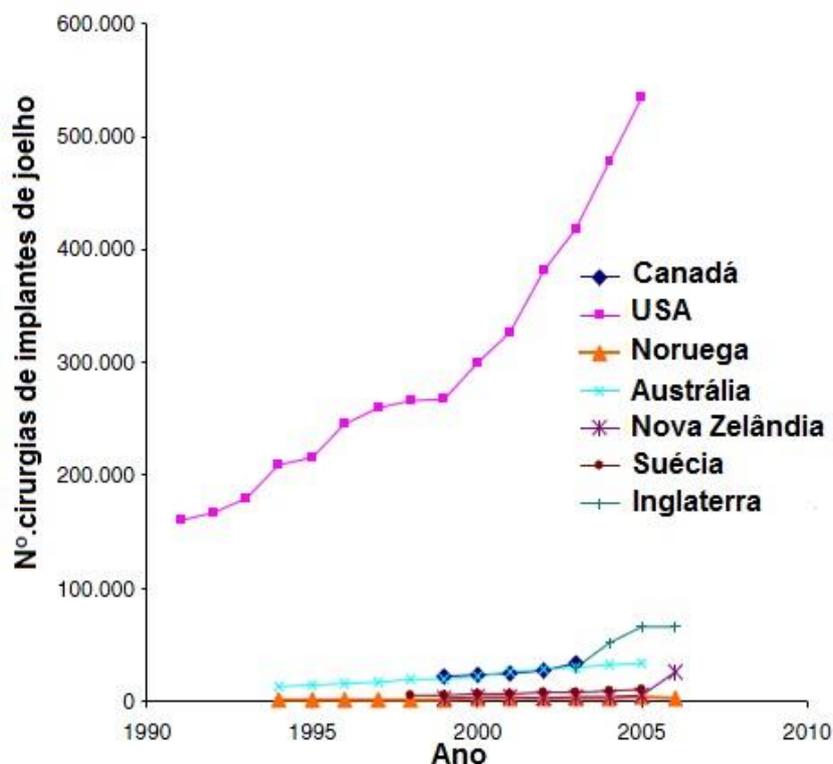


FONTE: Adaptado da SCORPIO™ Howmedica Osteonics

Fatores biomecânicos como tensões de contato, cinemática e fadiga têm sido investigados para avaliar a qualidade dos implantes de joelho em condições de carga específicas. Os materiais utilizados para esses implantes são selecionados tendo como requisitos a resistência mecânica e a sua biocompatibilidade. Embora o uso de materiais como o titânio, ligas de cobalto-cromo e o UHMWPE tenham permitido os melhores projetos de implantes, o desgaste e outros fatores continuam a limitar o desempenho dessas endopróteses com esses materiais (BRANDI *et al.*, 2009).

Existem no mercado mundial pelo menos 150 fabricantes de Endopróteses Convencionais de Joelho. Conforme mostrado na FIGURA 3, somente nos Estados Unidos da América as cirurgias envolvendo esses implantes, primários ou com caráter de revisão, ultrapassam a quantidade de 500.000 (BRANDI *et al.*, 2009).

FIGURA 3 – NÚMERO DE CIRURGIAS DE IMPLANTES CONVENCIONAIS DE JOELHO

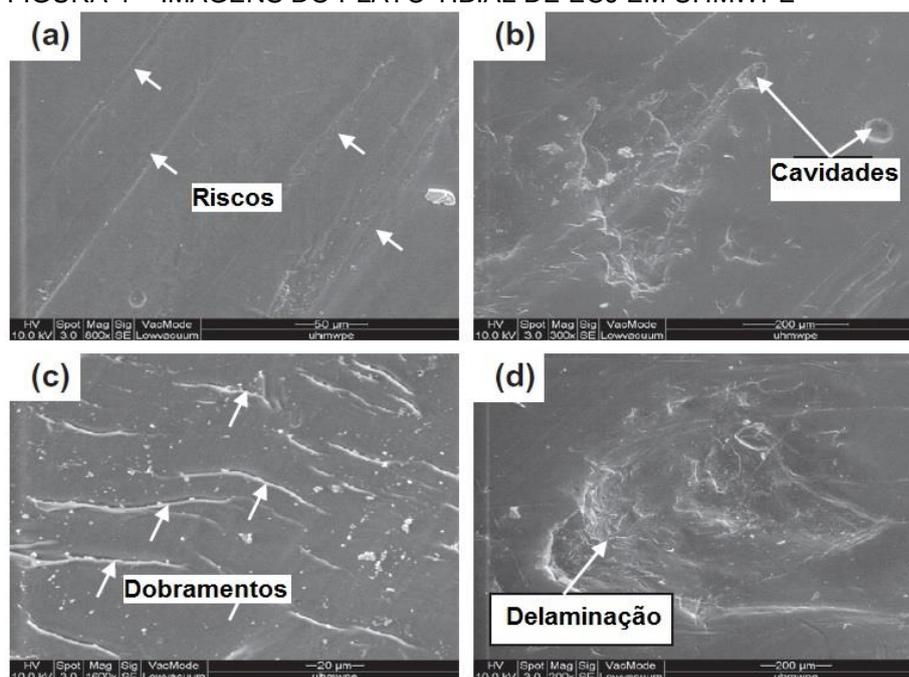


FONTE: Adaptado de BRANDI *et al.*, 2009

Investigações em inserto tibial em UHMWPE explantados de ECJ com 10 anos de uso em paciente ativa e sem sobrepeso, indicaram que a falha do implante está associada com o alto grau de degeneração do UHMWPE. A delaminação da superfície de contato de UHMWPE, riscos, cavidades e dobras da superfície do polímero além de partículas de terceiro corpo também foram observadas. Esses danos sugerem a ocorrência do mecanismo de fadiga, concluindo que o alto grau de degradação do UHMWPE está associado com o tempo de falha do implante (LIZA *et al.*, 2011).

A forma mais intensa de desgaste no inserto tibial foi a delaminação, a qual é indicativa do desgaste por fadiga, além da ocorrência de cavidades, riscos e dobramentos conforme mostrado na FIGURA 4 (LIZA *et al.*, 2011).

FIGURA 4 – IMAGENS DO PLATÔ TIBIAL DE ECJ EM UHMWPE



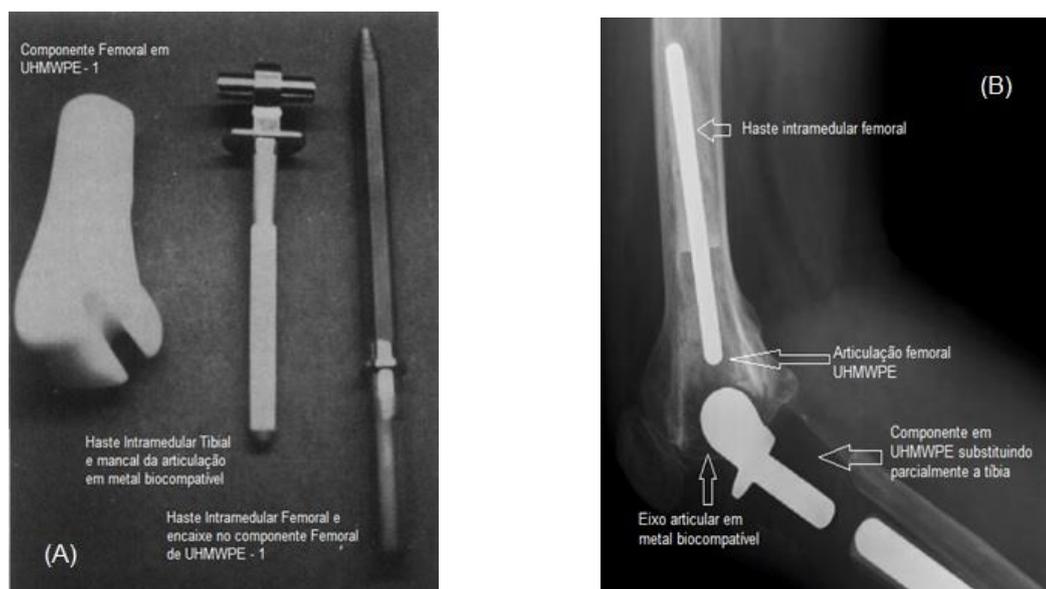
FONTE: Adaptado de LIZA *et al.*, 2011

Já as ENCJ são constituídas por uma superfície articular implantada em posição distal no fêmur, apoiada sobre um eixo integrante de uma estrutura substituta da parte proximal da tíbia (PENNA *et al.*, 2009). As ENCJ são produzidas para utilização específica do paciente que receberá o implante, diferenciando-se construtivamente das ECJ, as quais são produzidas de forma seriada, em vários tamanhos, de forma a atender as características anatômicas do joelho que receberá o implante.

A articulação de uma ENCJ é constituída de um mancal, com a parte femoral em UHMWPE, apoiada sobre um eixo de metal biocompatível, que por sua vez pode estar fixado à parte proximal da tíbia ou em outro componente em UHMWPE. Este último é fixado em posição distal da tíbia por meio de uma haste intramedular biometálica. Esse tipo de articulação, além de oferecer sustentação ao corpo através do membro inferior e de permitir a articulação entre fêmur e tíbia, supre as funções dos ligamentos da articulação do joelho, na medida em que impede o desacoplamento e o conseqüente afastamento entre os componentes femorais e tibiais (BLANCA-PEREZ *et al.*, 2008), (IMPOL, 2013).

A ENCJ permite ainda, a substituição de segmento ósseo adjacente à articulação, não se limitando apenas a recompor os limites da articulação do joelho, conforme se pode observar na FIGURA 5.

FIGURA 5 – ENCJ COM COMPONENTES (A) E IMPLANTADA (B)



FONTE: Adaptado da IMPOL® (A), o Autor (B) (2014)

O par tribológico na maioria das ENCJ é constituído por um metal biocompatível articulando com o UHMWPE. Entretanto existem implantes nos quais esse par é metálico, o que favorece a ocorrência da metalose, cuja característica é a presença de partículas metálicas no tecido periprotético. A metalose também é uma das causas da soltura asséptica e ocorre de forma pronunciada quando dois metais se articulam entre si liberando suas partículas de desgaste no tecido adjacente à endoprótese (BAKKER *et al.*, 2013).

Apesar de existirem na literatura inúmeros trabalhos direcionados ao estudo do comportamento de pares tribológicos de biomateriais utilizados em ECJ, o mesmo não ocorre com o desenvolvimento e a caracterização do comportamento das ENCJ, especialmente quanto à aplicação de novos biomateriais.

No entanto, as novas técnicas de diagnósticos, os novos tratamentos disponíveis, a maior experiência das equipes cirúrgicas, assim como a melhoria das condições hospitalares, têm prolongado a vida dos pacientes oncológicos, tornando mais relevante o fator de durabilidade dos implantes (PENNA *et al.*, 2009).

Observa-se na atualidade grande incidência de doenças oncológicas. Segundo o Instituto Nacional do Câncer, INCA, as estimativas para o ano de 2014, válidas também para o ano de 2015, apontavam a ocorrência de aproximadamente 576.000 novos casos de câncer.

O câncer ósseo primário, cujas consequências interessam a este estudo, é pouco frequente. Sua ocorrência no Brasil é de 2.700 novos casos por ano. Os tipos mais frequentes desses tumores são: osteossarcoma, tumor de Ewing e condrossarcoma. As amputações e as desarticulações foram os procedimentos clássicos para o tratamento da maioria dessas lesões até a década de 70 (SBCâncer, 2013).

Ressalte-se que os tumores ósseos têm maior incidência em adolescentes, que são pacientes jovens mais ativos e assim necessitarão de endopróteses que mantenham a sua funcionalidade por tempo maior. Torna-se importante reduzir as várias cirurgias de revisão durante a vida do paciente, impedindo um comprometimento excessivo do membro já afetado (SBCâncer, 2013).

3.3 BIOMATERIAIS UTILIZADOS NESTE ESTUDO

Os biomateriais utilizados em endopróteses permanecem por longo período de tempo em intenso contato com os fluidos corpóreos, interagindo biologicamente com o organismo do paciente. Sendo assim, é importante ressaltar as composições e as características do par tribológico usado neste estudo.

3.3.1 O polietileno de ultra-alto peso molecular, UHMWPE

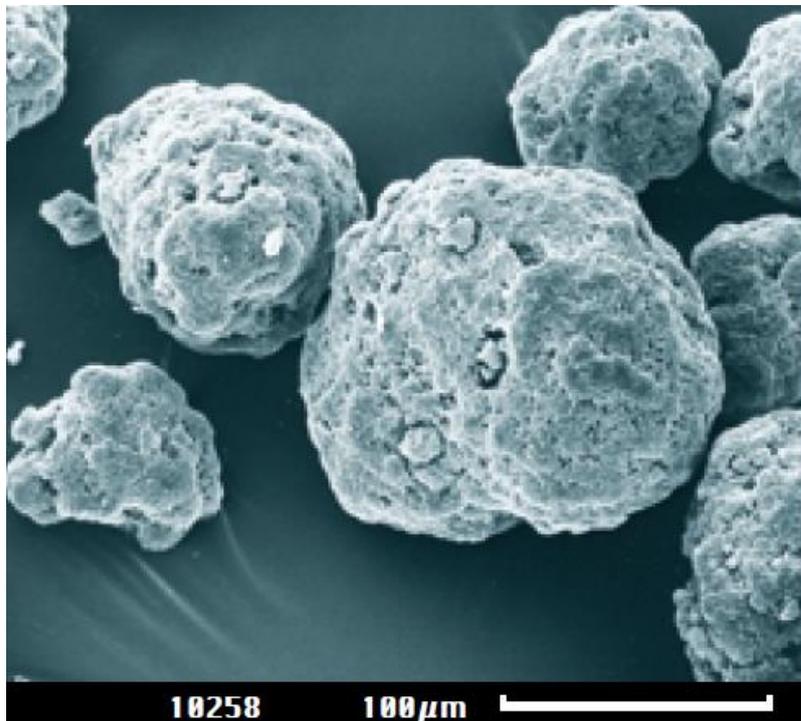
As propriedades mecânicas do UHMWPE são decorrentes do tipo de resina, diferenciada na massa molecular e no processo de conformação utilizado, extrusão ou compressão. Quando a massa molecular é aumentada de 3×10^6 g/mol para 6×10^6 g/mol, a resistência à abrasão aumenta em cerca de 30%, e a resistência ao impacto decresce de 140 kJ/m^2 para 80 kJ/m^2 . Várias pesquisas têm sido

direcionadas ao desenvolvimento de biomateriais mais resistentes ao desgaste, sob condições de trabalho específicas das endopróteses, com o objetivo de diminuir a quantidade de partículas liberadas pelos componentes articulares no tecido periprotético (SAVARINO, 2009).

A FIGURA 6 mostra a morfologia típica das partículas de UHMWPE em imagem obtida por microscopia eletrônica de varredura (MEV). O polímero observado é o GUR[®] 4120/4150, utilizado na fabricação de próteses devido às suas características de resistência à deformação, desgaste e fadiga. O aspecto das partículas pode ser classificado através da norma ASTM F1877 - 5 como sendo esféricas ou esferoidais rugosas, conforme mostrado na “FIG. X2.3 Spherical or Spheroidal – Rough” daquele documento.

O UHMWPE para aplicações médicas em implantes é fabricado segundo os padrões definidos pela norma ASTM F648 – 10^a.

FIGURA 6 – IMAGEM POR MEV DAS PARTÍCULAS DE UHMWPE



FONTE: Adaptado do fabricante TICONA, (PE-UHMW)

Apesar de o UHMWPE ser utilizado há mais de 40 anos na fabricação de componentes articulares, tem-se demonstrado que a oxidação provoca a sua

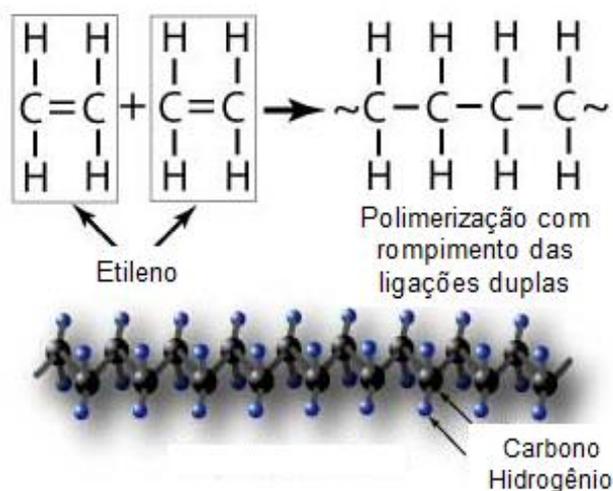
degradação, diminuindo assim a sua resistência mecânica, assim como a resistência ao desgaste, o que leva a produção de maior quantidade de partículas de desgaste e indução à osteólise, considerada a causa principal da falha asséptica dos implantes (PREVER *et al.*, 2009).

Vários estudos têm demonstrado que a severidade da resposta do sistema imune está correlacionada ao tamanho da partícula de desgaste do UHMWPE.

As pesquisas têm colocado seu foco em reduzir o volume total de desgaste, mas não direcionando ao tamanho em si da partícula, dadas as limitações no entendimento dos mecanismos de produção das mesmas. A observação direta desses mecanismos apresenta um desafio, entretanto formas indiretas como a sua caracterização e das superfícies de desgaste, têm sugerido a presença de múltiplos mecanismos de desgaste incluindo nesses o processo de deformação plástica (PLUMLEE, SCHWARTZ, 2012).

O UHMWPE é um polímero linear semicristalino, produzido pela polimerização do Etileno CH_2CH_2 , com células unitárias de estrutura ortorrômbica. A FIGURA 7 mostra o esquema da cadeia desse polímero.

FIGURA 7 – ESQUEMA DA CADEIA DO UHMWPE



FONTE: NDT, 2011

A norma ISO 11542 – 2001, revisão 2009, define o UHMWPE como sendo um polímero que apresenta peso molecular médio de $3,0 \times 10^6$ g/mol. Essa característica de elevado peso molecular, cerca de 10 vezes superior aos demais polímeros,

confere ao UHMWPE propriedades mecânicas superiores, como resistência ao impacto, dureza e resistência ao desgaste em relação ao polietileno de alto peso molecular, HDPE, por exemplo TICONA (2014). As características principais do UHMWPE estão mostradas na TABELA 1.

TABELA 1 – PRINCIPAIS PROPRIEDADES MECÂNICAS DO UHMWPE GUR1050®

Característica	Valor - unidade
Densidade	0,934 g/cc
Dureza Shore D	60 – 64 ASTM D 220
Coefficiente de atrito dinâmico / aço	0,1 medição Ticona
Perda por abrasão	90 medição Ticona
Módulo de elasticidade	703,26 MPa
Resistência à tração	21,37 MPa
Resistência ao Impacto (Izod)	$\geq 73,0$ kJ/m ² ASTM D 648
Resistência ao Impacto (Charpy)	$\geq 9,0$ J/cm ² ASTM D 648
Temperatura de fusão	130 a 140 °C
Temperatura de decomposição	480 a 490 °C

FONTE: CELANESE Product tool, MATWEB, NETZSCH.

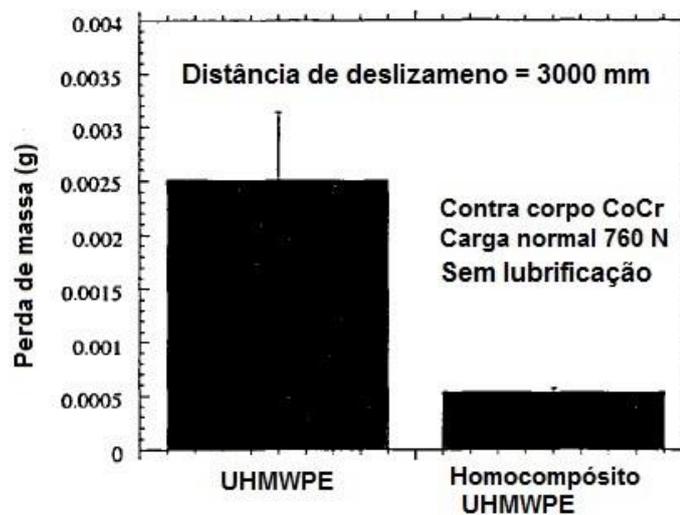
As excelentes propriedades tais como alta resistência à abrasão e baixo coeficiente de atrito tornam o UHMWPE reconhecido atualmente como o material mais adequado para uma articulação artificial, principalmente se implantado no quadril e no joelho do corpo humano. O UHMWPE atende aos requisitos materiais para as articulações artificiais de baixo coeficiente de atrito e taxa de desgaste, excelente resistência química, alta resistência mecânica, sendo bioinerte (RAFFI, M.; SRINIVASAN, V., 2013).

À medida que a vida útil das articulações artificiais se prolonga, a soltura asséptica e a osteólise induzida pelas partículas de desgaste do UHMWPE tornam-se a principal causa para o fracasso clínico em longo prazo destes implantes. Muito esforço tem sido feito para aumentar a vida útil da articulação. Estes incluem a modificação UHMWPE por irradiação gama. A ligação cruzada no UHMWPE, a qual é realizada por meio dessa irradiação- γ ou tratamento por irradiação de feixe de elétrons, reduziu a sua taxa de desgaste (RAFFI, M.; SRINIVASAN, V., 2013).

Além da irradiação- γ , homocompósitos de UHMWPE têm sido estudados. A FIGURA 8 mostra os resultados de estudo realizado com o UHMWPE comparando o

desgaste por perda de massa entre o UHMWPE e seu homocompósito em ensaio do tipo cilindro sobre plano em movimento linear recíproco. Observa-se que em condições idênticas de ensaio, o homocompósito de UHMWPE apresenta perda de massa menor que o UHMWPE.

FIGURA 8 – PERDA DE MASSA DO UHMWPE



FONTE: Adaptado de SUH *et al.*, 1998

3.3.2 O aço AISI 316L

Diferentes tipos de aços inoxidáveis estão disponíveis, com variações em sua composição química e microestrutura.

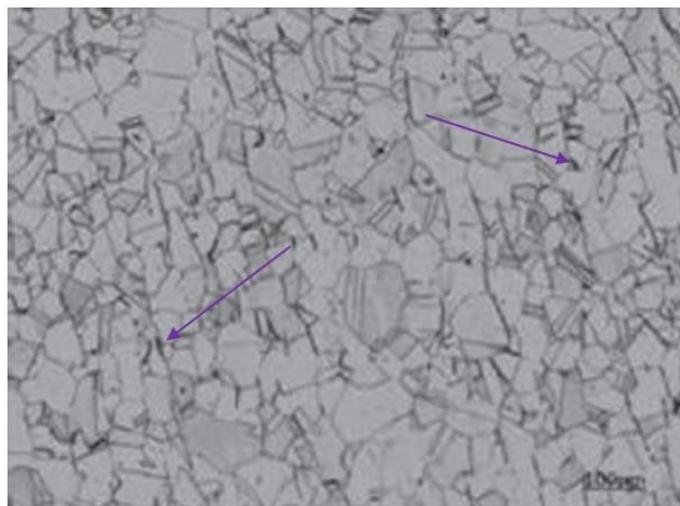
Tipicamente esses aços são classificados de acordo com a sua microestrutura, em martensíticos, ferríticos, austeníticos e duplex (austeníticos-ferríticos). Esses diferentes tipos de ligas diferem na sua resistência à corrosão e nas propriedades mecânicas. Entretanto para aplicações biomédicas o aço inoxidável AISI 316L é o mais utilizado. Normalmente essa liga é conformada a frio o que aumenta a sua resistência à tração e à fadiga. O módulo de elasticidade do aço inoxidável nessa condição é de 200 GPa, ou seja, 10 vezes mais elevado do que o osso cortical (BAUER *et al.*, 2013).

O aço inoxidável austenítico AISI 316L, forma, quando eletroliticamente polido, um filme óxido compacto, com a espessura de nanômetros, que é resistente à corrosão na presença dos fluidos fisiológicos no interior do corpo humano (HRYNIEWICZ *et al.*, 2008). Atualmente, os reduzidos teores de níquel (Ni) e elevados níveis de nitrogênio (N) (aproximadamente 1 %), o tornam adequado para esse uso. Entre as suas características estão presentes o não magnetismo e a superior resistência à corrosão, sendo o tipo recomendado pela ASTM para a fabricação de implantes (KULKARNI; KUNTE, 2013).

O custo do aço inoxidável AISI 316L é significativamente menor do que outros tipos de biomateriais metálicos, chegando até um décimo do preço dos demais biomateriais. Esse aço designado para fins ortopédicos é normatizado pela ASTM como, ASTM F138, sendo utilizado em placas ortopédicas, chapas de fratura craniana, implantes dentários, arcos ortodônticos, hastes da coluna vertebral, endopróteses de substituição de articulação e cateteres (ZIVIC *et al.*, 2013).

A FIGURA 9 apresenta a microestrutura de um aço AISI 316L com grãos poligonais de austenita e a presença de pequena quantidade de ferrita delta, na fase escura alongada.

FIGURA 9 – MICROESTRUTURA DO AÇO AUSTENÍTICO AISI 316L



FONTE: Lima *et al.*, 2010

Para diminuir as inclusões que podem causar falha mecânica por fadiga é utilizado o processamento de fusão a vácuo que produz o aço 316 LVM (Low Carbon,

Vacuum Melting), normatizado como ASTM F 139-12. Essa liga apresenta maior resistência à fadiga por produzir um material com menor teor de carbono e tamanho de inclusões, sendo a primeira escolha para implantes médicos (GOMES, 2010).

Embora as ligas de aço inoxidável tenham sido bastante utilizadas em implantes ortopédicos até uma década atrás nos EUA, e ainda o são na Europa e no Brasil, a ocorrência de processos corrosivos e a introdução de novas ligas metálicas não ferrosas limitaram seu uso como implante permanente. Entretanto, o baixo custo de produção, as propriedades mecânicas e a resistência à corrosão galvânica, habilitam certas ligas como (ASTM F138-13^a e F1586-13^{e1}) para utilização em implantes osteoarticulares (GOMES, 2010).

Segundo o Boletim de Tecnovigilância da Anvisa, os aços inoxidáveis austeníticos com baixo teor de carbono e especificações ASTM F138, ASTM F139 e ISO 5832-1 atendem às exigências para produtos implantáveis, como a composição química e os controles microestruturais e de impurezas adequados para garantia de propriedades mecânicas e de resistência à corrosão. Nos aços de especificação AISI 316L, por esta ser mais ampla para teores de enxofre e fósforo e menor nos teores de nitrogênio e cromo além do níquel, não há garantia que tais exigências sejam atendidas, ainda que sua composição química seja semelhante às dos aços ASTM F138, ASTM F139 e ISO 5832-1. Assim sendo, a ANVISA recomenda atenção a essa característica quando da aquisição de implantes cirúrgicos, verificando as especificações das matérias primas componentes dos produtos e escolhendo os materiais mais adequados (BIT-ANVISA, 2011).

A TABELA 2 mostra a composição dos aços inoxidáveis mencionados.

TABELA 2 – COMPOSIÇÃO (%) DOS AÇOS INOXIDÁVEIS AUSTENÍTICOS

Elementos	AISI 316 L	ISO 5832-1*	ASTM F138/F139
Carbono (C)	0,03 máx.	0,03 máx.	0,03 máx.
Manganês (Mn)	2 máx.	2 máx.	2,00 máx.
Fósforo (P)	0,045 máx.	0,025 máx.	0,025 máx.
Enxofre (S)	0,03 máx.	0,010 máx.	0,010 máx.
Nitrogênio (N)	0,010 máx.	0,1 máx.	0,1 máx.
Cromo (Cr)	16 - 18	17,0 – 19,0	17,00 – 19,00
Molibdênio (Mo)	2 - 3	2,25 – 3,0	2,25 – 3,00
Níquel (Ni)	10 - 14	13,0 -15,0	13,00 – 15,00
Cobre (Cu)	--	0,50 máx.	0,50 máx.
Silício (Si)	0,75 máx.	1,0 máx.	0,75 máx.
Ferro (Fe)	Balanço	Balanço	Balanço

*Equivalente à NBR ISO 5832-1

FONTE: BIT- Boletim informativo de Tecnovigilância - ANVISA.

3.4 ENGENHARIA DE SUPERFÍCIES - TRIBOLOGIA

A tribologia é a ciência que estuda o atrito, o desgaste e a lubrificação. Reúne vários campos do conhecimento como a tribomecânica, tribofísica e abrange o estudo tribológico de materiais de engenharia. Possui raízes antigas, contando com mais de mil anos de história. Apesar disso, a tribologia somente começou seu desenvolvimento como ciência na segunda metade do século XX, quando o progresso na física, química, mecânica e outras ciências tornaram-na um campo independente da engenharia. Vários pesquisadores estudaram esse tema, entre eles os pensadores Leonardo da Vinci, Galileu Galilei, Newton, Coulomb, seguidos por Amontons e Briscoe (DROZDOV *et al.*, 2011).

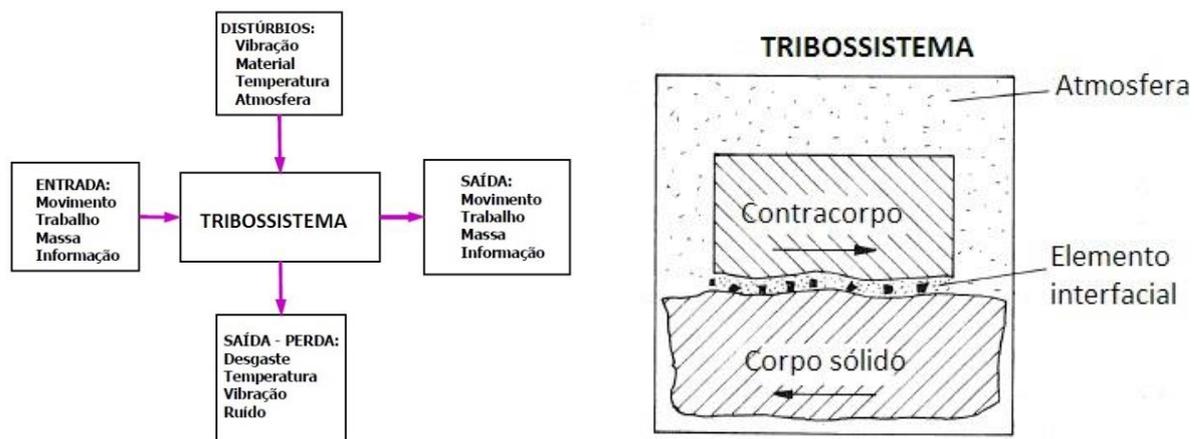
O desgaste é definido como “a perda progressiva de massa da superfície em operação de um corpo, devido ao movimento relativo desta” (YAMAGUCHI *apud* REIS, 1999).

Atualmente, máquinas, ferramentas, eletrônica e equipamento médico, em suas respectivas indústrias, demandam soluções no âmbito do comportamento quanto ao atrito em superfícies diversas como as submetidas ao vácuo ou ao contato dinâmico e as atômica e lisas, entre outras (MYSHKIN *et al.* 2008).

As aplicações tribológicas de materiais devem ser analisadas de forma ampla devido ao fato de que atrito e desgaste não são propriedades intrínsecas dos materiais, mas sim características dos sistemas tribológicos considerados. As características tribométricas, atrito e desgaste, dependem não apenas dos materiais em si, mas também do ambiente, dos parâmetros operacionais e de sua interação, definindo um tribossistema (CGEE, 2010).

Uma vez que o atrito e o desgaste são propriedades do sistema tribológico, e não dos materiais que o compõe, é de grande importância caracterizar um tribossistema como um conjunto de elementos, interligados por uma estrutura e uma função (TOTTEM, 2006). Na FIGURA 10 estão representados tribossistemas genéricos.

FIGURA 10 – REPRESENTAÇÃO DE UM TRIBOSSISTEMA



FONTE: Adaptado de ZUM-GAHR, 1987

Um dos principais conceitos no estudo do atrito foi descrito por Brian J. Briscoe (apud MYSHKIN *et al.*, 2005), o qual envolve três aspectos. O primeiro é definido pelos limites das interfaces, seu tipo e a tensão a que estão submetidas. O segundo é o cisalhamento ou a ruptura dos materiais em movimento relativo internamente e no entorno à região de contato e o terceiro é a área real de contato.

O desgaste das superfícies em movimento relativo e sob carga é classificado tribologicamente, de forma não exaustiva, em quatro tipos principais, podendo ocorrer

isoladamente ou em conjunto. São eles: desgaste por abrasão; desgaste por adesão; desgaste por fadiga da superfície e desgaste por tribocorrosão (RABINOWICZ, 1995).

3.4.1 Desgaste por abrasão

No desgaste por abrasão, tem-se a participação de uma superfície com rugosidade e dureza superiores à contraface de contato. Durante o deslizamento relativo, a superfície de maior dureza e rugosidade risca a superfície oponente dando origem a sulcos. As partículas geradas constituem o material de desgaste. O desgaste abrasivo pode ser caracterizado por desgaste a dois ou a três corpos (ASTM G40 - 10b, RADI *et al.*, 2007).

O desgaste abrasivo é o deslocamento de material causado pela presença de partículas duras entre uma ou ambas as superfícies em movimento relativo, ou pela presença de protuberâncias com dureza elevada em uma ou em ambas dessas superfícies. As partículas podem ser o produto de transformação de um processo, um mineral, tal como sílica, alumina ou outros, fragmentos de desgaste encruados, ou originadas a partir da entrada acidental de partículas de dureza mais elevada, tais como impurezas externas ao tribossistema. As saliências, tais como asperezas nas superfícies normalmente usinadas podem também agir como partículas duras se as superfícies possuírem dureza superior à da contra face (ZUM-GAHR, 1987).

No desgaste abrasivo a dois corpos as partículas de dureza mais elevada são mantidas fixas atuando sobre a superfície de desgaste como uma ferramenta de corte.

Esse tipo de desgaste, ilustrado na FIGURA 11, representa o modelo clássico onde uma partícula de maior dureza sulca a superfície de dureza menor. O material que é cortado é removido como partícula de desgaste.

Inicialmente, no desgaste abrasivo por partículas ou asperezas de maior dureza, considerava-se que o mesmo se assemelhava à operação de corte como em máquinas operatrizes. Entretanto o exame microscópico das superfícies revelou que esse processo de corte é apenas uma aproximação pelo fato de haver outros mecanismos indiretos envolvidos, ou seja, as partículas podem remover o material por microcorte, microfratura, fadiga ou arrancamento de grãos conforme mostra a FIGURA 11.

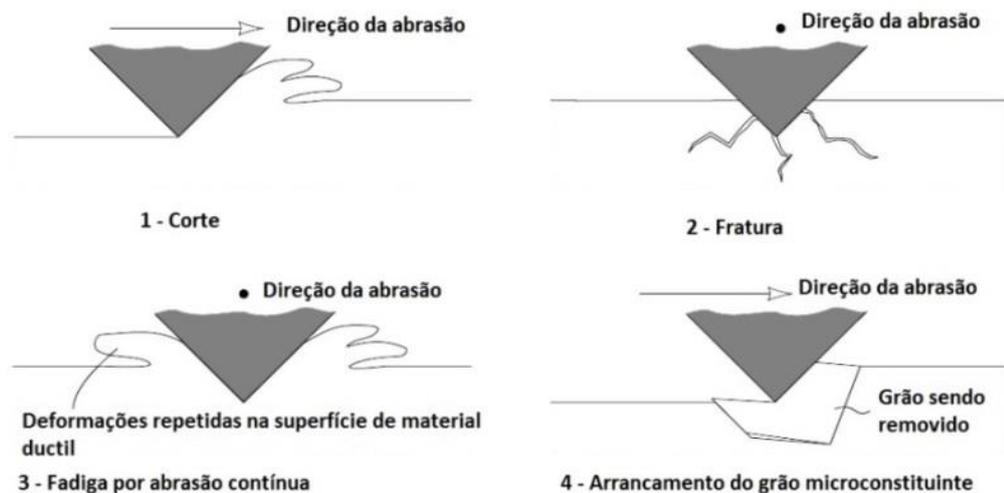
O primeiro mecanismo está mostrado na FIGURA 11-1 onde o corte representa o modelo clássico em que uma partícula de maior dureza corta a superfície de menor dureza. O material cortado é removido na forma de partículas de desgaste.

Quando o material sujeito à abrasão é frágil como por exemplo a cerâmica, uma fratura pode ocorrer como mostrado na FIGURA 11-2, neste caso a partícula de desgaste é decorrente das convergências de trincas no material.

Quando o mecanismo de abrasão envolve um material dúctil que é desgastado repetidamente por uma partícula sem haver corte, o resultado é uma superfície deformada como mostrada na FIGURA 11-3, neste caso as partículas de desgaste são resultado do mecanismo de fadiga por abrasão contínua.

O último mecanismo ilustrado na FIGURA 11-4, o de arrancamento, representa o desprendimento de grãos. Este mecanismo aplica-se principalmente à cerâmica, onde os contornos de grãos são relativamente fracos. Neste mecanismo todo o grão desprende-se como partículas de desgaste (STACHOWIACK; BATCHELOR, 2006).

FIGURA 11 – ESQUEMA DOS MECANISMOS DE DESGASTE ABRASIVO



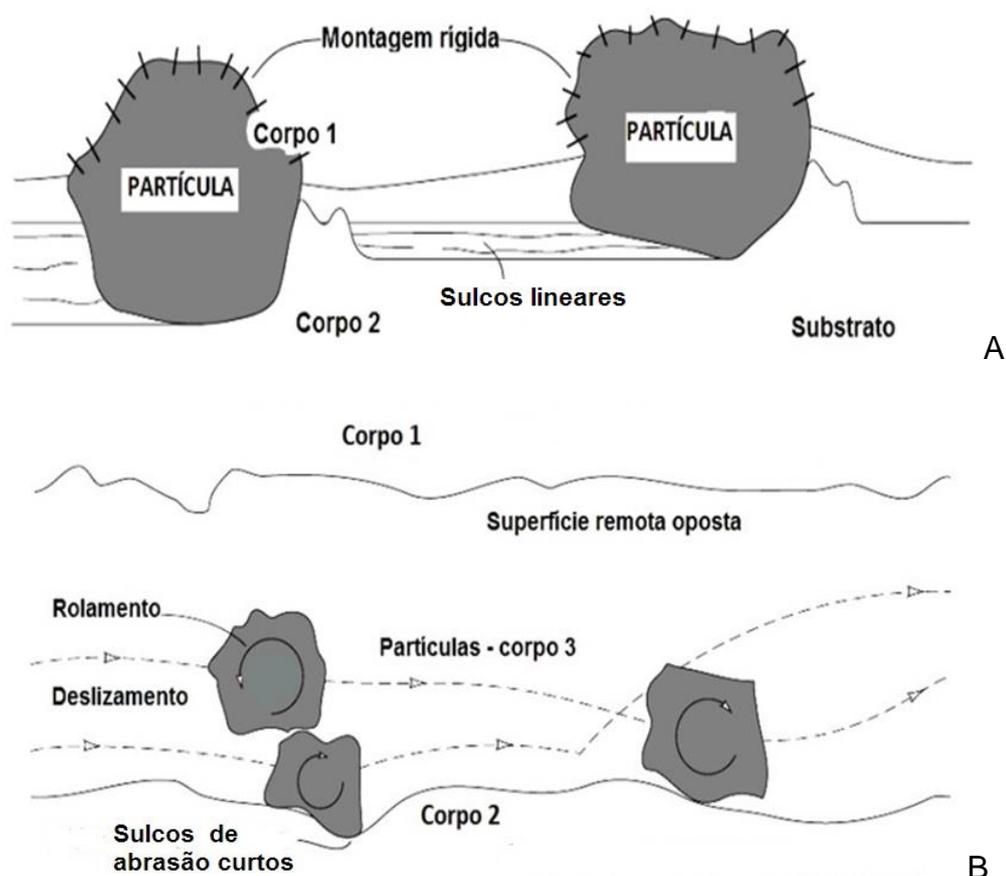
FONTE: Adaptado de STACHOWIACK; BATCHELOR, 2006

No desgaste abrasivo a três corpos as partículas não estão fixas, e apresentam movimento de rolamento entre as superfícies. Esse tipo de desgaste é dez vezes mais lento do que o desgaste a dois corpos, uma vez que tem de competir

com outros mecanismos, entre eles o adesivo. O desgaste abrasivo a dois corpos corresponde praticamente ao modelo 'ferramenta de corte' de remoção de material enquanto o desgaste abrasivo a três corpos envolve mecanismos mais lentos de remoção de material (STACHOWIACK; BATCHELOR, 2006).

Os mecanismos de desgaste abrasivo a dois e três corpos estão mostrados esquematicamente na FIGURA 12-A-B respectivamente.

FIGURA 12 – MODO DE DESGASTE POR ABRASÃO A DOIS E TRÊS CORPOS



FONTE: Adaptado de STACHOWIACK; BATCHELOR, 2006

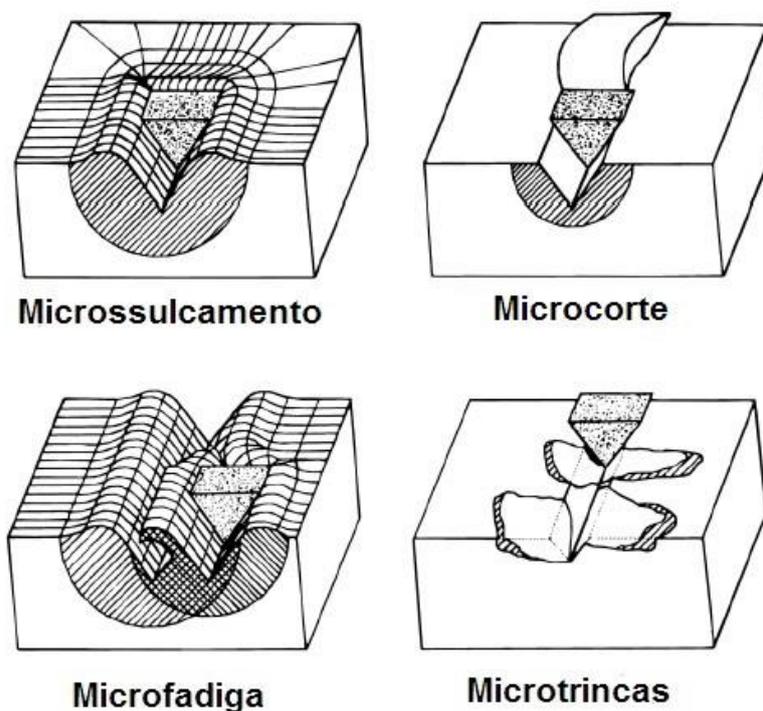
ZUM GAHR (1998) considera como interações partícula superfície no desgaste abrasivo o microsulcamento o microcorte, a microfadiga e a microtrinca como observadas na FIGURA 13. Observa-se uma similaridade com o apresentado por STACHOWIACK; BATCHELOR (2006) na FIGURA 11.

No microsulcamento, não há partícula de desgaste gerada o material é acumulado continuamente, sendo deslocado para as laterais do sulco. Quando do sulcamento de forma repetida, pode ocorrer a ruptura do material por fadiga, a qual é denominada de baixo ciclo ou microfadiga.

A microcorte consiste na perda de material por desgaste em quantidade igual ao volume do canal resultante. O que causa a diferença entre microsulcamento e microcorte é o ângulo de incidência da partícula abrasiva.

O microtrincamento pode ocorrer quando elevadas tensões são impostas por partículas abrasivas sobre a superfície de materiais frágeis. Nessa situação grandes partículas são produzidas a partir da superfície devido à formação e propagação de trincas.

FIGURA 13 – ESQUEMA DAS INTERAÇÕES DE PARTÍCULAS ABRASIVAS NA SUPERFÍCIE DOS MATERIAIS

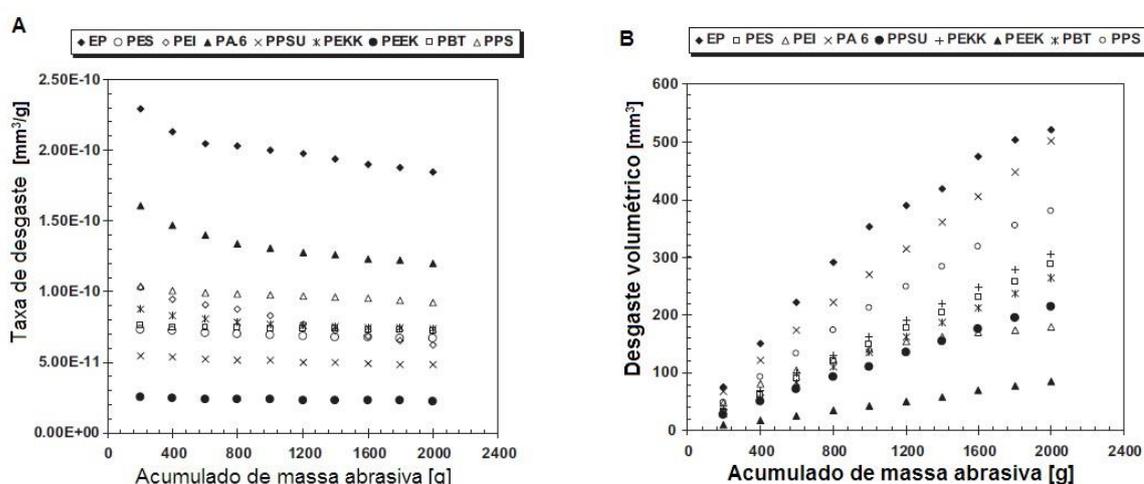


FONTE: Adaptado de ZUM GAHR, 1998

Subsidiando estudos com materiais não metálicos, a literatura apresenta análises para diferentes configurações, mostrando comportamentos semelhantes em desgaste com polímeros.

Conforme HARSHA (2011), o mecanismo de desgaste a três corpos entre cilindro de elastômero, partículas de sílica como terceiro corpo e diferentes polímeros como corpos de prova apresentam taxa de desgaste, expressa em unidade de volume por unidade de massa, diminuindo com o aumento da massa de abrasivo, enquanto o inverso ocorreu com desgaste volumétrico conforme mostrado na FIGURA 14.

FIGURA 14 – TAXA DE DESGASTE(A) E DESGASTE VOLUMÉTRICO CUMULATIVO(B)

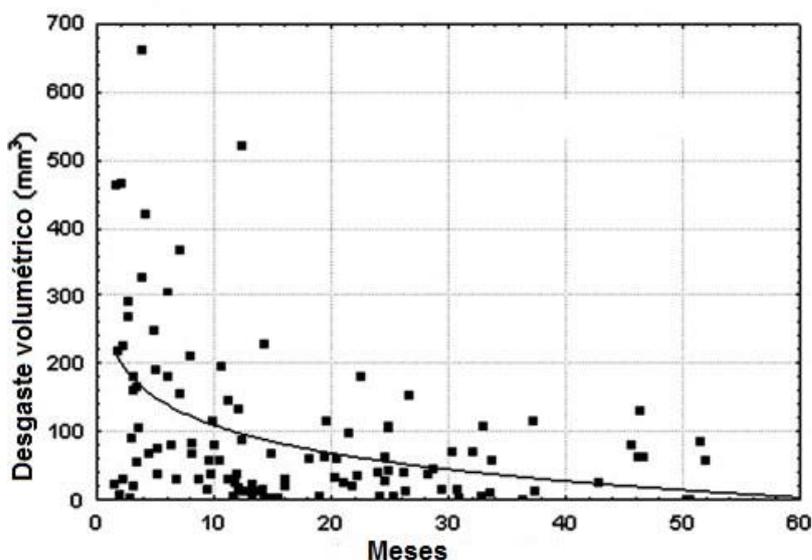


FONTE: Adaptado de HARSHA. 2011

Em outro estudo sobre a análise de taxas de desgaste em implantes ortopédicos articulados, entre eles os de quadril mostrou-se que sua evolução apresenta redução com o tempo de uso do implante, sugerindo a existência de “abrasão bifásica”, ou seja, valores volumétricos inicialmente elevados como 144,049 mm³ / ano no primeiro ano de uso, denominado período de acoplamento ou “running-in”, evoluindo para um valor de 60,028 mm³/ ano no período de regime permanente ou “steady-state” (JÄGER, *et al.* 2010).

A FIGURA 15 mostra a evolução do desgaste volumétrico para o implante de quadril estudado.

FIGURA 15 – EVOLUÇÃO DO DESGASTE VOLUMÉTRICO EM PRÓTESE DE QUADRIL EM XLPE/ Al_2O_3

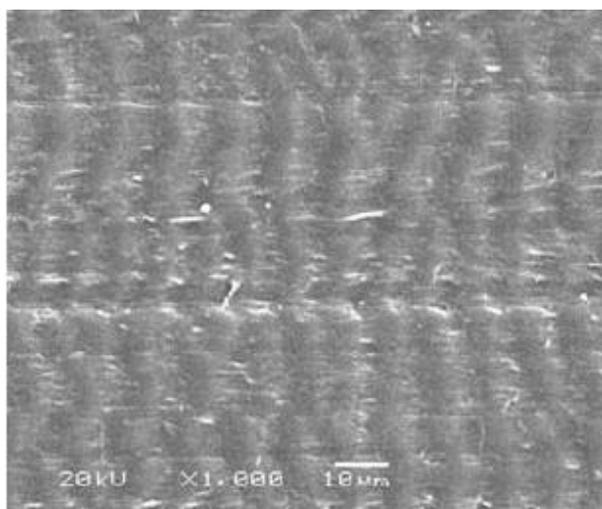
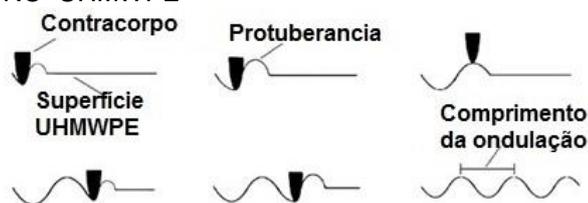


FONTE: Adaptado de JÄGER *et al.*, 2010

Conforme estudo conduzido por WANG *et al.*, 2009, um fenômeno usual em elastômeros, o “Stick-Slip”, foi observado no UHMWPE em atrito com a liga metálica GCr15 cuja composição é equivalente ao aço AISI 52100. Marcas onduladas igualmente espaçadas foram observadas no atrito desse par tribológico em ensaio do tipo bloco sobre anel sob carga de 100 N, sendo atribuídas à reconstrução da microestrutura superficial do UHMWPE sob severo efeito de sulcamento pelas asperezas do contracorpo. Com base em análise de imagens por MEV e perfilometria tridimensional, foi proposto o mecanismo de “Stick-Slip dinâmico” para ilustrar esse tipo de abrasão, que tem semelhança com as ondas de Schallamach em elastômeros (WANG *et al.*, 2009).

A FIGURA 16 mostra o esquema do mecanismo “Stick-Slip dinâmico” assim como a textura desenvolvida na superfície do corpo de prova. DASARI *et al.* Apud WANG, relatou a ocorrência de faixas com igual espaçamento sobre as superfícies riscadas de polipropileno e copolímero de etileno-propileno, respectivamente, sendo sugerido a ocorrência de uma acumulação de material à frente da aspereza, causando a formação da ondulação do material (WANG *et al.*, 2009).

FIGURA 16 – ESQUEMA DE FORMAÇÃO DO “STICK-SLIP DINÂMICO” NO UHMWPE



FONTE: Adaptado de WANG *et al.*, 2009

3.4.2 Desgaste por adesão

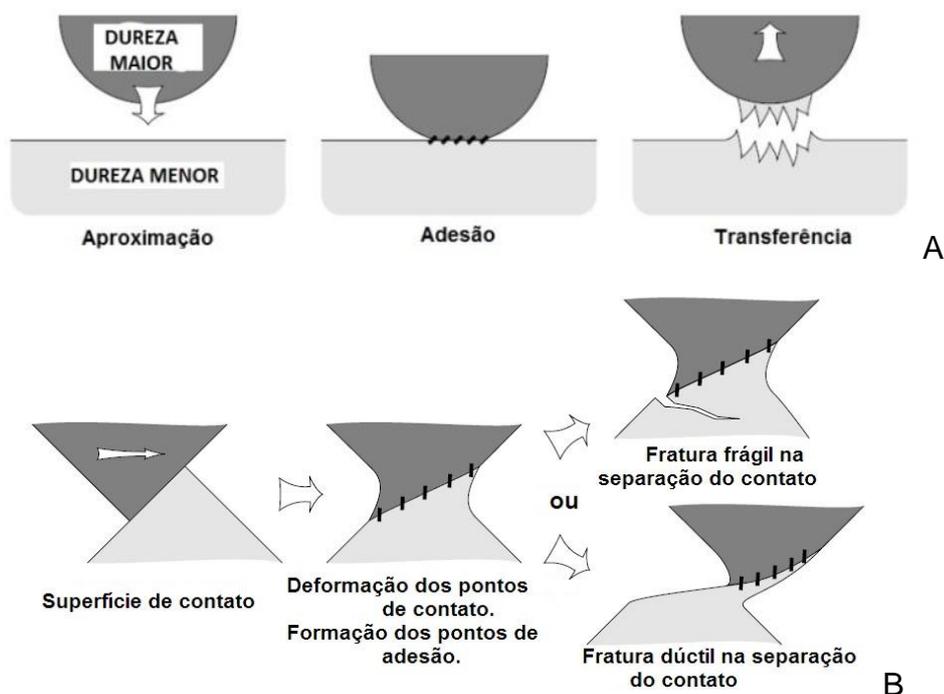
O desgaste por adesão é caracterizado pela forte pressão de contato entre as superfícies, com a ocorrência de deformação plástica do material nas saliências ou pontos de contato de deslizamento entre elas, ocasionando resistência ao seu movimento relativo. Nesses pontos onde se deu o contato ocorrem trincas, que se propagam e ao se romperem, causam crateras na superfície de contato gerando partículas (ASTM G40 -10b, RADI *et al.*, 2007).

O desgaste adesivo, cujo esquema é mostrado na FIGURA 17-A, é caracterizado por apresentar altas taxas de desgaste e um coeficiente de atrito elevado e instável. Contatos deslizantes podem ser rapidamente destruídos pelo desgaste adesivo e, em casos extremos, o movimento deslizante pode ser impedido devido ao elevado coeficiente de atrito. Os metais são particularmente propensos ao desgaste adesivo, daí o significado prático de seu estudo (STACHOWIACK; BATCHELOR, 2006).

A maioria dos polímeros tem seu mecanismo de adesão a outros materiais, através das forças de van der Waals. Nessa situação o desgaste por adesão não é forte o suficiente para remover partículas do material. Quando um polímero está em contato com metais, a forte adesão é baseada em interação química e se constitui na base para o mecanismo de desgaste do polímero com o metal. Forças de van der Waals, embora não causem diretamente o desgaste adesivo, fornecem um componente significativo da resistência ao movimento de elastômeros (STACHOWIACK; BATCHELOR, 2006).

Na FIGURA 17-B verifica-se que as asperezas com grandes ângulos de inclinação tendem a perder o material para aquelas de ângulos menores. As propriedades dos materiais em contato têm uma forte influência na deformação da aspereza e na intensidade do desgaste adesivo. Experimentos conduzidos com diferentes rugosidades revelaram que as asperezas de contato dos materiais frágeis, tendem a se romper com pouca deformação e produzem menos partículas de desgaste em comparação com materiais dúcteis. Nos contatos entre as asperezas que não produzem partículas de desgaste pode, ainda, haver extensa deformação plástica (STACHOWIACK; BATCHELOR, 2006).

FIGURA 17 – ESQUEMA DO MECANISMO DE DESGASTE POR ADESÃO



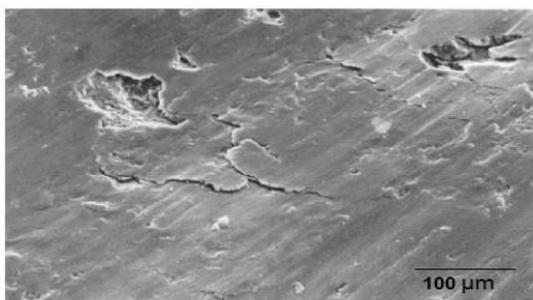
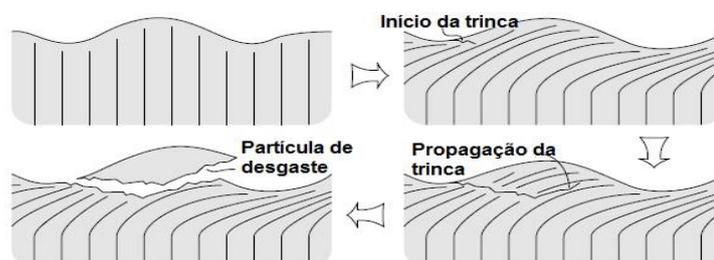
FONTE: Adaptado de STACHOWIACK; BATCHELOR, 2006

3.4.3 Desgaste por fadiga

O desgaste por fadiga pode ser caracterizado pela formação de trincas e descamação do material, causada pela repetida aplicação de uma carga sobre uma superfície sólida. A fadiga superficial do material ocorre em uma sequência de deformação elástica e plástica em um ciclo de encruamento e amolecimento, iniciação e propagação de trincas. Essas trincas podem ter sua origem na superfície do material ou na sua subsuperfície (ZUM-GAHR, 1998).

Verifica-se ainda que durante deslizamento não lubrificado, em particular o recíproco, que planos de baixa resistência tornam-se orientados paralelamente à superfície e partículas lamelares de desgaste são formadas por trincas superficiais que alcançam os referidos planos, como ilustrado na FIGURA 18 (STACHOWIACK; BATCHELOR, 2006).

FIGURA 18 – ESQUEMA DO DESGASTE POR FADIGA POR CISALHAMENTO

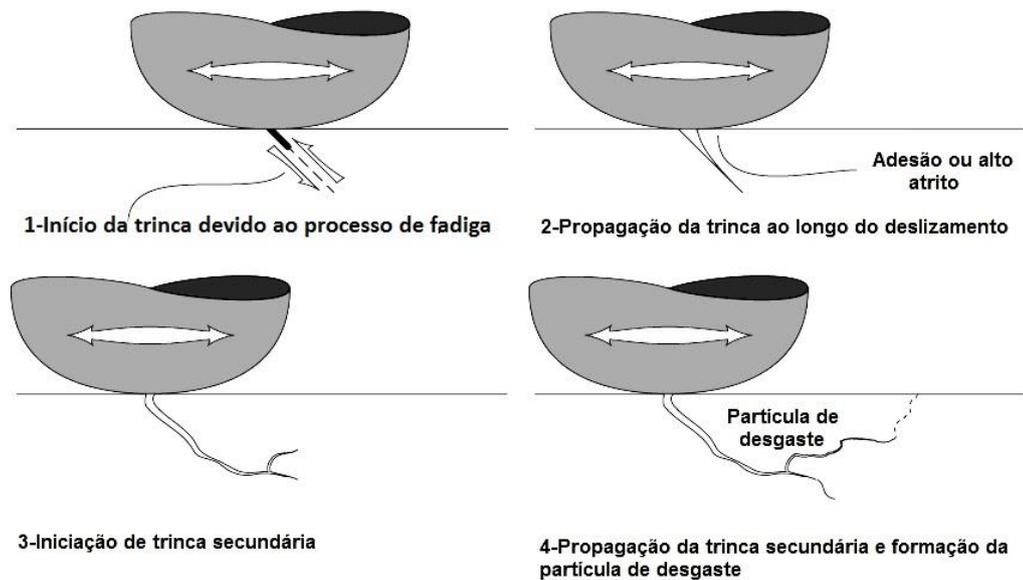


FONTE: Adaptado de STACHOWIACK; BATCHELOR, 2006

Trincas e microtrincas são frequentemente observadas em micrografias de superfícies desgastadas. O mecanismo de trinca superficial iniciado no desgaste por fadiga é ilustrado esquematicamente na FIGURA 19. Uma trinca primária é originada na superfície, em algum ponto e se propaga para baixo e ao longo de planos de

deslizamento ou discordâncias. Uma trinca secundária pode desenvolver a partir da trinca principal ou, alternativamente, a trinca primária pode se conectar com uma trinca existente na subsuperfície. Quando a trinca em desenvolvimento atinge a superfície novamente, uma partícula desgaste solta-se do substrato (STACHOWIACK; BATCHELOR, 2006).

FIGURA 19 – ESQUEMA DO DESGASTE POR FADIGA POR TENSÕES DE CONTATO



FONTE: Adaptado de STACHOWIACK; BATCHELOR, 2006

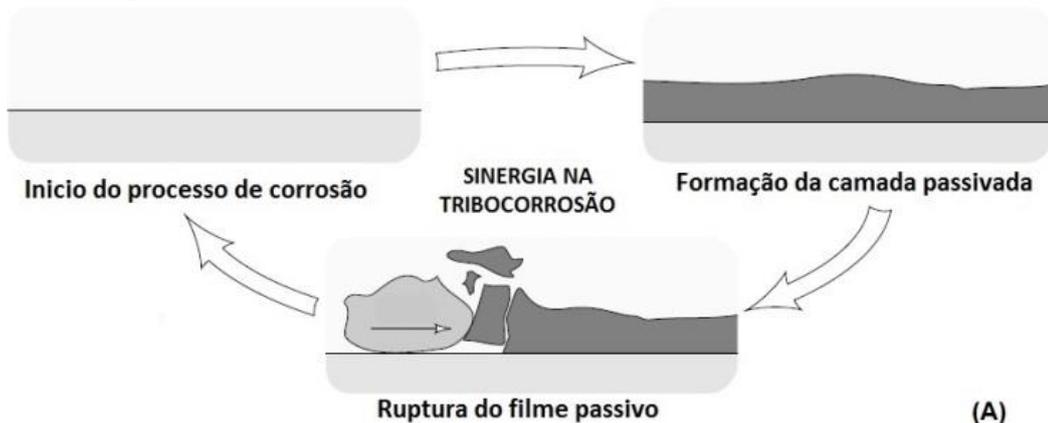
3.4.4 Desgaste por tribocorrosão

O desgaste por tribocorrosão pode ocorrer de forma intensa em implantes com componentes metálicos. Esse processo é caracterizado pela deterioração do material causada pelo efeito sinérgico da corrosão e do desgaste (ASTM G40-10b; TEKIN, 2010).

O fenômeno da tribocorrosão é crítico em materiais metálicos cuja resistência à corrosão advém do mecanismo de passivação. Entre esses metais estão os aços inoxidáveis. Esses materiais são termodinamicamente instáveis na presença de oxigênio ou água. O mecanismo de passivação, mostrado na FIGURA 20, atua a partir da formação de uma película superficial de óxido que oferece proteção entre o metal e o meio que o circunda. Esse filme passivo apresenta espessura de camada

de apenas alguns átomos assegurando, entretanto, a proteção contra a corrosão, além de possuir a capacidade de recuperação quando removido (RANDALL, 2012).

FIGURA 20 – SINERGIA ENTRE CORROSÃO E DESGASTE NA TRIBOCORROSÃO – PASSIVAÇÃO

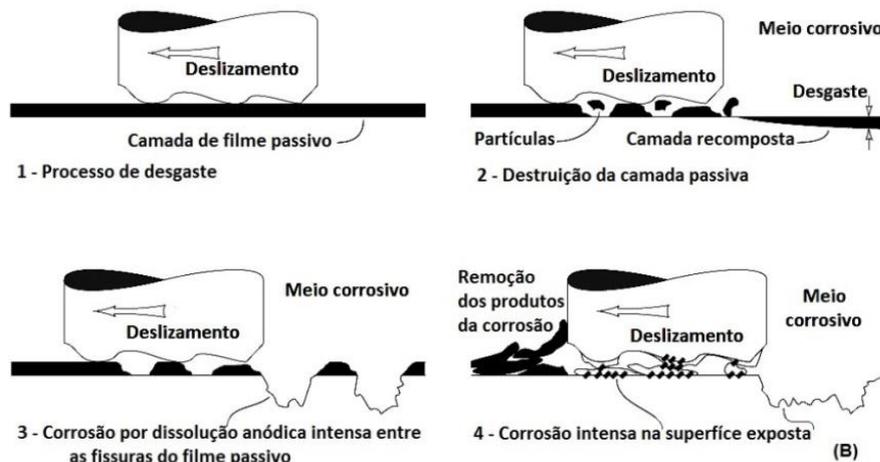


FONTE: Adaptado de STACHOWIACK; BATCHELOR, 2006

No entanto, quando a superfície passivada é submetida a condições de desgaste severo, o dano do filme torna-se extenso e contínuo e o processo de recuperação da camada passiva não é eficaz, já que irá exigir uma alta taxa de oxidação do metal na região subjacente ao desgaste, como mostrado na FIGURA 21. Nessa situação, o volume da perda total de material será maior do que a soma causada pelo desgaste e a perda por corrosão. Ou seja, a taxa de tribocorrosão não é aquela calculada simplesmente com a adição das taxas de desgaste e sim a combinação de efeitos sinérgicos e antagônicos entre os fenômenos mecânicos e químicos (RANDALL, 2012).

Na área da bioengenharia, o termo biotribocorrosão é frequentemente usado para descrever os sistemas tribológicos inseridos em compartimentos biológicos como os das endopróteses articulares implantadas (RANDALL, 2012).

FIGURA 21 – SINERGIA ENTRE CORROSÃO E DESGASTE NA TRIBOCORROSÃO - DESGASTE



FONTE: Adaptado de STACHOWIACK; BATCHELOR, 2006

3.4.5 Tipos usuais de ensaios tribológicos

Coulomb determinou experimentalmente que a força de atrito F_s entre dois corpos em contato e sob ação de uma força normal F_N , apresentava propriedades definidas como atrito estático e atrito cinético.

No atrito estático, para que um corpo em repouso sobre uma superfície plana seja posto em movimento, a força de atrito estático F_s deve ser superada. Essa força é proporcional à força normal F_N . Entretanto, ela não é dependente da área de contato ou da rugosidade. Essa proporcionalidade é conhecida como lei de Amontons, conforme a equação:

$$F_s = \mu_s F_N$$

Onde μ_s é denominado coeficiente de atrito estático. Esse coeficiente é dependente do par dos materiais em contato.

No atrito cinético, a força de atrito F_k é a força que se opõe ao movimento do corpo após a força de atrito estático F_s ser superada.

O atrito cinético é proporcional à força normal F_N , $F_k = \mu_k F_N$. O atrito cinético é dependente da área de contato e da rugosidade das superfícies. O coeficiente de atrito cinético μ_k é aproximadamente igual ao coeficiente de atrito estático μ_s . O atrito

cinético é independente ou fracamente dependente, da velocidade de deslizamento (POPOV, 2010).

Os dois tipos de coeficientes de atrito são obtidos através de ensaios tribológicos, como por exemplo esfera sobre plano em movimento linear recíproco. Nesse tipo de ensaio a amplitude do movimento linear, velocidades e deslocamentos podem ser controladas de maneira a simular a condição de serviço a que serão submetidos os materiais do par tribológico em estudo (RANDALL, 2012).

As forças tangenciais são medidas em ambas as direções do movimento e a velocidade relativa não é constante, ocorrendo também variações da aceleração relativa ao longo do ciclo.

O ensaio linear recíproco utiliza o tribômetro com o módulo linear conforme mostra a FIGURA 22, o processo contínuo de aceleração e desaceleração permite obter os dois tipos de coeficientes de atrito, ou seja, o coeficiente estático e o cinético.

FIGURA 22 – TRIBÔMETRO COM MÓDULO LINEAR RECÍPROCO ACOPLADO

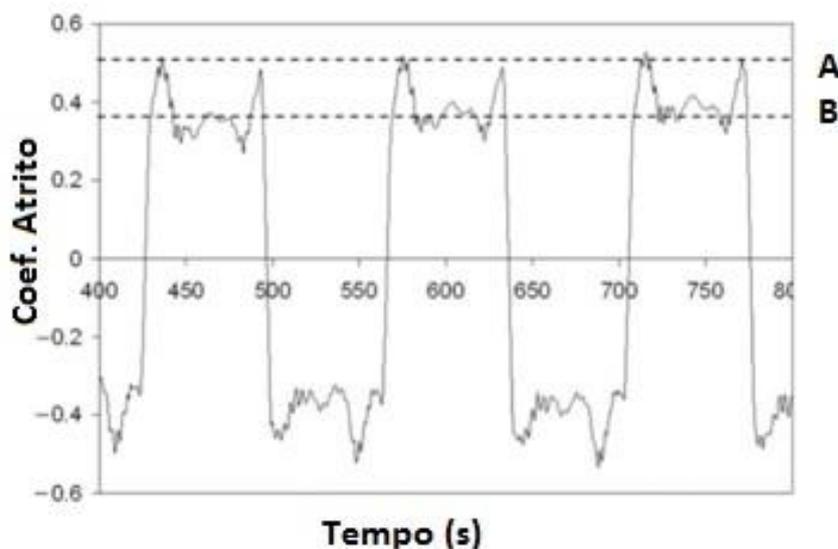


FONTE: Adaptado de RANDALL, 2012

No ponto do trajeto do módulo linear onde a velocidade tangencial é nula, o coeficiente de atrito lido é o estático (A). O atrito dinâmico ou cinético (B) é lido no

transcorrer de cada ciclo e em ambas as direções do movimento, conforme indica o gráfico da FIGURA 23 (RANDALL, 2012).

FIGURA 23 – COEFICIENTES DE ATRITO, ESTÁTICO (A) E CINÉTICO (B)



FONTE: Adaptado de RANDALL, 2012

A medição do coeficiente de atrito em um ensaio linear típico de desgaste é mostrada na FIGURA 24, onde o comportamento do contato do par tribológico constituído pelas duas superfícies mostra que primeiramente ocorre o seu acoplamento, para em seguida ocorrer um período de deslizamento relativamente suave, conhecido como o regime permanente. Esse conjunto de dados fornece dois resultados importantes (RANDALL, 2012; DUARTE *et al.*, 2014):

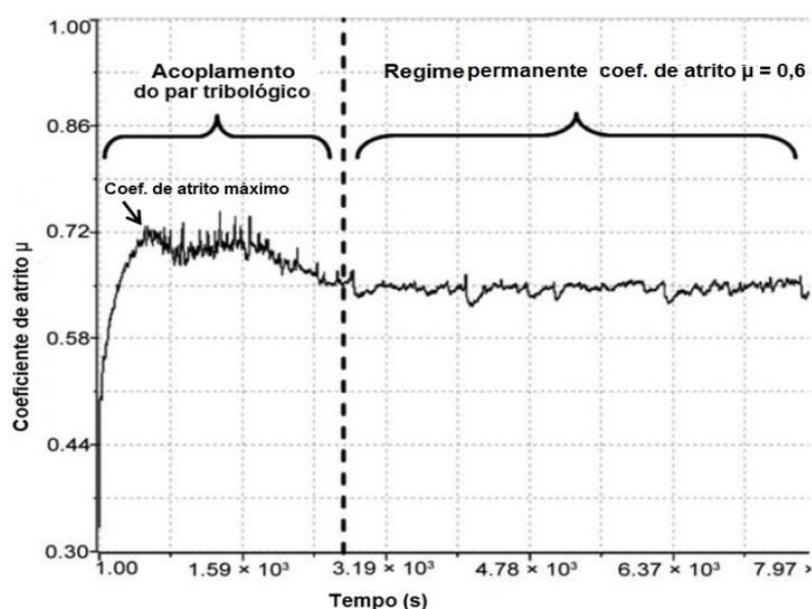
- para o cálculo do coeficiente de atrito μ no regime permanente do ensaio, considera-se a média do valor indicado pela curva de atrito nessa região do gráfico;
- o coeficiente de atrito estático é medido pelo valor de atrito máximo alcançado durante o período inicial do ensaio.

O período do ensaio definido como de regime de acoplamento ou “running-in” é definido como aquele período de tempo necessário para que se atinja o regime permanente ou “steady-state” (DUARTE *et al.*, 2014).

A definição de regime de acoplamento “running-in” é fundamental para diferenciar este período daquele compreendido entre outras transições tribológicas (DUARTE *et al.*, 2014).

Define-se o início do regime permanente “steady-state” para um par tribológico em aço sem lubrificação, como sendo aquele ponto em que o desvio padrão do coeficiente de atrito é 10% menor do que o seu valor médio (DUARTE *et al.*, 2014).

FIGURA 24 – ESTÁGIOS NO ENSAIO DE DESGASTE



FONTE: Adaptado de RANDALL, 2012

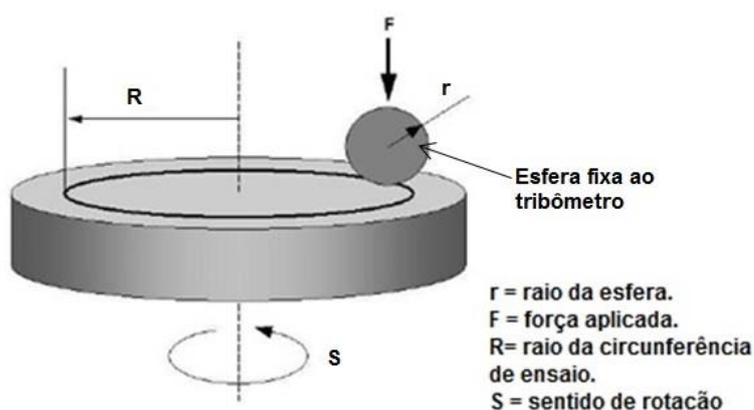
Além das diferenças cinéticas e cinemáticas, no ensaio linear o material particulado oriundo do desgaste é mantido na região de contato, enquanto no ensaio pino ou esfera sobre disco, o material particulado tende a ser deslocado para fora dessa região devido à presença de força centrífuga decorrente da rotação do disco.

No ensaio pino sobre disco, o qual também é utilizado com frequência, a montagem do pino verticalmente sobre o disco possui a vantagem de manter a área de desgaste constante, porém, existe a tendência de ocorrer desalinhamento em relação à posição vertical sob a ação da força tangencial produzida durante o ensaio. A esfera sobre disco tem a vantagem de poder ser posicionada várias vezes em

ensaios distintos sempre com uma área nova para desgaste. Sua desvantagem é que a área de contato aumenta à medida que o ensaio progride (RANDALL, 2012).

A montagem de ensaio do tipo esfera sobre disco está mostrada na FIGURA 25.

FIGURA 25 – ESQUEMA DO ENSAIO ESFERA SOBRE DISCO



FONTE: Adaptado da CSM® Instruments, 2010

O coeficiente de atrito não é uma propriedade dos materiais isoladamente, mas influenciado por condições ambientais. O coeficiente de atrito medido em circunstância de baixa umidade relativa (UR) 15%, por exemplo, pode ser diferente daquele medido no mesmo par de materiais em ambiente de 85% de UR. Por esta razão é importante registrar as condições ambientais exatas de temperatura e umidade relativa durante a realização de um ensaio (RANDALL, 2012; DUARTE *et al.*, 2014).

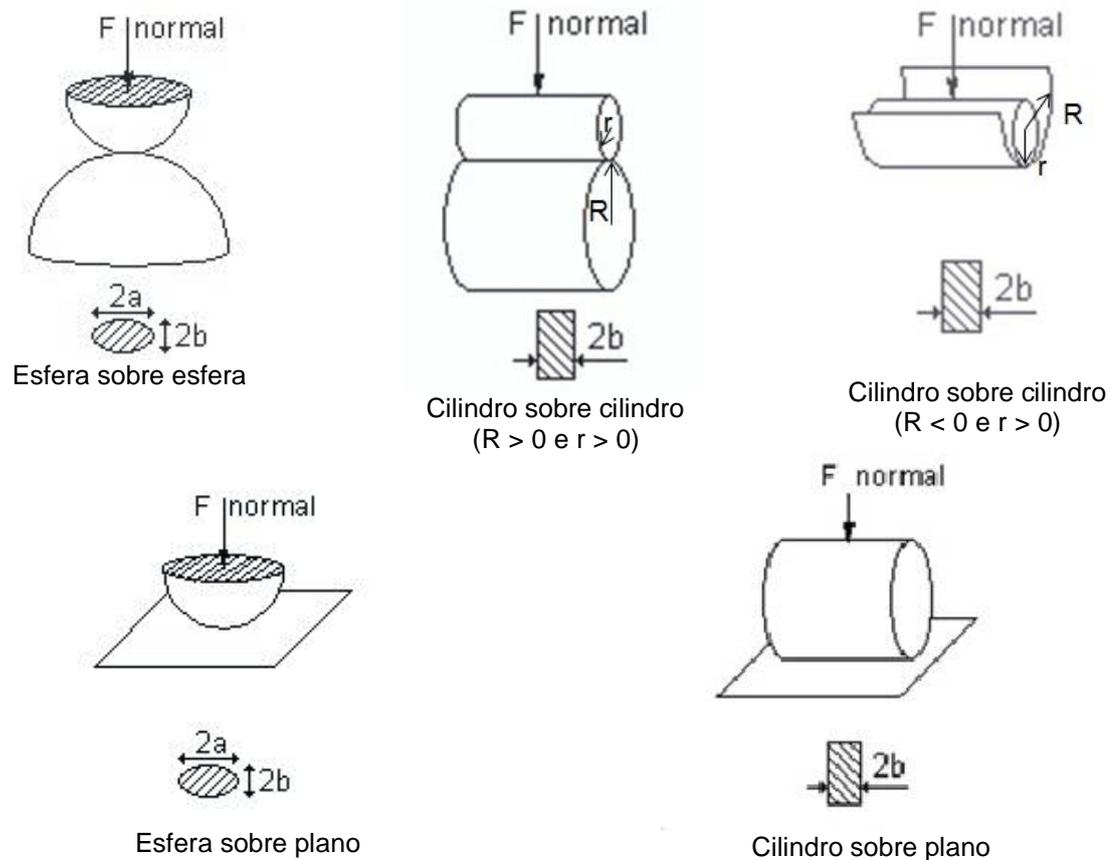
Heinrich Rudolf Hertz desenvolveu a teoria para o cálculo da distribuição da tensão e da deformação causada por um contato mecânico entre esses pares e a dimensão dessa área correspondente (VINK, 2014).

Os principais tipos de contato entre os pares para os ensaios tribológicos estão representados na FIGURA 26, onde cada uma das configurações possui área de contato Hertziana inerente à geometria do acoplamento, apresentando área de distribuição de tensão conforme as representações de cada modelo (VINK, 2014).

O ensaio em modo linear recíproco pode ser realizado com várias configurações de montagem de seus pares tribológicos.

Os parâmetros $2a$ e $2b$ nos contatos esfera-sobre-esfera ou esfera-sobre-plano representam as dimensões do contato resultante na forma de uma elipse. Nos contatos cilindro-sobre-cilindro, e cilindro-sobre-plano, a geometria resultante em um retângulo, está representada pela dimensão $2b$ (VINK, 2014).

FIGURA 26 – PRINCIPAIS TIPOS DE CONTATO HERTZIANO
EIXOS (A) E (B) SÃO DIMENSÕES DA SUPERFÍCIE DE CONTATO



FONTE: Adaptado de VINK, J., 2014

3.4.6 Tribologia nas endopróteses de joelho

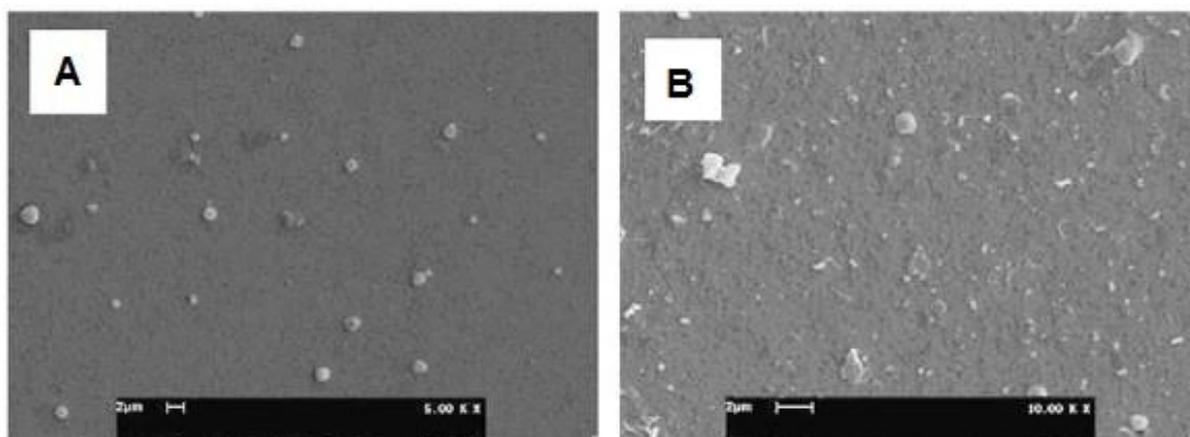
Os ensaios com biomateriais em tribômetros constituem-se, conforme mencionado pela norma ASTM F732 – 00 (2011), em procedimentos iniciais para a análise do comportamento desses pares tribológicos antes dos mesmos serem submetidos aos testes em seu formato final, em simuladores de marcha de endopróteses ortopédicas. Esses procedimentos com as endopróteses são de longa

duração e de elevado custo de execução. Para as ECJ a norma ASTM F1715 – 00 estabelece uma força axial mínima de ensaio de 2 kN. Essa condição deve ser mantida com uma variação máxima de $\pm 3\%$ durante todo o ensaio, que pode ter uma duração de 5×10^6 ciclos.

O tempo de vida útil de um implante, seja de joelho ou quadril, com componente de UHMWPE articulando com biometal, tem sido de 15 a 20 anos. Trata-se de uma durabilidade bem inferior à desejada pelos ortopedistas e pacientes, a qual seria de aproximadamente 30 anos. A produção de partículas devido ao desgaste é a principal causa de falha dos implantes. Por essa razão, têm-se direcionado a maioria das pesquisas para o estudo do comportamento tribológico dos diversos pares de materiais biocompatíveis já existentes e também no desenvolvimento de novos materiais (GARMESTANI, *et al.*, 2008; BLUNT, *et al.*, 2009).

As análises realizadas com diferentes modelos de ECJ, constituídas pelos polímeros UHMWPE e Polietileno de Ultra Alto Peso Molecular reticulado XLPE apresentaram quantidades, tamanho e forma das partículas geradas em simulador de marcha para joelho, com morfologia predominantemente lisas e granulares, e fibrilares em menor número conforme mostrado na FIGURA 27, demonstrando a influência do projeto construtivo dessas endopróteses na morfologia das partículas geradas no seu desgaste. A literatura aponta partículas com tamanho médio de $24 \mu\text{m}$, como fortes indutoras de reação biológica no tecido periprotético (UTZSCHNEIDER *et al.*, 2009).

FIGURA 27 – PARTÍCULAS DE UHMWPE GERADAS EM PRÓTESES DE JOELHO



FONTE: Adaptado de UTZSCHNEIDER *et al.*, 2009

Observa-se em estudos sobre as partículas de desgaste em endopróteses que a concentração, tamanho, morfologia e a textura superficial dessas partículas de desgaste são determinantes críticos na falha do implante. Foi relatado que partículas com tamanho até 10 μm são biologicamente ativas. Sugere-se, também, que partículas com tamanho entre 0,2 a 0,8 μm determinam intensa reação biológica do tecido periprotético (WU; PENG, 2013).

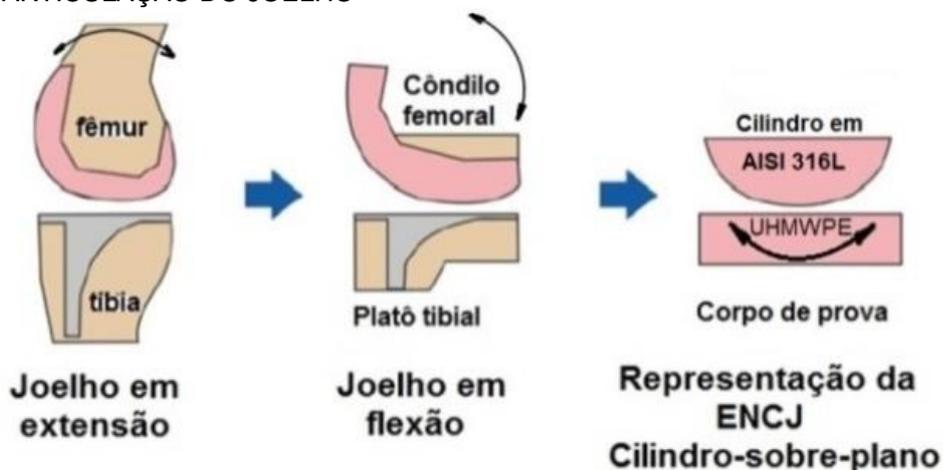
Considera-se, também, que a topografia e tamanho das partículas afetam a sua bioatividade. Uma partícula de UHMWPE de formato alongado gera processo inflamatório e infiltração celular de maior intensidade quando comparada com partículas de formato globular. Também é sugerido que a textura da superfície das partículas influencia a intensidade da resposta inflamatória. Dessa forma, partículas globulares rugosas são mais biorreativas do que partículas globulares lisas. Não foram observadas diferenças de reação biológica quando comparado tecidos expostos a partículas ásperas arredondadas às alongadas, nada sendo reportado sobre as partículas floculares (WU; PENG, 2013).

O modelo cilindro-sobre-cilindro com raio negativo representando a endoprótese, utilizado na modelagem cilindro-sobre-plano no ensaio oscilatório, é uma aproximação da articulação da ENCJ, onde estão presentes movimentos de rolamento e microdeslizamento (STOLARSKI, TOBE, 2001). Essa é a situação encontrada nas ECJ conforme mostrado na FIGURA 28 (TURGER *et al.*, 2013).

Na articulação natural do joelho, assim como em uma articulação implantada com uma ECJ, estão presentes ao longo da sua flexão, movimentos de rolamento, deslizamento e também a combinação de ambos, como mostrado na FIGURA 29, adaptado de BAHADUR, (1993).

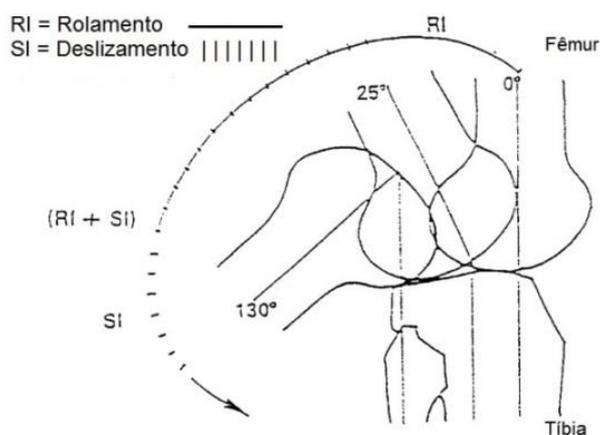
O conhecimento dos mecanismos de desgaste e das propriedades dos biomateriais utilizados nos implantes é fundamental para o sucesso dos mesmos em serviço (YAMAGUCHI *apud* REIS, 1999).

FIGURA 28 – ESQUEMA DO ENSAIO NO MODO OSCILATÓRIO SIMULANDO UMA ARTICULAÇÃO DO JOELHO



FONTE: Adaptado de TURGER *et al.*, 2013

FIGURA 29 – MOVIMENTOS DAS SUPERFÍCIES DE CONTATO NA ARTICULAÇÃO DO JOELHO



FONTE: Adaptado de BAHADUR, 1993

Nos ensaios tribológicos são considerados como fatores de influência direta no desgaste, a carga normal à superfície e a distância percorrida no deslizamento durante todo o ensaio (FERREIRA, 2007).

Estudos em tribômetros têm sido realizados com o objetivo de adquirir conhecimentos sobre os mecanismos de desgaste, limitando a análise em uma combinação de tensão e leis empíricas de desgaste. Uma dessas leis é conhecida como lei de Archard onde o desgaste é descrito como:

$$\dot{W} = \frac{V}{S_L} \quad (1)$$

onde \dot{W} , V e S_L denotam a taxa de desgaste, a perda em volume do material e a distância de deslizamento percorrida no tribômetro, respectivamente. A variável \dot{W} é proporcional à carga P e à constante k , específica de cada material e inversamente proporcional à sua dureza H , como mostra a equação (HAN *et al.*, 2009).

$$\dot{W} = k \frac{P}{H} = \frac{V}{S_L} \quad (2)$$

Modelagens realizadas utilizando o Método dos Elementos Finitos, MEF, em endopróteses de quadril mostram a relação entre a forma de aplicação da carga de ensaio e o desgaste dos componentes do implante, sendo a carga cíclica a que mais se aproxima da condição natural de uso da articulação (BEHRENS *et al.*, 2009).

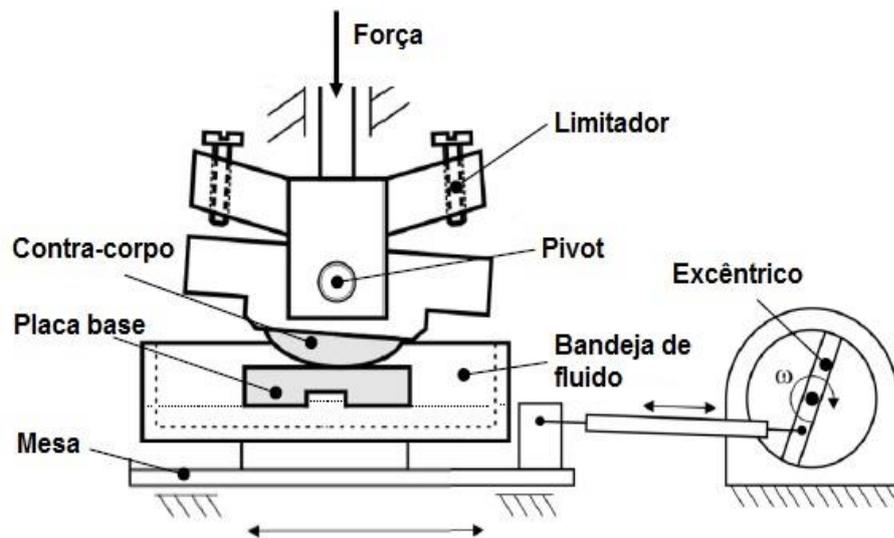
Modelos computacionais simulando próteses de joelho são frequentemente utilizados para prever o desgaste dos dispositivos de substituição total do joelho. Esses modelos computacionais não substituem os testes *in vitro*, mas são complementares, o que torna esses modelos *in silico* uma valiosa ferramenta para as pesquisas sobre desgaste. Para exploração eficaz desses dois domínios os mesmos devem considerados em conjunto, o que requer compartilhamento de dados e cruzamento de informações em todas as fases de simulação e testes (STRICKLAND, *et al.*, 2011).

Sabe-se que a forma do canal de desgaste é de fundamental importância na composição da taxa de desgaste. O fator de desgaste do UHMWPE em movimento recíproco em meio à sérum bovino é da ordem de 2 a 3 vezes menor em magnitude quando comparado com deslizamento multidirecional. Para se ter o fator de desgaste próximo ao apresentado clinicamente o deslizamento multidirecional é o mais indicado. Por outro lado, esse deslizamento é um conceito amplo. O conhecimento específico sobre a dependência do desgaste em diferentes tipos de movimentos multidirecionais é a base para o entendimento da simulação do desgaste. Contudo, não há consenso sobre o tipo específico de movimento multidirecional a ser usado (SAIKKO, KOSTAMO, 2011).

O tipo de carga, estática vs. dinâmica é de importância secundária. Movimentos aleatórios resultam em uma taxa de desgaste de 2,8 vezes maior que o movimento de translação circular para a mesma distancia de desgaste. Uma carga dinâmica aleatória resulta em uma taxa de desgaste próxima daquela obtida com carga estática independente do tipo de movimento (SAIKKO, KOSTAMO, 2011).

Ensaio em tribômetros e aqueles utilizando dispositivos construídos para fins específicos de ensaios de desgaste como o mostrado na FIGURA 30, têm sido realizados com aplicação de carga constante, e com movimento senoidal de oscilação com resultados que validaram o dispositivo (RICHTER *et al.*, 2010).

FIGURA 30 – DISPOSITIVO DE ENSAIO SOB CARGA CONSTANTE



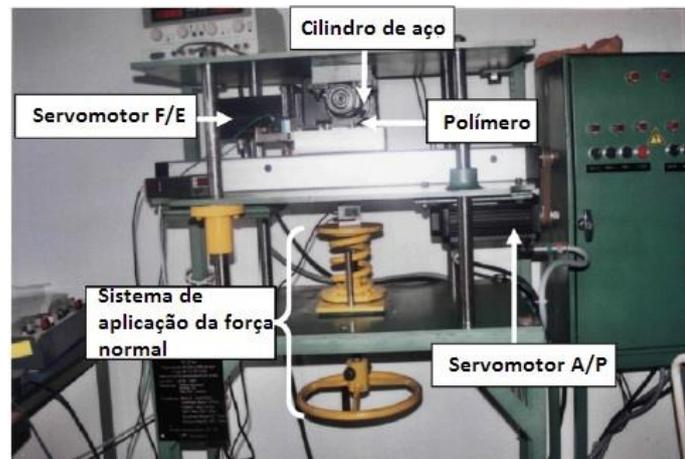
FONTE: Adaptado de RICHTER *et al.*, 2010

Um simulador de desgaste e atrito, conforme mostrado na FIGURA 31, foi desenvolvido com o objetivo de analisar o comportamento tribológico do contato entre um componente metálico como parte femoral e um polímero como inserto tibial em simulação a uma ECJ (DHOUBI *et al.*, 2009).

O dispositivo permite ensaios sob carga normal constante de 100 N a 3000 N, com movimentos tangenciais no sentido antero-posterior (A/P) e no sentido da flexão-extensão (F/E) controlados separadamente por servomotores e células de carga para medição dos esforços tangenciais.

Em ensaios realizados com o eixo de aço como componente femoral e os polímeros PMMA e HDPE como componente tibial, foram obtidos valores de coeficientes de atrito da ordem de 0,3 e 0,07 respectivamente, o que segundo os autores, são valores compatíveis com o apresentado pela literatura (DHOUIBI *et al.*, 2009).

FIGURA 31 – SIMULADOR DE ATRITO E DESGASTE



FONTE: Adaptado de DHOUIBI *et al.*, 2009

3.5 TRANSDUTORES LINEAR (LVDT) E ANGULAR (RVDT)

Neste estudo os dois tipos de transdutores foram utilizados para a obtenção dos valores da força de atrito e variação do ângulo de incidência da força normal durante os ensaios. O transdutor LVDT é o sensor linear instalado no tribômetro, sendo utilizado para obter os valores em tensão (V) da força tangencial. O transdutor RVDT é sensor acoplado ao dispositivo oscilatório para obter os valores em tensão (V) correspondente ao ângulo de incidência da força normal aplicada no ensaio oscilatório.

3.5.1 Transdutor linear (LVDT)

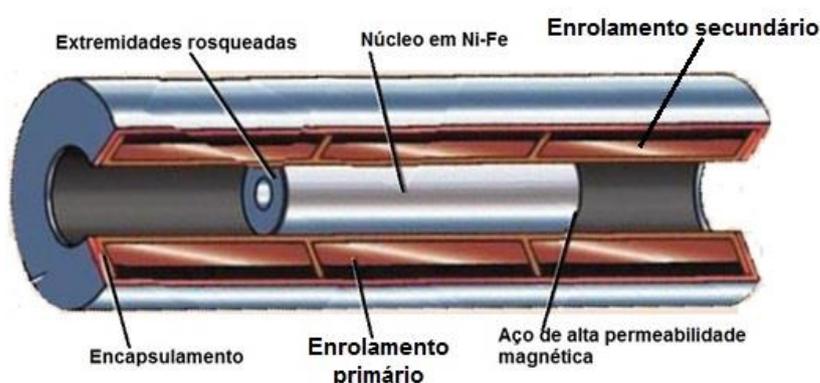
O transformador diferencial variável linear (LVDT) é um transdutor de posição magnético, com características de precisão infinita, alta resolução, ausência de contato mecânico e elétrico entre o seu núcleo e o enrolamento. Seu uso é comum em ambientes agressivos tais como usinas nucleares e aceleradores de partículas e instrumental de medição (MASI *et al.*, 2011; KNUDSON *et. REMPE*, 2012).

O início de sua utilização deu-se em laboratórios militares durante a segunda guerra mundial. Os primeiros textos sobre o transdutor LVDT citando a sua viabilidade tecnológica no controle de medidas de deslocamento foram escritos por Herman Schaevitz que apresentou em 1946 à Society of Experimental Stress Analysis, um artigo intitulado, “Linear Variable Differential Transformer” (MATLACK *et al.*, 2014).

O conceito básico do LVDT não foi modificado desde a sua criação. Esse transdutor consiste basicamente em um transformador com um enrolamento primário no centro da sua estrutura cilíndrica, energizado com uma tensão alternada e dois enrolamentos secundários, um em cada lado do primário, sendo um deles deslocado 180° em relação à fase do enrolamento primário (MATLACK *et al.*, 2014).

O esquema de montagem do LVDT está apresentado na FIGURA 32. O esquema de ligação dos enrolamentos e o princípio de funcionamento do LVDT estão mostrados na FIGURA 33.

FIGURA 32 – ESQUEMA DA MONTAGEM DE UM LVDT



FONTE: Adaptado de MATLACK *et al.*, 2010

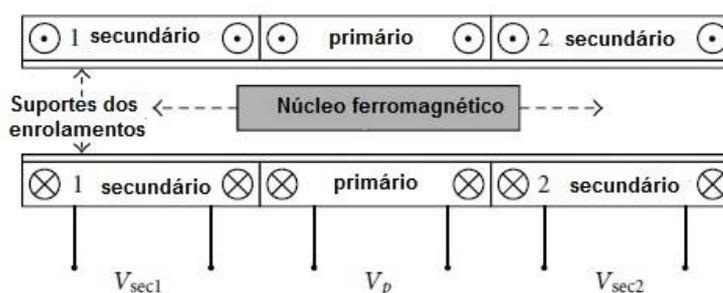
Um núcleo ferromagnético move-se ao longo da estrutura do LVDT e a tensão entre os rolamentos primário e secundário varia de acordo com a sua posição. Quando o núcleo está posicionado em um dos extremos da estrutura do LVDT a tensão no enrolamento secundário é máxima enquanto no outro enrolamento ela é mínima. Quando o núcleo está no meio da estrutura as duas tensões são iguais.

A posição do núcleo pode ser extraída por meio de leitura diferencial do sinal do enrolamento secundário. O enrolamento primário é alimentado com uma tensão na frequência de 2,5 a 10 kHz. A tensão no enrolamento secundário irá variar em dependência da posição do núcleo e conforme o nível de indução magnética.

De forma geral o material do núcleo é constituído por uma liga Ni-Fe, a qual apresenta elevada permeabilidade magnética (MASI *et al.*, 2011).

O princípio de funcionamento do LVDT consiste na aplicação de uma tensão V_p no seu enrolamento primário e dependendo da posição do núcleo do LVDT com relação a esse enrolamento ocorre uma indutância nas bobinas secundárias, gerando as tensões V_{sec1} e V_{sec2} , como indica a FIGURA 33. A tensão final V_{out} no LVDT é a diferença de tensão entre as bobinas secundárias $V_{out} = V_{sec1} - V_{sec2}$. A tensão V_{out} é a representação direta do deslocamento do atuador acoplado ao núcleo ferromagnético do transdutor LVDT (MISRA *et al.*, 2014).

FIGURA 33 – ESQUEMA DE LIGAÇÃO DAS BOBINAS DO LVDT



FONTE: Adaptado de MATLACK *et al.*, 2014

A operação de um LVDT pode ser descrita considerando posição do núcleo em três pontos ao longo de seu deslocamento:

Na situação 1 o núcleo está em seu ponto central ou ponto zero. A tensão em ambas as bobinas secundárias é igual ($V_{sec1} = V_{sec2}$) e, portanto, são iguais as forças

eletromotrizes induzidas pelas duas bobinas secundárias. Assim, $V_{out} = 0$ e também o deslocamento associado a essa tensão;

Na situação 2 o núcleo é deslocado para a esquerda da posição zero. Neste caso, um fluxo maior é dirigido para a bobina S_1 e um fluxo menor é dirigido para a bobina S_2 , portanto ($V_{sec1} > V_{sec2}$). Assim sendo, a tensão de saída V_{out} vai estar em fase com a tensão na bobina primária. O deslocamento registrado nessa direção terá o mesmo sinal, aumentando seu valor na medida em que o núcleo se distancia da sua posição zero ou neutra;

Na situação 3, o núcleo é deslocado para a direita da posição zero. Neste caso a tensão na bobina S_2 é maior que a tensão na bobina S_1 . Consequentemente a tensão, ($V_{sec2} > V_{sec1}$). Como a tensão esta 180° em fase com a tensão na bobina primária o deslocamento do núcleo terá o sinal contrário ao daquele registrado na situação 2 (MISRA *et al.*, 2014).

Embora a elevada precisão e acurácia do LVDT possam ser garantidas mesmo em ambientes de elevada agressividade, esse transdutor tem demonstrado sensibilidade às variações de campo magnético externo, como aqueles próximos a motores ou cabos de elevada corrente. A influência, nesses casos, pode induzir erro de medição da ordem de centenas de μm , evidenciando portanto, tratar-se de problema relevante onde a elevada precisão de medição é necessária (MASI *et al.*, 2011).

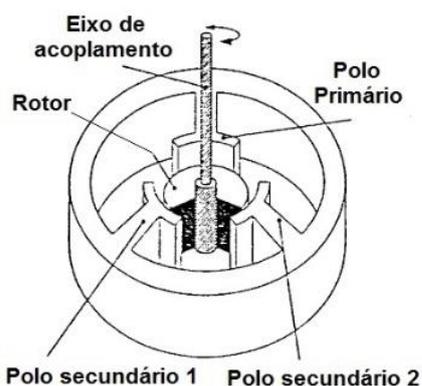
3.5.2 Transdutor angular (RVDT)

Os transdutores diferenciais rotacionais variáveis (RVDT) possuem o mesmo princípio de funcionamento e a mesma tecnologia utilizada nos transdutores lineares LVDT. O RVDT tem também como características a ausência de contato mecânico entre as suas partes móveis, alta linearidade e resolução. A FIGURA 34 mostra um RVDT típico para medição angular com os polos secundários 1 e 2, o polo primário, o rotor e eixo de acoplamento (MIDGLEY *et al.*, 1997).

No RVDT o intervalo de linearidade típico é de $\pm 40^\circ$, e até $\pm 60^\circ$, em torno da posição nula (0°), embora o seu eixo apresente possibilidade de rotação de 360° . A sensibilidade é de 2 a 3 mV por V/grau de rotação. As tensões de alimentação

alternada situam-se em 3 V rms, com frequências entre 400 Hz e 20 kHz. A posição de 0° é marcada no eixo e no corpo do transdutor para referenciar a sua instalação no equipamento em que será utilizado (KESTER, 2005).

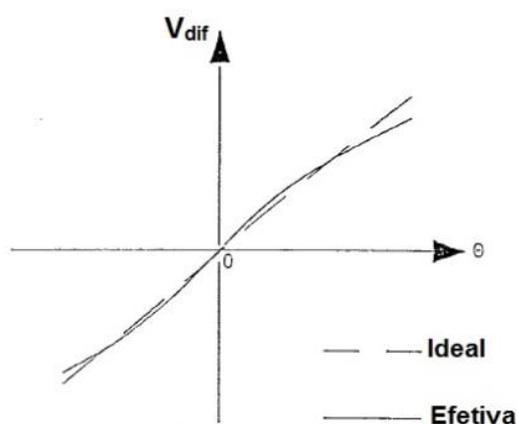
FIGURA 34 – ESQUEMA DE MONTAGEM DE UM RVDT



FONTE: Adaptado de MIDGLEY *et al.*, 1997

A FIGURA 35 mostra a variação da tensão de saída em relação ao ângulo de deflexão do RVDT. Embora a variação dessa tensão de saída em relação ao desvio angular seja essencialmente linear, a ocorrência de fugas bem como efeitos da corrente de Foucault podem levar a não linearidades do sistema nos ângulos extremos da amplitude angular medida (MIDGLEY *et al.*, 1997).

FIGURA 35 – TENSÃO DE SAÍDA DO RVDT COM A VARIAÇÃO ANGULAR



FONTE: Adaptado de MIDGLEY *et al.*, 1997

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Os métodos utilizados para atingir os objetivos deste estudo estão compreendidos nas três etapas descritas a seguir.

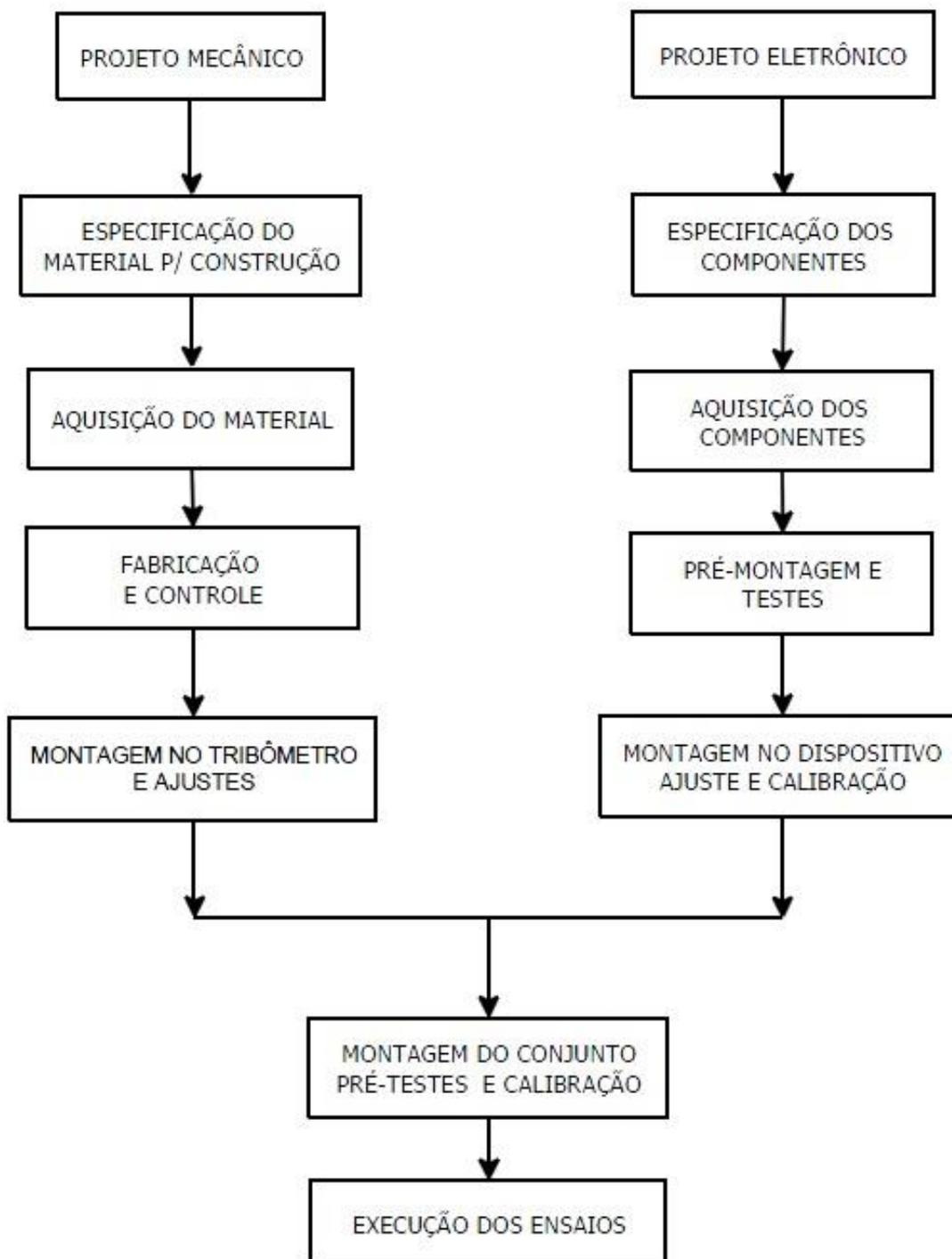
A primeira etapa está relacionada com o projeto mecânico, a construção e a conexão eletrônica do dispositivo ao sistema de aquisição de sinais, determinação das cargas utilizadas nos ensaios no modo linear e no modo oscilatório, cargas essas que também são a base para o dimensionamento e a seleção dos componentes do dispositivo.

A segunda etapa contém os procedimentos utilizados para a execução dos ensaios no tribômetro no modo linear e, também, na preparação do conjunto tribômetro e dispositivo de oscilação para a execução dos ensaios no modo oscilatório.

A terceira etapa apresenta o método utilizado para a análise das variáveis deste estudo.

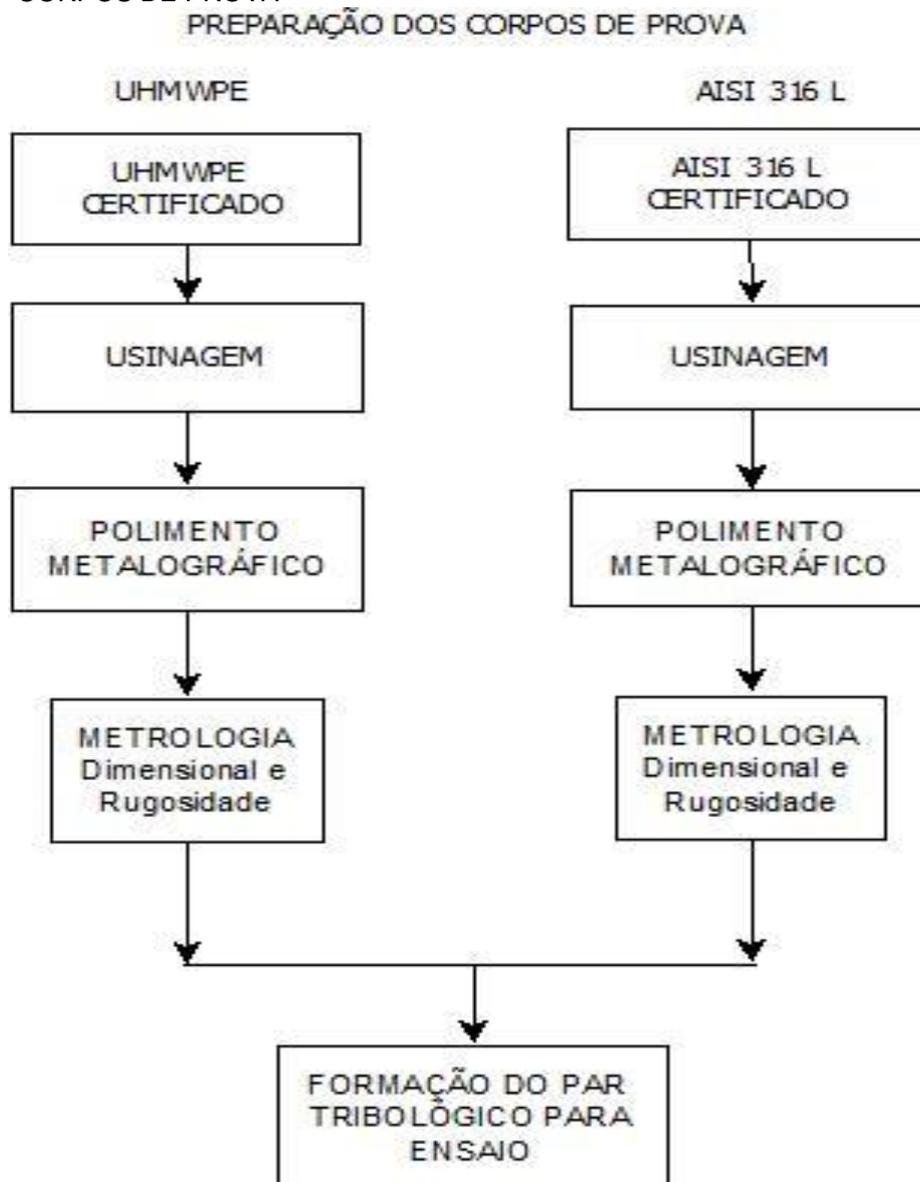
Os fluxogramas dos procedimentos para execução das etapas principais deste estudo estão apresentados na FIGURA 36, FIGURA 37, FIGURA 38 e na FIGURA 39.

FIGURA 36 – FLUXOGRAMA DO PROJETO DO DISPOSITIVO OSCILATÓRIO



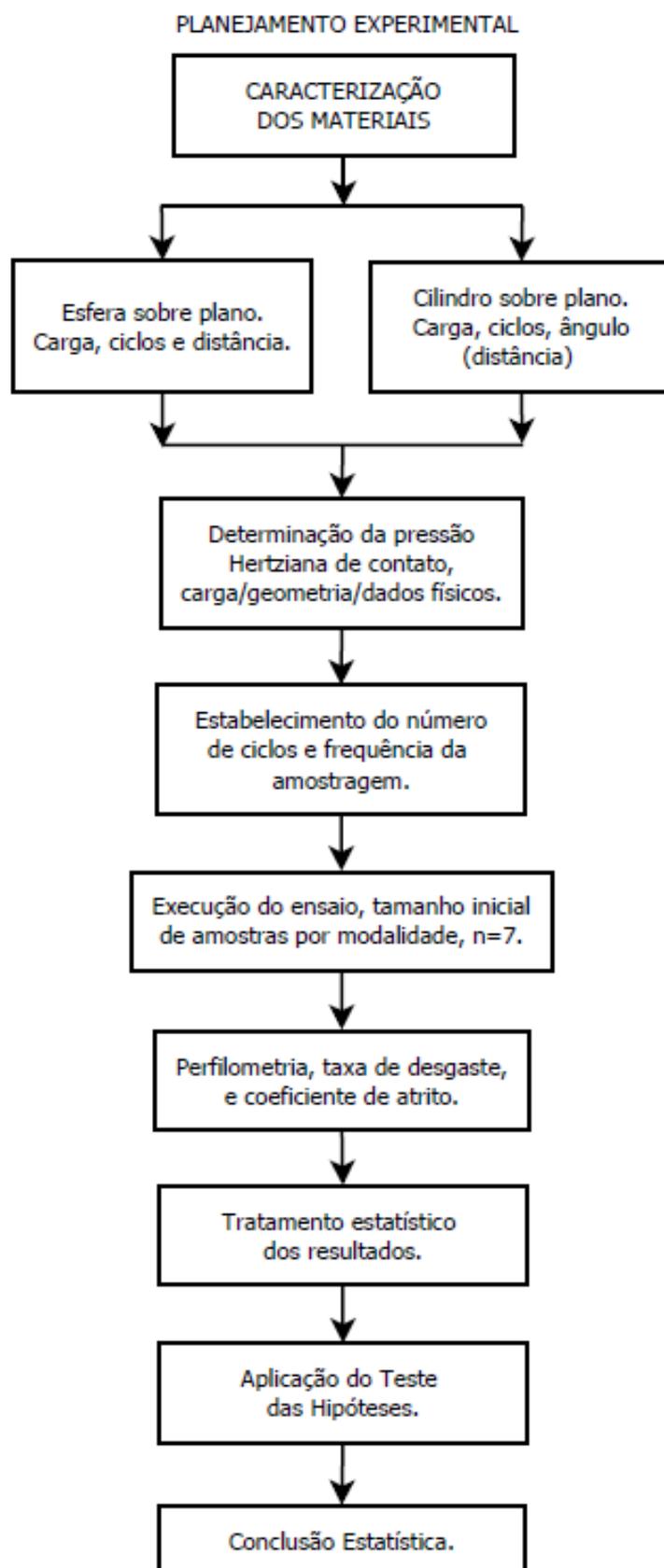
FONTE: O Autor (2014)

FIGURA 37 – FLUXOGRAMA DOS PROCEDIMENTOS DE PREPARAÇÃO DOS CORPOS DE PROVA



FONTE: O Autor (2014)

FIGURA 38 – FLUXOGRAMA DO PLANEJAMENTO DO EXPERIMENTO



FONTE: O Autor (2014)

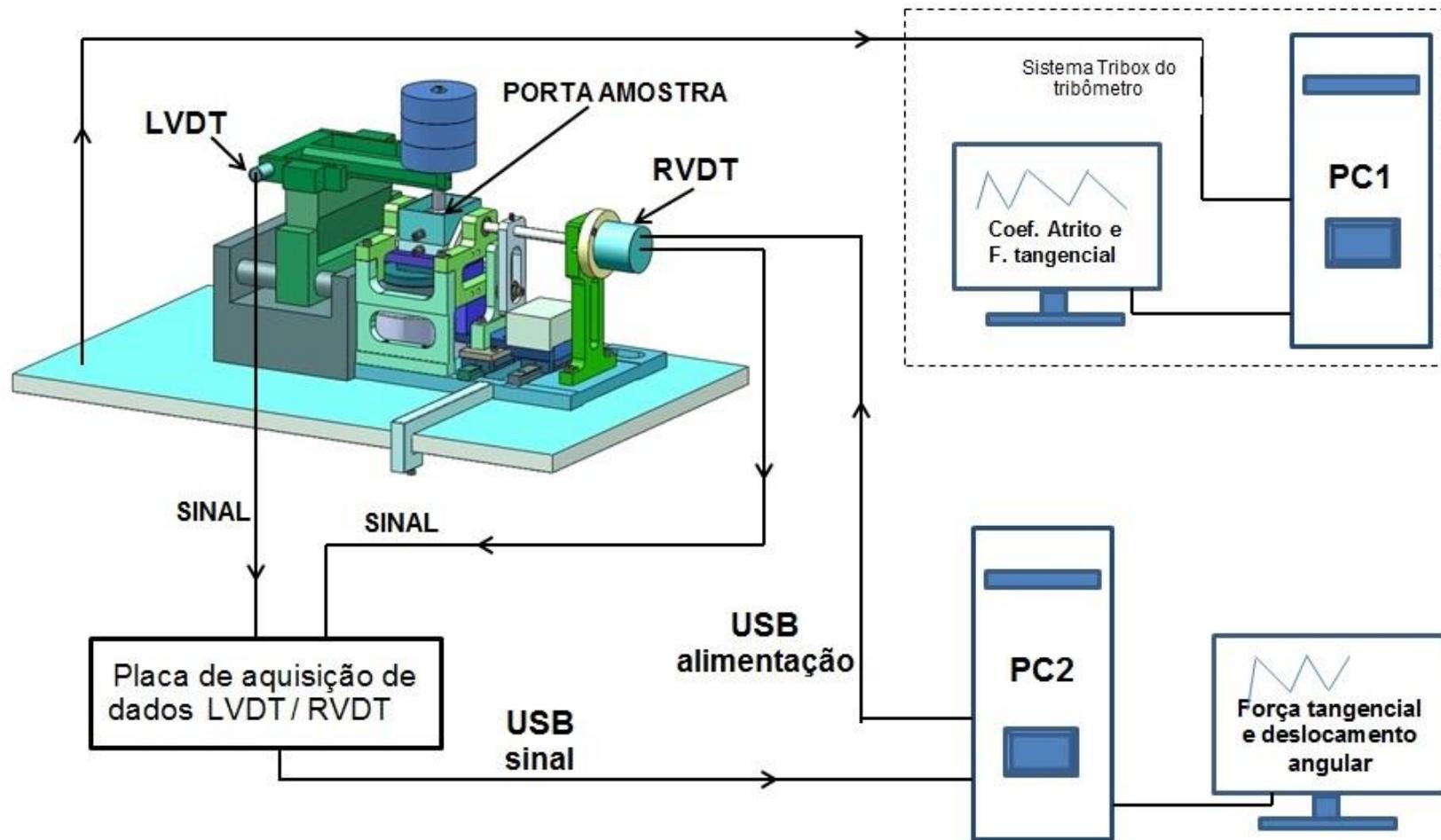
FIGURA 39 – FLUXOGRAMA DO PÓS-PROCESSAMENTO E ANÁLISE

PROCEDIMENTOS PÓS-PROCESSAMENTO
E ANÁLISE

FONTE: O Autor (2014)

O arranjo geral do experimento, bem como o esquema da aquisição e do processamento dos sinais dos transdutores LVDT e RVDT, está mostrado na FIGURA 40.

FIGURA 40 – ESQUEMA DA AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO DO SINAL DO LVDT E RVDT



FONTE: O Autor (2014)

4.1 PROJETO E CONSTRUÇÃO DO DISPOSITIVO

Nesta etapa foram realizados os dimensionamentos das partes do tribômetro onde o dispositivo é acoplado, bem como de cada um dos componentes do projeto mecânico para a conversão do movimento do módulo linear recíproco, cuja característica é a de um movimento harmônico simples para o movimento oscilatório.

4.1.1 Determinação da carga de ensaio

Para o cálculo da carga de ensaio foram considerados os valores resultantes da pressão Hertziana do par AISI 316L / UHMWPE simulando uma ENCJ com um grau de liberdade. Os valores da pressão Hertziana, conforme os parâmetros dos materiais usados e a configuração geométrica para os dois tipos de acoplamento, foram calculados com o Software de licença livre HertzWin™, (VINK, 2014).

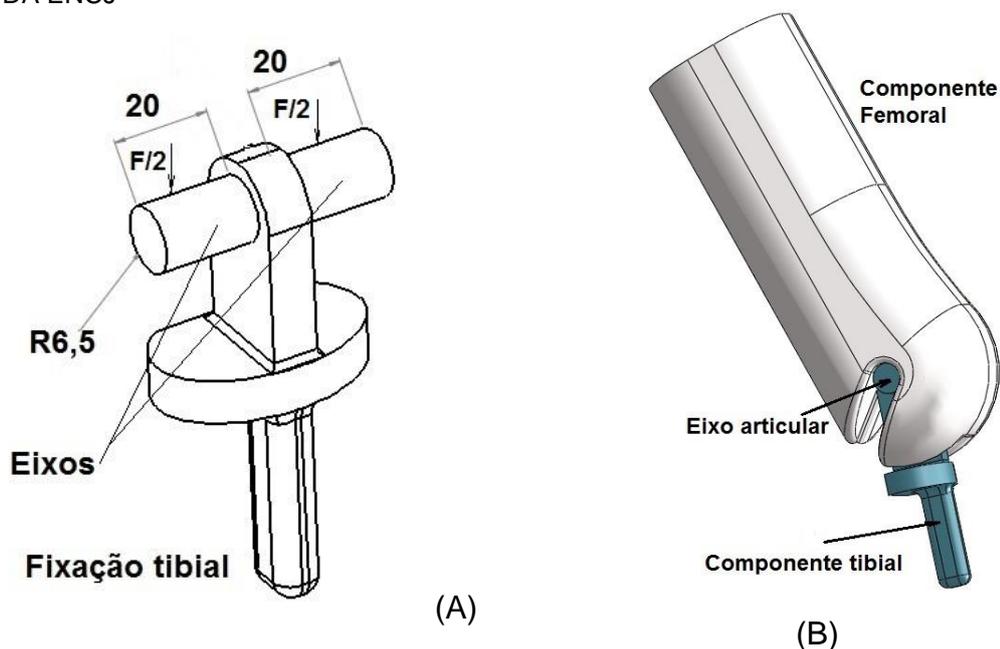
A norma ASTM F1715 - 00^e1 estabelece o valor mínimo e constante de 2,0 kN para os ensaios em ECJ em simuladores de marcha, durante todo o ciclo de flexão/extensão.

Os valores das pressões Hertzianas para a condição na ENCJ e na montagem do par de ensaio no tribômetro são de 14,52 MPa e 15,70 MPa respectivamente, conforme configurado para uma ENCJ indicada na FIGURA 41.

Para a ENCJ, a força $F/2$ aplicada em cada eixo de articulação, foi estabelecida em 1,5 kN, atuando sobre um eixo de 13,0 mm de diâmetro, em dois segmentos de comprimento de 20,0 mm, como mostrado no esquema da FIGURA 41.

Na ausência de valor normatizado e forma de aplicação da carga nas ENCJ, foi utilizado, para efeito deste estudo, o valor da força axial de 3 kN atuando longitudinalmente ao corpo da endoprótese conforme mostrado na TABELA 3.

FIGURA 41 – ESQUEMA DA ENCJ, COM A APLICAÇÃO DA FORÇA DE 3,0 KN (A) NOS DOIS EIXOS (1,5 KN SOBRE CADA EIXO), (B) ESQUEMA DA MONTAGEM DA ENCJ



FONTE: O Autor (2014)

TABELA 3 – PARÂMETROS DE CONTATO CONSIDERADOS NA ENCJ

Parâmetros	Valores
Carga aplicada (N) / Pressão Hertziana	3,0 kN / 14,52 MPa
Tipo de contato: Cilindro sobre cilindro, raio negativo	6,5 / -6,85 mm
Comprimento do contato	40,0 mm
(*) Modulo Young - AISI 316 L / UHMWPE	200,0 / 0,89 GPa
(*) Razão de Poisson - AISI 316 L / UHMWPE	0,29 / 0,40

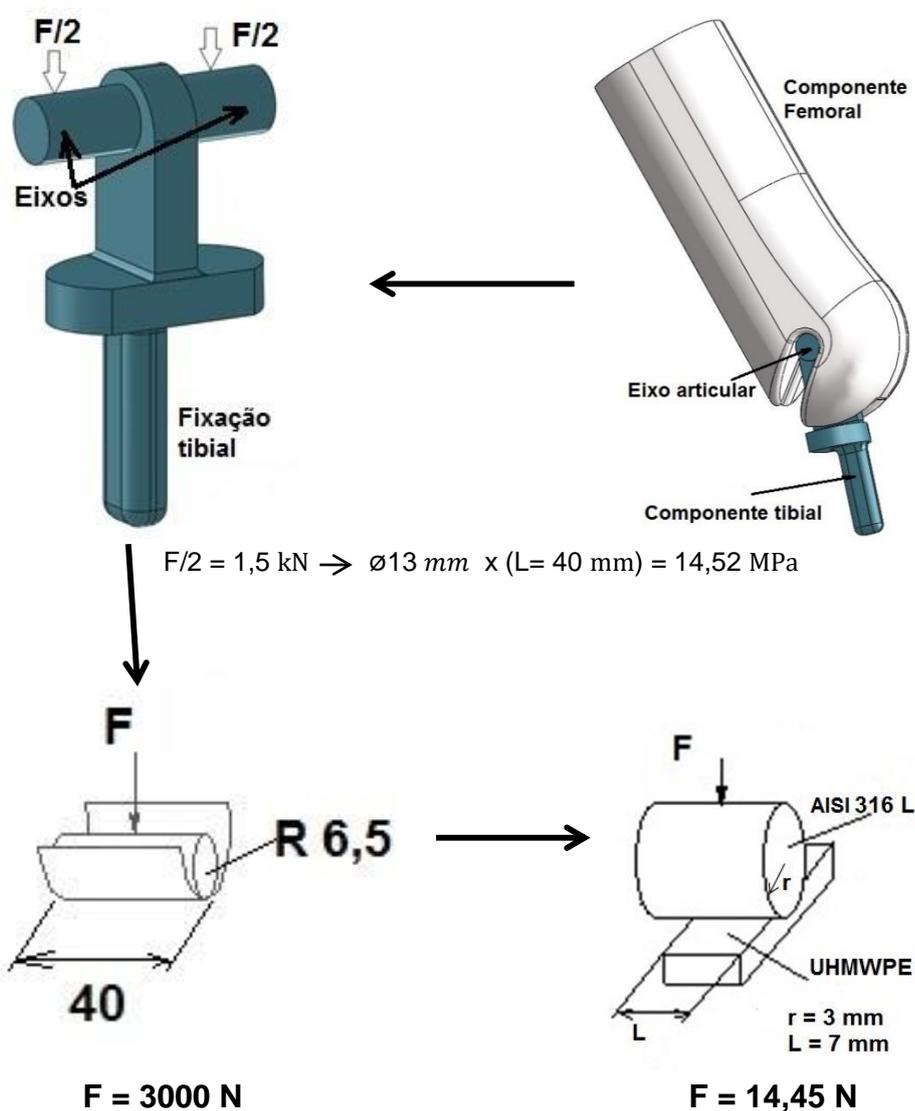
FONTES: (*) FANG *et al.*, 2003, MATWEB

O valor da força F foi determinado considerando uma pessoa com massa corporal de 70,0 kg, (IBGE (b) 2008-2009), sobre essa massa foi aplicado um fator de multiplicação de 4,2, fator este, que está no limite superior do intervalo da força axial calculada sobre a tíbia (WEHNER *et al.*, 2009), obtendo-se o valor de 2,9 kN, sendo considerado, portanto, o valor de 3,0 kN para efeito dos cálculos de dimensionamento da pressão de contato Hertziana nos ensaios.

A partir da definição da carga e pressão de contato sobre a ENCJ foram estabelecidos os parâmetros de ensaio no tribômetro, conforme o esquema apresentado na FIGURA 42.

FIGURA 42 – ESQUEMA DO CÁLCULO DA PRESSÃO HERTZIANA

(A) ESQUEMA DA CARGA NA ENDOPRÓTESE, (B) ESQUEMA DE APLICAÇÃO DA CARGA NO TRIBÔMETRO



(A) Pressão Hertziana na ENCJ 14,52 MPa

(B) Pressão Hertziana no ensaio 15,70 MPa

FONTE: Adaptado de VINK, o Autor (2014)

A geometria de contato e forças atuantes no par tribológico a ser utilizado nos ensaios oscilatórios e nos lineares foi determinada de forma que resultasse numa

pressão Hertziana de contato com valores próximos daquele presente na ENCJ utilizando, porém, uma carga aplicada compatível com a máxima permitida no tribômetro que é de 46 N. A TABELA 4 mostra os parâmetros para os dois modos de ensaio.

TABELA 4 – PARÂMETROS DE CONTATO PARA ENSAIOS NO MODO LINEAR E NO OSCILATÓRIO

Parâmetros de contato	Ensaio no modo linear	Ensaio no modo oscilatório
Carga aplicada (N) / Pressão Hertziana (MPa)	1,0 / 21,8	14,45 / 15,70
Forma do contato (esfera, raio = 5 mm) e (cilindro raio = 3 mm)	Esfera-sobre-plano $r = 5,0 / \infty$	Cilindro-sobre-plano $r = 3,0 / \infty$
Comprimento do contato (mm)	-	7,0
(*)Modulo Young - AISI 316 - 316 L / UHMWPE (GPa)	200,0 / 0,89	200,0 / 0,89
(*)Razão de Poisson - AISI 316 - 316 L / UHMWPE	0,29 / 0,46	0,29 / 0,46

FONTE: (*) Matweb.com

4.1.2 Dimensionamento dos componentes

Os principais componentes do dispositivo foram dimensionados com cargas estáticas e quanto a fadiga para tempo de vida infinito através do software SolidWorks® 2010. Na TABELA 5 estão indicadas as variáveis das modelagens utilizadas para os componentes do dispositivo.

TABELA 5 – CONDIÇÕES DA MODELAGEM DOS COMPONENTES PRINCIPAIS DO DISPOSITIVO

Variáveis de projeto	Figuras - 64/65/66/67	Figuras - 68/69/70
Material	AISI 316L	AISI 316L
Carga (N)	50 N em cada mancal	100 N suporte da amostra 20 N na haste oscilação
Tipo de Malha	Sólida	Sólida
Gerador de malhas utilizado	Malha padrão	Malha padrão
Pontos Jacobianos	4 pontos	4 pontos
Tamanho do elemento	5,51654 mm	3,23644 mm
Tolerância	0,275827 mm	0,61822 mm
Qualidade da malha	Alta	Alta
Proporção máxima	12,674	29,906
Total de Nós	30458	21339
Total de elementos	17454	12217
% de elementos com Proporção < 3	86,2 %	86,1 %
% de elementos com Proporção > 10	0,0458 %	0,802 %
% de elementos distorcidos (Jacobiana)	0	0

FONTE: SolidWorks 2014®

As propriedades dos aços utilizados na modelagem dos componentes principais do dispositivo estão mostradas na TABELA 6. Os resultados do comportamento das estruturas sob as cargas aplicadas estão mostrados nas respectivas imagens da simulação no capítulo de resultados.

TABELA 6 – CARACTERÍSTICAS DOS AÇOS UTILIZADOS NA MODELAGEM DA ESTRUTURA DO DISPOSITIVO

Propriedades	AISI 304	AISI 316L
Módulo elástico	$1,9 \times 10^{11}$ N/m ²	$1,93 \times 10^{11}$ N/m ²
Coefficiente de Poisson	0,29	0,27
Módulo de cisalhamento	$7,5 \times 10^{10}$ N/m ²	-
Massa específica	8000 kg/m ³	8000 kg/m ³
Resistência de tração	517×10^6 N/m ²	$580,8 \times 10^6$ N/m ²
Limite de escoamento	206×10^6 N/m ²	172×10^6 N/m ²
Coefficiente de expansão térmica	$1,8 \times 10^{-005}$ /K	$1,6 \times 10^{-005}$ /K
Condutividade térmica	16 W/(m K)	16,3 W/(m K)
Calor específico	500 J/(kg K)	500 J/(kg K)

FONTE: Solidworks 2014, Matweb.com.

4.1.3 Ajuste do ângulo de oscilação no dispositivo

O ajuste do ângulo de oscilação da cuba do dispositivo, que compreende o porta amostra, é obtido através da combinação de duas regulagens. A primeira mediante o posicionamento do eixo de acionamento do módulo linear do tribômetro conforme mostrado na FIGURA 43, cuja excentricidade (A) pode variar de 0 a 60 mm, definindo, portanto a $\frac{1}{2}$ amplitude do trajeto do módulo linear. Cada divisão da escala graduada onde desliza o suporte do eixo de acionamento corresponde a 2,0 mm de excentricidade.

FIGURA 43 – AJUSTE DA AMPLITUDE DE DESLOCAMENTO DO MÓDULO LINEAR NO TRIBÔMETRO



FONTE: O Autor (2014)

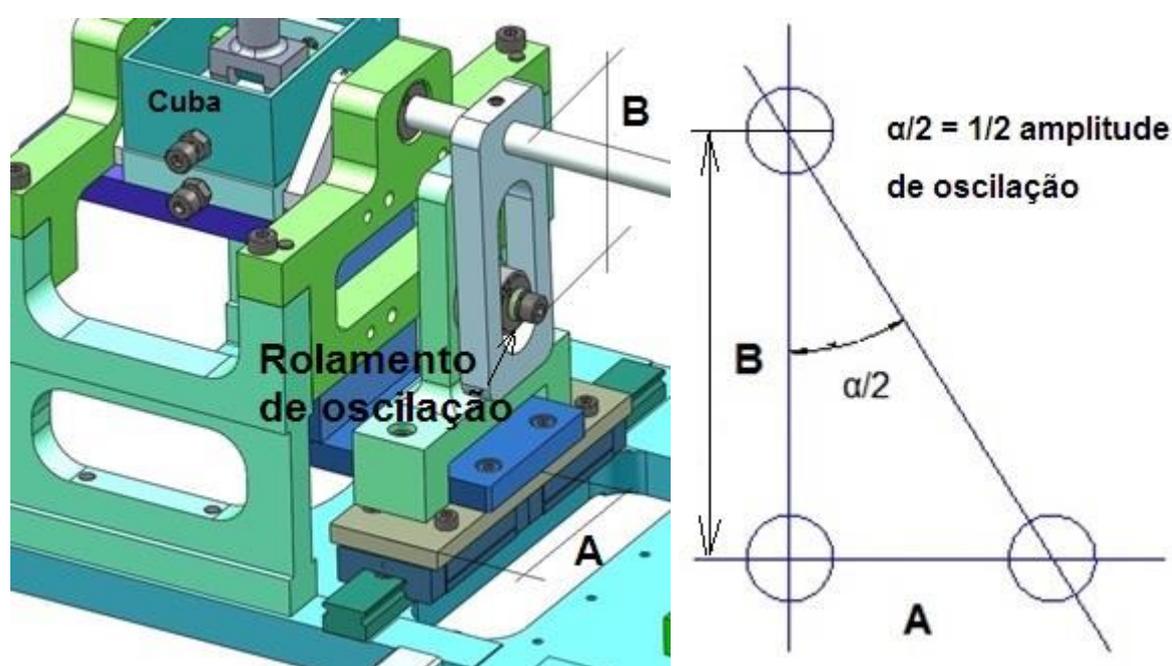
Uma segunda regulagem pode ser realizada no dispositivo, pelo deslocamento do seu rolamento, de oscilação, apresentado no ANEXO I, no sentido vertical, impondo variação da sua distância (B) do seu centro ao centro do eixo de oscilação da cuba de ensaio, conforme indicado na FIGURA 44.

Ao variar as posições do eixo excêntrico do tribômetro e do rolamento de oscilação do dispositivo são obtidas múltiplas amplitudes para o ângulo α no intervalo de 0° a 87° . Essas amplitudes, não são usadas em sua totalidade devido a interferência de componentes do dispositivo com a sua estrutura.

Para resguardar a integridade do equipamento a amplitude total de oscilação do ângulo α está limitada a 21° .

A amplitude de marcha na caminhada para um ser humano em superfície plana requer uma flexão do joelho de 0° a 50° , (SASAKI *et al.*, 2010). Assim, eventual necessidade de compensar essa diferença com a amplitude do dispositivo pode ser realizada aumentando-se o número de ciclos de oscilação.

FIGURA 44 – AJUSTE DA AMPLITUDE DE OSCILAÇÃO NO DISPOSITIVO



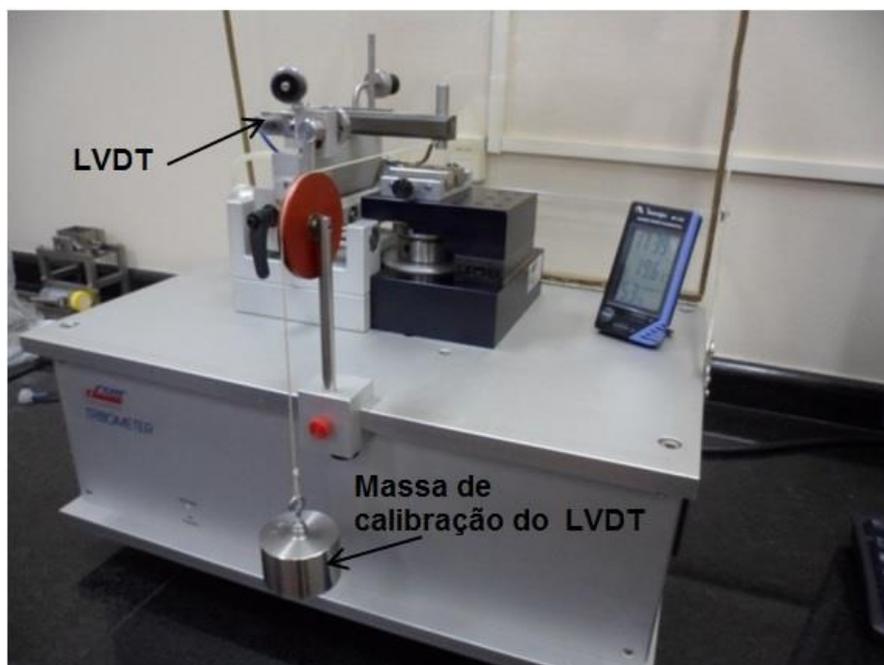
FONTE: O Autor (2014)

4.1.4 Calibração do transdutor LVDT do tribômetro

A calibração do LVDT no tribômetro consistiu na verificação da linearidade dos sinais com a carga aplicada de $1,0 \text{ V} = 1,0 \text{ N}$, a $10,0 \text{ V} = 10,0 \text{ N}$. Esse procedimento foi realizado com o dispositivo de calibração do tribômetro, com a aplicação de cargas constantes, de forma aleatória nos valores de $1,0 \text{ N}$; $2,0 \text{ N}$; $4,0 \text{ N}$; $5,0 \text{ N}$; $7,0 \text{ N}$ e $10,0 \text{ N}$, conforme mostrado na FIGURA 45. O procedimento de calibração do LVDT e ajuste do "offset" no tribômetro foi realizado conforme recomendação contida no manual do equipamento, e a norma ASTM G163 -10.

As características principais do LVDT estão mostradas no ANEXO III.

FIGURA 45 – PROCEDIMENTO DE CALIBRAÇÃO DO LVDT DO TRIBÔMETRO



FONTE: O Autor (2014)

4.1.5 Calibração da posição do transdutor RVDT no dispositivo

O transdutor RVDT foi fornecido já calibrado em fábrica, conforme o certificado mostrado no Anexo IV. Após a sua montagem no dispositivo foi executada a sua calibração quanto ao seu posicionamento em relação ao eixo de oscilação através de dois métodos.

O primeiro utilizando um osciloscópio HP 54600B, correlacionando-se a tensão elétrica (V) de saída do transdutor RVDT com a leitura da simetria dos valores máximos e mínimos na tela do osciloscópio em relação ao eixo de ordenada zero. O fator de escala informado pelo fabricante do RVDT é de 0,0484 V/grau e o ponto zero é de - 0,0004 V. Através dessa relação obtêm-se o valor angular em graus do ângulo α medido na calibração.

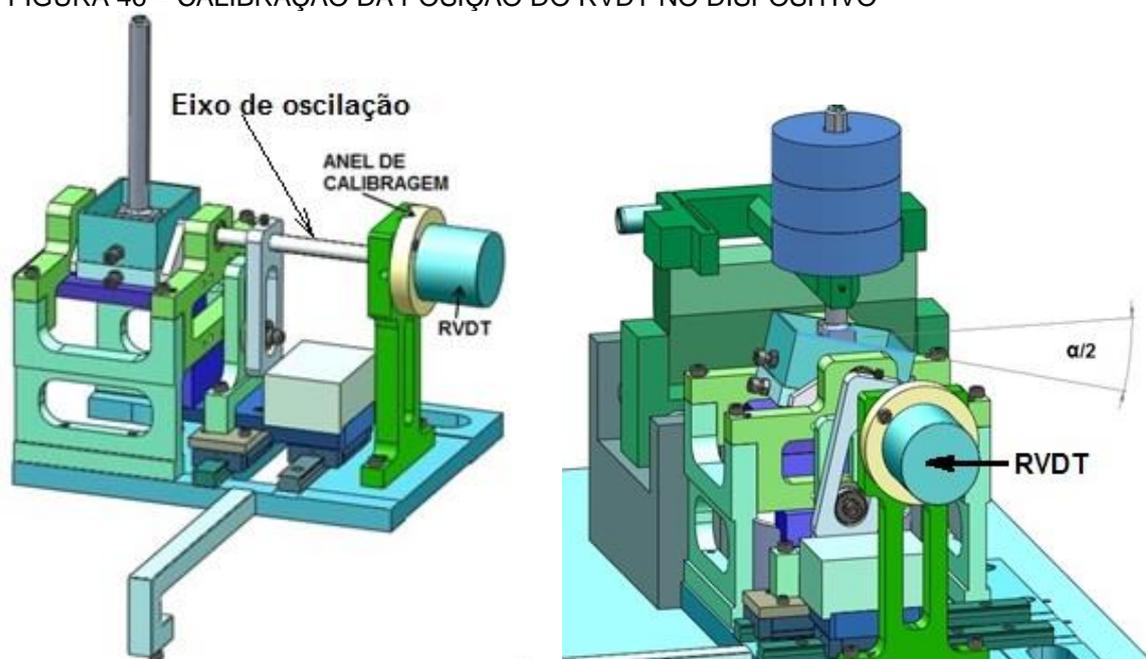
O segundo método através da placa de aquisição e utilização da função “softscope” residente no MATLAB®. Aplicando-se então um ângulo $\alpha = 0$ de inclinação no eixo de oscilação e em seguida deslocou-se angularmente a carcaça do

RVDT até se obter como sinal de saída o valor em tensão (V) correspondente ao ângulo α aplicado no eixo.

Os valores e detalhes dessas calibrações de posição realizadas pelos dois métodos estão apresentados no capítulo **RESULTADOS E DISCUSSÃO**.

A fixação do RVDT no dispositivo é feita por meio de um anel de calibragem, o qual permite a rotação da carcaça do transdutor em relação ao seu eixo, possibilitando a sua calibração de posição e posterior travamento. A FIGURA 46 mostra o esquema de fixação do RVDT no dispositivo.

FIGURA 46 – CALIBRAÇÃO DA POSIÇÃO DO RVDT NO DISPOSITIVO



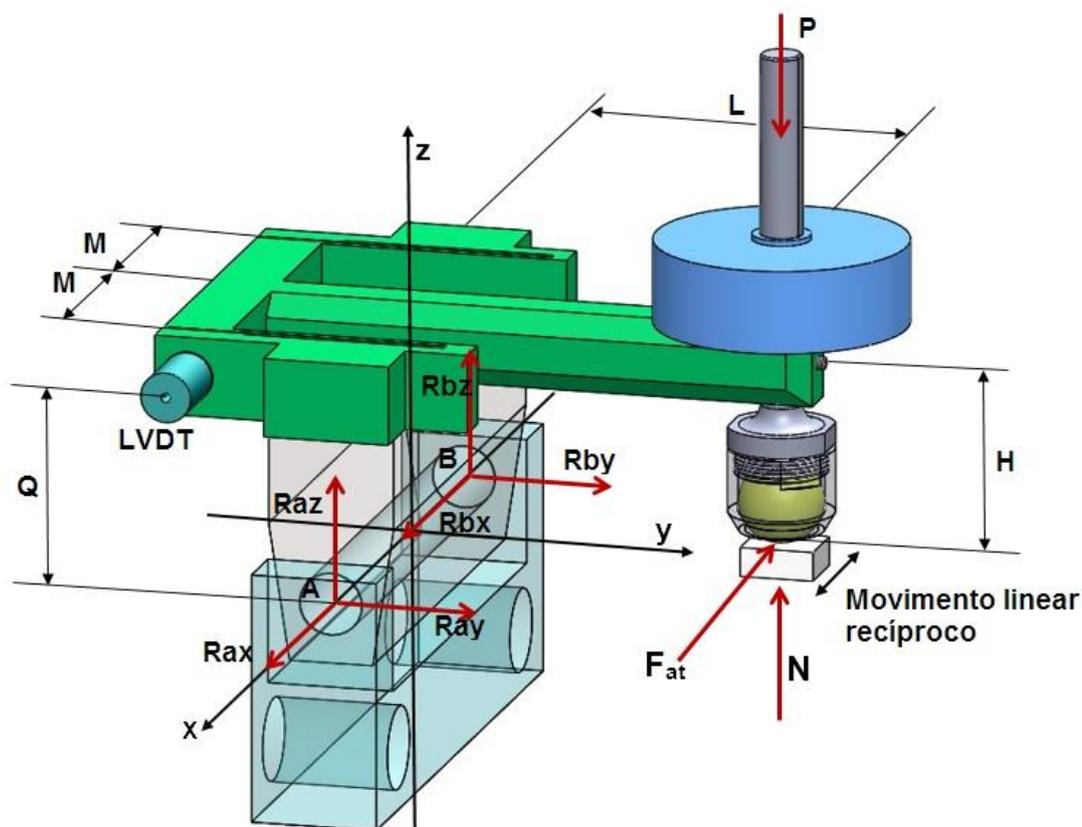
FONTE: O Autor (2014)

Embora a amplitude de leitura do RVDT seja de $\pm 60^\circ$, a amplitude de calibração utilizada foi de aproximadamente $\pm 10^\circ$ visto serem estes os extremos de oscilação do eixo do dispositivo ajustado inicialmente, para os ensaios.

4.1.6 Modelagem estática e equações do ensaio no modo linear

O ensaio no modo linear, representado esquematicamente na FIGURA 47, consiste no movimento relativo de um bloco de UHMWPE sob uma esfera de raio r , fixa à estrutura 'T' do tribômetro, adequadamente balanceada, e com uma carga P atuando perpendicularmente ao plano da superfície no ponto de contato entre a esfera e o bloco de UHMWPE. Esse movimento relativo entre o plano do bloco e a esfera é de deslizamento puro. Além disso, a FIGURA 47 mostra a mobilidade relativa entre a estrutura 'T' e a base do tribômetro por meio de dois mancais montados nos pontos (A) e (B), os quais restringem as translações nas três direções, x, y, z e em suas rotações em torno dos dois eixos y e z , permitindo apenas a rotação em torno do eixo x .

FIGURA 47 – DIAGRAMA DE CORPO LIVRE – MODO LINEAR



FONTE: O Autor (2014)

A descrição do equilíbrio estático do sistema mostrado na FIGURA 47 é obtida por meio das seguintes equações:

$$\sum F_x = 0 \rightarrow R_{ax} + R_{bx} - F_{at} = 0 \quad (3)$$

$$\sum F_y = 0 \rightarrow R_{ay} + R_{by} = 0 \quad (4)$$

$$\sum F_z = 0 \rightarrow R_{az} + R_{bz} + N - P = 0 \quad (5)$$

$$\sum M_x = 0 \rightarrow N * L - P L = 0 \quad (6)$$

$$\sum M_y = 0 \rightarrow R_{bz} M - R_{az} M - F_{at}(Q - H) = 0 \quad (7)$$

sendo $Q > H$.

$$\sum M_z = 0 \rightarrow R_{ay} M - R_{by} M + F_{at} L = 0 \quad (8)$$

onde: R_{ax} , R_{bx} , R_{ay} , R_{by} , R_{az} e R_{bz} são as reações nos mancais A e B nas respectivas coordenadas x, y, z ;

F_{at} = força de atrito no modo linear recíproco;

N = força normal;

L = distância da linha de centro da haste de fixação da esfera ao eixo da articulação AB;

M = distância da linha de centro da estrutura "T" á sua lateral;

M_e = momento em torno do eixo de coordenada considerado;

P = força peso.

Tem-se então 6 equações e 8 incógnitas. Assim as duas equações que podem ser incluídas são as seguintes:

$$F_{at} = \mu N \quad (9)$$

e

$$R_{ax} = R_{bx} \quad (10)$$

Da equação (6) tem-se a equação a seguir:

$$P = N \quad (11)$$

Utilizando a equação (4) verifica-se que $R_{by} = -R_{ay}$ que uma vez substituindo em (8) resulta na equação a seguir:

$$F_{at} = -\frac{2M}{L} R_{ay} \quad (12)$$

A equação (12) será utilizada na próxima seção, na modelagem estática do modo oscilatório.

A força de atrito F_{at} , no modo linear, é obtida por meio do sinal do transdutor LVDT, ou seja $F_{lvdt} = F_{at}$. Como o movimento relativo entre o contracorpo (esfera) e o corpo de prova (bloco de UHMWPE) é exclusivamente de deslizamento, e usando a equação (9), tem-se que:

$$F_{at} = \mu N = \mu P \quad (13)$$

Assim sendo, o coeficiente de atrito no modo linear recíproco é calculado como segue:

$$\mu = \frac{F_{at}}{P} = \frac{F_{lvdt}}{P} \quad (14)$$

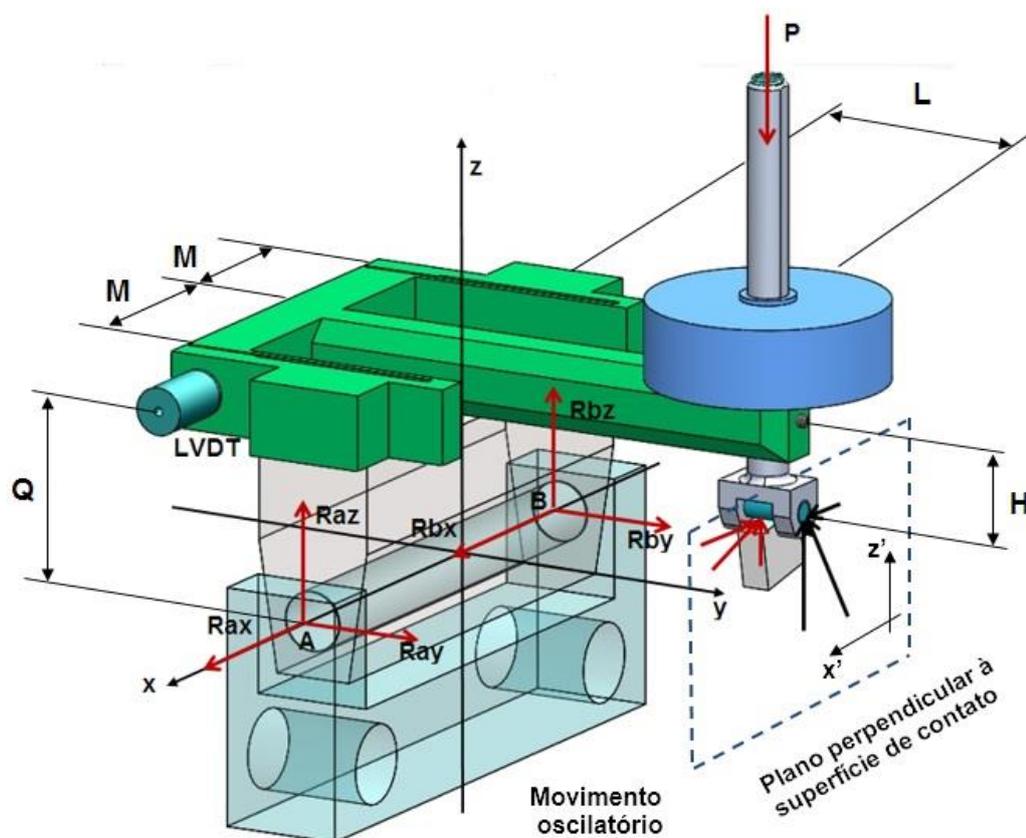
onde P é a força peso conhecida, usada no ensaio.

4.1.7 Modelagem estática e equações do ensaio no modo oscilatório

O modo oscilatório, representado esquematicamente na FIGURA 48, consiste na oscilação de um bloco de UHMWPE em contato sob um cilindro, com uma carga aplicada P .

O movimento relativo entre o cilindro e o bloco de UHMWPE é de deslizamento sob o contracorpo de prova cilíndrico (STOLARSKI, TOBE, 2001). O esquema de fixação entre a estrutura 'T' e a base do tribômetro é idêntico ao do modo linear. Além disso, a FIGURA 48 mostra o plano perpendicular à superfície de contato entre o cilindro e o bloco de UHMWPE, contendo as forças atuantes.

FIGURA 48 – DIAGRAMA DE CORPO LIVRE – MODO OSCILATÓRIO



FONTE: O Autor (2014)

O detalhamento das forças atuantes no plano perpendicular à superfície de contato está mostrado na FIGURA 49. Essas forças são as usadas na descrição do equilíbrio estático do sistema oscilatório por meio das seguintes equações:

$$\sum F_x = 0 \rightarrow R_{ax} + R_{bx} - F_{at} \cos(\theta) + N \sin(\theta) = 0 \quad (15)$$

$$\sum F_y = 0 \rightarrow R_{ay} + R_{by} = 0 \quad (16)$$

$$\sum F_z = 0 \rightarrow R_{az} + R_{bz} - P + F_{at} \sin(\theta) + N \cos(\theta) = 0 \quad (17)$$

$$\sum M_x = 0 \rightarrow F_{at} L \sin(\theta) + N L \cos(\theta) - P L = 0 \quad (18)$$

$$\sum M_y = 0 \rightarrow R_{bz} M - R_{az} M - F_{at}(Q - H) \cos(\theta) + N(Q - H) \sin(\theta) = 0 \quad (19)$$

sendo $Q > H$.

$$\sum M_z = 0 \rightarrow R_{ay} M - R_{by} M + F_{at} L \cos(\theta) - N L \sin(\theta) = 0 \quad (20)$$

onde: R_{ax} , R_{bx} , R_{ay} , R_{by} , R_{az} e R_{bz} são as reações nos mancais A e B nas respectivas coordenadas x, y, z ;

F_{at} = força de atrito no modo linear recíproco;

H = distância do centro do contracorpo de prova à linha de centro da estrutura "T";

L = distância da linha de centro da haste de fixação da esfera ao eixo da articulação AB;

M = distância da linha de centro da estrutura "T" à sua lateral;

M_e = momento em torno do eixo de coordenada considerado;

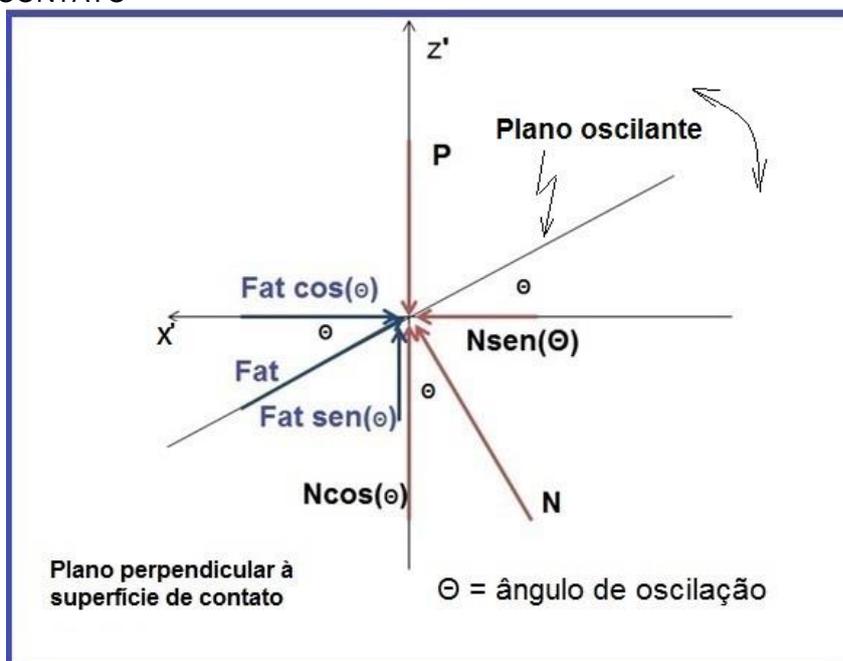
N = força normal;

P = força peso;

Q = distancia do centro do LVDT ao eixo de articulação AB da estrutura "T";

θ = ângulo dado pelo transdutor RVDT.

FIGURA 49 – FORÇAS ATUANTES NO PLANO PERPENDICULAR À SUPERFÍCIE CONTATO



FONTE: O Autor (2014)

Têm-se, da mesma forma que no modo linear, 6 equações e 8 incógnitas. Assim, as duas equações que podem ser incluídas são as seguintes:

$$F_{at} = \mu N \quad (21)$$

$$R_{ax} = R_{bx} \quad (22)$$

Da equação (18) tem-se que:

$$P = F_{at} \sin(\theta) + N \cos(\theta) \quad (23)$$

Usando a equação (16), implica que $R_{by} = -R_{ay}$, que, uma vez substituído em (20) resulta na seguinte equação:

$$2M R_{ay} = -F_{at} L \cos(\theta) + N L \sin(\theta) \quad (24)$$

ou seja,

$$F_{at} \cos(\theta) - N \sin(\theta) = -\frac{2M}{L} R_{ay} \quad (25)$$

Comparando a equação (12) do modo linear com a equação (25) no modo oscilatório, verifica-se que os termos do lado direito de ambas são idênticos. Esse termo $-\frac{2M}{L} R_{ay}$ representa também a medição do LVDT que no caso linear é diretamente proporcional à força de atrito, sendo denominada agora por F_{LVDT} . No modo oscilatório está representada pelo termo do lado esquerdo da equação (25), ou seja:

$$F_{LVDT} = F_{at} \cos(\theta) - N \sin(\theta) \quad (26)$$

Considerando que o movimento relativo entre o cilindro e o bloco de UHMWPE possui componente de deslizamento, temos que $F_{at} = \mu N$. Usando as equações e (23) e (26) obtêm-se o seguinte sistema de equações algébricas:

$$\begin{cases} \mu N \sin(\theta) + N \cos(\theta) = P \\ \mu N \cos(\theta) - N \sin(\theta) = F_{LVDT} \end{cases} \quad (27)$$

para as incógnitas μ e N , cuja solução simultânea resulta nas seguintes equações:

$$N = P \cos(\theta) - F_{LVDT} \sin(\theta) \quad (28)$$

e,

$$\mu_{osc} = \frac{F_{LVDT} \cos(\theta) + P \sin(\theta)}{P \cos(\theta) - F_{LVDT} \sin(\theta)} \quad (29)$$

A força de atrito F_{at} , que no modo oscilatório é denominada $F_{at_{osc}}$, é calculada pela equação (30) que é obtida substituindo-se na equação (26) o valor de N expresso pela equação (28), conforme a seguir:

$$F_{at_{osc}} = F_{LVDT} \cos(\theta) + P \sin(\theta) \quad (30)$$

4.2 EXECUÇÃO DOS ENSAIOS TRIBOLÓGICOS

Os ensaios tribológicos com o módulo linear recíproco foram realizados com a frequência de rotação da polia do tribômetro em 1,1300 Hz, e velocidade máxima relativa entre os corpos de prova em 0,0071 m/s.

No modo oscilatório a frequência de oscilação da cuba de ensaio foi definida em 1,0153 Hz conforme a Norma ASTM F1715 – 00, em seu item 5.3.5, o qual determina valores de oscilação de 0,5 a 2,0 Hz. Essa mesma faixa de valor é a utilizada pelos fabricantes de equipamentos simuladores de desgaste em próteses de joelho, que atendem também à norma ISO 14243 - 1:2009. A velocidade máxima relativa entre os corpos de prova no ensaio no modo oscilatório foi de 0,0073 m/s.

Os parâmetros aplicados nos ensaios tribológicos no modo linear e no oscilatório estão apresentados na TABELA 7 e na TABELA 8 respectivamente.

TABELA 7 – PARÂMETROS DOS ENSAIOS NO MODO LINEAR

Características	Especificações
Carga aplicada (N) / Pressão Hertziana (MPa)	1,0 / 21,4
½ amplitude no excêntrico do tribômetro (mm)	1
Número de ciclos executados no ensaio	350 x10 ³
Distancia total percorrida no ensaio (m)	1400
Tipo do contato	Esfera sobre plano
Raio da esfera (mm)	5,0
Velocidade máxima relativa entre corpo e contra corpo (m/s)	0,0071
Velocidade do motor do tribômetro (Hz)	1,1300
Taxa de aquisição (Hz)	3,0

FONTE: O Autor (2015)

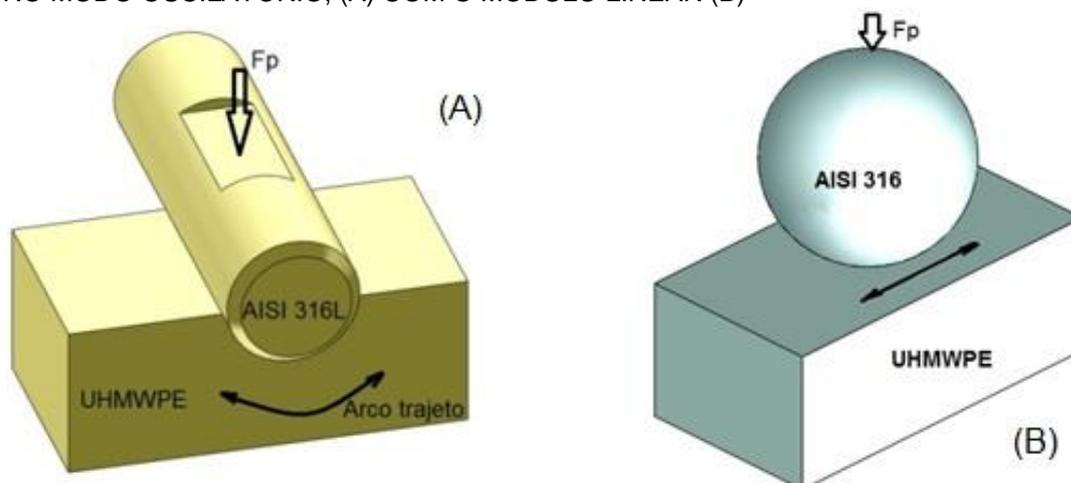
TABELA 8 – PARÂMETROS DOS ENSAIOS NO MODO OSCILATÓRIO

Características	Especificações
Carga aplicada (N) / Pressão Hertziana (MPa)	14,45/15,70
Ângulo total de oscilação α (graus)	$\pm 10,9485^\circ$
Número de ciclos executados no ensaio	150 x10 ³
½ amplitude equivalente (mm) Tribbox / par tribológico	0,58 / 0,5864
Distancia nominal total percorrida no ensaio (m)	353,46
Tipo de contato	Cilindro sobre plano
Raio do contracorpo de prova - cilíndrico (mm)	3,0
Comprimento do contato (mm)	7,0
Velocidade máxima relativa entre corpo e contracorpo (m/s)	0,0073
Frequência de oscilação (Hz)	1,0153
Taxa de aquisição (Hz)	5,0

FONTE: O Autor (2015)

Os esquemas de montagem dos corpos de prova para execução desses ensaios em suas duas modalidades estão mostrados na FIGURA 50.

FIGURA 50 – MONTAGEM DOS CORPOS DE PROVA PARA OS ENSAIOS NO MODO OSCILATÓRIO, (A) COM O MÓDULO LINEAR (B)



FONTE: O Autor (2014)

4.2.1 Preparação dos corpos de prova

Os materiais utilizados como corpos de prova são o UHMWPE e o aço inoxidável AISI 316L. A escolha do polímero se deve a sua utilização nos implantes ortopédicos articulares. O aço inoxidável AISI 316L foi o escolhido por ser também um biomaterial utilizado nos implantes e por seu baixo custo de aplicação em relação aos demais materiais biocompatíveis.

A literatura descreve outros biomateriais com performances iguais ou superiores aos escolhidos para este estudo. Entretanto, como o objetivo do presente trabalho é validar o dispositivo e não caracterizar os biomateriais, optou-se pelos biomateriais já mencionados por sua facilidade de obtenção e serem ainda utilizados.

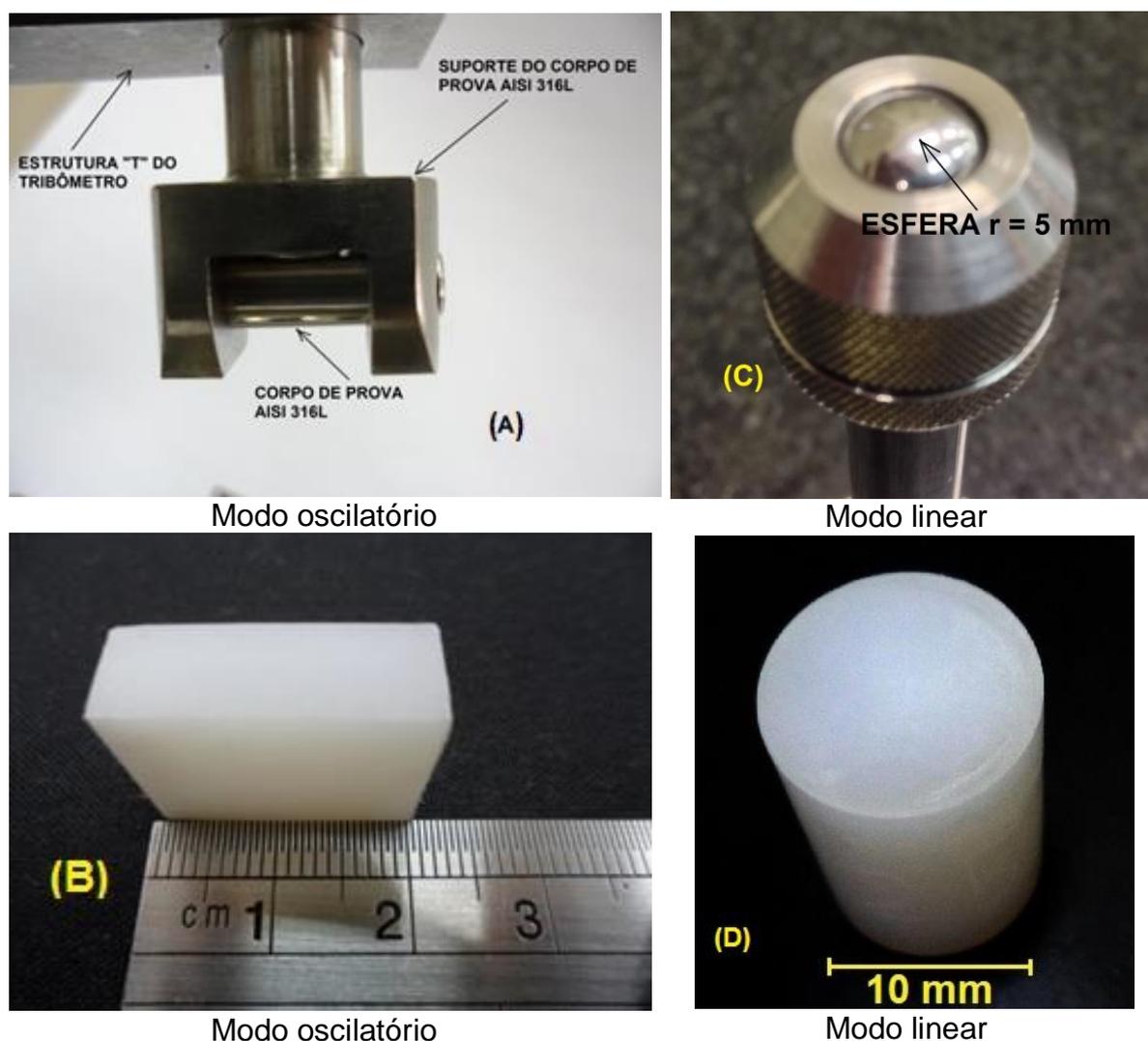
Os corpos de prova de UHMWPE foram obtidos por usinagem, seguido de polimento com lixa na grana 2000.

Os corpos de prova cilíndricos em AISI 316L também foram obtidos através de usinagem, recebendo acabamento metalográfico até a lixa na grana 2000 seguido do polimento com pasta de diamante na granulometria de 1 μm . A esfera utilizada tem acabamento superficial especular conforme o fornecido pelo fabricante.

O contracorpo de aço inoxidável, AISI 316, AISI 316L e os corpos de prova em UHMWPE utilizados nos ensaios em modo linear e no oscilatório respectivamente, estão mostrados na FIGURA 51.

O eixo em aço AISI 316L em seu suporte (A) foi utilizado em conjunto com o corpo de prova em UHMWPE (B) no ensaio oscilatório. O corpo de prova (D) foi utilizado no ensaio linear recíproco com a esfera em AISI 316 montado no suporte (C).

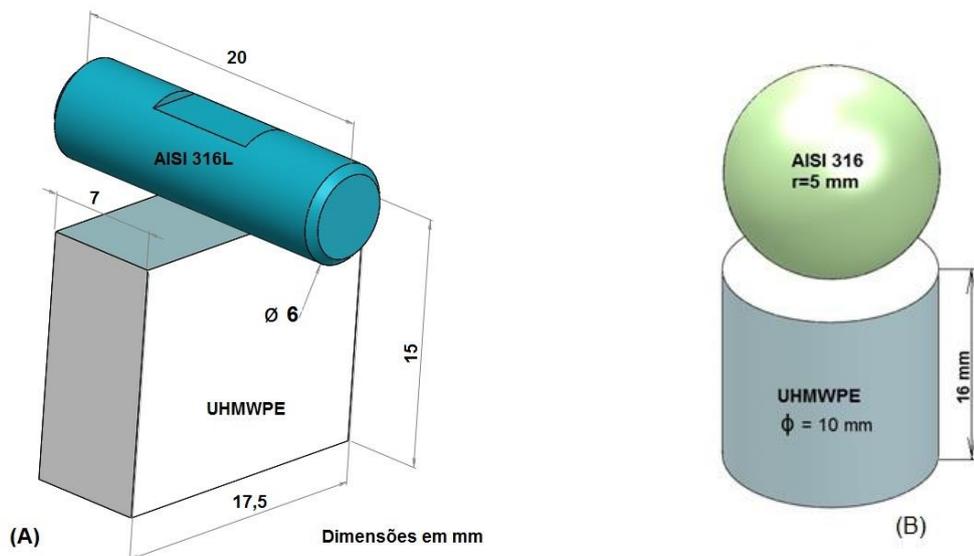
FIGURA 51 – CORPOS DE PROVA, CONTRACORPOS E RESPECTIVOS SUPORTES



FONTE: O Autor (2014)

A FIGURA 52 mostra a configuração de montagem e dimensões principais dos corpos de prova para o ensaio no modo oscilatório e o corpo de prova para o ensaio no modo linear.

FIGURA 52 – CORPOS DE PROVA PARA ENSAIOS NO MODO(A) OSCILATÓRIO E (B) NO MODO LINEAR



FONTE: O Autor (2014)

Os procedimentos de limpeza dos corpos de prova para os ensaios de desgaste no modo linear e no modo oscilatório são aqueles determinados pelas normas ASTM F2025 - 00, anexo A1 e ASTM F732 - 00, anexo A6 dessas normas.

Tanto os corpos de prova em UHMWPE quanto os em AISI 316 e AISI 316L foram submetidos ao processo de limpeza manual com material não abrasivo; limpeza em jato de água corrente; limpeza em solução detergente com Ryozyme Enzimático a 1,0% em aparelho de ultrassom durante 15 min.; enxágue em jato de água destilada; limpeza em cuba de ultrassom por 5 min. com água destilada; enxágue em jato de água destilada; secagem com tecido livre de fibras; imersão em álcool etílico 92,8% por 5 min.; secagem com tecido livre de fibras; secagem ao ar livre de poeira no ambiente do laboratório, à temperatura ambiente por 30 min.

Os corpos confeccionados em AISI 316 e AISI 316L foram submetidos a uma etapa adicional de limpeza, a qual consistiu na imersão em acetona em ultrassom por 15 min., seguido de secagem com jato de ar quente, conforme norma ASTM G115-10.

No procedimento de limpeza, o álcool metílico 95% recomendado pela norma ASTM F732-00 (2011), foi substituído por o álcool etílico 92,8% por este apresentar melhor segurança no manuseio e resultados idênticos ao metílico, ou seja, carrear a água da superfície do corpo de prova por evaporação (LIU *et al.*, 2010).

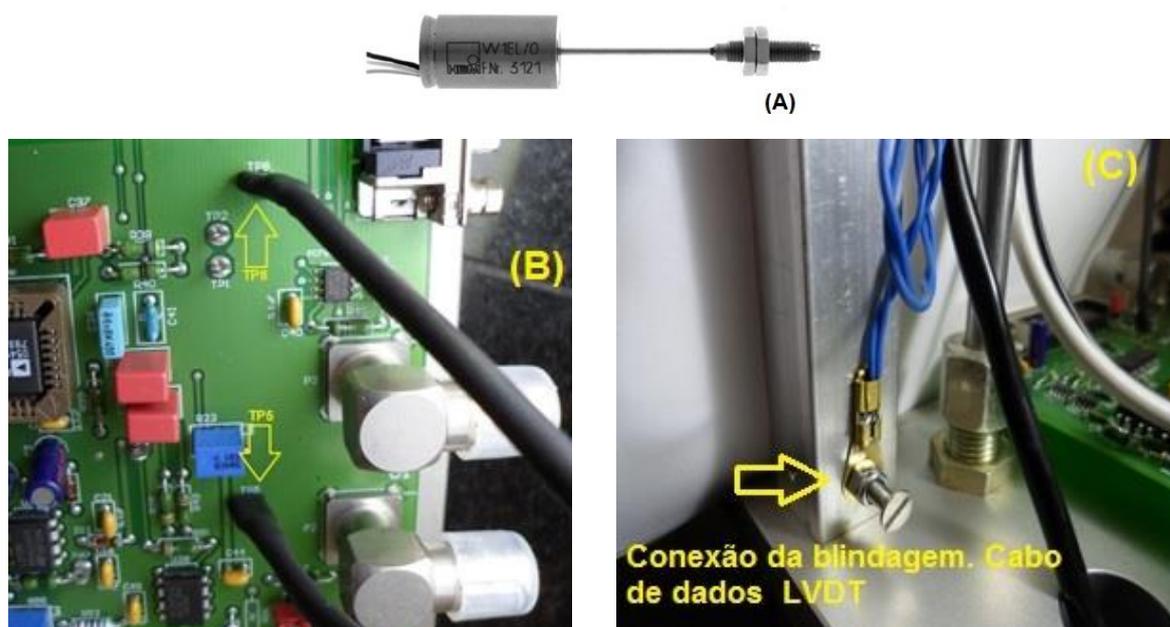
A manipulação das amostras, assim como os demais procedimentos executados durante os ensaios, foi realizada com o auxílio de luvas descartáveis "powder free" a fim de se evitar contaminação por material particulado estranho às amostras.

4.2.2 Aquisição dos sinais dos transdutores LVDT e RVDT

O LVDT usado no tribômetro é do modelo W1EL/0 fabricado pela Hottinger Baldwin Messtechnik e apresenta como características principais um deslocamento linear permissível de $\pm 1,0$ mm, sensibilidade nominal de $\pm 80,0$ mV/V $\pm 1,0\%$, desvio de linearidade de $\pm 2,0\%$ e tensão de excitação de $2,5$ V $\pm 0,5\%$.

A aquisição dos sinais desse transdutor linear é realizada através da conexão de um cabo blindado nas posições TP5 e TP8 da placa eletrônica do tribômetro, conforme a mostra a FIGURA 53. A malha de blindagem do cabo está aterrada ao gabinete metálico do tribômetro, conforme indicado na mesma figura e tem por finalidade reduzir a ocorrência de eventuais ruídos eletrônicos.

FIGURA 53 – LVDT (A), CONEXÃO AOS TERMINAIS TP5 E TP8 (B), BLINDAGEM (C) TRANSDUTOR LINEAR DIFERENCIAL VARIÁVEL LVDT W1EL/0 DO TRIBÔMETRO



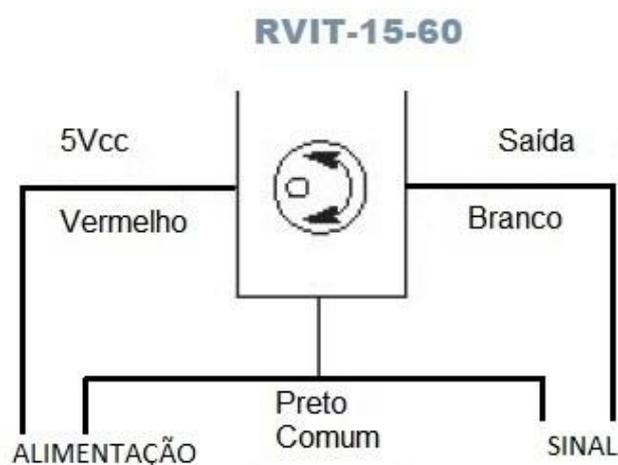
FONTE: O Autor (2014)

O sinal obtido em tensão desse transdutor é de ± 10 V, o qual é recebido nos bornes analógicos AGND e CH0 da placa de aquisição de dados.

Para a medição do ângulo de oscilação α é utilizado um transdutor angular RVDT marca Schaevitz® RVDT RVIT-15-60 (P/N 02180000-060), conectado ao dispositivo oscilatório, com campo de medição de $\pm 60^\circ$, linearidade de $\pm 0,25\%$ fundo de escala.

A aquisição do sinal do RVDT e a sua alimentação elétrica são realizadas conforme o esquema de ligação mostrado na FIGURA 54. A alimentação desse transdutor é realizada em ± 5 V através de uma porta USB do microcomputador PC2, conforme o esquema geral já mostrado na FIGURA 40.

FIGURA 54 – ESQUEMA DA CONEXÃO ELÉTRICA DO RVDT

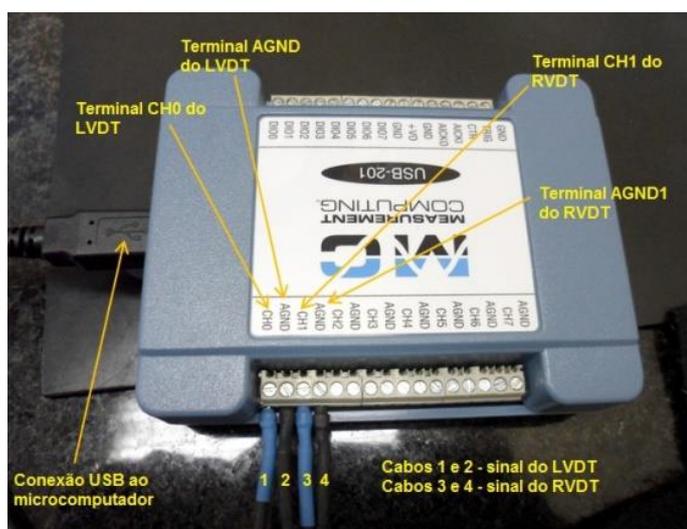


FONTE: Adaptado de Schaevitz® RVDT RVIT-15-60

Para a aquisição dos sinais dos dois transdutores, LVDT e RVDT foi utilizada uma placa MCCDAQ-USB-201, mostrada na FIGURA 55, a qual é conectada ao microcomputador PC2. A placa possui conexão USB com oito entradas analógicas e oito entradas digitais, com taxa de aquisição de 100 kS/s. Suas características principais estão apresentadas no Anexo V.

O sinal obtido em tensão do transdutor RVDT é de ± 3 V, o qual é recebido nos bornes analógicos AGND e CH1 da placa de aquisição utilizada.

FIGURA 55 – PLACA DE AQUISIÇÃO MCCDAQ USB-201



FONTE: O Autor (2014)

Os códigos computacionais para a aquisição dos sinais dos transdutores LVDT e RVDT, sua filtragem e o processamento dos dados para este estudo foram desenvolvidos em ambiente MATLAB®.

4.2.3 Medição da força de atrito no modo linear e oscilatório

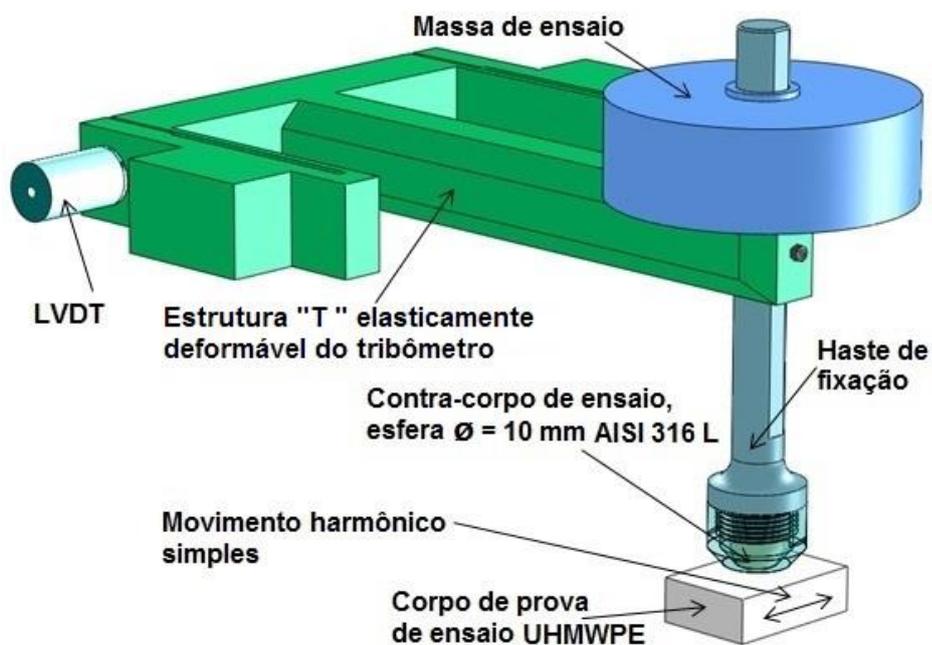
Os ensaios no modo linear e oscilatório foram realizados sem lubrificação, embora o dispositivo permita a utilização de fluido lubrificante.

4.2.3.1 Medição da força de atrito no modo linear

A força de atrito foi obtida conforme o esquema apresentado na FIGURA 56, através do sinal da força tangencial em valores de tensão (V) do LVDT, conforme já descrito no item 4.2.2. O ensaio linear consistiu no deslocamento segundo um movimento harmônico simples, no plano horizontal, da mesa que contém o corpo de UHMWPE em atrito com a esfera de AISI 316 fixa à estrutura “T”. A deformação elástica dessa estrutura atua sobre o LVDT que, em decorrência do seu

deslocamento, gera um sinal em tensão (V) correspondente a esse deslocamento. Através desse sinal são obtidos os valores da força de atrito desenvolvida pelo movimento do par tribológico mencionado.

FIGURA 56 – ESQUEMA DO ENSAIO COM O MÓDULO LINEAR RECÍPROCO

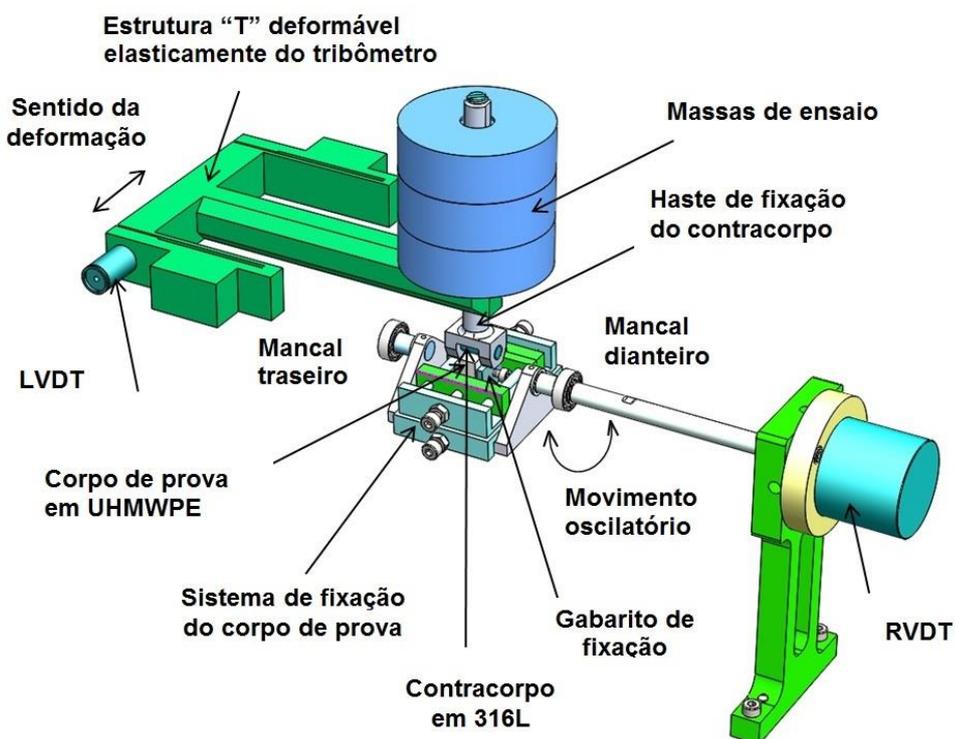


FONTE: O Autor (2014)

4.2.3.2 Medição da força de atrito no modo oscilatório

No modo oscilatório o corpo de UHMWPE descreve um semicírculo em contato com o eixo de AISI 316L, formando planos sucessivos de contato segundo o movimento oscilatório, o que torna a força normal (N) variável segundo o ângulo de incidência da força P . A medição da força de atrito nesse caso é obtida através da composição do sinal do LVDT que mede a deformação da estrutura "T" com o sinal do RVDT que mede o ângulo de oscilação do corpo de prova, conforme o esquema mostrado na FIGURA 57.

FIGURA 57 – ESQUEMA DO ENSAIO NO MODO OSCILATÓRIO



FONTE: O Autor (2015)

Os sinais desses transdutores são recebidos na placa de aquisição já mencionada e processados posteriormente com o respectivo algoritmo computacional, obtendo-se os valores da curva característica da força atuante durante o ensaio. A partir desses valores, da carga aplicada e do volume de desgaste, foi calculado o coeficiente de atrito e a taxa de desgaste respectivamente.

Nas duas modalidades de ensaios, os dados obtidos para a força de atrito e os calculados para o coeficiente de atrito tiveram a aplicação de um filtro matemático tipo Butterworth passa-alta com frequência de corte de 1,1270 Hz no modo linear e 1,0126 Hz no modo oscilatório.

Além desse procedimento, nos ensaios oscilatórios foi aplicado o filtro da média no valor de 1.999 para o 'alisamento' da curva, utilizando o algoritmo em Matlab[®], enquanto que para os dados dos ensaios lineares utilizou-se o filtro da média no valor de 2.000 com o software Origin[®].

4.2.4 Cálculo das taxas de desgaste no modo linear e oscilatório

4.2.4.1 Cálculo das taxas de desgaste no modo linear

A taxa de desgaste no modo linear recíproco é dada pela equação a seguir:

$$T_x = \frac{V}{N} \frac{1}{D}, \quad [\text{mm}^3/\text{N m}] \quad (31)$$

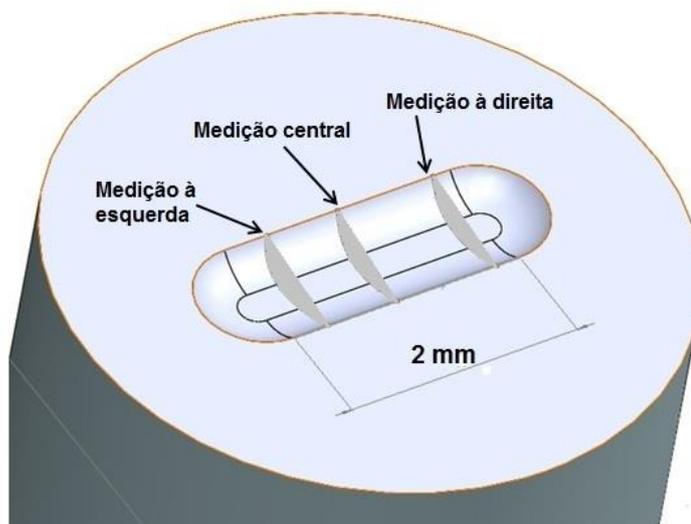
onde, V = volume do desgaste em mm^3 , obtido conforme os procedimentos da norma ASTM G133 – 5 – 2010 através de perfilometria.

N = força normal atuante no ensaio, em N e,

D = distância percorrida em m.

O volume do canal de desgaste é obtido conforme mostrado na FIGURA 58, integrando-se a área transversal medida na perfilometria, no seu comprimento de 2 mm. O equipamento utilizado é o nanoperfilômetro DEKTAK XT do Laboratório de Dispositivos Optoeletrônicos e Orgânicos da UFPR. As configurações do perfilômetro para a realização das medidas constam da TABELA 9

FIGURA 58 – ESQUEMA DA PERFILOMETRIA NO MODO LINEAR



FONTE: O Autor (2015)

TABELA 9 – PARÂMETROS DA CONFIGURAÇÃO DO PERFILÔMETRO DEKTAK XT

Parâmetros	Ensaio Linear	Ensaio Oscilatório
Comprimento de medição (μm)	2.500	4.500
Tempo de medição (s)	30	60
Peso de medição (mg)	3,0	5,0
Raio da ponta de medição (μm)	2,0	2,0

FONTE: O Autor (2014)

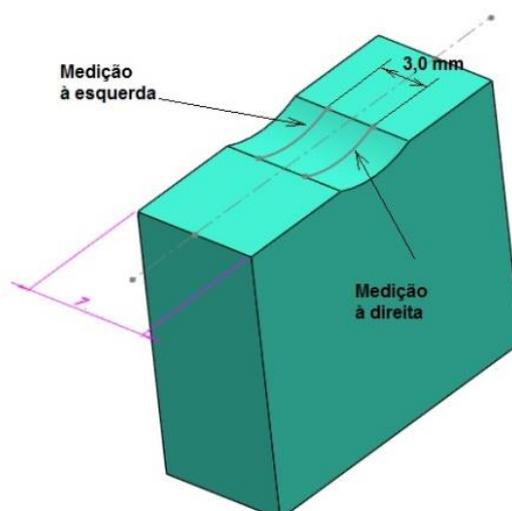
4.2.4.2 Cálculo das taxas de desgaste no modo oscilatório

Para o cálculo da taxa de desgaste $T_{x_{osc}}$ no modo oscilatório são necessários os valores do volume do canal de desgaste, a distância equivalente percorrida no ensaio e a carga normal ao plano da superfície de contato entre o corpo de prova e o contracorpo.

O volume do canal de desgaste é obtido através de perfilometria conforme procedimento da norma ASTM G133 – 5 - 2010, utilizando nanoperfilômetro DEKTAK XT do Laboratório de Dispositivos Optoeletrônicos e Orgânicos da UFPR.

O volume corresponde à média aritmética de três valores da medição da área da seção transversal do canal de desgaste, multiplicado pelo seu comprimento, conforme mostrado na FIGURA 59. Limitou-se a 3,0 mm a região para o cálculo da taxa tendo em vista a constatação de assimetrias e variação de profundidade encontrada nos ensaios oscilatórios.

FIGURA 59 – ESQUEMA DA PERFILOMETRIA NO MODO OSCILATÓRIO

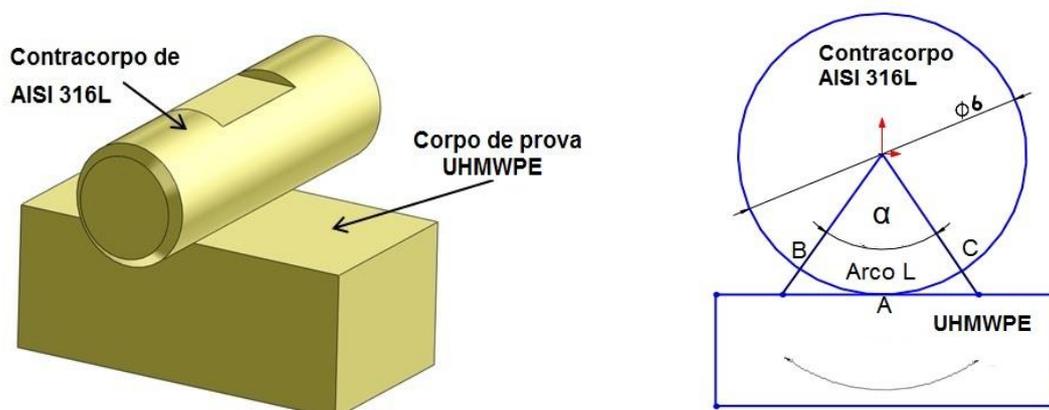


FONTE: O Autor (2015)

As configurações do perfilômetro para a realização das medidas do canal de desgaste estão mostradas na TABELA 9 já mencionada.

Na obtenção da distância percorrida no ensaio, considera-se o contracorpo de prova com diâmetro de 6,0 mm com o ponto (A) de contato com o corpo de UHMWPE, como ilustra a FIGURA 60. O arco L equivale à distância percorrida por esse ponto, no trajeto de ida e volta no ciclo de oscilação, partindo do ponto A, atingindo os extremos B e C e retornando ao ponto A.

FIGURA 60 – TRAJETO PERCORRIDO POR UM PONTO NO CICLO DE OSCILAÇÃO



FONTE: O Autor (2014)

Considera-se o trajeto de ida e de volta do ponto de contato (A) como sendo 1 ciclo de oscilação, o qual compreende o ângulo total de contato igual a $2 * \alpha$. O comprimento do arco correspondente ao trajeto de contato é dado pela equação a seguir:

$$L = \alpha r \quad (32)$$

onde: r = raio do contracorpo de prova;

L = comprimento do arco cujo ângulo central é igual a α , em radianos.

O valor da distância total percorrida no ensaio no modo oscilatório é dado pela equação a seguir:

$$D = 2 L \text{ quantidade de ciclos do ensaio} \quad (33)$$

onde: D = distância total equivalente percorrida ao final do ensaio oscilatório.

O valor da taxa de desgaste no modo oscilatório é dado por $Tx_{osc} = \frac{V}{N_{cmed}} \frac{1}{D}$

onde o volume V e a distância D são constantes e a força N_{cmed} é variável.

Para o cálculo dessa taxa de desgaste é necessário que todos os parâmetros sejam constantes. Como a força N possui duas componentes, a força P e a força F_{LVDT} que são variáveis segundo o ângulo θ , calculou-se força normal N_{cmed} através da média aritmética dos valores absolutos dessas duas forças, registradas ao longo do ensaio oscilatório.

Utilizando o somatório da expressão $N = |P \cos(\theta) - F_{LVDT} \sin(\theta)|$, da equação (28), e a quantidade de pontos medidos durante o ensaio, obtêm-se, a força normal média N_{cmed} denotada pela equação a seguir:

$$N_{cmed} = [(\sum |P(\cos(\theta)) - F_{LVDT}(\sin(\theta))|) / N_{pontos}] \quad (34)$$

A taxa de desgaste no modo oscilatório é definida como a seguir:

$$Tx_{osc} = \frac{V}{D} \frac{1}{N_{cmed}} \quad (35)$$

Substituindo a equação (34) na equação (35) obtém-se a taxa de desgaste oscilatória dada pela seguinte equação:

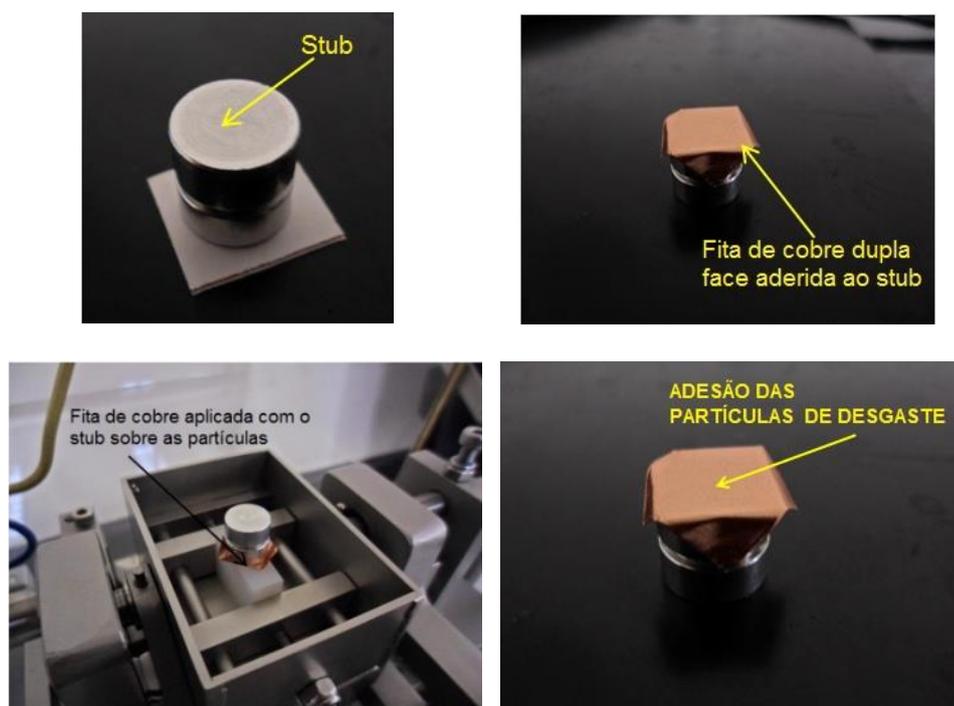
$$T_{X_{osc}} = (V/D)[(\Sigma|(P \cos(\theta)) - (F_{LVDT} \sin(\theta)))|/N_{pontos}]^{-1} \quad (36)$$

onde V é o volume do canal de desgaste do corpo de prova de UHMWPE em mm^3 , D é a distância equivalente de desgaste em m , N_{cmed} a carga equivalente em N no ensaio oscilatório e N_{pontos} o número total de pontos adquiridos durante a realização do ensaio.

4.2.5 Procedimento para coleta das partículas de desgaste

As partículas geradas nos ensaios de desgaste foram coletadas com a utilização de um segmento de fita de cobre dupla face conforme mostrado na FIGURA 61. O procedimento de coleta consistiu em retirar parcialmente a cobertura de uma das faces da fita, permanecendo a camada de adesivo sobre o cobre. Essa face exposta da fita de cobre foi levemente comprimida manualmente sobre a área onde houve o desgaste, propiciando a transferência das partículas da superfície do bloco de UHMWPE para a fita de cobre e a sua ancoragem na camada do adesivo. Posteriormente, essa face foi metalizada para tornar condutivas as partículas aderidas na fita e permitir sua identificação na microscopia eletrônica de varredura.

FIGURA 61 – COLETA DAS PARTÍCULAS DE DESGASTE



FONTE: O Autor (2015)

4.3 VALIDAÇÃO DO DISPOSITIVO - TESTE DE HIPÓTESES

4.3.1 Variáveis quantitativas

As variáveis quantitativas deste estudo são as seguintes:

- a) Coeficiente de atrito calculado nos modos linear e oscilatório;
- b) Taxa de desgaste calculada no modo linear e modo oscilatório.

4.3.2 Decisão sobre as Hipóteses Nula e Alternativa

As diferenças que ocorrem eventualmente entre os dois modos de ensaio, ou seja, o linear e o oscilatório, podem ser devidas a três fatores:

- a) Um dos modos apresenta menor dispersão de resultados;
- b) Existem fatores de confundimento não controlados, devido a variáveis não consideradas no estudo;
- c) Variações aleatórias influenciando no resultado do ensaio causando as diferenças encontradas.

Assim sendo, os fatores 2 e 3 devem ser eliminados para permitir concluir acerca do fator 1.

O fator 2 pode ser eliminado com planejamento amostral adequado.

O fator 3 pode ser minimizado através do teste de hipóteses. Caso a diferença estatística observada seja muito grande para ser explicada somente através da variação aleatória, podemos afirmar que ela é 'estatisticamente significativa' e, dessa forma concluir sobre o fator número 1, aceitando ou rejeitando a Hipótese Nula (H_0).

Neste estudo os parâmetros estatísticos utilizados para decisão sobre a aceitação ou rejeição da Hipótese Nula (H_0) e da Hipótese Alternativa (H_1), estão determinados conforme os valores a seguir:

- Valor de α (nível de significância do teste) = 0,05 (5%);
- Valor de β : Poder do teste = $1 - \beta = 0,8$ (80%);
- Valores de p: Rejeição da Hipótese Nula para $p < 0,05$;
- Não Rejeição da Hipótese Nula para $p \geq 0,05$.

Para a aplicação do teste de hipóteses comparando duas médias populacionais, três condições devem ser atendidas:

- a) As populações devem ser normalmente distribuídas, ou seja $X \sim N(\mu, \sigma)$ condição essa, verificada com o teste de Shapiro Wilk;
- b) As variâncias das populações são iguais $\sigma^2_1 = \sigma^2_2$, condição verificada com plevne ;
- c) As amostras devem ser independentes, condição essa, verificada com o teste x^2 .

O teste de hipóteses utilizou a distribuição t de Student (comparação de dois grupos independentes), bicaudal, comparando a média dos valores dos coeficientes de atrito nos dois modos de ensaios, ou seja, linear e oscilatório.

4.3.3 Determinação do tamanho da amostra

A estimativa inicial do tamanho da amostra para os ensaios no modo linear e no oscilatório foi obtida através da utilização dos valores da média do desgaste volumétrico e seu desvio padrão, resultantes dos ensaios realizados por ATHAYDE, (2011).

O valor médio do desgaste volumétrico considerado é de $3,20 \times 10^{-2} \text{ mm}^3$ e o seu desvio padrão de $0,0382 \times 10^{-2} \text{ mm}^3$.

O cálculo do tamanho inicial da amostra 'n' é dado pela equação (37) como a seguir (PAGANO *et al.*, 2008):

$$n = \frac{2(z_{\alpha/2} + z_{\beta})^2 \sigma^2}{d^2} \quad (37)$$

onde: $z_{\alpha/2}$ - está associado ao erro do tipo I, e com, $p < 0,05$ (5%).

z_{β} - está associado ao poder do teste (probabilidade de rejeitar H_0 se ela for falsa), ou seja, $p \geq 0,05$, com uma probabilidade de 0,80 (80%).

σ - Desvio padrão da variável considerada;

p - Probabilidade de rejeitar H_0 sendo ela verdadeira (Erro tipo I);

d - Valor hipotético para a diferença entre as médias que se deseja detectar, caso exista realmente (PAGANO *et al.*, 2008).

Arbitrou-se de forma prévia o valor dessa diferença em $0,0006 \text{ mm}^3$, como primeiro valor para as iterações realizadas a cada ensaio, até a obtenção da quantidade do número de amostras igual ou maior que a quantidade estimada inicialmente.

portanto,

$$n = \frac{2(1,96 + 0,84)^2 (3,82 \times 10^{-4})^2}{(6,0 \times 10^{-4})^2} = 6,7$$

Onde os valores de 1,96 e de 0,84 equivalem as áreas de $0,025(z_{\alpha/2})$ e $0,20(z_{\beta})$ na extremidade da curva Normal, respectivamente.

Com base na estimativa inicial foi previsto para este estudo o valor de $n = 7$ amostras para cada modalidade de ensaio.

4.3.4 Validação do dispositivo

A validação do dispositivo quanto à reprodutibilidade dos resultados foi realizada com base no coeficiente de atrito, mediante a aplicação do teste de hipóteses previsto no item 4.3.2.

4.3.5 Obtenção da curva de vida UHMWPE

A curva de vida do UHMWPE usado nos ensaios oscilatórios foi obtida através dos valores de duas variáveis:

- Variável independente: o número de ciclos de cada grupo de ensaio;
- Variável dependente: a taxa de desgaste correspondente a cada grupo de ensaio executado, em $(\text{mm}^3/\text{N m})$.

Foram realizados três ensaios para cada grupo, ou seja, 30×10^3 , 60×10^3 , 90×10^3 , 120×10^3 , 150×10^3 , 200×10^3 e 250×10^3 ciclos.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Este capítulo está dividido em três partes, as quais estão relacionadas com os objetivos específicos deste estudo. A primeira trata do projeto do dispositivo oscilatório a ser acoplado no tribômetro, a segunda dos ensaios executados e os resultados obtidos e a terceira sobre a validação do dispositivo conforme os parâmetros propostos nos objetivos. Para facilitar a leitura e visualização das figuras os resultados estão apresentados em conjunto com a sua respectiva discussão.

5.1 PROJETO E CONSTRUÇÃO DO DISPOSITIVO

Os desenhos de conjunto e a lista de material e a seleção das guias deslizantes que compõem o dispositivo oscilatório estão apresentados no Apêndice A, Apêndice B e Apêndice C respectivamente. Na execução do projeto foi utilizado o software Solidworks® versões 2010/2014.

Na construção do dispositivo oscilatório, tais como partes estruturais, eixos e suportes, foram utilizados os aços AISI 316L, AISI 304 e AISI 410.

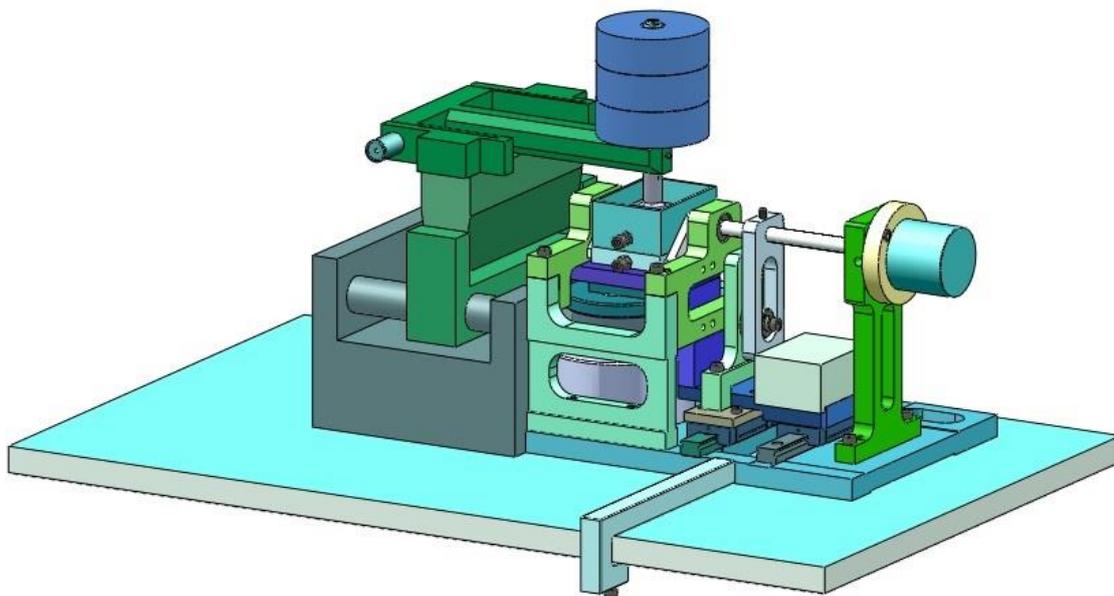
A usinagem dos componentes foi realizada no Laboratório de Usinagem do Departamento de Engenharia Mecânica da UFPR utilizando o Centro de Usinagem Bridgeport Discovery 2022 e em empresa de usinagem de precisão externa à UFPR. O controle dimensional dos componentes durante a fabricação foi realizado no Laboratório de Metrologia da UFPR.

O dispositivo, abrangendo o projeto mecânico, possui Pedido de Registro de Patente protocolado no Instituto Nacional da Propriedade Industrial - INPI, sob o número BR 10 2014 002955 9, de 07 de fevereiro de 2014, cujo documento consta no Anexo VI.

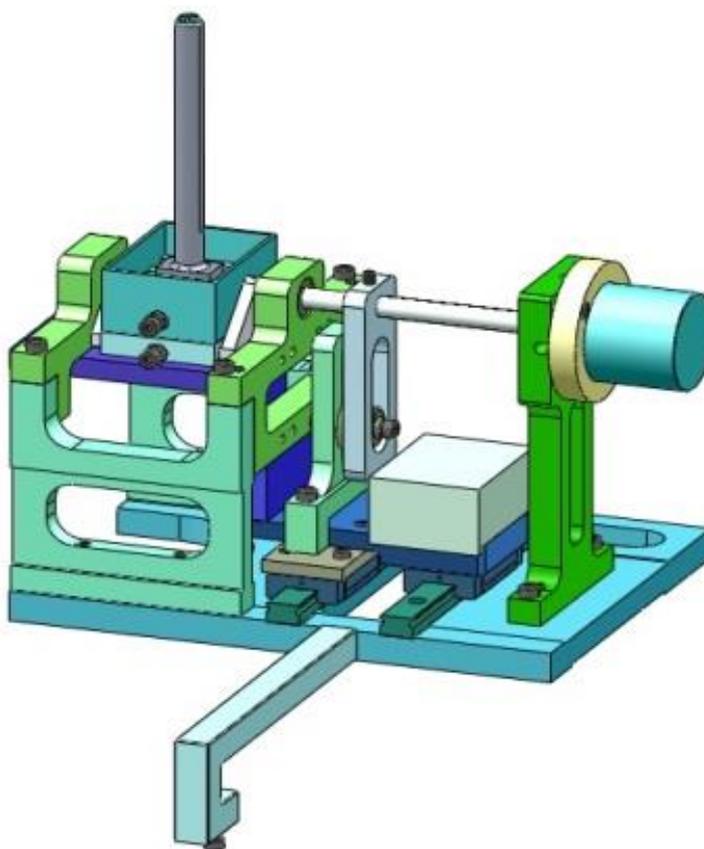
A FIGURA 62 mostra o esquema do dispositivo acoplado ao tribômetro e FIGURA 63 mostra o esquema do dispositivo de forma isolada.

Estes procedimentos permitiram realizar o primeiro objetivo específico proposto neste estudo.

FIGURA 62 – DISPOSITIVO ACOPLADO AO TRIBÔMETRO



FONTE: O Autor (2014)

FIGURA 63 – DISPOSITIVO PROJETADO PARA O ATUAL ESTUDO
DEPÓSITO DE PEDIDO DE PATENTE INPI Nº - BR 10 2014 002955 9

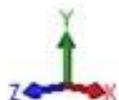
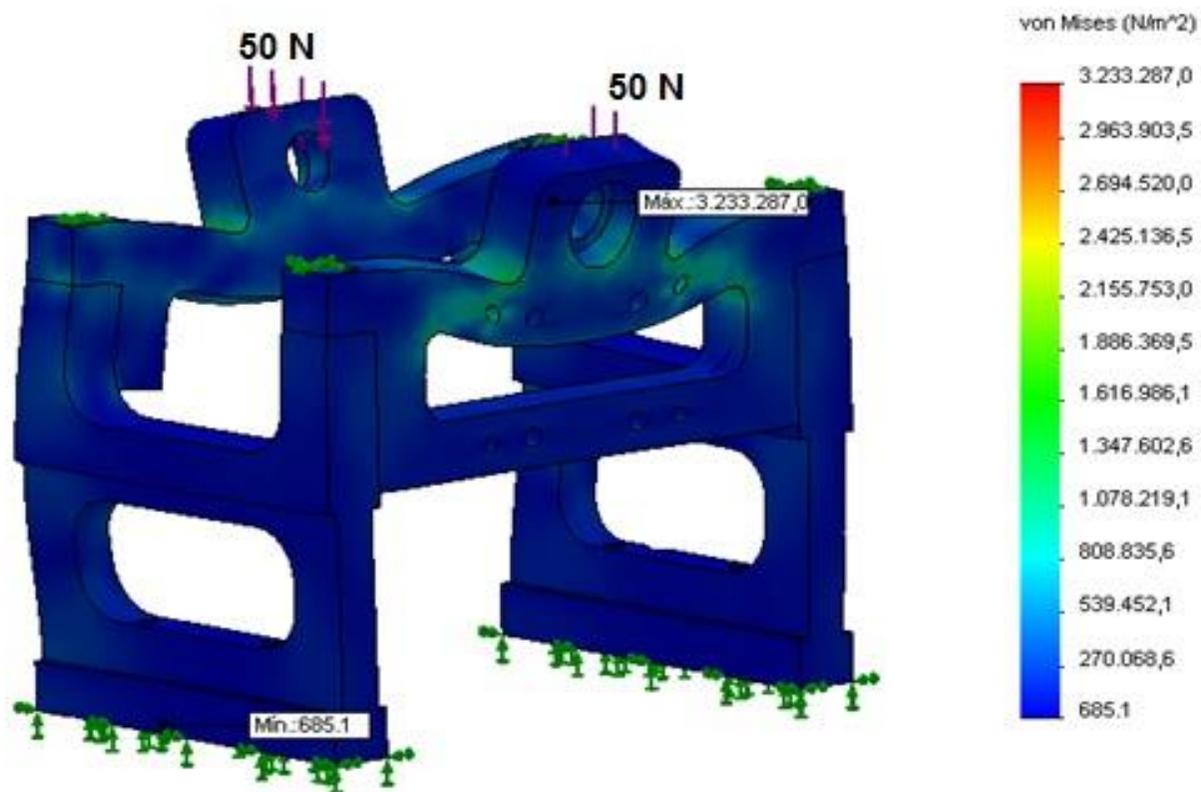
FONTE: O Autor (2014)

5.1.1 Dimensionamento dos componentes principais do dispositivo

O dimensionamento do dispositivo compreendendo os dois grupos de componentes foi realizado através do método dos elementos finitos com o software Solidworks®. O grupo da estrutura de apoio dos mancais conforme mostra a FIGURA 64, FIGURA 65, FIGURA 66 e a FIGURA 67 e o grupo do sistema de acionamento da cuba como mostra a FIGURA 68, FIGURA 69 e a FIGURA 70, indicaram que as tensões de von Mises, deformação estática ESTRN, falha por fadiga, e deslocamentos URES, estão dentro dos limites de resistência e deformação dos materiais utilizados, conferindo ao projeto a característica de dimensionamento adequado dos seus componentes.

FIGURA 64 – DIMENSIONAMENTO QUANTO A TENSÃO VON MISES

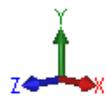
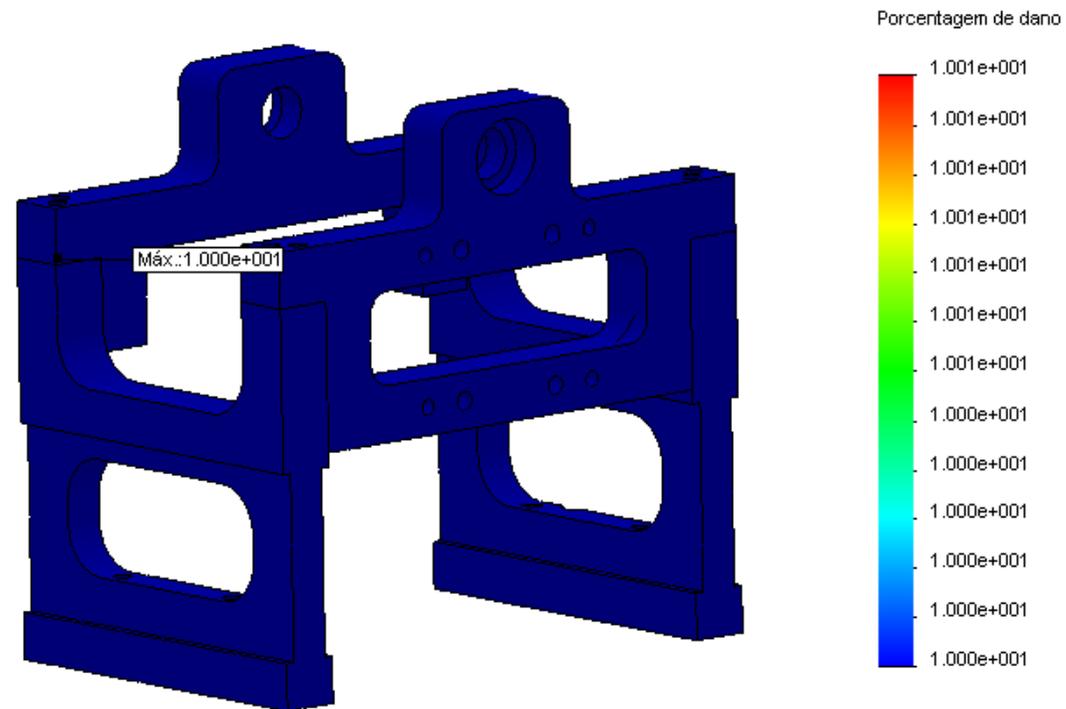
Carga de 50N em cada mancal
Nome do modelo: Montagem mancais de apoio da cuba
Nome do estudo: Estudo 1
Tipo de plotagem: Estático tensão nodal Tensão1
Escala de distorção: 24778.4



FONTE: O Autor (2014)

FIGURA 65 – DIMENSIONAMENTO QUANTO À FADIGA (% DANOS)

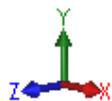
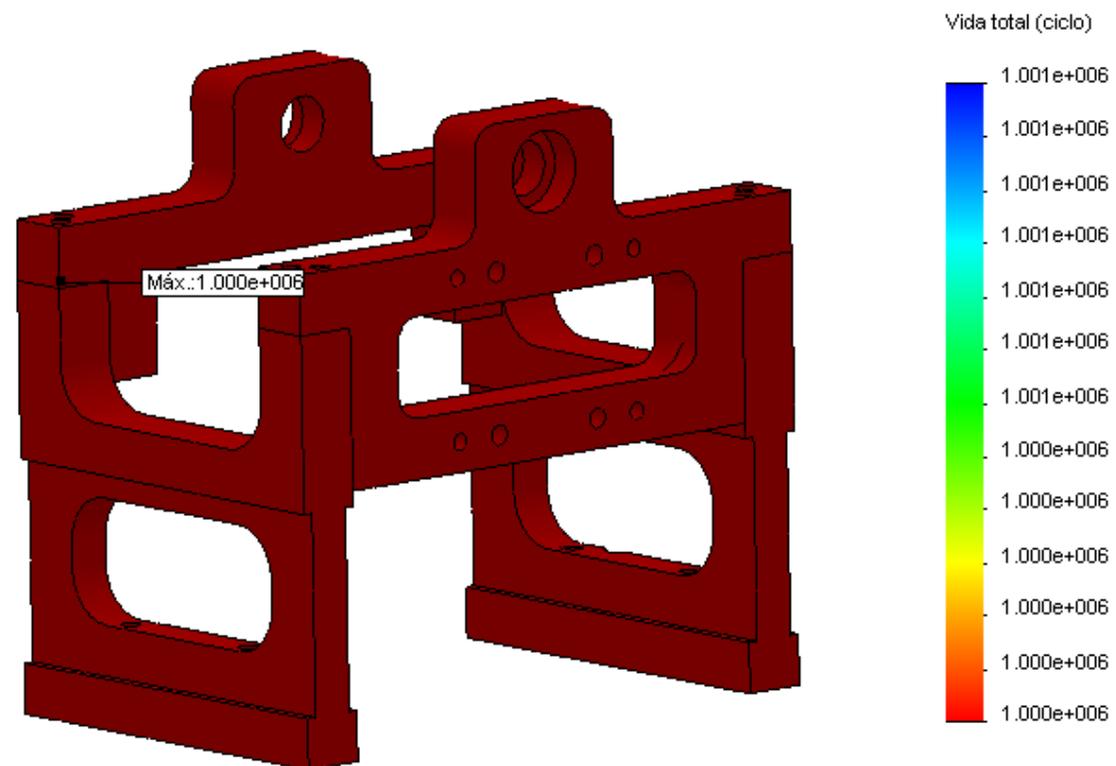
Carga de 50N em cada mancal
Nome do modelo: Montagem mancais de apoio da cuba
Nome do estudo: Estudo 4
Tipo de plotagem: Fadiga(Danos) Resultados1



FONTE: O Autor (2014)

FIGURA 66 – DIMENSIONAMENTO À FADIGA VIDA TOTAL (CICLOS)

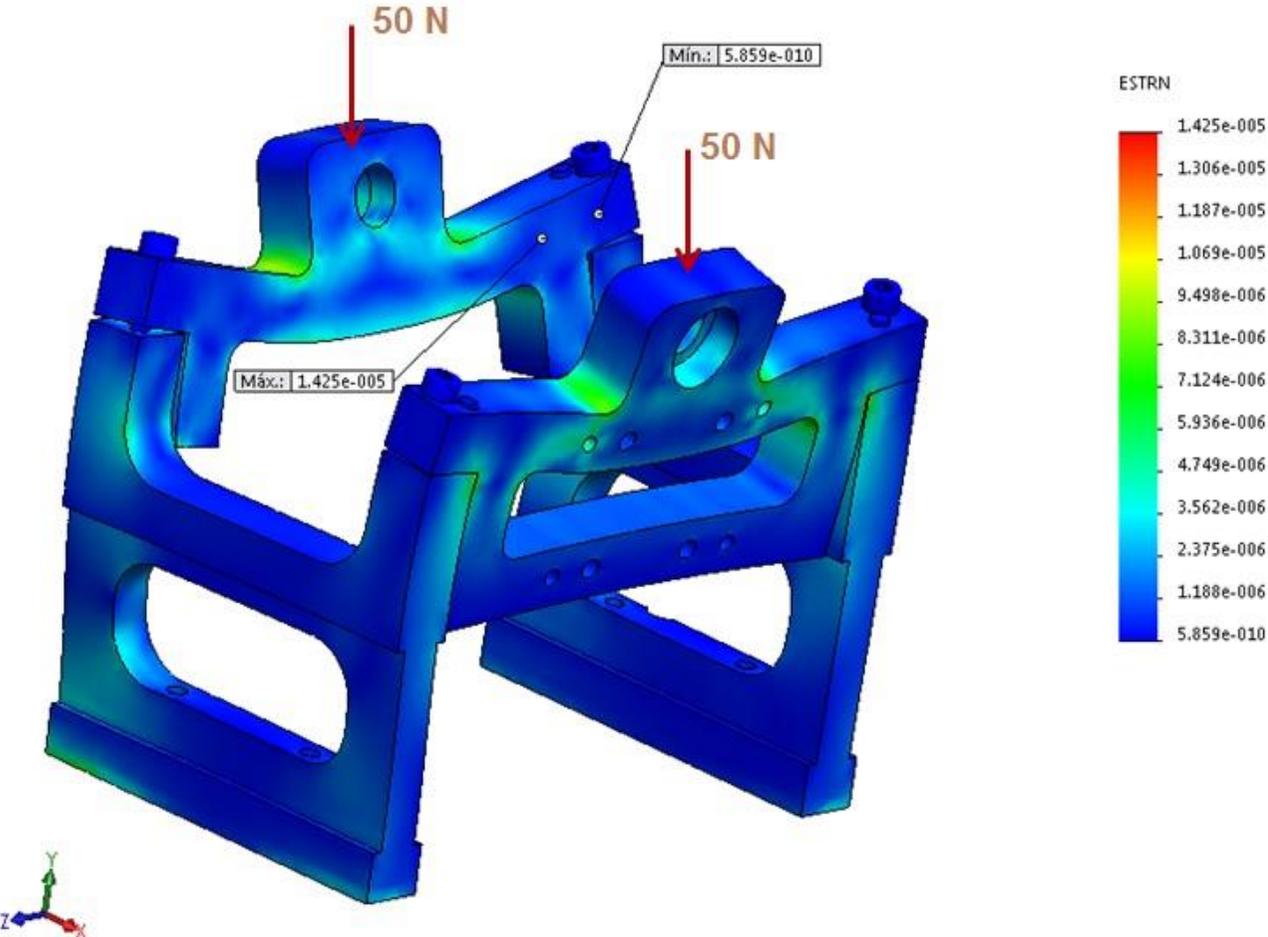
Carga de 50N em cada mancal
Nome do modelo: Montagem mancais de apoio da cuba
Nome do estudo: Estudo 4
Tipo de plotagem: Fadiga(Vida) Resultados2



FONTE: O Autor (2014)

FIGURA 67 – DIMENSIONAMENTO À DEFORMAÇÃO ESTÁTICA (ESTRN)

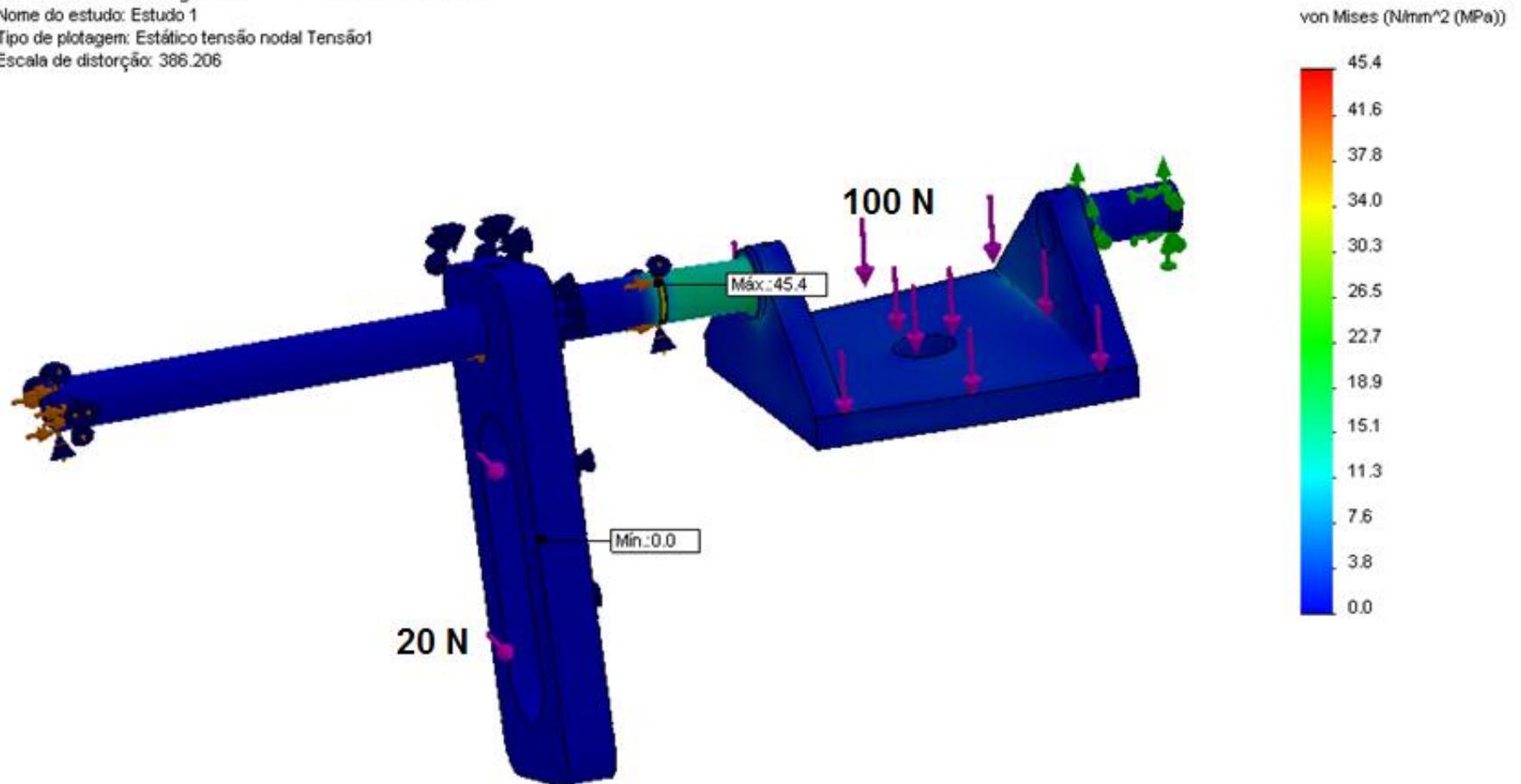
Nome do modelo: MONTAGEM_LATERAIS_E_MANCAIS
Nome do estudo: Análise estática 2(Default)
Tipo de plotagem: Deformação estática Deformação1
Escala de distorção: 10702.2
Valor global: 5.85891e-010 a 1.42465e-005



FONTE: O Autor (2014)

FIGURA 68 – DIMENSIONAMENTO QUANTO A TENSÃO VON MISES

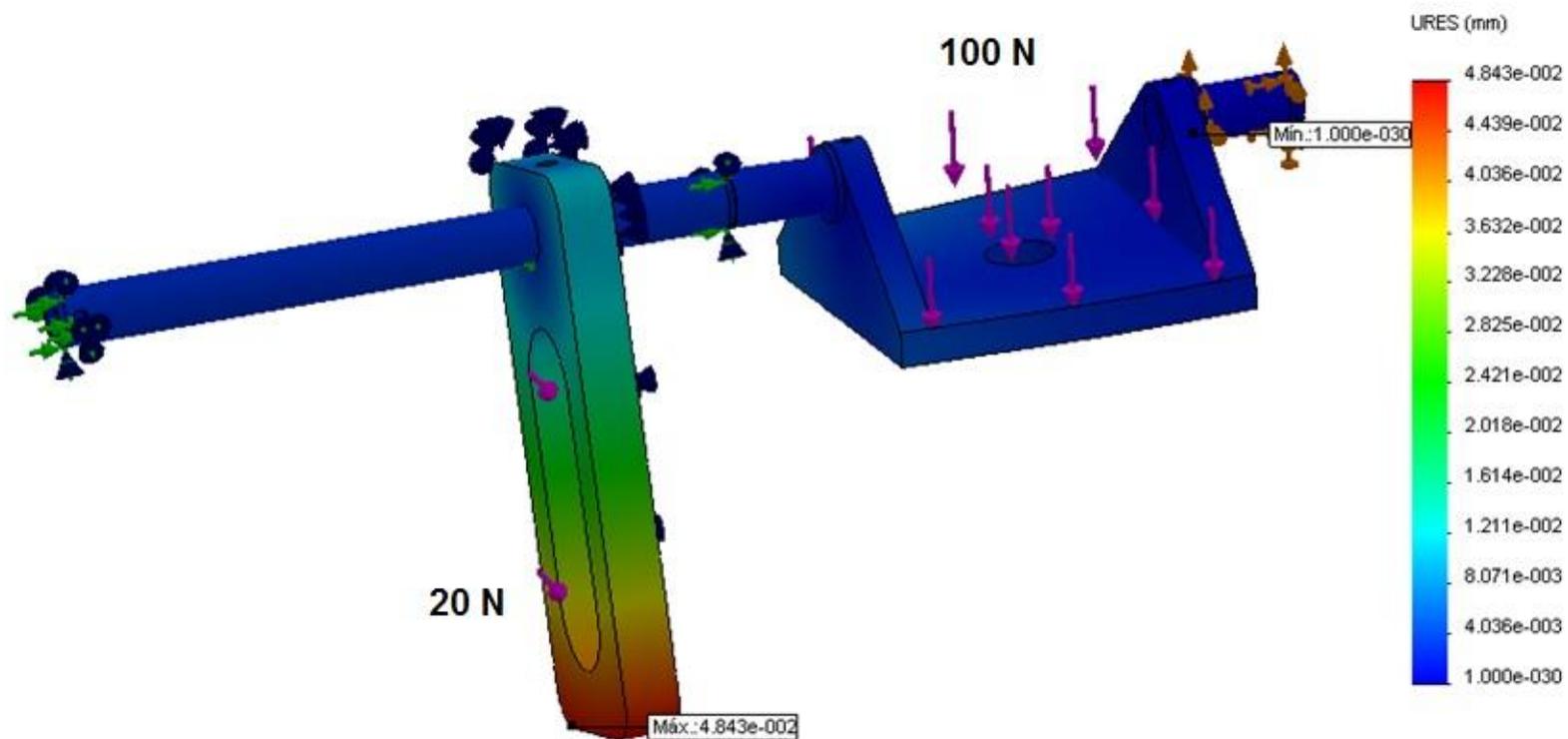
Eixo direito sem furo de fixação da base de oscilação
Nome do modelo: Montagem da Cuba com eixos e acionamento
Nome do estudo: Estudo 1
Tipo de plotagem: Estático tensão nodal Tensão1
Escala de distorção: 386.206



FONTE: O Autor (2014)

FIGURA 69 – DIMENSIONAMENTO QUANTO A DESLOCAMENTO (URES)

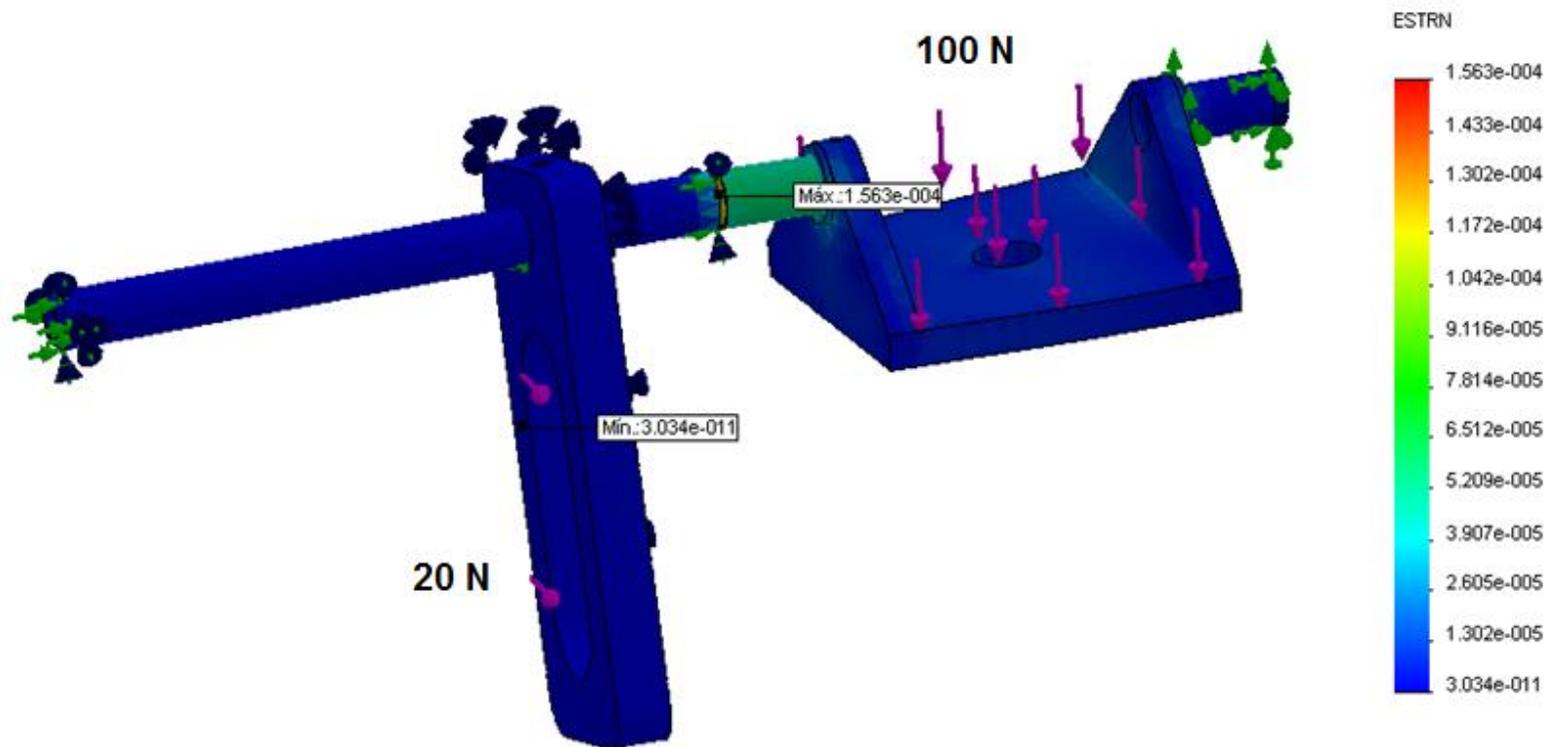
Nome do modelo: Montagem da Cuba com eixos e acionamento
Nome do estudo: Estudo 1
Tipo de plotagem: Deslocamento estático Deslocamento1
Escala de distorção: 386.206



FONTE: O Autor (2014)

FIGURA 70 – DIMENSIONAMENTO QUANTO À DEFORMAÇÃO ESTÁTICA (ESTRN)

Nome do modelo: Montagem da Cuba com eixos e acionamento
Nome do estudo: Estudo 1
Tipo de plotagem: Deformação estática Deformação1
Escala de distorção: 386.206



FONTE: O Autor (2014)

5.1.2 Calibração do LVDT no tribômetro

Ao ser realizado o procedimento de calibração do LVDT obtiveram-se os valores médios das tensões registradas pela placa de aquisição para o conjunto de cargas aplicadas, conforme indicado na TABELA 10.

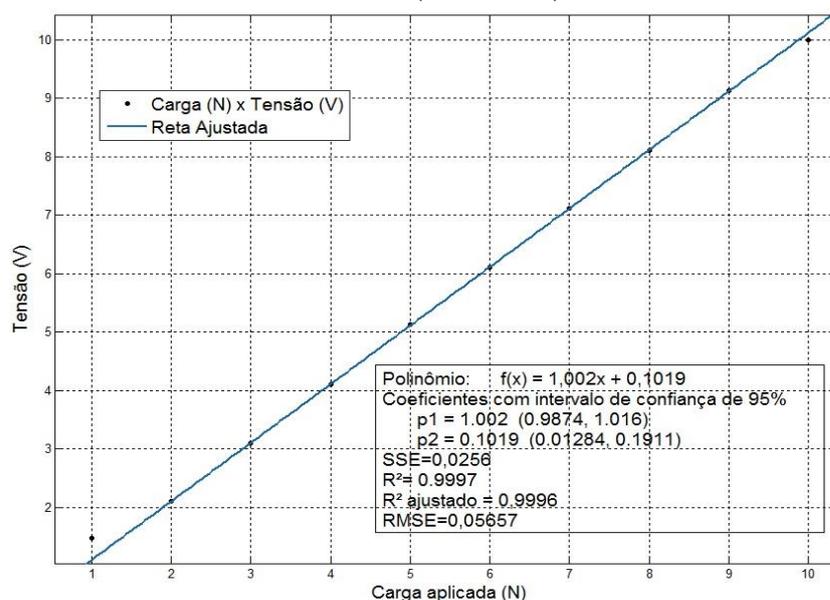
TABELA 10 – RESULTADOS DA CALIBRAÇÃO DO LVDT NO TRIBÔMETRO

Carga aplicada através do LVDT (N)	Valor médio da aquisição (V)	Desvio Padrão (σ)
1	1,47482	0,006136
2	2,10407	0,006531
3	3,10168	0,009100
4	4,11519	0,007619
5	5,12814	0,010394
6	6,10481	0,006905
7	7,10849	0,007141
8	8,11076	0,006975
9	9,12505	0,007038
10	10,0000	0,000000

FONTE: O Autor (2014)

O gráfico da FIGURA 71 mostra a reta de regressão para as medições conforme as cargas aplicadas e os valores de tensão (V) lidos no LVDT. Pode ser observado que o fator de determinação $R^2_{ajustado} = 0,9996$ que indica o quanto os pontos de medição estão próximos da reta de regressão.

FIGURA 71 – TENSÃO NO LVDT (TP5 E TP8) – CARGAS DE 1,0 N A 10,0 N



FONTE: O Autor (2014)

Observa-se nesse gráfico a linearidade entre esses dois parâmetros, com coeficiente de Pearson igual 0,99945 indicando forte correlação positiva.

5.1.3 Calibração da posição do RVDT no dispositivo

A calibração de posição angular do RVDT foi realizada através dos dois métodos propostos e os valores estão indicados na TABELA 11.

Através desses dois métodos calibrou-se o RVDT quanto ao seu posicionamento no dispositivo centralizando esse transdutor à meia amplitude do do ângulo de oscilação e aferiu-se também o seu posicionamento nos extremos desse ângulo. A relação entre tensão e ângulo fornecida pelo fabricante foi utilizada para obter os valores em graus mostrados na referida tabela. O valor lido na calibração não foi compensado no processamento por resultar em valores não significantes quando aplicados às funções trigonométricas utilizadas nos algoritmos computacionais.

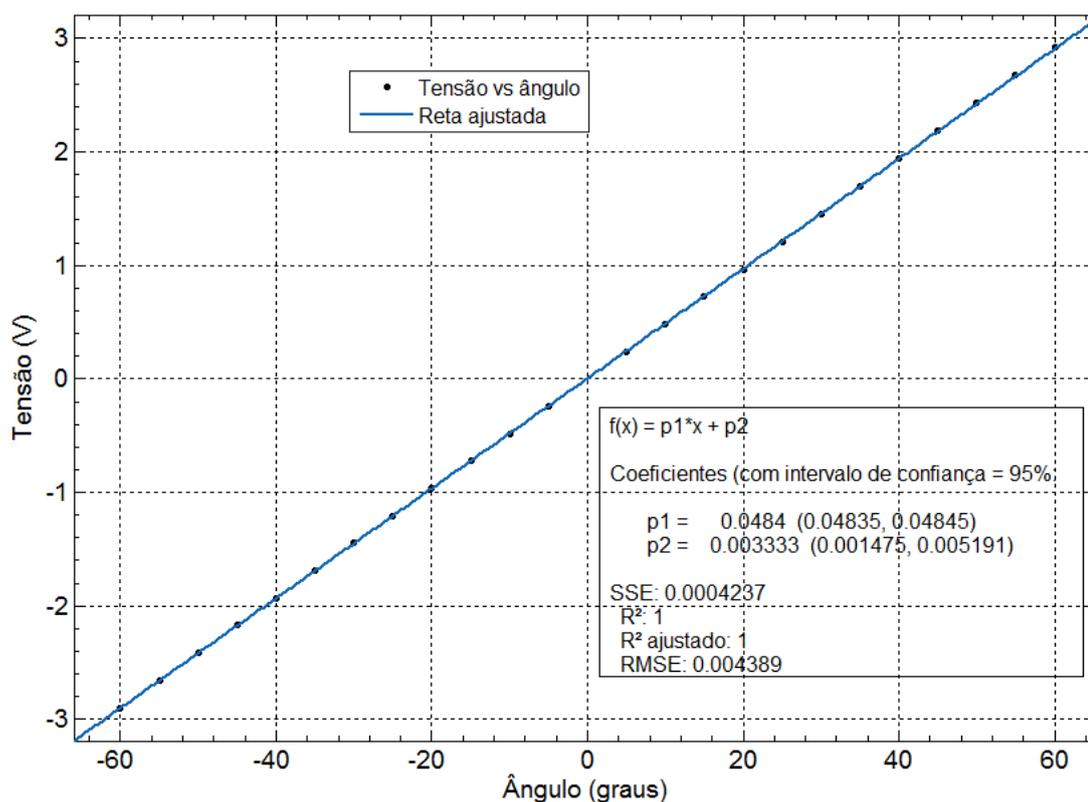
TABELA 11 – RESULTADOS DA CALIBRAÇÃO DA POSIÇÃO DO RVDT NO DISPOSITIVO

Ângulo aplicado à cuba (graus)	Valor (V) RVDT	Valor em graus RVDT
(1) softscope 0,0124	0,00244	0,05045
(2) osciloscópio $\pm 10,3306$	$\pm 0,500$	$\pm 10,3306$

FONTE: O Autor (2014)

O gráfico, cujos valores de calibração foram fornecidos pelo fabricante do RVDT representado na FIGURA 72, mostra a correlação entre o ângulo de deflexão do eixo do transdutor e a tensão (V) de saída correspondente desse sensor angular.

FIGURA 72 – RELAÇÃO ENTRE TENSÃO (V) E ÂNGULO (GRAUS) NA CALIBRAÇÃO DO RVDT



FONTE: O Autor (2014)

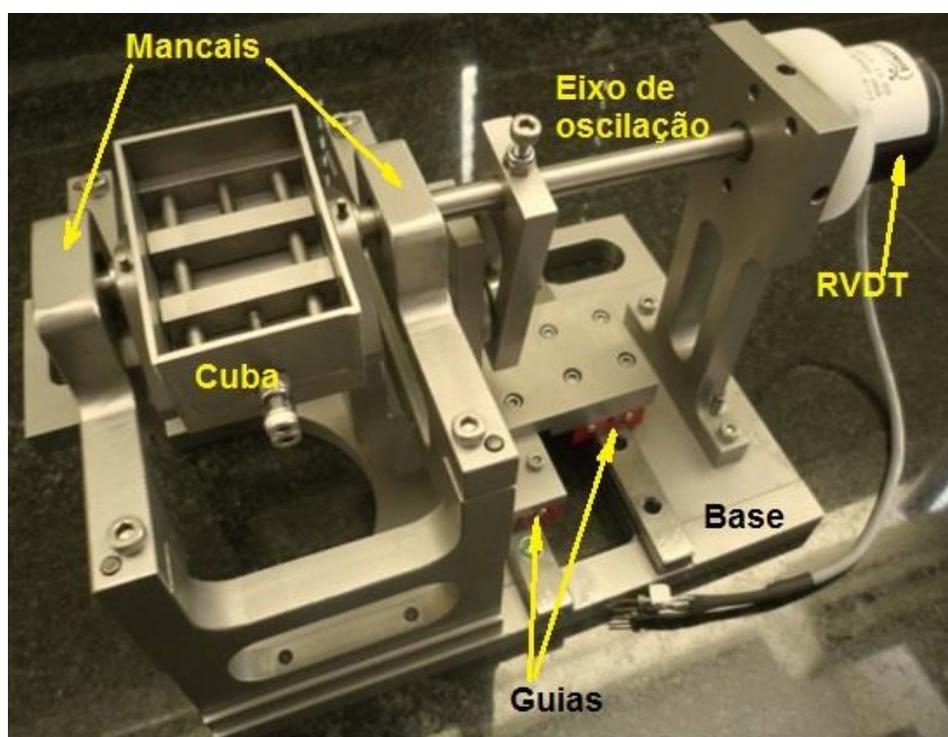
Observa-se aqui também a existência da linearidade entre esses dois parâmetros, ou seja, tensão (V) e ângulo obtido (graus), além de forte correlação linear positiva cujo valor é igual a 1, e fator de determinação $R^2_{ajustado}=1$.

5.1.4 Implementação do dispositivo e acoplamento ao tribômetro

Os procedimentos mencionados a seguir permitiram realizar o objetivo específico número 1, proposto neste estudo.

Concluídos os trabalhos de usinagem e inspeção dimensional dos componentes, foi realizada a montagem do dispositivo conforme mostra a FIGURA 73.

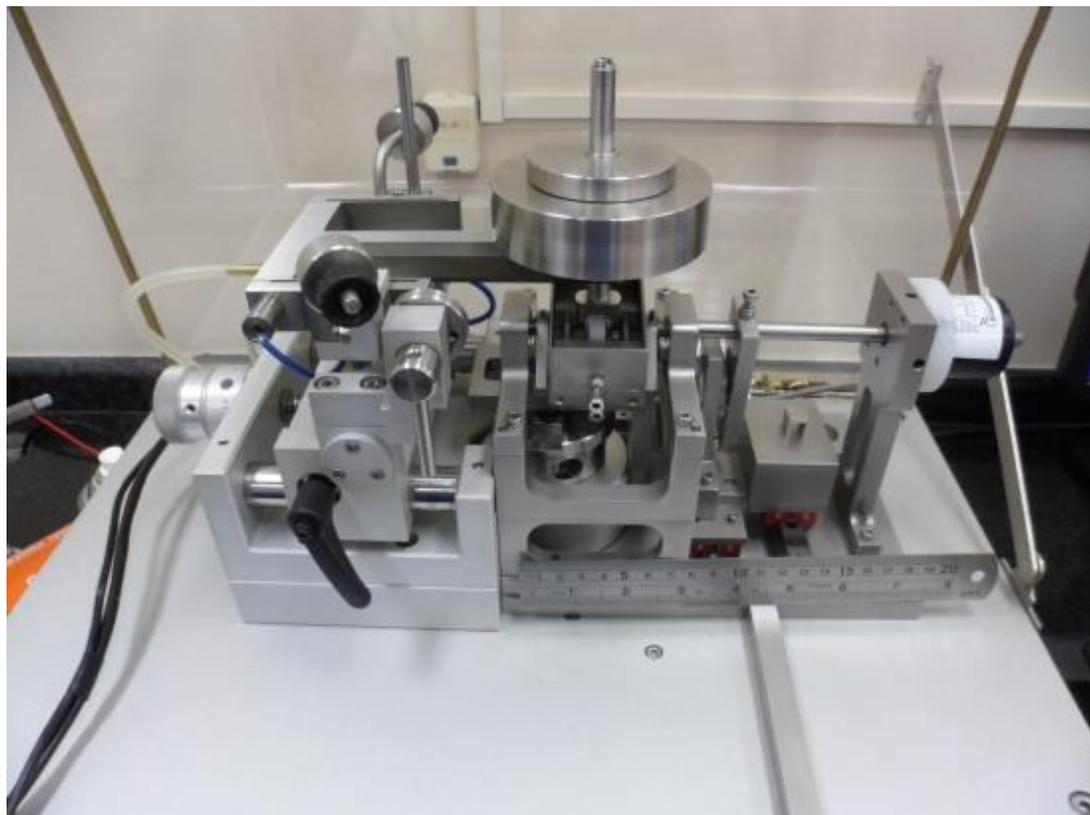
FIGURA 73 – VISTA SUPERIOR E LATERAL DO DISPOSITIVO



FONTE: O Autor (2014)

Após esse procedimento foi realizada a inspeção final do conjunto, lubrificação das partes móveis e o acoplamento ao tribômetro como mostra a FIGURA 74.

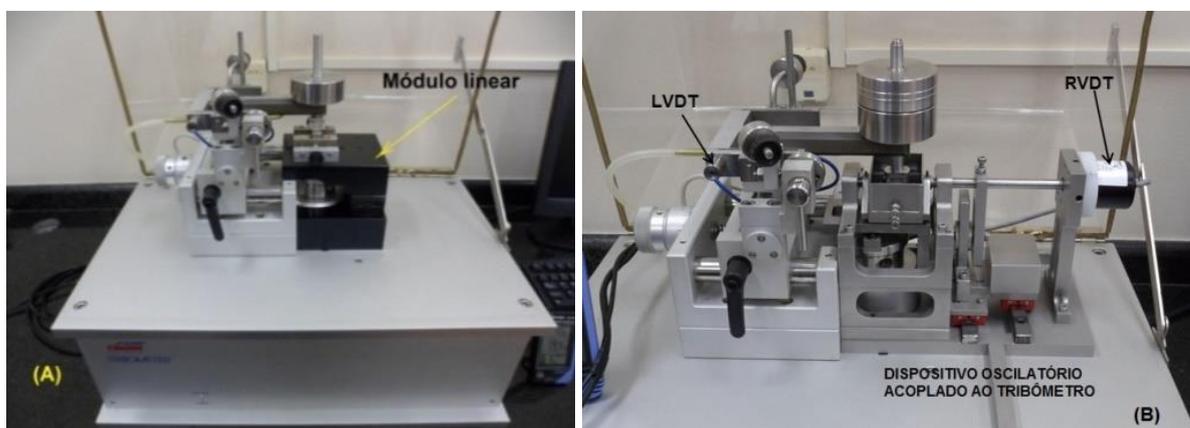
FIGURA 74 – MONTAGEM DO DISPOSITIVO NO TRIBÔMETRO



FONTE: O Autor (2014)

Na FIGURA 75 estão mostradas as configurações de montagem do tribômetro com o seu módulo linear instalado (A), e o dispositivo oscilatório com o transdutor angular RVDT instalado (B).

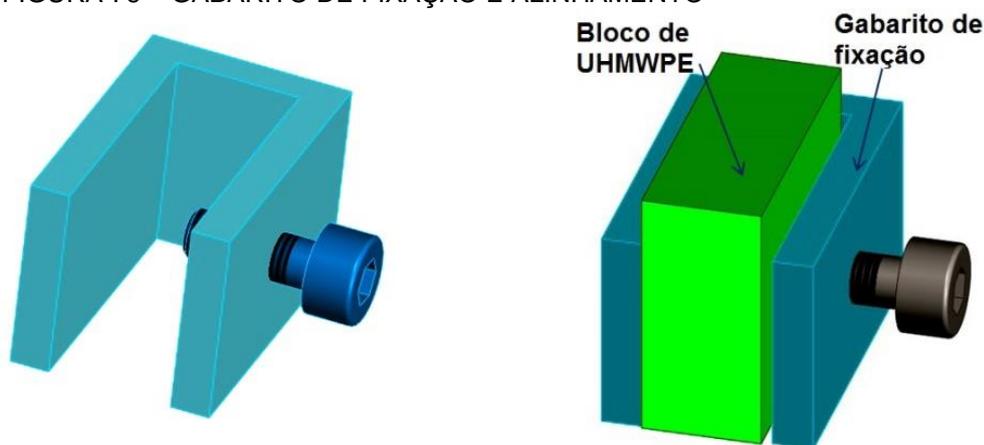
FIGURA 75 – CONFIGURAÇÃO DO TRIBÔMETRO NO MODO LINEAR (A) E OSCILATÓRIO (B)



FONTE: O Autor (2014)

Após os primeiros ensaios foram observadas irregularidades nos canais de desgaste dos blocos de UHMWPE. Esses canais apresentavam geometria irregular, demonstrando não haver um alinhamento adequado entre o contracorpo de AISI 316L e o bloco de UHMWPE nos planos horizontal e vertical do par tribológico. Essa ocorrência foi parcialmente solucionada com a utilização de um gabarito de fixação para o bloco de UHMWPE na cuba de ensaio conforme mostrado na FIGURA 76.

FIGURA 76 – GABARITO DE FIXAÇÃO E ALINHAMENTO



FONTE: O Autor (2015)

O desalinhamento no plano horizontal foi reduzido, sendo essa a causa dos canais de desgaste se apresentarem irregulares ao longo da largura do bloco de UHMWPE, não atingindo, em alguns casos, o comprimento previsto de 7,0 mm, que é a largura total do bloco de polímero.

5.2 EXECUÇÃO DOS ENSAIOS TRIBOLÓGICOS

Foram realizados ensaios no modo linear na configuração padrão do tribômetro com 350×10^3 ciclos de duração e ensaios no modo oscilatório utilizando o dispositivo proposto no projeto, com duração com 150×10^3 ciclos. A partir desses ensaios foram obtidos os valores da força, calculado o coeficiente de atrito e também as taxas de desgaste do UHMWPE. As partículas de desgaste obtidas nesses ensaios

foram submetidas à verificação por MEV para sua classificação morfológica. Além disso, foram realizados ensaios no modo oscilatório com outros números de ciclos para obtenção da curva de vida do UHMWPE.

Esses procedimentos permitiram realizar o segundo e o terceiro objetivo específico proposto neste estudo.

Através dos ensaios no modo linear foram obtidos os valores da força e coeficiente de atrito com o algoritmo do modo linear e com o software do tribômetro, o Tribbox[®], o que permitiu validar os algoritmos de aquisição, filtragem e processamento no modo linear para uso no modo oscilatório. Os algoritmos utilizados estão transcritos no Apêndice D.

Os ensaios no modo oscilatório previstos inicialmente para serem realizados com duração de 350×10^3 ciclos tiveram essa duração revista para 150×10^3 ciclos em virtude da ocorrência de sobrecarga no LVDT, motivada por elevada força tangencial ($F_t > 10$ N). Após tentativas, estabeleceu-se o número de ciclos em 150×10^3 .

A causa da sobrecarga está relacionada com o aumento da área real de contato entre o contracorpo de AISI 316L e bloco de UHMWPE no transcorrer do ensaio. Para evitar essa intercorrência, a carga normal foi igualmente ajustada em 14,45 N, o que resultou em uma pressão Hertziana de contato de 15,70 MPa, para o experimento no modo oscilatório.

Os ensaios oscilatórios para obtenção da curva de vida do UHMWPE foram realizados em sete grupos de ciclos. Para cada grupo foram executados 3 ensaios com os mesmos parâmetros de carga e amplitude de oscilação dos ensaios no modo oscilatório em 150×10^3 ciclos.

5.2.1 Aquisição, filtragem e processamento dos sinais do LVDT e do RVDT

Nos ensaios no modo linear o algoritmo de aquisição desenvolvido realizou a aquisição simultânea através da placa de aquisição de dados em tempo real para posterior comparação com os dados do software do tribômetro, o Tribbox[®]. Mediante o algoritmo de filtragem, utilizando o filtro “Butterworth passa alta” foi possível ajustar a curva da força e coeficiente de atrito para o valor indicado pelo Tribbox[®].

O percentual de filtragem de 99,735%, do valor da frequência de rotação da polia do tribômetro que é igual a 1,1300 Hz, resultou em um filtro de 1,1270 Hz obtendo-se a melhor aproximação com a curva do Tribbox[®] dentre os filtros testados.

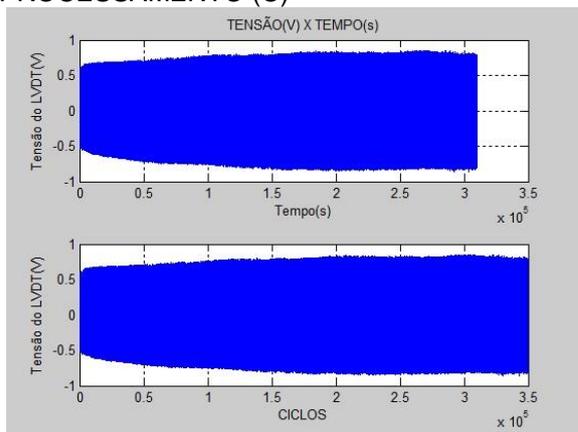
O arquivo gerado pelo algoritmo de filtragem foi lido pelo algoritmo de processamento, sendo obtidos os valores máximo, médio, mínimo e desvio padrão da força de atrito, além de calculados os respectivos coeficientes.

Mediante essas três etapas descritas foram elaboradas as curvas de coeficiente de atrito em modo linear para comparação com as curvas do Tribbox[®], definindo-se o padrão para a filtragem no algoritmo do ensaio oscilatório.

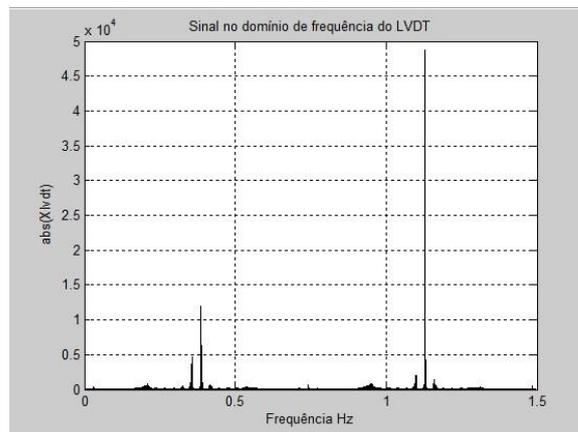
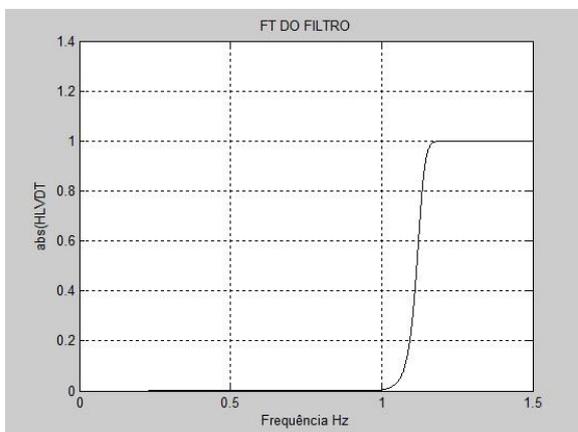
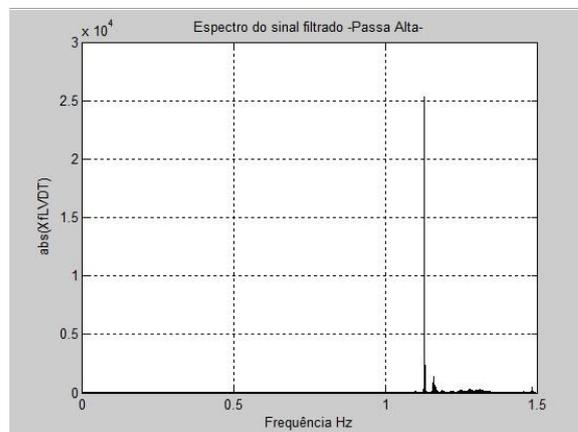
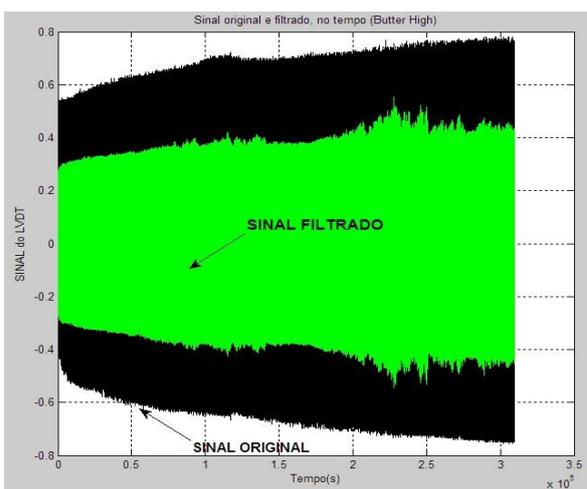
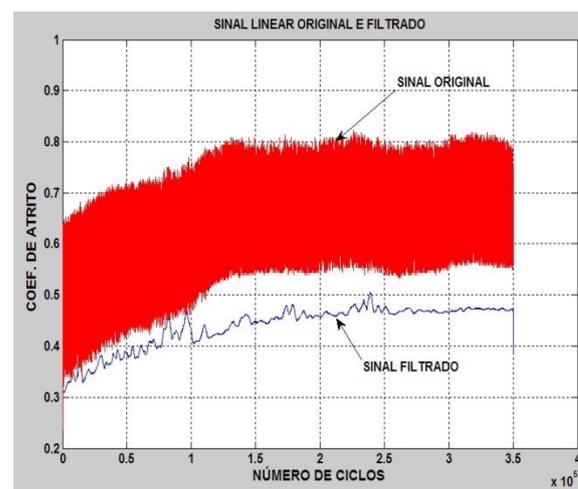
Os arquivos finais processados pelos algoritmos do modo linear foram utilizados na obtenção das curvas dos coeficientes de atrito versus número de ciclos, com o uso do software Origin.

Na FIGURA 77 estão mostradas as representações gráficas dos sinais adquiridos do LVDT (A), a conversão desse sinal do domínio do tempo para o da frequência (B₁), a máscara de filtragem com o perfil de filtragem (B₂), o sinal filtrado ainda no domínio da frequência (B₃), o gráfico mostrando a comparação do sinal original e filtrado (B₄), ambos no domínio do tempo e a curva do coeficiente de atrito versus o número de ciclos (C).

FIGURA 77 – CURVAS DOS ALGORITMOS LINEARES DE AQUISIÇÃO (A), FILTRAGEM (B) E PROCESSAMENTO (C)



(A)

(B₁)(B₂)(B₃)(B₄)

(C)

FONTE: O Autor (2015)

Na FIGURA 78 estão mostrados os resultados principais dos sinais adquiridos (A), processo de filtragem com filtro passa-alta “Butterworth high” (B) e processamento final (C) fornecidos pelos algoritmos computacionais para o modo linear.

FIGURA 78 – RESUMO DE UMA DAS PLANILHAS DO ENSAIO NO MODO LINEAR

DURAÇÃO DO ENSAIO EM SEGUNDOS =	309745
FREQUÊNCIA DE AQUISIÇÃO DO SINAL (Hz)=	3
FREQUÊNCIA DE ROTAÇÃO DO EXCÊNTRICO (Hz)=	1,13
CARGA DE ENSAIO (N)=	1
1/2 AMPLITUDE (mm)=	1
NOME DESTE ARQUIVO =	24-Jan-2015 Aquisição lin LVDT LINEAR_07_21_01_2015.xlsx
CÓDIGO GERADOR DESTE ARQUIVO =	AQUISICAO_USB201_LINEAR_TESE (A)

CARGA(N)=	1
FREQUÊNCIA DE AMOSTRAGEM(Hz) =	3
FREQUÊNCIA MÁXIMA DE AMOSTRAGEM (Hz) =	1,5
TIPO DO FILTRO =	BUTTERWORTH HIGH
FREQ. MÁXIMA DE FILTRAGEM (Hz) =	1,125
1/2 AMPLITUDE (mm)=	1
FREQ. DO CICLO(Hz)=	1,13
ARQUIVO DE ORIGEM =	Aquisição lin LVDT LINEAR_07_21_01_2015.xlsx
CÓDIGO GERADOR DESTE ARQUIVO =	FILTRO_BUTTER_HIGH_MD_LINEAR_TESE (B)

Carga de Ensaio (N) =	1
Coef Atrito Méd Máx =	0,361286462
Coef Atrito Méd Mín =	0,312379939
Força de atrito Valor Méd Mín (N) =	0,312379939
Força de atrito Valor Méd Máx (N) =	0,361286462
Força de atrito Máx Absoluta (N) =	0,605792193
Força de atrito Mín (N) =	-0,605792193
Força de atrito Média (N) =	0,248015361
Força de atrito Máx (N) =	0,547453043
Desvio Padrão F.atrito ABS (N)=	0,122305666
Desvio Padrão F.atrito (N) =	0,276532749
Coef.atrito mínimo =	-0,605792193
Coef.atrito médio =	1,19159E-07
Coef.atrito máximo =	0,547453043
Desvio Padrão do coef. atrito =	0,276532749
Frequência do ciclo de ensaio (Hz) =	1,13
Taxa de aquisição do sinal (Hz)=	3
DISTANCIA TOTAL EQUIVALENTE DO ENSAIO (mm) =	1400045,893
VALOR DA FUNÇÃO "SMOOTH" =	1999
FORÇA DE ATRITO MÁXIMA (N) =	0,605792193
FORÇA DE ATRITO MÉDIA (N) =	0,361281164
FORÇA DE ATRITO MÍNIMA(N) =	0,02211478
DESVIO PADRÃO DA FORÇA DE ATRITO (N) =	0,048382557
COEFICIENTE DE ATRITO MÁXIMO =	0,605792193
COEFICIENTE DE ATRITO MÉDIO =	0,361281164
COEFICIENTE DE ATRITO MÍNIMO =	0,02211478
DESVIO PADRÃO DO COEFICIENTE DE ATRITO =	0,048382557
ARQUIVO DE ORIGEM =	Filtro LIN P.Alta Aquisição lin LVDT LINEAR_07_21_01_2015.xlsx
CÓDIGO GERADOR DESTE ARQUIVO =	PROCESSAMENTO_USB201_LINEAR_FILTRADO_TESE (C)

FONTE: O Autor (2015)

Nos ensaios no modo oscilatório o algoritmo de aquisição foi o mesmo utilizado na aquisição do sinal do modo linear, acrescido das linhas de códigos para a leitura do vetor, em tensão, do transdutor RVDT.

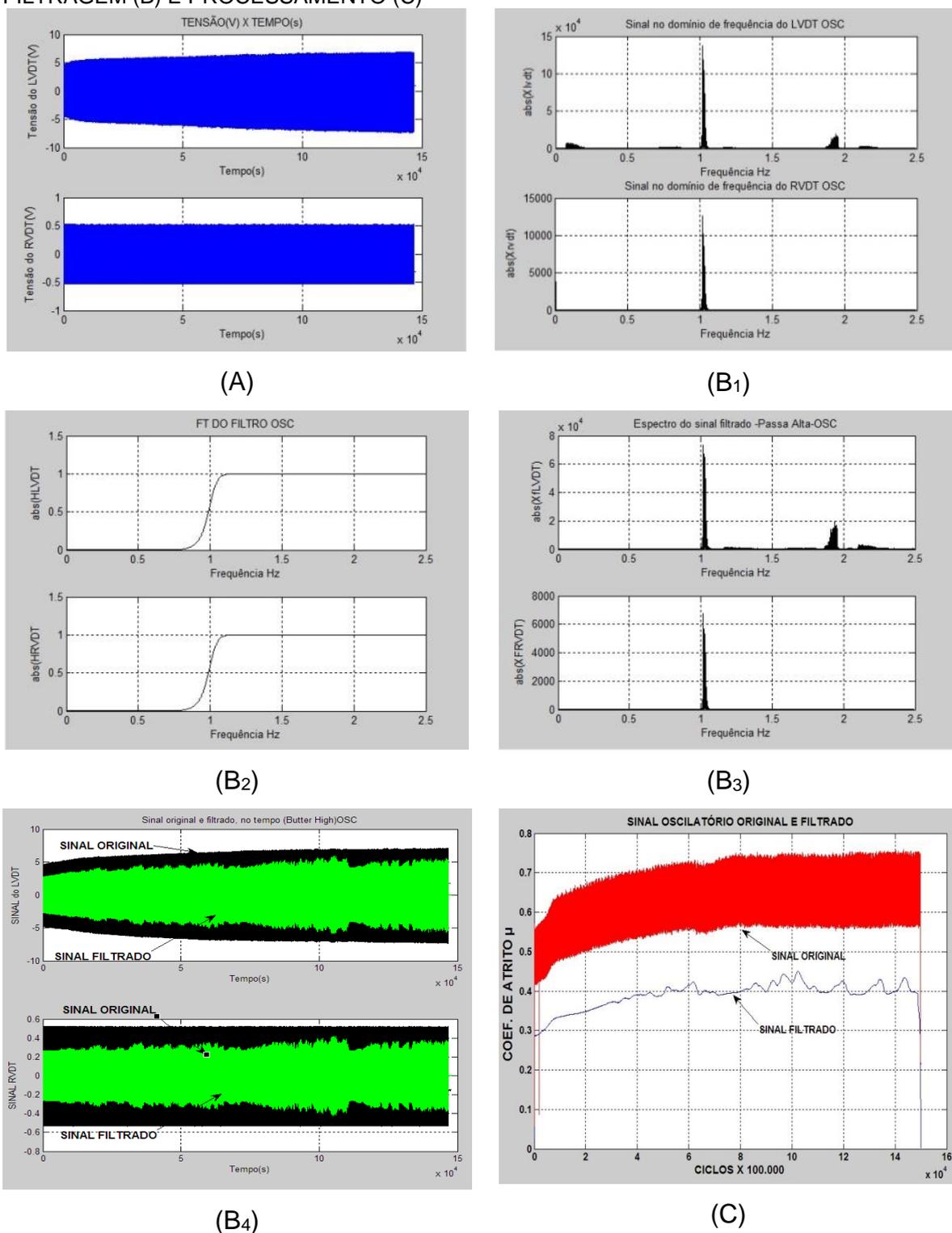
As características do filtro utilizado no modo oscilatório foram aquelas utilizadas na filtragem do sinal para o modo linear, com percentual de filtragem de 99,735 % do valor da frequência de rotação da polia do tribômetro que no modo oscilatório foi igual a 1,0153 Hz, resultando em um filtro de 1,0126 Hz.

O algoritmo de processamento do modo oscilatório utilizou como entrada de dados o arquivo gerado pelo algoritmo de filtragem, que uma vez processado gerou os dados de força e coeficiente de atrito máximo, médio, mínimo e o desvio padrão.

Os arquivos finais processados pelos algoritmos do modo oscilatório foram utilizados na obtenção das curvas dos coeficientes de atrito versus número de ciclos, com o uso do software Origin.

Na FIGURA 79 estão mostradas as representações gráficas dos sinais adquiridos do LVDT e do RVDT (A), as conversões dos sinais desses dois transdutores do domínio do tempo para o da frequência (B_1), as máscaras de filtragem com os perfis de filtragem (B_2), os sinais filtrados ainda no domínio da frequência (B_3), e o gráfico mostrando a comparação dos sinais originais e filtrados, ambos no domínio do tempo (B_4) e a curva do coeficiente de atrito versus o número de ciclos (C).

FIGURA 79 – CURVAS DOS ALGORITMOS DO MODO OSCILATÓRIO DE AQUISIÇÃO (A), FILTRAGEM (B) E PROCESSAMENTO (C)



FONTE: O Autor (2015)

Na FIGURA 80 estão mostrados os principais resultados dos sinais adquiridos (A), os valores dos sinais filtrados com filtro passa-alta “Butterworth high”

(B) e os valores do processamento final (C) fornecidos pelos algoritmos computacionais utilizados para o modo oscilatório.

FIGURA 80 – RESUMO DE UMA DAS PLANILHAS DO ENSAIO NO MODO OSCILATÓRIO

DURAÇÃO DO ENSAIO EM SEGUNDOS =		147760
FREQUÊNCIA DE AQUISIÇÃO DO SINAL (Hz)=		5
FREQUÊNCIA DE ROTAÇÃO DO EXCÊNTRICO (Hz)=		1,0153
CARGA DE ENSAIO (N)=		14,45
AMPLITUDE ANGULAR TOTAL INFORMADA(°)=		21,897
AMPLITUDE LINEAR EQUIVALENTE CALCULADA(mm)=		1,146539665
AMPLITUDE DE OSCILAÇÃO NO RVDT(°) =		21,89729462
NOME DESTE ARQUIVO =	2015_4_22_4_9_55_Aquisição_OSC_LVDT_RVDT_OSC_20_04_2015_B11_E11.xlsx	
CÓDIGO GERADOR DESTE ARQUIVO =	AQUISICAO_USB201_OSCILATORIO_TESE	(A)
CARGA(N)=		14,45
ÂNGULO DE OSCILAÇÃO(rad/graus) =	0,382179888	21,89729462
AMPLITUDE ANGULAR TOTAL(°)=		21,89729462
FREQUÊNCIA DE AMOSTRAGEM(Hz) =		5
FREQUÊNCIA MÁXIMA DE AMOSTRAGEM (Hz) =		2,5
TIPO DO FILTRO =	BUTTERWORTH HIGH	
FREQ. MÁXIMA DE FILTRAGEM (Hz)LVDT =		1,0126
FREQ. MÁXIMA DE FILTRAGEM (Hz)RVDT =		1,0126
FREQ. DO CICLO(Hz)=		1,0153
ARQUIVO DE ORIGEM =	Aquisição_OSC_LVDT_RVDT_OSC_20_04_2015_B11_E11.xlsx	
CÓDIGO GERADOR DESTE ARQUIVO =	FILTRO_BUTTER_HIGH_OSC_TESE	(B)
Carga de Ensaio (N) =		14,45
Coef Atrito Méd Máx =		0,336138854
Coef Atrito Méd Mín =		-0,042955874
Força de atrito Méd Mín (N) =		-0,620712384
Força de atrito Méd Máx (N) =		4,85720644
Força de atrito Max Absoluta (N) =		7,21994578
Força de atrito Mín (N) =		5,77207E-07
Força de atrito Média (N) =		2,210154439
Força de atrito Máx (N) =		7,21994578
Desvio Padrão F.atrito ABS (N) =		2,530372381
Desvio Padrão F.atrito (N) =		1,605320392
Coef atrito mínimo =		1,53962E-08
Coef atrito médio =		0,22020513
Coef atrito máximo =		0,538844082
Desvio Padrão do coef. atrito (N) =		0,125990318
Amplitude do ângulo de oscilação (°) =		21,89729462
Frequência do Ciclo de ensaio (Hz) =		1,0153
Taxa de aquisição do sinal (Hz) =		5
DISTANCIA TOTAL EQUIVALENTE DO ENSAIO (mm) =		344008,9649
VALOR DA FUNÇÃO "SMOOTH" =		1999
FORÇA DE ATRITO MÁXIMA (N) =		5,766044753
FORÇA DE ATRITO MÉDIA (N) =		4,853326151
FORÇA DE ATRITO MÍNIMA(N) =		0,001525665
DESVIO PADRÃO DA FORÇA DE ATRITO (N) =		0,588069145
COEFICIENTE DE ATRITO MÁXIMO =		0,458321266
COEFICIENTE DE ATRITO MÉDIO =		0,381821828
COEFICIENTE DE ATRITO MÍNIMO =		0,000105582
DESVIO PADRÃO DO COEFICIENTE DE ATRITO =		0,047809561
ARQUIVO DE ORIGEM =	P_Alta_Aquisição_OSC_LVDT_RVDT_OSC_20_04_2015_B11_E11.xlsx	
CÓDIGO GERADOR DESTE ARQUIVO =	PROCESSAMENTO_USB201_OSC_FILTRADO_TESE	(C)

FONTE: O Autor (2015)

O algoritmo para cálculo da taxa de desgaste do modo oscilatório é utilizado com os dados gerados pelo algoritmo de processamento e dados da perfilometria. Os dados de entrada são a área média da seção transversal do canal de desgaste, o comprimento em metros do ensaio e a força normal média.

5.2.2 Coeficientes de atrito nos modos linear e oscilatório

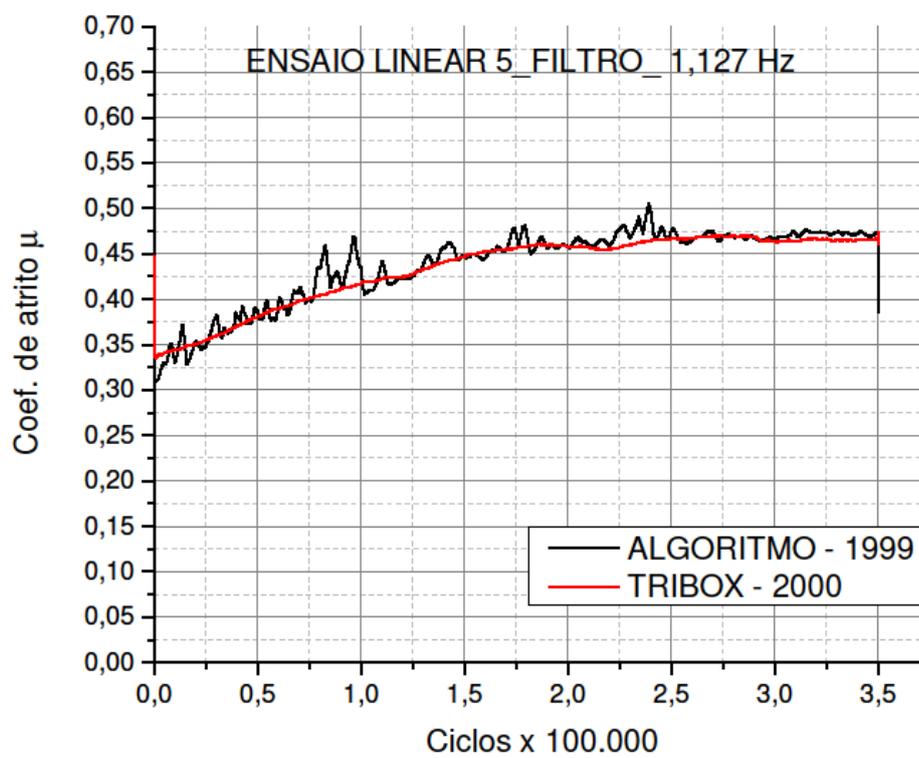
5.2.2.1 Coeficiente de atrito no modo linear

Os procedimentos com o tribômetro em modo linear permitiram obter curvas de coeficiente de atrito através dos sinais adquiridos com o algoritmo linear e a partir do TRIBOX[®]. Uma dessas curvas está mostrada na FIGURA 81.

Observa-se nesse gráfico que a curva elaborada com o algoritmo e a obtida através do Tribox[®] apresentam-se com valores médios compatíveis entre si, não havendo discrepâncias entre os dois métodos de obtenção do coeficiente de atrito. Além disso, verifica-se que as diferenças entre os valores médios das forças e coeficientes de atrito medidos pelo algoritmo linear e o Tribox[®] variaram de 0,1 a 7%, intervalo considerado satisfatório para ensaios tribológicos (RABINOWICKZ, 1995).

A maior variabilidade das curvas obtidas pelo algoritmo em relação ao Tribox[®] é devida ao procedimento da filtragem utilizada.

FIGURA 81 – CURVAS DOS SINAIS OBTIDOS PELO ALGORITMO E TRIBOX® NOS ENSAIOS LINEARES



FONTE: O Autor (2015)

Os resultados numéricos desses dois procedimentos nos ensaios em modo linear estão apresentados na TABELA 12.

TABELA 12 – VALORES DAS FORÇAS E COEFICIENTES DE ATRITO NO MODO LINEAR

	Ensaio 1 – CPL_3		Ensaio 2 – CPL_4		Ensaio 3 – CPL_5		Ensaio 4 – CPL_6	
	Tribox	Algoritmo	Tribox	Algoritmo	Tribox	Algoritmo	Tribox	Algoritmo
F. atrito mín. (N)	0,2850	0,3055	0,1740	0,1978	0,3375	0,3100	0,2478	0,2040
F. atrito máx. (N)	0,3308	0,3472	0,3619	0,4157	0,4742	0,5053	0,3477	0,3429
F. atrito méd. (N)	0,3092	0,3264	0,3184	0,3229	0,4342	0,4389	0,3089	0,3022
σ . F. atrito (N)	0,0080	0,0075	0,0437	0,0444	0,0387	0,0414	0,0290	0,0266
Coef. atrito mín.	0,2850	0,3055	0,1740	0,1978	0,3375	0,3100	0,2478	0,2040
Coef. atrito máx.	0,3308	0,3472	0,3619	0,4157	0,4741	0,5053	0,3477	0,3429
Coef. atrito méd.	0,3092	0,3264	0,3184	0,3229	0,4342	0,4390	0,3089	0,3022
σ .Coef. atrito	0,0080	0,0075	0,0437	0,0444	0,0387	0,0414	0,0290	0,0266

FONTE: O Autor (2015)

TABELA 12 – (CONTINUAÇÃO) VALORES DAS FORÇAS E COEFICIENTES DE ATRITO NO MODO LINEAR

	Ensaio 5 – CPL_7		Ensaio 6 – CPL_8		Ensaio 7 – CPL_9		Ensaio 8 – CPL_10	
	Tribox	Algoritmo	Tribox	Algoritmo	Tribox	Algoritmo	Tribox	Algoritmo
F. atrito mín. (N)	0,2070	0,0222	0,4199	0,3969	0,3725	0,3494	0,3352	0,3292
F. atrito máx. (N)	0,4266	0,6058	0,4396	0,5126	0,3821	0,4235	0,3622	0,4203
F. atrito méd. (N)	0,3713	0,3613	0,4287	0,4198	0,3773	0,3784	0,3502	0,3621
σ F.atrito (N)	0,0502	0,0484	0,0050	0,0197	0,0022	0,0099	0,0077	0,0161
Coef. atrito mín.	0,2070	0,0222	0,4199	0,3969	0,3725	0,3494	0,3352	0,3291
Coef.atrito máx.	0,4266	0,6058	0,4396	0,5126	0,3821	0,4234	0,3622	0,4203
Coef. atrito méd.	0,3713	0,3613	0,4287	0,4198	0,3773	0,3784	0,3502	0,3621
σ Coef. atrito	0,0502	0,0484	0,0050	0,0197	0,0022	0,0099	0,0077	0,0161

FONTE: O Autor (2015)

TABELA 12 – (CONTINUAÇÃO) VALORES DAS FORÇAS E COEFICIENTES DE ATRITO NO MODO LINEAR

	Ensaio 9 – CPL_11 (70k)		Ensaio 10 – CPL_12		Ensaio 11 – CPL_13		Ensaio 12 – CPL_14	
	Tribox	Algoritmo	Tribox	Algoritmo	Tribox	Algoritmo	Tribox	Algoritmo
F. atrito mín. (N)	0,3314	0,2943	0,2168	0,2520	0,4791	0,4531	0,4433	0,2321
F. atrito máx. (N)	0,3404	0,4034	0,3707	0,4162	0,5108	0,6368	0,4799	0,6777
F. atrito méd. (N)	0,3373	0,3549	0,3006	0,3287	0,4986	0,5042	0,4556	0,4427
σ F. atrito (N)	0,0023	0,0035	0,0379	0,0385	0,0059	0,0336	0,0044	0,0635
Coef. atrito mín.	0,3314	0,2943	0,2168	0,2520	0,4791	0,4531	0,4433	0,2321
Coef. atrito máx.	0,3404	0,4034	0,3707	0,4162	0,5108	0,6368	0,4799	0,6777
Coef. atrito méd.	0,3373	0,3549	0,3006	0,3286	0,4986	0,5042	0,4557	0,4427
σ Coef. atrito	0,0023	0,0035	0,0379	0,0385	0,0059	0,0337	0,0044	0,0635

FONTE: O Autor (2015)

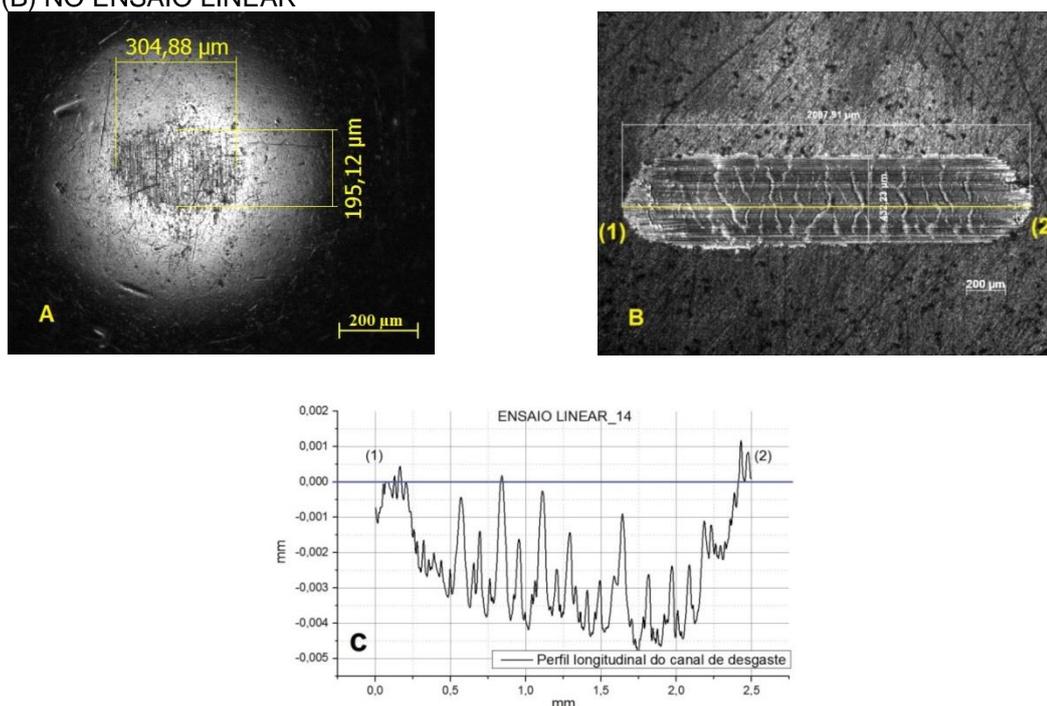
Após a realização de cada ensaio, os corpos e contracorpos de prova foram submetidos à microscopia óptica para verificação e registro das superfícies de desgaste.

Na FIGURA 82 estão mostradas a área de desgaste da esfera de AISI 316 (A) e do bloco de UHMWPE (B) no ensaio no modo linear. Observa-se na esfera um platô de desgaste com as dimensões indicadas pela microscopia óptica, o qual se formou após a realização de 350×10^3 ciclos de ensaio. No bloco de UHMWPE o volume do canal de desgaste foi de $1,875 \times 10^{-3} \text{ mm}^3$.

Na imagem (B) da mesma figura observa-se a presença de deformações em acentuado relevo ao longo desse canal, perpendicularmente com a direção do movimento. O mecanismo de formação dessa textura provavelmente está relacionado aos fenômenos adesivos e interfaciais “Stick-Slip” (WANG *et al.*, 2009), e também por dobramento (LIZA *et al.*, 2011).

A imagem (C) mostra a perfilometria ao longo linha longitudinal inferior do canal de desgaste entre os pontos (1) e (2) indicados em (B) e (C), sugerindo irregularidades da superfície do fundo do canal de desgaste, compatíveis com as deformações mostradas na imagem (B).

FIGURA 82 – ESFERA AISI 316L (A) E SULCO DE DESGASTE NO BLOCO DE UHMWPE (B) NO ENSAIO LINEAR

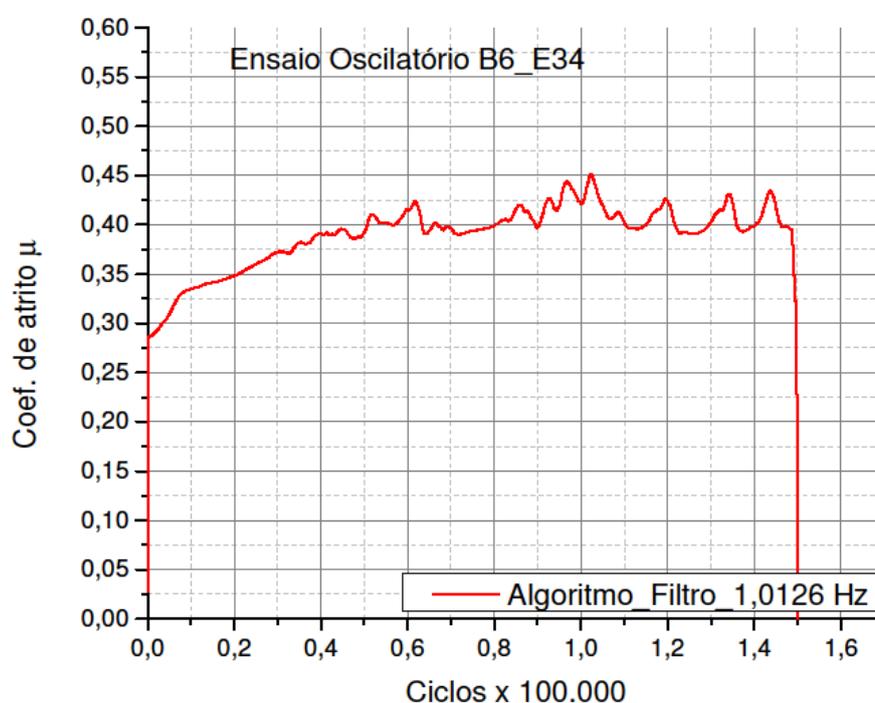


FONTE: O Autor (2015)

5.2.2.2 Coeficiente de atrito no modo oscilatório

Os ensaios no modo oscilatório permitiram obter as curvas de coeficiente de atrito através dos sinais adquiridos com o algoritmo do modo oscilatório. Uma dessas curvas está mostrada na FIGURA 83.

FIGURA 83 – CURVA DO COEFICIENTE DE ATRITO NOS ENSAIOS NO MODO OSCILATÓRIO



FONTE: O Autor (2015)

Os resultados para a força e o coeficiente de atrito nesses ensaios estão apresentados na TABELA 13.

Observam-se nos resultados dos ensaios oscilatórios valores médios com baixa dispersão. Além disso, verificam-se que as diferenças entre os valores das médias máximas e mínimas dos coeficientes de atrito medidos pelo algoritmo oscilatório foi de 20% o que é considerado satisfatório para ensaios tribológicos (RABINOWICKZ, 1995).

TABELA 13 – VALORES DAS FORÇAS E COEFICIENTE DE ATRITO NO MODO OSCILATÓRIO

	Ensaio 1 - Corpo de prova (OSC-B6/E34)	Ensaio 2 - Corpo de prova (OSC-B10/E10)	Ensaio 3 - Corpo de prova (OSC-B17/E17)	Ensaio 4 - Corpo de prova (OSC-B7/E7)	Ensaio 5 - Corpo de prova (OSC-B9/E9)
F. atrito mín. (N)	4,9096	4,4898	4,3926	4,9294	4,5364
F. atrito máx. (N)	5,6900	5,5638	5,8122	5,9790	6,3977
F. atrito méd. (N)	5,1511	4,7622	4,9995	5,3339	5,4339
σ F. atrito (N)	0,1730	0,1998	0,2624	0,2578	0,4700
Coef. atrito mín.	0,3900	0,3497	0,3416	0,3825	0,3625
Coef. atrito máx.	0,4517	0,4373	0,4587	0,4696	0,5187
Coef. atrito méd.	0,4079	0,3722	0,3837	0,4161	0,4373
σ Coef. atrito	0,0139	0,0161	0,0217	0,0211	0,0395

FONTE: O Autor (2015)

TABELA 13 – (CONTINUAÇÃO) VALORES DAS FORÇAS E COEFICIENTE DE ATRITO NO MODO OSCILATÓRIO

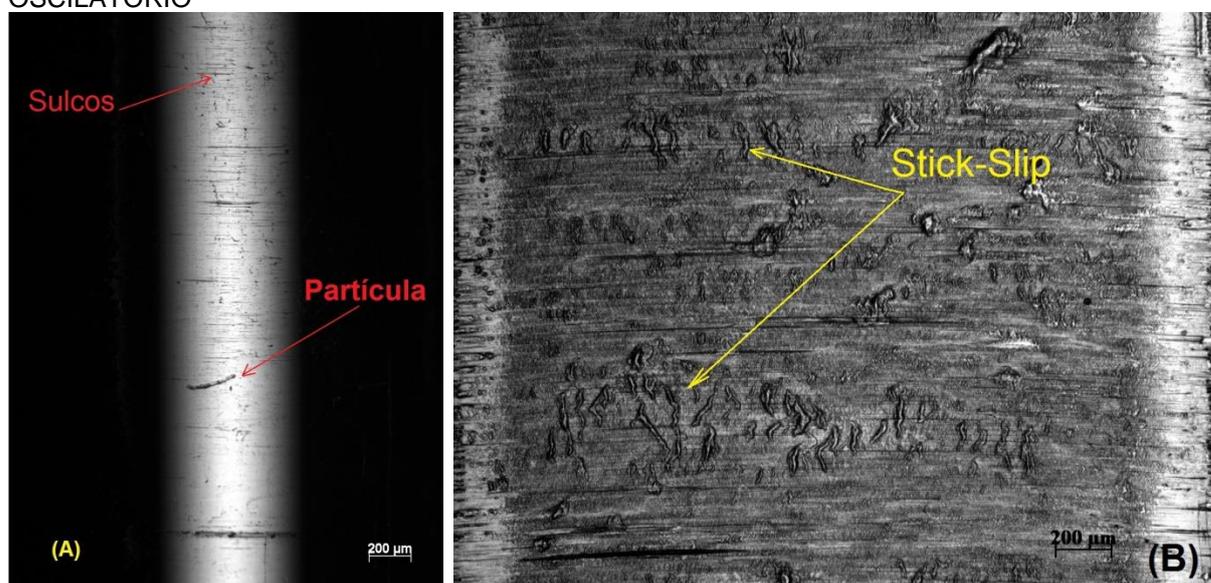
	Ensaio 6 - Corpo de prova (OSC-B11/E11)	Ensaio 7 - Corpo de prova (OSC-B18/E18)	Ensaio 8 - Corpo de prova (OSC-B20/E20)	Ensaio 9 - Corpo de prova (OSC-B21/E21)	Ensaio 10 - Corpo de prova (OSC-B12/E12)
F. atrito mín. (N)	4,4667	4,6751	5,2612	4,9178	4,8896
F. atrito máx. (N)	5,7660	6,5413	6,5723	6,7224	6,3242
F. atrito méd. (N)	5,0574	5,4477	5,9755	5,7147	5,6294
σ F. atrito (N)	0,3086	0,4291	0,3318	0,3343	0,2948
Coef. atrito mín.	0,3477	0,3711	0,4136	0,3860	0,3829
Coef. atrito máx.	0,4583	0,5297	0,5254	0,5392	0,5017
Coef. atrito méd.	0,3990	0,4366	0,4726	0,4540	0,4412
σ Coef. atrito	0,0259	0,0368	0,0277	0,0284	0,0246

FONTE: O Autor (2015)

Após a realização de cada ensaio, os corpos e contracorpos de prova foram submetidos à microscopia óptica para verificação e registro das superfícies de desgaste.

Na FIGURA 84 é mostrada a área de desgaste do contracorpo em AISI 316L (A) e do corpo de UHMWPE (B) no ensaio de desgaste oscilatório, após a realização de 150×10^3 ciclos, sob carga de 14,45 N.

FIGURA 84 – CONTRACORPO DE AISI 316L (A) E CORPO DE UHMWPE (B) APÓS ENSAIO OSCILATÓRIO



FONTE: O Autor (2015)

Observa-se nas imagens que o contracorpo (A) apresenta superfície com características do desgaste abrasivo, dado a presença de sulcos na direção do movimento de oscilação, além de partículas, provavelmente de UHMWPE, a ele aderidas.

O corpo de prova de UHMWPE (B) apresenta, também, sulcos que denotam o desgaste abrasivo acompanhado de deformações em sua superfície de desgaste, que são compatíveis com saliências perpendiculares ao sentido do movimento e com o mecanismo de deformação do tipo de “Stick-Slip dinámico” (WANG *et. al.*, 2009).

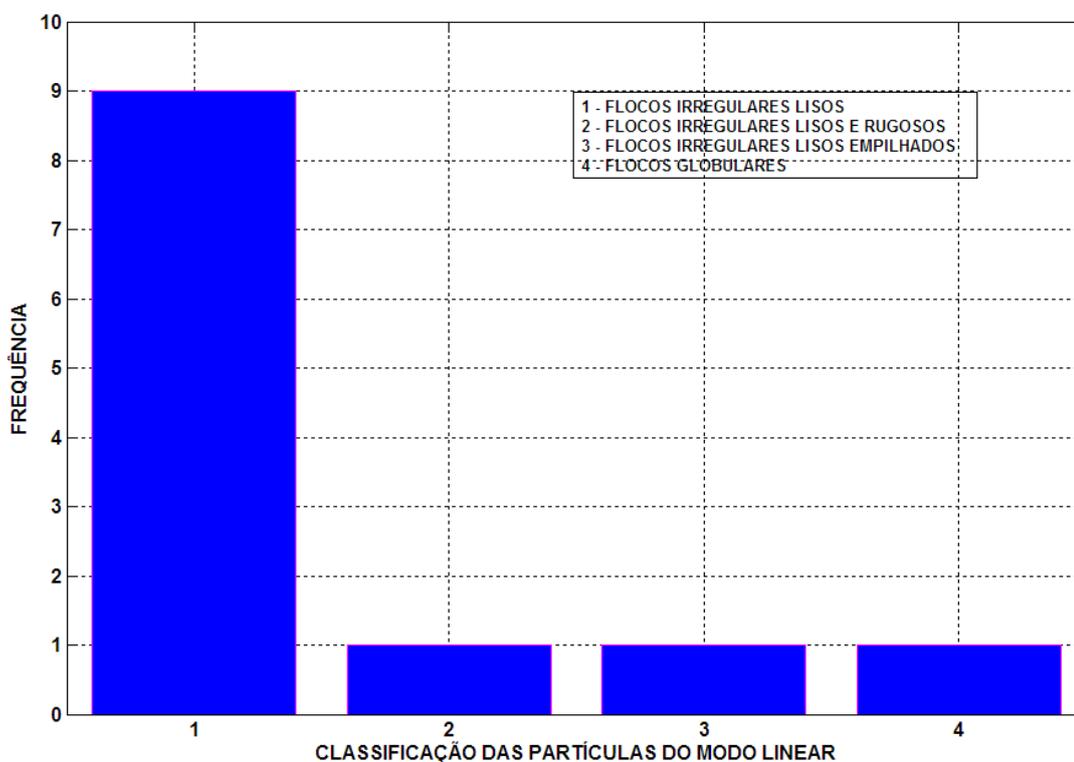
5.2.3 Classificação morfológica das partículas nos modos linear e oscilatório

A descrição morfológica das partículas produzidas nos dois modos de ensaio foi realizada mediante confrontação com os padrões de classificação da norma ASTM F187-05, a partir de imagens obtidas através de MEV com aumento de 8.000 vezes.

5.2.3.1 Classificação morfológica das partículas obtidas no modo linear

Na FIGURA 85 e na TABELA 14 estão mostradas as classificações das partículas das imagens conforme a norma acima citada.

FIGURA 85 – CLASSIFICAÇÃO DAS PARTÍCULAS NO MODO LINEAR



FONTE: O Autor (2015)

TABELA 14 – CLASSIFICAÇÃO DAS PARTÍCULAS DOS ENSAIOS NO MODO LINEAR

Imagem	Classificação ASTM F1877 - 05
Ensaio 1 CPL_3	Flocos irregulares lisos
Ensaio 2 CPL_4	Flocos irregulares lisos e rugosos
Ensaio 3 CPL_5	Flocos irregulares lisos
Ensaio 4 CPL_6	Flocos irregulares lisos
Ensaio 5 CPL_7	Flocos irregulares lisos empilhados
Ensaio 6 CPL_8	Flocos irregulares lisos
Ensaio 7 CPL_9	Flocos irregulares lisos
Ensaio 8 CPL_10	Flocos irregulares lisos
Ensaio 9 CPL_11	Flocos globulares
Ensaio 10 CPL_12	Flocos irregulares lisos
Ensaio 11 CPL_13	Flocos irregulares lisos
Ensaio 12 CPL_14	Flocos irregulares lisos

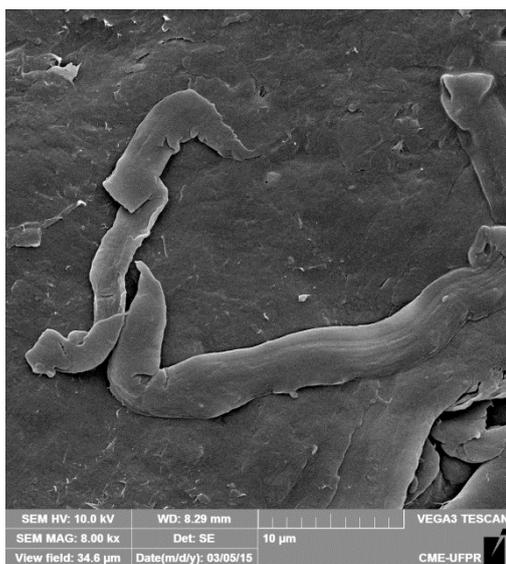
FONTE: O Autor (2015)

Nas imagens da FIGURA 86, FIGURA 87 e FIGURA 88, observa-se que as partículas obtidas nos ensaios em modo linear apresentaram-se em flocos irregulares lisos, flocos irregulares rugosos e flocos lisos empilhados sendo constituídas por fragmentos contínuos, de aspecto lamelar, não tendo sido encontrados formatos em espículas, ou granulosos, tanto em aglomerados como isoladamente (ASTM F1877 - 05).

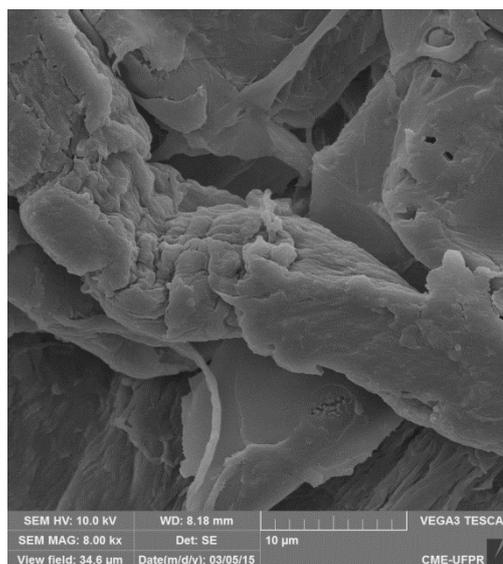
Observa-se também que essas partículas apresentaram homogeneidade na predominância das formas estiradas, ou seja, em fragmentos alongados de diversos tamanhos.

A análise das partículas por EDS não apresentaram traços do elemento químico Fe, o que sugere fortemente que as partículas são de UHMWPE.

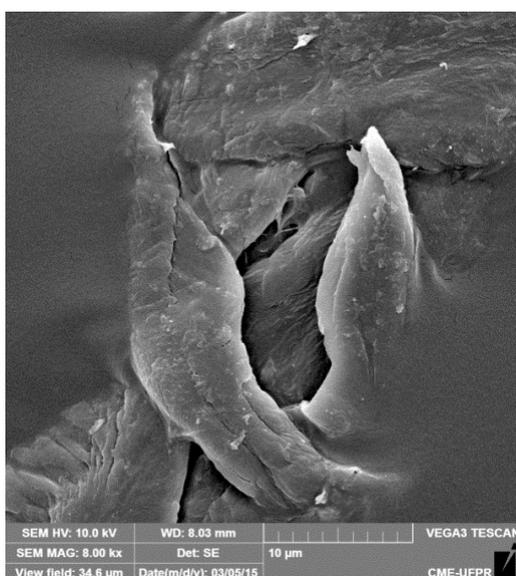
FIGURA 86 – IMAGENS POR MEV DAS PARTÍCULAS DOS ENSAIOS EM MODO LINEAR



Ensaio 1 CPL_3

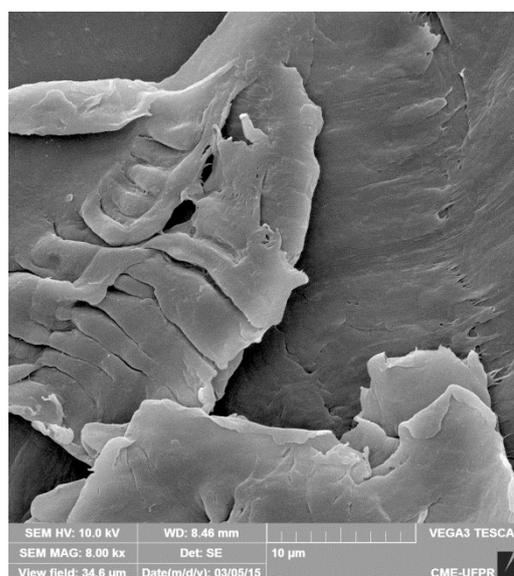


Ensaio 2 CPL_4



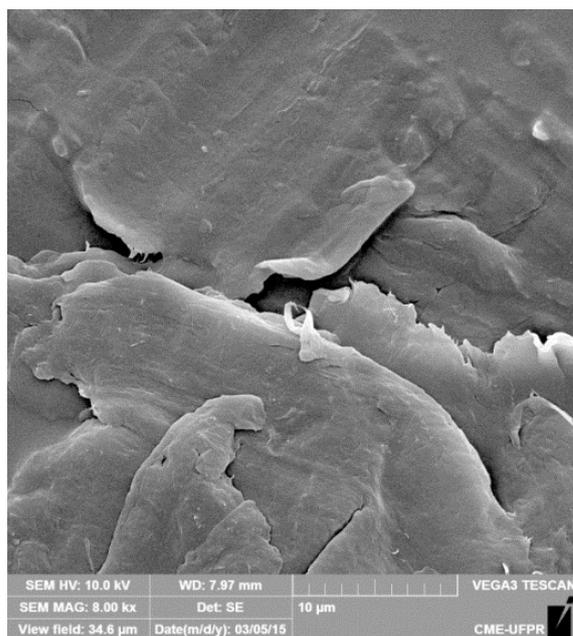
Ensaio 3 CPL_5

FONTE: O Autor (2015)

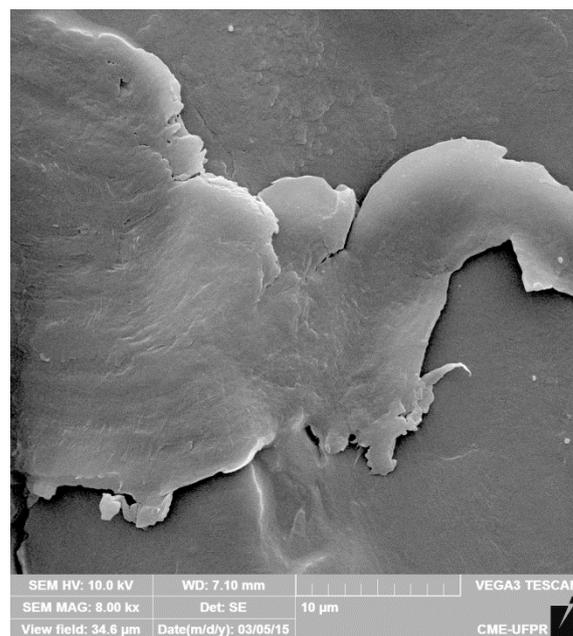


Ensaio 4 CPL_6

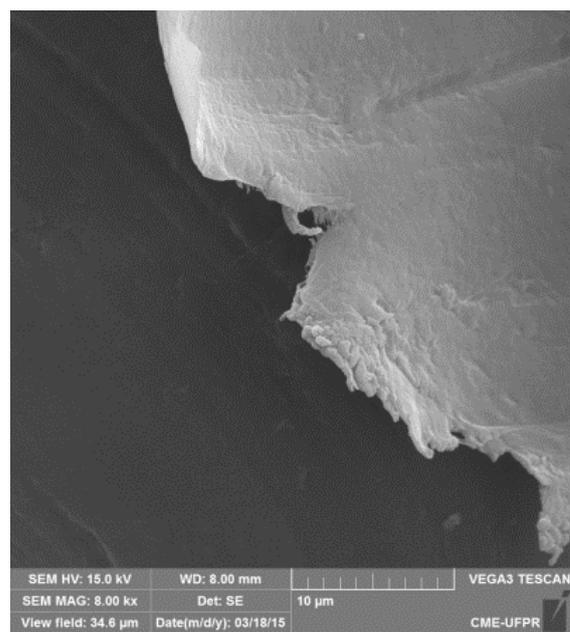
FIGURA 87 – IMAGENS POR MEV DAS PARTÍCULAS DOS ENSAIOS EM MODO LINEAR



Ensaio 5 CPL_7

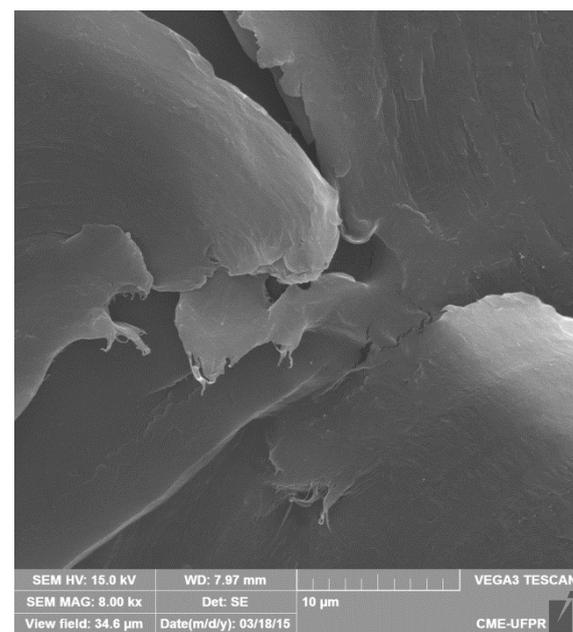


Ensaio 6 CPL_8



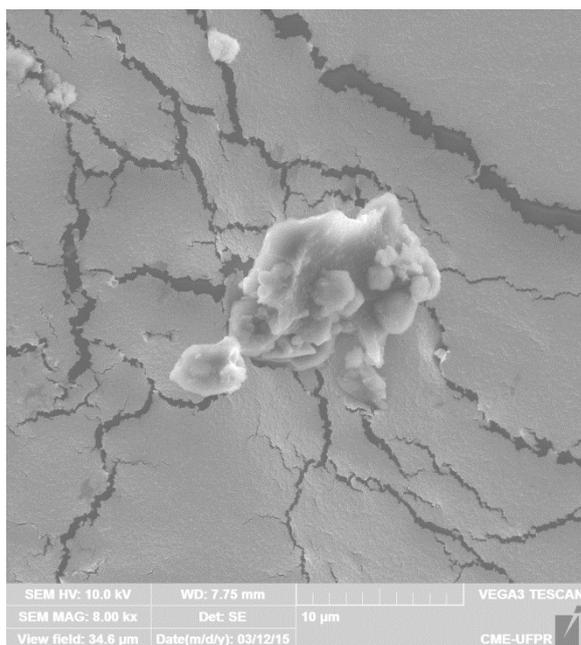
Ensaio 7 CPL_9

FONTE: O Autor (2015)

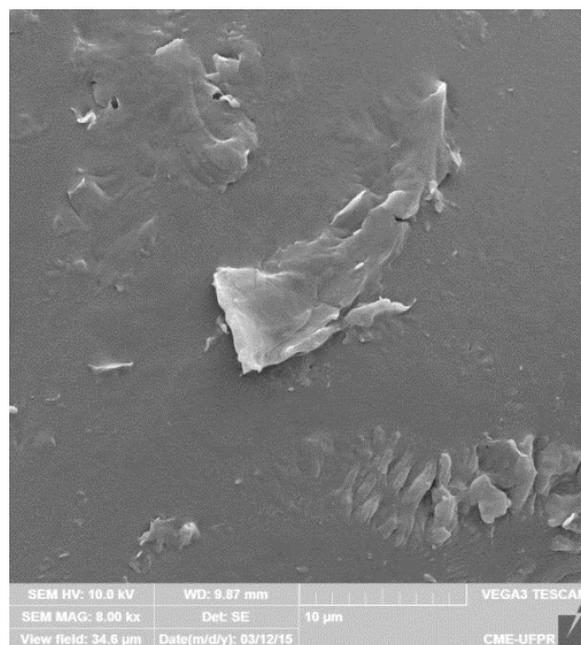


Ensaio 8 CPL_10

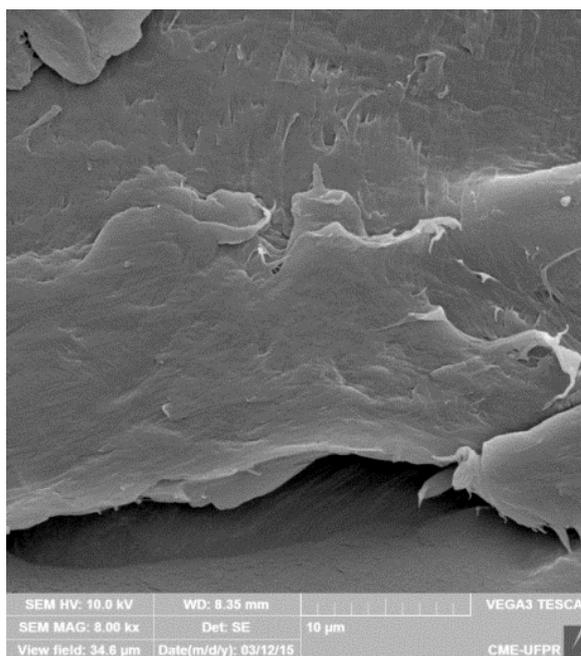
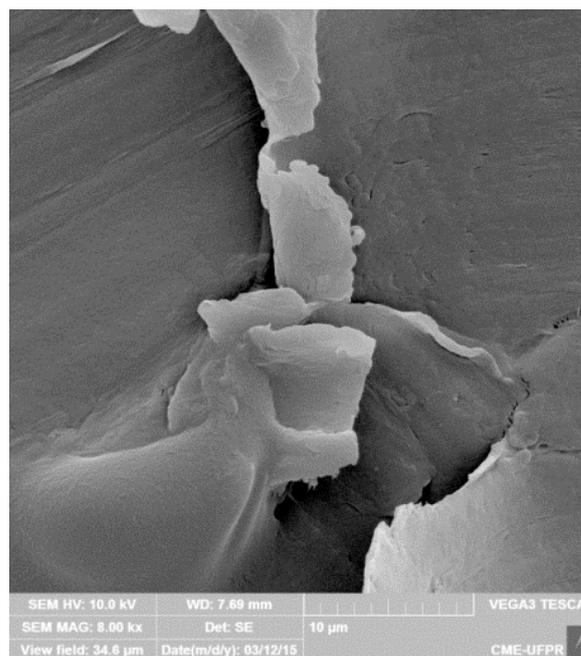
FIGURA 88 – IMAGENS POR MEV DAS PARTÍCULAS DOS ENSAIOS EM MODO LINEAR



Ensaio 9 CPL_11



Ensaio 10 CPL_12

Ensaio 11 CPL_13
FONTE: O Autor (2015)

Ensaio 12 CPL_14

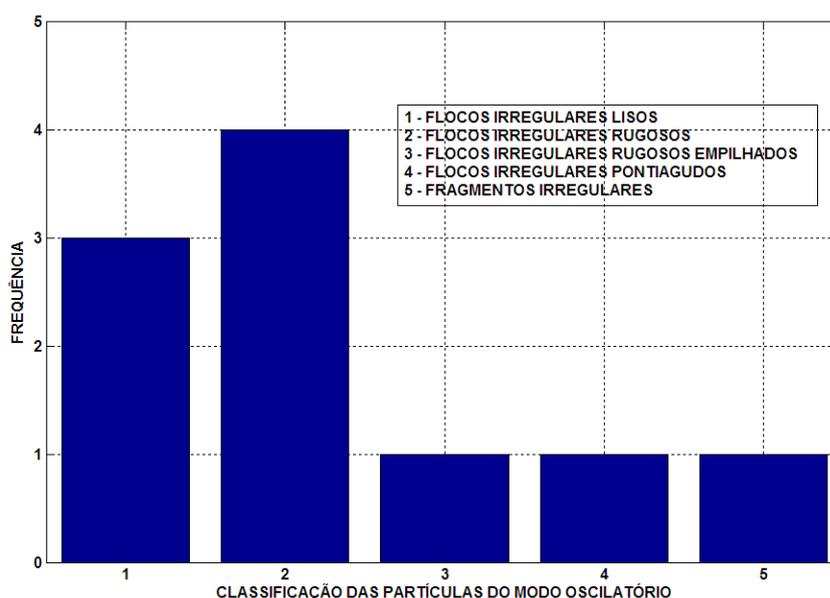
5.2.3.2 Classificação morfológica das partículas obtidas no modo oscilatório

Pode ser observada uma variação maior da morfologia das partículas dos ensaios no modo oscilatório, cuja classificação é mais heterogênea do que a do ensaio no modo linear.

Essa diferença de morfologia é provavelmente devida à dinâmica distinta nos dois tipos de ensaios, sendo o ensaio no modo oscilatório o que oferece condição da partícula permanecer maior tempo dentro do canal de desgaste, sujeita, portanto, a uma ação mais prolongada das deformações impostas pelo par tribológico. No ensaio linear há a possibilidade da partícula ser empurrada para as extremidades e para as laterais do canal de desgaste e nessa condição, fora da área de ação do par tribológico.

Na FIGURA 89 e na TABELA 15 estão mostradas as classificações das partículas das imagens, conforme a norma citada.

FIGURA 89 - CLASSIFICAÇÃO DAS PARTÍCULAS NO MODO OSCILATÓRIO



FONTE: O Autor (2015)

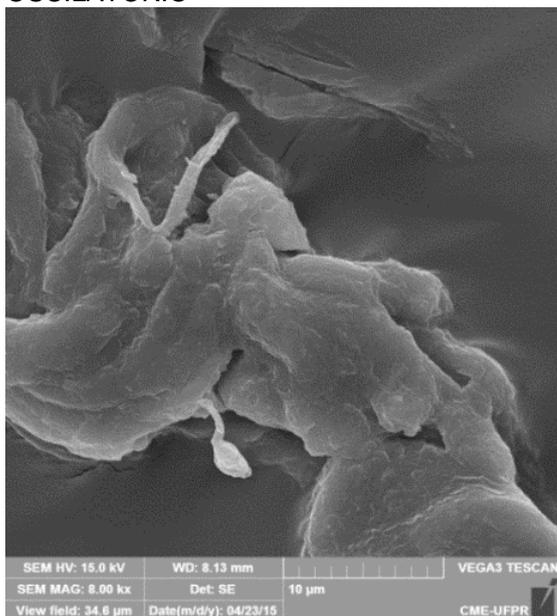
TABELA 15 – CLASSIFICAÇÃO DAS PARTÍCULAS DOS ENSAIOS NO MODO OSCILATÓRIO

Imagem	Classificação ASTM F1877 - 05
Ensaio 1 OSC-B6/E34	Flocos irregulares lisos
Ensaio 2 OSC-B10/E10	Flocos irregulares rugosos
Ensaio 3 OSC-B17/E17	Flocos irregulares rugosos empilhados
Ensaio 4 OSC-B7/E7	Flocos irregulares pontiagudos
Ensaio 5 OSC-B9/E9	Flocos irregulares rugosos
Ensaio 6 OSC-B11/E11	Fragmentos irregulares
Ensaio 7 OSC-B18/E18	Flocos irregulares rugosos
Ensaio 8 OSC-B20/E20	Flocos irregulares rugosos
Ensaio 9 OSC-B21/E21	Flocos irregulares lisos
Ensaio 10 OSC-B12/E12	Flocos irregulares lisos

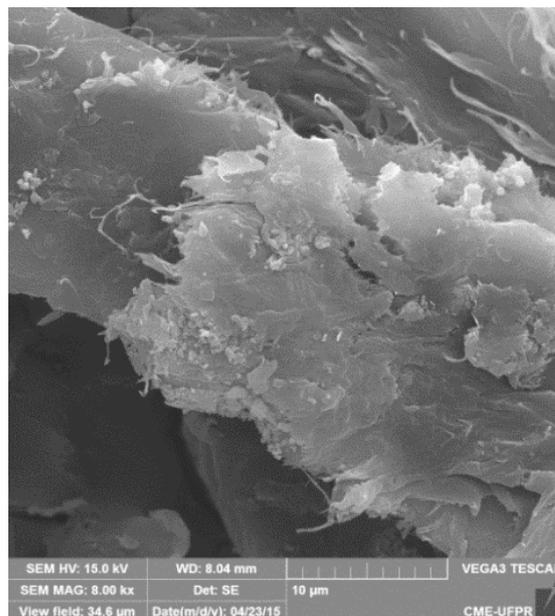
FONTE: O Autor (2015)

Nas imagens da FIGURA 90 e da FIGURA 91 estão mostradas as partículas obtidas nos ensaios em modo oscilatório, as quais se apresentam em flocos irregulares rugosos, flocos irregulares empilhados, flocos irregulares lisos, partículas em fragmentos irregulares e rugosos e partículas pontiagudas (ASTM F1877 - 05).

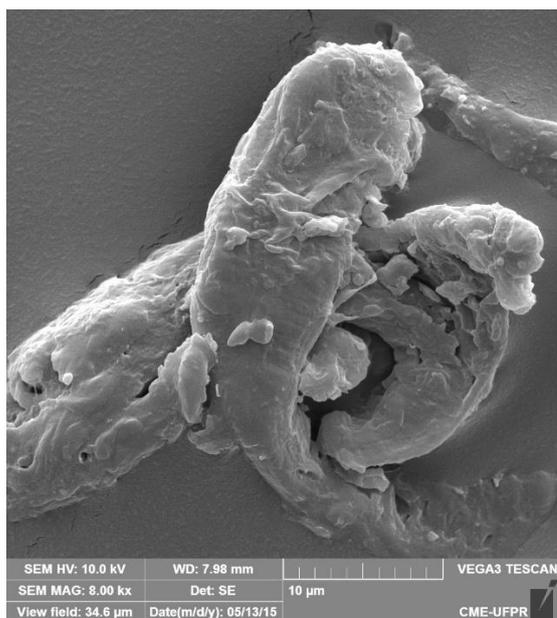
FIGURA 90 – IMAGENS POR MEV DAS PARTÍCULAS DOS ENSAIOS EM MODO OSCILATÓRIO



Ensaio 1 OSC-B6/E34



Ensaio 2 OSC-B10/E10



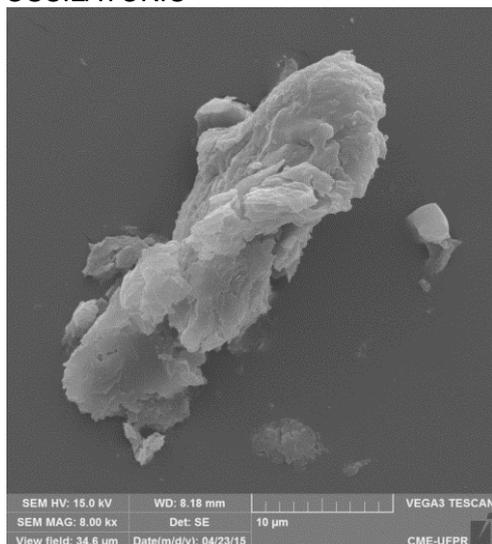
Ensaio 3 OSC-B17/E17

FONTE: O Autor (2015)

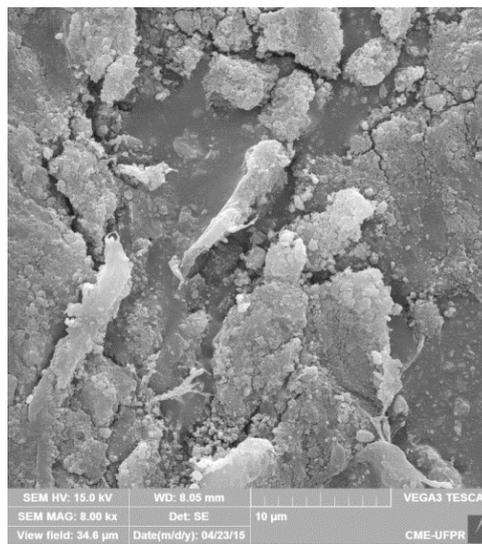


Ensaio 4 OSC-B7/E7

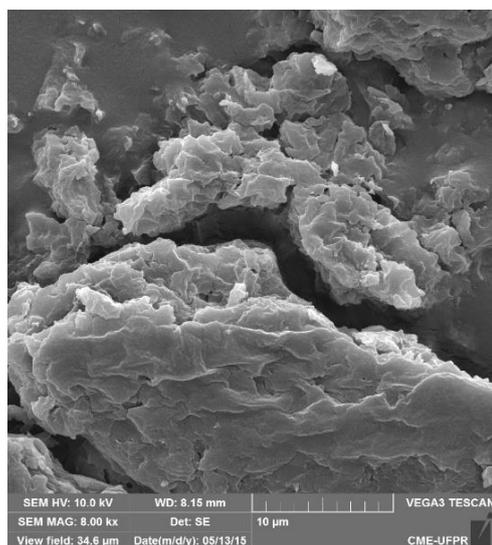
FIGURA 91 – IMAGENS POR MEV DAS PARTÍCULAS DOS ENSAIOS EM MODO OSCILATÓRIO



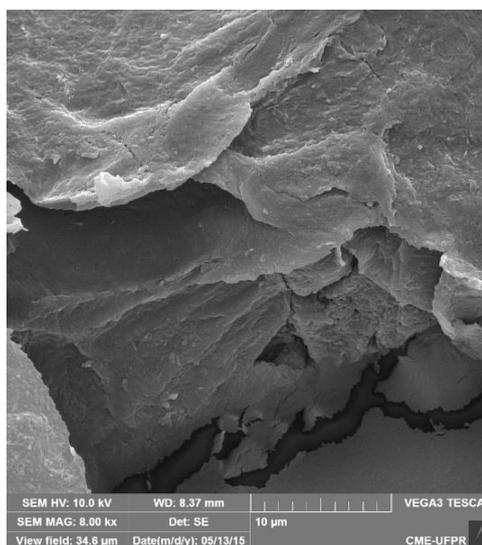
Ensaio 5 OSC-B9/E9



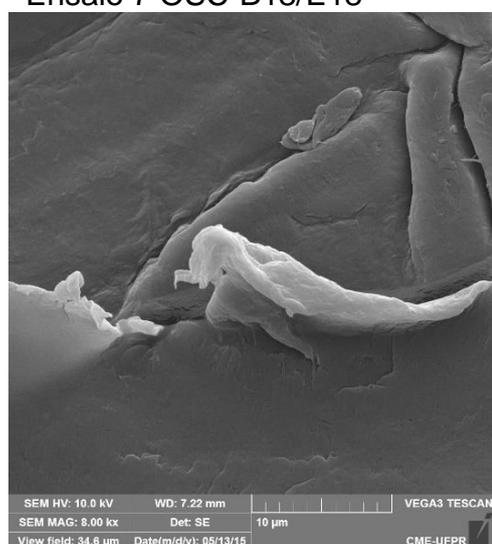
Ensaio 6 OSC-B11/E11



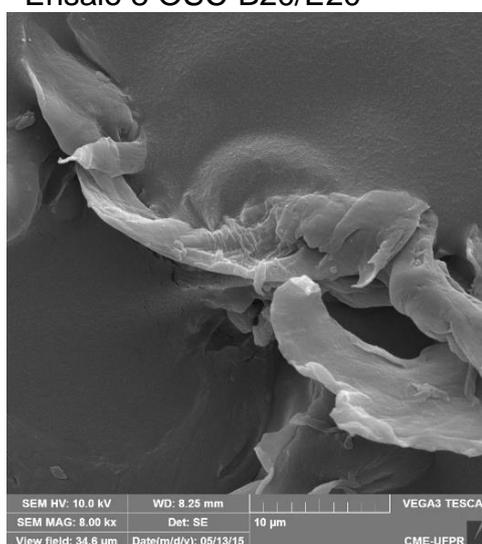
Ensaio 7 OSC-B18/E18



Ensaio 8 OSC-B20/E20



Ensaio 9 OSC-B21/E21
FONTE: O Autor (2015)



Ensaio 10 OSC-B12/E12

5.2.4 Imagens por MEV dos canais de desgaste no modo linear

Na FIGURA 92 são mostradas as deformações ocorridas nos canais dos corpos de prova CPL-13 e CPL-14 nos ensaios em modo linear, com duração de 350×10^3 ciclos e carga de 1 N.

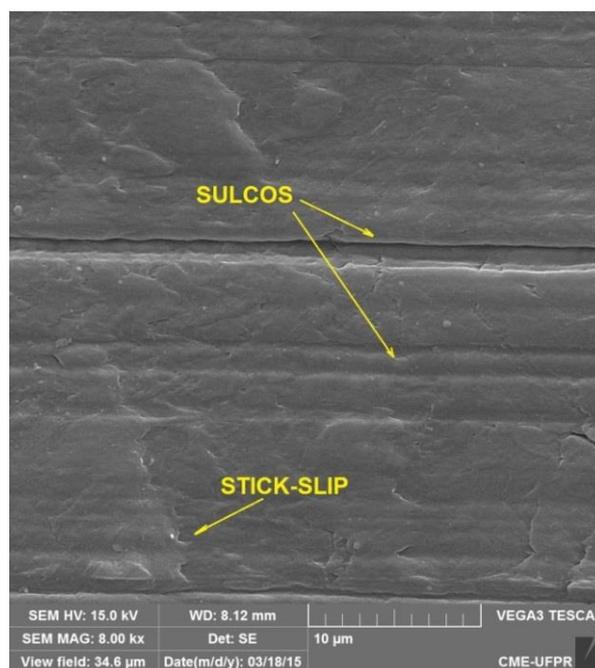
As imagens do ENSAIO 11 CPL-13 apresentam deformações no canal de desgaste sugestivas da ocorrência do mecanismo de “Stick-Slip dinâmico” (WANG *et al.*, 2009).

As imagens do ENSAIO 12 CPL-14 apresentam deformações no canal de desgaste sugestivas da ocorrência do mecanismo de “Stick-Slip dinâmico” e também sulcos característicos de desgaste abrasivo (WANG *et al.*, 2009).

FIGURA 92 – IMAGENS POR MEV DO CANAL DO BLOCO DE UHMWPE



Ensaio 11 CPL-13



Ensaio 12 CPL-14

FONTE: O Autor (2015)

5.2.5 Imagens por MEV dos canais de desgaste no modo oscilatório

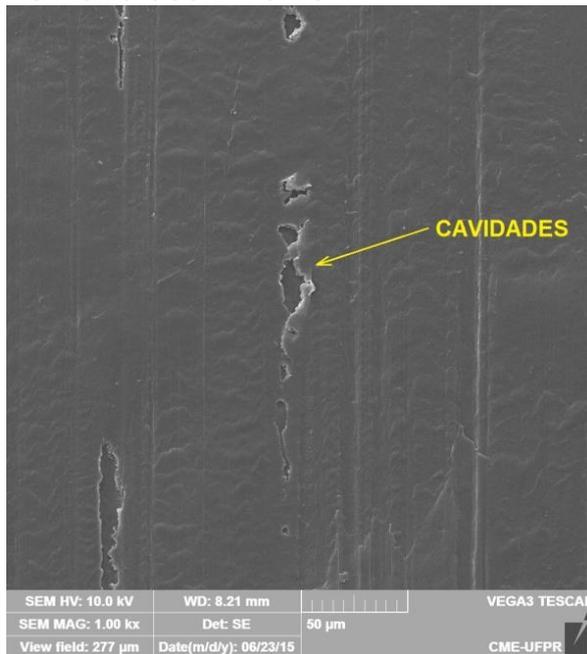
Na FIGURA 93 e FIGURA 94 são mostrados os canais de desgaste dos corpos de prova de UHMWPE após a realização de ensaios no modo oscilatório com duração de 150×10^3 ciclos, sob carga de 14,45 N.

As imagens OSC-B9, OSC-B10, OSC-B20 e OSC-B21 da FIGURA 93 e FIGURA 94 apresentam deformações perpendiculares à direção do movimento do corpo de prova, compatíveis com o mecanismo de “Stick-Slip dinâmico” (WANG *et al.*, 2009).

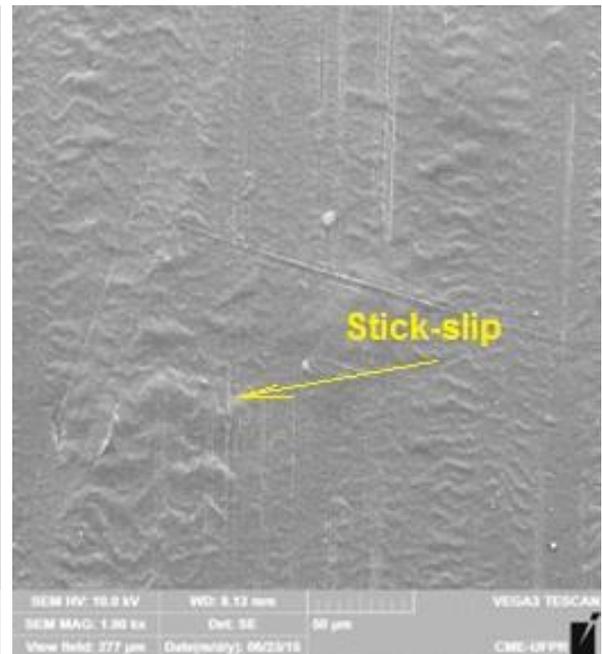
As imagens OSC-B7, OSC-B17 e OSC-B18 das mesmas figuras apresentam trincas e delaminação da superfície do UHMWPE, características do mecanismo de desgaste por fadiga.

As imagens OSC-B6 e OSC-B12, das mesmas figuras, onde indicado, apresentam cavidades as quais provavelmente estão associadas ao mecanismo de desgaste adesivo e as imagens OSC-B11 e OSC-B12 da FIGURA 94, onde indicado, apresentam sulcos os quais provavelmente estão associados ao desgaste abrasivo (STACHOWIACK; BATCHELOR, 2006).

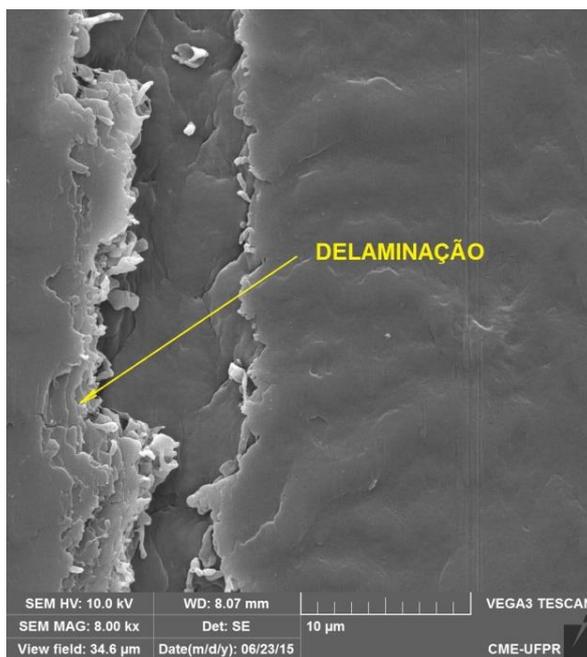
FIGURA 93 – IMAGENS POR MEV DA SUPERFÍCIE DE DESGASTE DOS BLOCOS UHMWPE NO MODO OSCILATÓRIO



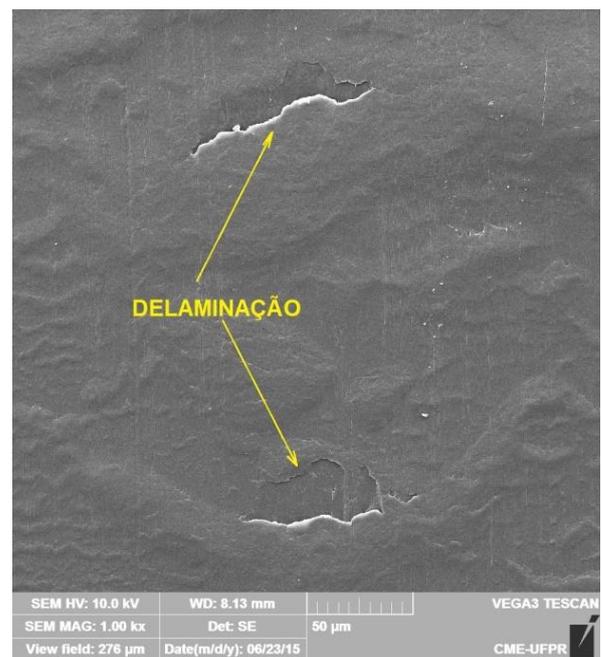
Ensaio 1 OSC-B6



Ensaio 2 OSC-B10

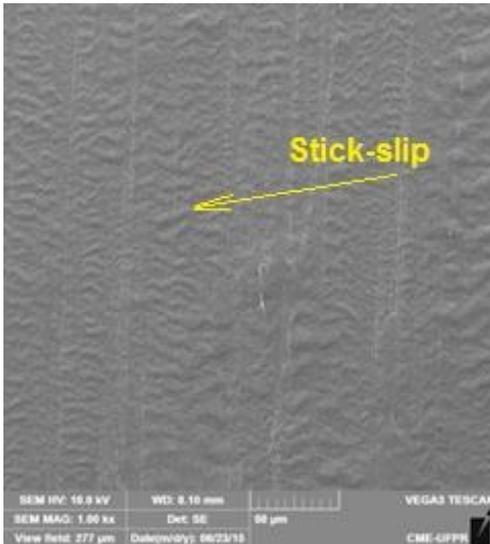


Ensaio 3 OSC-B17
FONTE: O Autor (2015)

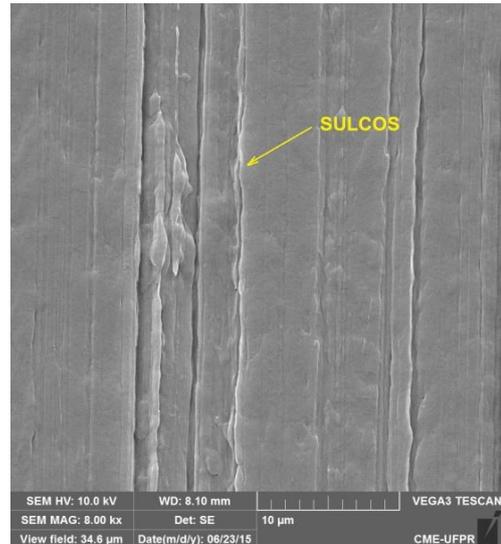


Ensaio 4 OSC-B7

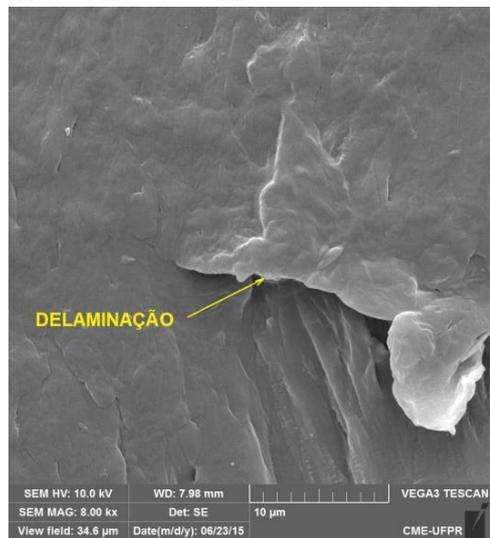
FIGURA 94 – IMAGENS POR MEV DA SUPERFÍCIE DE DESGASTE DOS BLOCOS UHMWPE NO MODO OSCILATÓRIO



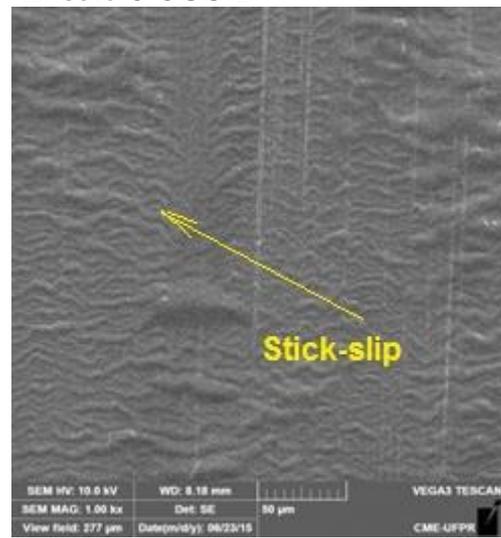
Ensaio 5 OSC-B9



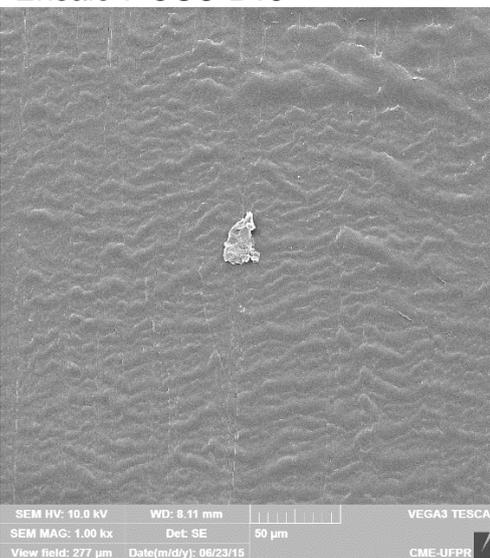
Ensaio 6 OSC-B11



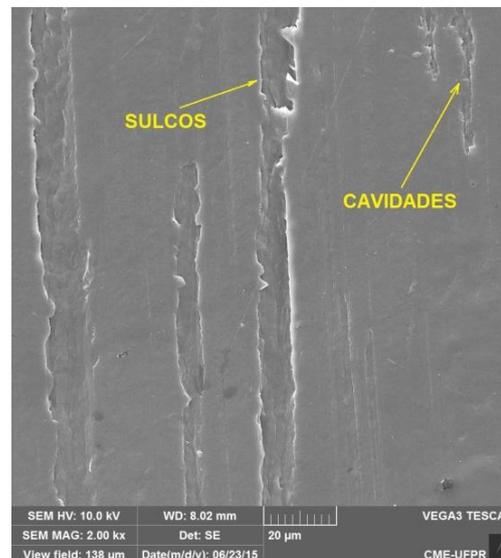
Ensaio 7 OSC-B18



Ensaio 8 OSC-B20



Ensaio 9 OSC-B21



Ensaio 10 OSC-B12

FONTE: O Autor (2015)

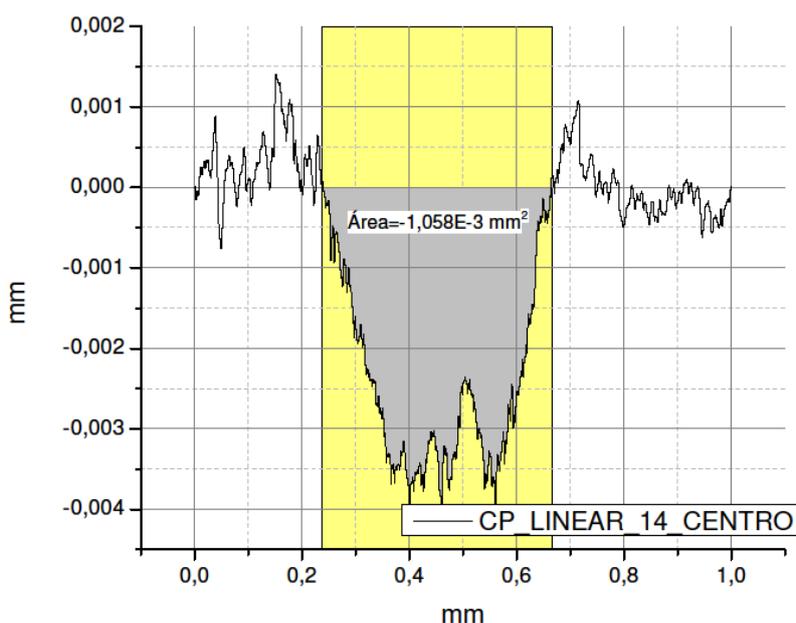
5.2.6 Taxas de desgaste dos ensaios no modo linear

Para o cálculo da taxa de desgaste dos ensaios no modo linear foi realizada a perfilometria das seções transversais dos canais de desgaste dos blocos de UHMWPE obtendo-se os dados para o cálculo dessa área e do volume desse canal. Na FIGURA 95 é mostrada a perfilometria de um dos canais do corpo de prova de UHMWPE do ensaio no modo linear.

As curvas da perfilometria dos canais de desgaste no modo linear apresentaram variações compatíveis com as deformações do canal de desgaste, cuja causa provável é o “Stick-Slip dinâmico”, mostradas na microscopia óptica e de MEV, já descritas (WANG *et al.*, 2009).

O valor dessas áreas, integrado no comprimento do canal de desgaste, que é de 2,0 mm, resultou em um volume e uma taxa de desgaste linear média de $1,076 \times 10^{-6} \text{ mm}^3/\text{N m}$ com um desvio padrão de $0,106 \times 10^{-6} \text{ mm}^3/\text{N m}$.

FIGURA 95 – PERFILOMETRIA DE UM SULCO TÍPICO DE DESGASTE NO MODO LINEAR



FONTE: O Autor (2015)

Os valores das áreas das seções transversais e os resultados do volume dos canais de desgaste obtidos da perfilometria dos corpos de prova bem como os seus valores da rugosidade no modo linear estão mostrados na TABELA 16. Na TABELA 17 estão mostrados os valores para as taxas de desgaste.

TABELA 16 – ÁREA DA SEÇÃO TRANSVERSAL, VOLUME DE DESGASTE E RUGOSIDADE DOS CORPOS DE PROVA UHMWPE NO ENSAIO NO MODO LINEAR

Canal de desgaste	Ensaio linear 1 CPL-3	Ensaio linear 2 CPL-4	Ensaio linear 3 CPL-5	Ensaio linear 4 CPL-6	Ensaio linear 5 CPL-7	Ensaio linear 6 CP-8
Lateral direita $10^{-3}(\text{mm}^2)$	2,190	1,648	0,107	2,713	0,769	0,523
Centro $10^{-3} (\text{mm}^2)$	0,510	0,756	0,890	1,571	0,654	0,198
Lateral esquerda $10^{-3} (\text{mm}^2)$	1,830	1,444	1,315	0,321	0,312	1,309
Volume do canal (mm^3) = $=10^{-3}[(\text{LD}+\text{LE}+\text{CE})/3] 2$	3,019	2,565	1,540	3,070	1,156	1,353
Rugosidade $R_a (\mu\text{m})$	0,388543	1,202339	0,373031	0,302062	0,617028	0,967882
Rugosidade $R_q (\mu\text{m})$	0,489688	1,471322	0,471649	0,370092	0,811064	1,150376

FONTE: O Autor (2015)

TABELA 16 – (CONTINUAÇÃO) ÁREA DA SEÇÃO TRANSVERSAL, VOLUME DE DESGASTE E RUGOSIDADE DOS CORPOS DE PROVA UHMWPE NO ENSAIO NO MODO LINEAR

Canal de desgaste	Ensaio linear 7 CPL-9	Ensaio linear 8 CPL-10	Ensaio linear 9 CPL-11	Ensaio linear 10 CPL-12	Ensaio linear 11 CPL-13	Ensaio linear 12 CP-14
Lateral direita $10^{-3}(\text{mm}^2)$	0,054	0,703	0,517	0,865	0,521	0,859
Centro $10^{-3} (\text{mm}^2)$	0,082	0,339	0,504	0,846	0,758	1,058
Lateral esquerda $10^{-3} (\text{mm}^2)$	0,295	0,454	0,263	0,518	0,700	0,896
Volume do canal (mm^3) = $=10^{-3}[(\text{LD}+\text{LE}+\text{CE})/3] 2$	0,288	0,998	0,857	1,482	1,320	1,875
Rugosidade $R_a (\mu\text{m})$	0,392663	0,735190	0,496668	0,254622	0,467561	0,167399
Rugosidade $R_q (\mu\text{m})$	0,521617	0,903239	0,649819	0,336677	0,613587	0,207852

FONTE: O Autor (2015)

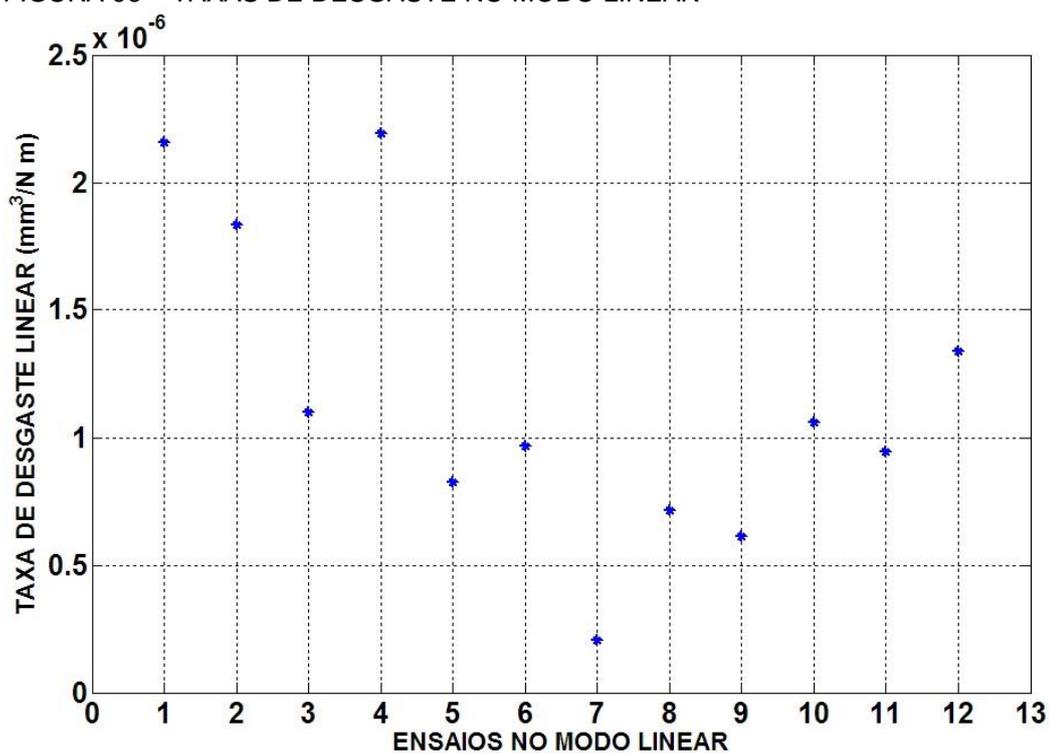
TABELA 17 – TAXAS DE DESGASTE DOS ENSAIOS NO MODO LINEAR COM 350×10^3 CICLOS

Corpo de prova	Volume $10^{-3} (mm^3)$	Carga (N)	Distância (m)	$T_x \times 10^{-6}$ ($mm^3/N m$)
Ensaio Linear 1 – CPL 3	3,019	1,0	1400	2,156
Ensaio Linear 2 – CPL 4	2,565	1,0	1400	1,832
Ensaio Linear 3 – CPL 5	1,540	1,0	1400	1,100
Ensaio Linear 4 – CPL6	3,070	1,0	1400	2,192
Ensaio Linear 5 – CPL7	1,156	1,0	1400	0,826
Ensaio Linear 6 – CPL8	1,353	1,0	1400	0,966
Ensaio Linear 7 – CPL9	0,288	1,0	1400	0,205
Ensaio Linear 8 – CPL10	0,998	1,0	1400	0,713
Ensaio Linear 9 – CPL11	0,857	1,0	1400	0,612
Ensaio Linear 10 – CPL12	1,482	1,0	1400	1,060
Ensaio Linear 11 – CPL13	1,320	1,0	1400	0,930
Ensaio Linear 12 – CPL14	1,875	1,0	1400	1,339
Taxa de desgaste média no modo linear $10^{-6} mm^3/Nm$.			1,076	
Desvio padrão da Taxa de desgaste $10^{-6} mm^3/Nm$.			0,106	

FONTE: O Autor (2015)

Na FIGURA 96 estão mostradas graficamente as taxas de desgaste obtidas nos 12 ensaios no modo linear, cujo valor máximo é de $2,192 \times 10^{-6} mm^3/N m$ e o mínimo de $0,205 \times 10^{-6} mm^3/N m$.

FIGURA 96 – TAXAS DE DESGASTE NO MODO LINEAR

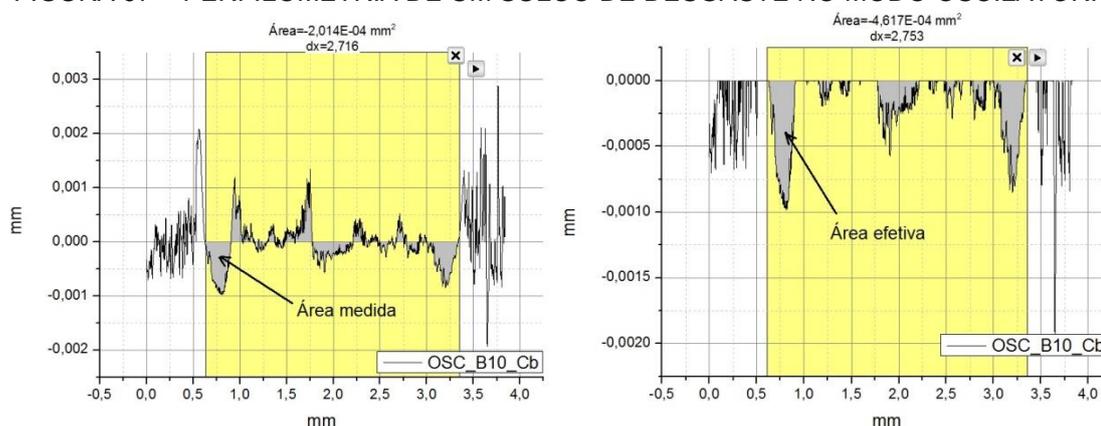


FONTE: O Autor (2015)

5.2.7 Taxas de desgaste dos ensaios no modo oscilatório

Para o cálculo da taxa de desgaste nos ensaios no modo oscilatório, foi realizada a perfilometria das seções transversais dos canais de desgaste dos corpos de prova de UHMWPE, possibilitando o cálculo dos volumes desses canais e as respectivas taxas de desgaste do ensaio. Na FIGURA 97 é mostrada a perfilometria de um dos canais, onde a área efetiva é aquela obtida após serem desprezados os valores positivos da curva gerada com dados da perfilometria.

FIGURA 97 – PERFILOMETRIA DE UM SULCO DE DESGASTE NO MODO OSCILATÓRIO



FONTE: O Autor (2015)

Os valores das áreas das seções transversais e os resultados do volume do canal de desgaste dos corpos de prova bem como os seus valores da rugosidade no modo oscilatório estão mostrados na TABELA 18 e na TABELA 19, respectivamente.

Os volumes calculados a partir das áreas das seções transversais variaram de $1,561 \times 10^{-3} \text{ mm}^3$ a $4,080 \times 10^{-3} \text{ mm}^3$, com valor médio de $2,595 \times 10^{-3} \text{ mm}^3$ e desvio padrão de $0,808 \times 10^{-3} \text{ mm}^3$.

Os valores prévios, das rugosidades R_a obtidos dos blocos de UHMWPE variaram de 0,197384 a 0,492866 μm e os valores das rugosidades R_q variaram de 0,248475 a 0,664219 μm .

Os valores das rugosidades R_a obtidos nos corpos de prova de AISI 316L variaram de 0,004232 a 0,028433 μm e os valores das rugosidades R_q variaram de 0,005591 a 0,038433 μm .

TABELA 18 – ÁREA DA SEÇÃO TRANSVERSAL, VOLUME DE DESGASTE E RUGOSIDADE DOS CORPOS DE PROVA UHMWPE NO ENSAIO NO MODO OSCILATÓRIO

Canal de desgaste	Ensaio 1 - Corpo de prova (OSC-B6/E34)	Ensaio 2 - Corpo de prova (OSC-B10/E10)	Ensaio 3 - Corpo de prova (OSC-B17/E17)	Ensaio 4 - Corpo de prova (OSC-B7/E7)	Ensaio 5 - Corpo de prova (OSC-B9/E9)
Lateral direita $10^{-3} (mm^2)$	0,874	0,646	1,220	0,645	1,410
Centro $10^{-3} (mm^2)$	0,914	0,467	0,488	0,552	1,550
Lateral esquerda $10^{-3} (mm^2)$	0,412	0,738	1,030	1,230	1,120
Volume do canal $10^{-3} (mm^3)$ = $[(LD+LE+CE)/3] \cdot 3$	2,200	1,846	2,738	2,456	4,080
Rugosidade $R_a (\mu m)$	0,492866	0,358612	0,293960	0,325888	0,484102
Rugosidade $R_q (\mu m)$	0,628227	0,429442	0,390138	0,394782	0,664219

FONTE: O Autor (2015)

TABELA 18 – (CONTINUAÇÃO) ÁREA DA SEÇÃO TRANSVERSAL, VOLUME DE DESGASTE E RUGOSIDADE DOS CORPOS DE PROVA UHMWPE NO ENSAIO NO MODO OSCILATÓRIO

Canal de desgaste	Ensaio 6 - Corpo de prova (OSC-B11/E11)	Ensaio 7 - Corpo de prova (OSC-B18/E18)	Ensaio 8 - Corpo de prova (OSC-B20/E20)	Ensaio 9 - Corpo de prova (OSC-B20/E21)	Ensaio 10 - Corpo de prova (OSC-B12/E12)
Lateral direita $10^{-3} (mm^2)$	0,702	0,462	0,726	1,410	0,461
Centro $10^{-3} (mm^2)$	0,537	0,657	0,581	1,550	0,657
Lateral esquerda $10^{-3} (mm^2)$	0,322	1,320	0,803	1,120	1,320
Volume do canal $10^{-3} (mm^3)$ = $[(LD+LE+CE)/3] \cdot 3$	1,561	2,437	2,110	4,080	2,437
Rugosidade $R_a (\mu m)$	0,314186	0,273942	0,399794	0,376779	0,197384
Rugosidade $R_q (\mu m)$	0,396387	0,373800	0,493981	0,459351	0,248475

FONTE: O Autor (2015)

TABELA 19 – VALORES DA RUGOSIDADE DOS CORPOS DE PROVA CILÍNDRICOS AISI 316L

Rugosidade (μm)	Corpo de prova (Ensaio 1 OSC-E34)	Corpo de prova (Ensaio 2 OSC-E10)	Corpo de prova (Ensaio 3 OSC-E17)	Corpo de prova (Ensaio 4 OSC-E7)	Corpo de prova (Ensaio 5 OSC-E9)
R _a	0,010703	0,004232	0,010692	0,017470	0,028433
R _q	0,013051	0,005591	0,013119	0,021662	0,034948

FONTE: O Autor (2015)

TABELA 19 – (CONTINUAÇÃO) VALORES DA RUGOSIDADE DOS CORPOS DE PROVA CILÍNDRICOS AISI 316L

Rugosidade (μm)	Corpo de prova (Ensaio 6 OSC-E11)	Corpo de prova (Ensaio 7 OSC-E18)	Corpo de prova (Ensaio 8 OSC-E20)	Corpo de prova (Ensaio 9 OSC-E21)	Corpo de prova (Ensaio 10 OSC-E12)
R _a	0,025764	0,007828	0,005981	0,008321	0,005474
R _q	0,038433	0,009538	0,007573	0,015981	0,006869

FONTE: O Autor (2015)

As curvas da perfilometria dos canais de desgaste no modo oscilatório reproduziram as variações do perfil desses canais, com reflexo nos valores das áreas das seções transversais. Essas áreas apresentaram variações compatíveis com as deformações do canal de desgaste, cuja causa provável é o “Stick-Slip dinâmico”, mostradas na microscopia óptica e de MEV, já descritas (WANG *et al.*, 2009).

Quando comparado com as taxas de desgaste dos ensaios em modo linear, as taxas do ensaio em modo oscilatório mostram-se menores, em uma escala de 10^{-1} , e com desvio padrão menor. A ocorrência de uma taxa de desgaste menor é compatível com a pressão de contato utilizada nos ensaios, ou seja, 21,8 MPa no modo linear e 15,70 MPa no modo oscilatório, ou seja, menor pressão de contato resultou em menor taxa de desgaste.

Os resultados da taxa de desgaste para o corpo de prova em UHMWPE no ensaio em modo oscilatório estão mostrados na TABELA 20.

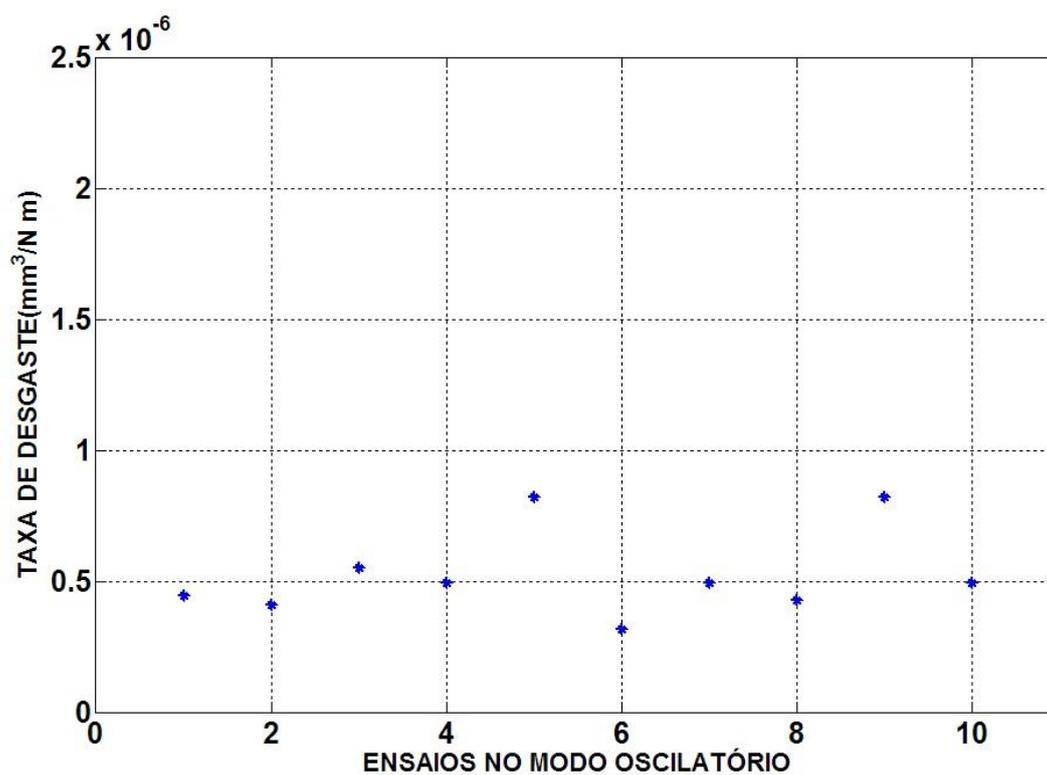
TABELA 20 – TAXAS DE DESGASTE NOS ENSAIOS NO MODO OSCILATÓRIO

Corpo de prova	Volume 10^{-3} (mm ³)	Carga (N) (N _{med})	Distância (m)	Tx _{osc} 10^{-6} (mm ³ /N _{med} m)
Ensaio OSC 1 B6/E34	2,200	14,377	344,00	0,4449
Ensaio OSC 2 B10/E10	1,846	14,430	406,84	0,3144
Ensaio OSC 3 B17/E17	2,738	14,421	344,16	0,5517
Ensaio OSC 4 B7/E7	2,456	14,423	344,10	0,4949
Ensaio OSC 5 B9/E9	4,080	14,430	344,08	0,8278
Ensaio OSC 6 B11/E11	1,561	14,339	344,08	0,3174
Ensaio OSC 7 B18/E18	2,437	14,388	344,08	0,4922
Ensaio OSC 8 B20/E20	2,110	14,418	344,00	0,4253
Ensaio OSC 9 B21/E21	4,080	14,435	344,00	0,8216
Ensaio OSC 10 B12/E12	2,437	14,394	344,00	0,4922
Taxa de desgaste média 10^{-6} mm ³ /N m				0,5182
Desvio padrão da Taxa de desgaste 10^{-6} mm ³ /N m				0,1694

FONTE: O Autor (2015)

Na FIGURA 98 estão mostradas graficamente as taxas de desgaste obtidas nos 10 ensaios em modo oscilatório, cujo valor máximo é de $0,8278 \times 10^{-6}$ ($\text{mm}^3/\text{N m}$) e o mínimo de $0,3144 \times 10^{-6}$ ($\text{mm}^3/\text{N m}$).

FIGURA 98 – TAXAS DE DESGASTE NO MODO OSCILATÓRIO



FONTE: O Autor (2015)

5.2.8 Curva de vida do UHMWPE no modo oscilatório

Os resultados das taxas de desgaste para a curva de vida do UHMWPE nos ensaios em modo oscilatório estão apresentados na TABELA 21.

TABELA 21 – TAXAS DE DESGASTE NOS ENSAIOS OSCILATÓRIOS PARA CURVA DE VIDA DO UHMWPE

Corpo de prova	Volume (mm³)	Carga (N) (N_{cmédio})	Distância (m)	$Tx_{osc} 10^{-6}$ (mm³/N_{cmédio} m)
Ensaio 1 B8/E8 30x10 ³ ciclos Grupo 1	0,0012	14,381	68,82	1,2277
Ensaio 2 B15/E15 30x10 ³ ciclos Grupo 1	0,0013	14,435	68,82	1,2594
Ensaio 3 B16/E16 30x10 ³ ciclos Grupo 1	0,0005	14,339	68,82	0,5830
Ensaio 1 B19/E19 60x10 ³ ciclos Grupo 2	0,0008	14,429	137,64	0,5089
Ensaio 2 B23/E23 60x10 ³ ciclos Grupo 2	0,0017	14,444	137,66	0,8450
Ensaio 3 B24/E24 60x10 ³ ciclos Grupo 2	0,0015	14,383	137,64	0,7800
Ensaio 1 B25/E25 90x10 ³ ciclos Grupo 3	0,0035	14,443	206,44	1,1587
Ensaio 2 B26/E26 90x10 ³ ciclos Grupo 3	0,0012	14,361	206,44	0,4015
Ensaio 3 B27/E27 90x10 ³ ciclos Grupo 3	0,0035	14,408	206,44	1,1891
Ensaio 1 B28/E28 120x10 ³ ciclos Grupo 4	0,0017	14,442	276,47	0,4257
Ensaio 2 B29/E29 120x10 ³ ciclos Grupo 4	0,0019	14,438	276,50	0,4748
Ensaio 3 B30/E30 120x10 ³ ciclos Grupo 4	0,0015	14,387	276,50	0,3716
Ensaio 1 B20/E20 150x10 ³ ciclos Grupo 5	0,0021	14,418	344,00	0,4253
Ensaio 2 B21/E21 150x10 ³ ciclos Grupo 5	0,0024	14,435	344,00	0,4842
Ensaio 3 B12/E12 150x10 ³ ciclos Grupo 5	0,0024	14,394	344,08	0,4922
Ensaio 1 B31/E31 200x10 ³ ciclos Grupo 6	0,0042	14,378	461,60	0,6340
Ensaio 2 B33/E33 200x10 ³ ciclos Grupo 6	0,0019	14,431	458,68	0,2880
Ensaio 3 B34/E34 200x10 ³ ciclos Grupo 6	0,0049	14,440	457,86	0,7554
Ensaio 1 B35/E35 250x10 ³ ciclos Grupo 7	0,0057	14,383	575,94	0,6904
Ensaio 2 B36/E36 250x10 ³ ciclos Grupo 7	0,0028	14,436	573,30	0,3430
Ensaio 4 B38/E38 250x10 ³ ciclos Grupo 7	0,0034	14,430	573,30	0,4188

FONTE: O Autor (2015)

Os valores médios e desvio padrão dos três ensaios de cada conjunto de ciclos estão apresentados na TABELA 22.

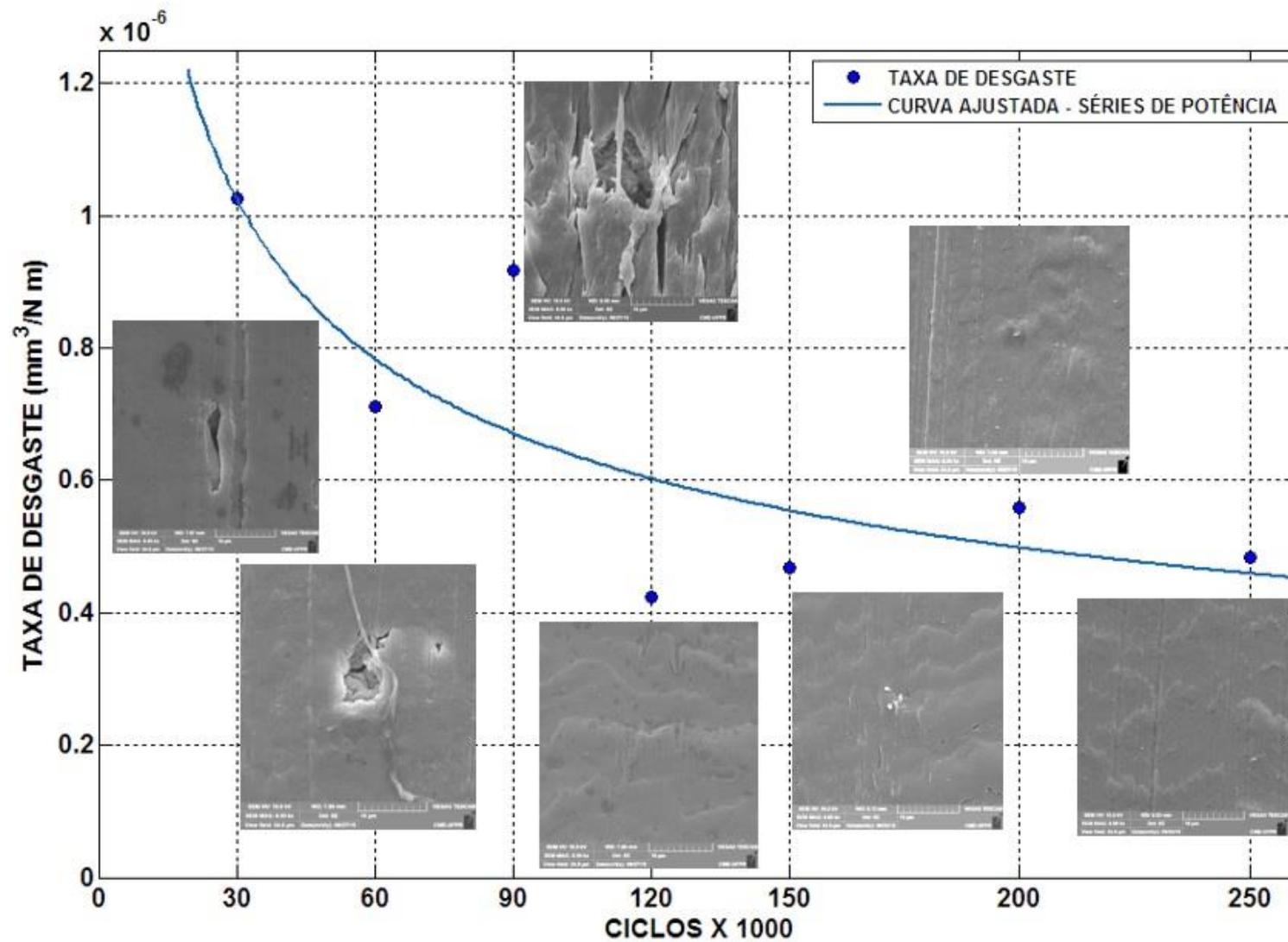
TABELA 22 – MÉDIA E DESVIO PADRÃO DAS TAXAS DE DESGASTE PARA A CURVA DE VIDA DO UHMWPE

Taxa de desgaste no modo oscilatório $T_{xosc} \cdot 10^{-6} (\text{mm}^3 / N_{cmédio} \text{ m})$		
Grupo de ensaio	Média de três ensaios	Desvio Padrão
Grupo 1 - 30×10^3 ciclos	1,0260	0,3136
Grupo 2 - 60×10^3 ciclos	0,7113	0,1455
Grupo 3 - 90×10^3 ciclos	0,9165	0,3643
Grupo 4 - 120×10^3 ciclos	0,4240	0,0421
Grupo 5 - 150×10^3 ciclos	0,4672	0,0298
Grupo 6 - 200×10^3 ciclos	0,5591	0,1978
Grupo 7 - 250×10^3 ciclos	0,4840	0,1491

FONTE: O Autor (2015)

Na FIGURA 99 está mostrada a evolução dos valores das taxas de desgaste para os grupos de ensaios de 30×10^3 a 250×10^3 ciclos.

FIGURA 99 – CURVA DE VIDA DO UHMWPE NO MODO OSCILATÓRIO



FONTE: O Autor (2015)

A evolução da curva de vida do UHMWPE mostra a tendência de redução da taxa de desgaste com o aumento do número de ciclos. Esse comportamento de natureza distinta dos materiais não poliméricos, pode, no âmbito do tribossistema deste estudo, ser explicado pelos seguintes fatos:

a) A área real de contato tribológico inicial é menor, o que induz a pressão de contato Hertziano mais elevada, resultando em maior severidade inicial no desgaste. Após essa etapa inicial a área real de contato aumenta, reduzindo a pressão de contato, diminuindo a severidade, e assim, a taxa de desgaste. Esse é o mesmo comportamento observado em endopróteses articulares (JÄGER *et al.*, 2010).

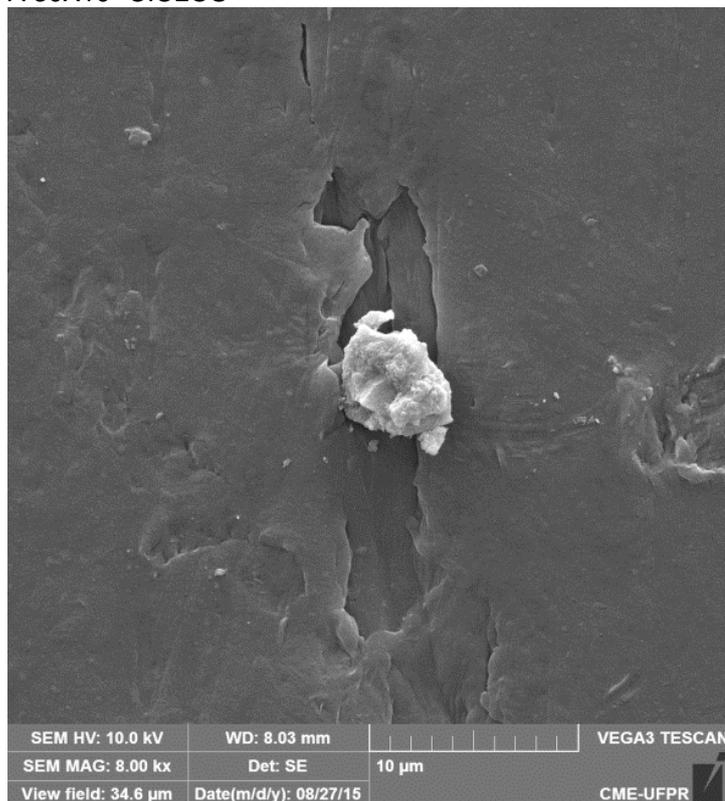
b) O mecanismo de abrasão, inicialmente predominante, tornou-se menos intenso com o aumento do número de ciclos. Concomitantemente passou a prevalecer o “Stick-Slip dinâmico” entre outros mecanismos de desgaste o qual é menos severo.

c) A dinâmica do ensaio oscilatório, provavelmente possibilita à partícula de desgaste a sua permanência no canal permitindo que a mesma atue como terceiro corpo, diminuindo a severidade do desgaste no transcorrer do ensaio (RANDALL, 2012).

Não é descartada modificação do cenário de desgaste, onde ocorra uma quebra de tendência da curva de vida face à prevalência de outro mecanismo de desgaste.

Na FIGURA 100 pode ser observada uma partícula de desgaste medindo 3 μm , sobre a uma trilha de abrasão em ensaio de 30×10^3 ciclos, para a curva de vida do UHMWPE. Essa partícula provavelmente atuou segundo um mecanismo de desgaste de abrasão a dois corpos em movimento recíproco.

FIGURA 100 – PARTÍCULA ADERIDA AO CANAL DE DESGASTE NO ENSAIO A 30×10^3 CICLOS



FONTE: O Autor (2015)

Ensaio conduzido por HARSHA (2011), já mencionado, apresentaram o mesmo efeito para a curva de vida de vários polímeros, ou seja, maior severidade inicial.

Em ensaios executados no modo linear com esfera de aço 100Cr6 sobre o UHMWPE com e sem revestimento em Diamont Like - Carbon (DLC), a evolução da curva de vida apresentou também a mesma tendência observada neste estudo (DECHANDT, 2005).

5.3 VALIDAÇÃO DO DISPOSITIVO - TESTE DE HIPÓTESES

Para a validação do dispositivo foram utilizadas as amostras dos ensaios no modo linear e oscilatório. O tamanho final dessas amostras foi obtido após a iteração dos valores do desvio padrão conforme a equação (37), que resultou em amostras com o número de elementos apresentados na TABELA 23

Arbitrou-se para a mesma equação (37) o valor “d” para a sensibilidade de medição do coeficiente de atrito no modo linear e no oscilatório em 0,06, ou seja, a menor diferença entre os valores médios dos coeficientes de atrito que se deseja identificar entre os ensaios do modo linear e no oscilatório.

Este procedimento permitiu realizar o terceiro objetivo específico proposto neste estudo.

TABELA 23 – TAMANHO DA AMOSTRA NOS ENSAIOS NO MODO LINEAR E NO OSCILATÓRIO

Tipo de ensaio	Quantidade mínima de amostras Parâmetro - Coef. de atrito médio	Quantidade de amostras
Tribox Linear recíproco	n = 11 amostras	n = 12 amostras
Algoritmo Linear recíproco	n = 10 amostras	n = 12 amostras
Algoritmo Oscilatório	n = 7 amostras	n = 10 amostras

FONTE: O Autor (2015)

Os testes de hipóteses utilizando a média dos valores dos coeficientes de atrito, obtidos a partir das medições do Tribox[®] e do algoritmo no ensaio linear e entre os algoritmos dos ensaios linear e oscilatórios, estão apresentados a seguir.

5.3.1 Validação dos algoritmos utilizados no modo linear

Para validação dos algoritmos utilizados no modo linear com o padrão de referência, o Tribox[®], foi utilizado como variável o coeficiente de atrito. Os três pressupostos para o teste de hipóteses foram atendidos, ou seja, as amostras são

independentes, as variâncias são homogêneas e a distribuição da variável coeficiente de atrito é normal.

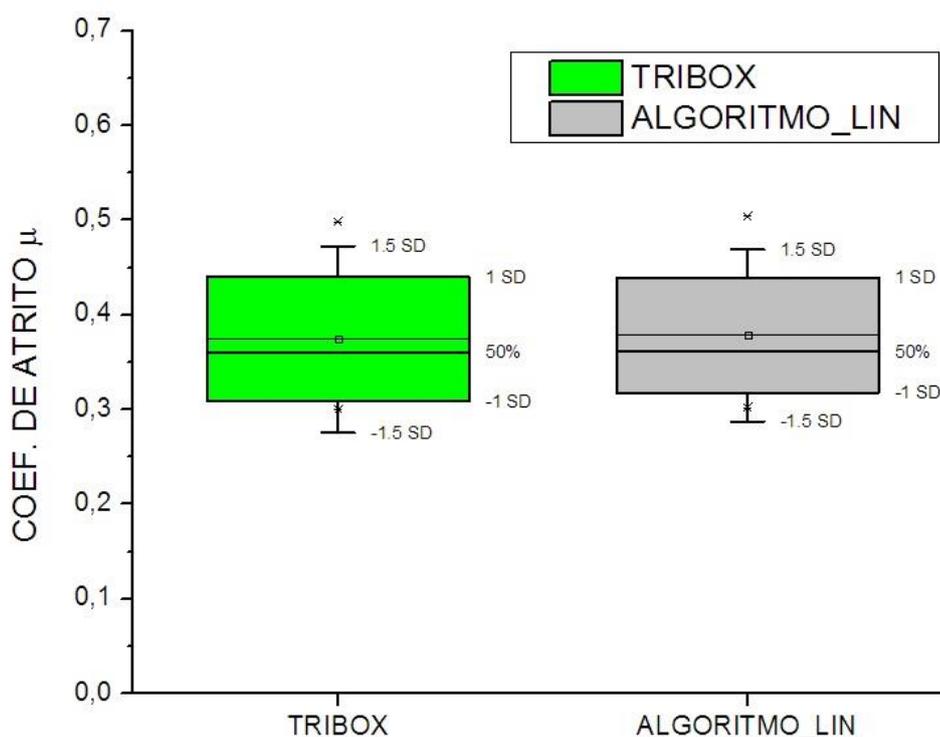
O teste de hipóteses para a média do coeficiente de atrito com o nível de significância de 5%, apresentou o valor de $p_{\text{valor}} = 0,867845$, ou seja, não se rejeita a hipótese H_0 que pressupõe a igualdade das médias do coeficiente de atrito obtidos através dos dois métodos de coleta dos dados, Tribbox® e o Algoritmo. Os valores do teste de hipóteses estão apresentados na TABELA 24 e no gráfico da FIGURA 101 onde pode ser observada a coincidência entre as médias do coeficiente de atrito e a dispersão nos dois métodos de coleta dos dados do mesmo modo de ensaio.

TABELA 24 – TESTE DE HIPÓTESE PARA COEF. ATRITO NO MODO LINEAR, ENTRE TRIBOX® E ALGORITMO

T-teste para amostras independentes – variáveis independentes						
	tvalor	pvalor	Desvio Padrão Algoritmo	Desvio Padrão Tribbox	pvariância	Plevne
Alg.x Tribbox	0,168351	0,867845	0,060697	0,065832	0,792418	0,701783

FONTE: O Autor (2015)

FIGURA 101 – DISTRIBUIÇÃO DO COEF. ATRITO ATRAVÉS DO ALGORITMO E O TRIBOX® NO MODO LINEAR RECÍPROCO



FONTE: O Autor (2015)

O coeficiente de correlação de Pearson encontrado para os valores das médias nos dois procedimentos foi de 0,983, o que indica forte correlação positiva entre os dois métodos.

5.3.2 Validação pelo coeficiente de atrito entre o modo linear e o oscilatório

Os três pressupostos para o teste de hipótese entre o algoritmo do modo linear e o algoritmo do modo oscilatório foram atendidos, ou seja, as amostras são independentes, a distribuição da variável coeficiente de atrito é normal e as variâncias são homogêneas.

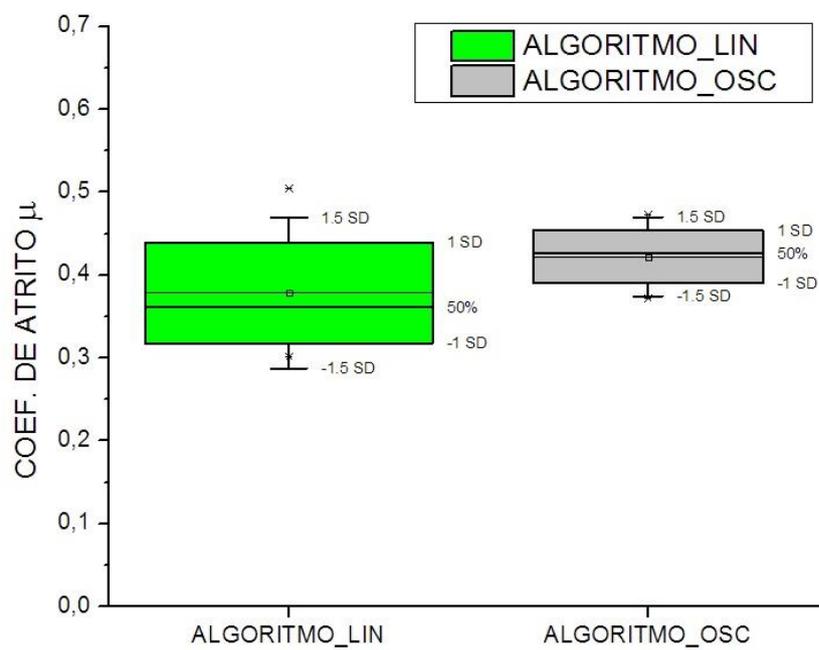
O teste de hipóteses para a média do coeficiente de atrito com o nível de significância de 5%, apresentou o valor de $p_{\text{valor}} = 0,054754$, próximo, portanto, de 0,05 o que torna o resultado do teste não conclusivo. Provavelmente com um número maior de amostras obtenha-se resultado conclusivo. Os dados do teste estão apresentados na TABELA 25 e na FIGURA 102.

TABELA 25 – TESTE DE HIPÓTESE PARA O COEF. DE ATRITO COM O ALGORITMO ENTRE O MODO LINEAR E O OSCILATÓRIO

T-teste para amostras independentes – variáveis independentes						
	t _{valor}	p _{valor}	Desvio Padrão Algoritmo_Lin.	Desvio Padrão Algoritmo_Osc	p _{variância}	p _{levene}
Alg_Lin x osc	-2,04023	0,054754	0,060697	0,031814	0,062449	0,066433

FONTE: O Autor (2015)

FIGURA 102 – DISTRIBUIÇÃO DO COEF. ATRITO ATRAVÉS ALGORITMO LINEAR E O OSCILATÓRIO



FONTE: O Autor (2015)

O coeficiente de correlação de Pearson para os coeficientes de atrito obtidos entre o modo linear e no modo oscilatório foi de - 0,16876, o que indica fraca correlação negativa entre os dois métodos de ensaio.

6 CONCLUSÃO

No âmbito deste trabalho experimental foram obtidas as seguintes conclusões.

6.1 CONCLUSÕES SOBRE O DISPOSITIVO OSCILATÓRIO

O dispositivo oscilatório acoplado ao tribômetro possibilitou a realização de ensaios que totalizaram, entre preliminares e definitivos, cerca de 1.750.000.000 de ciclos. Observando-se as regiões de contato entre os rolamentos e superfícies de deslizamento do dispositivo, não se verificam, visualmente, sinais de desgaste desses contatos mecânicos e tampouco a ocorrência de folgas nos mancais de suporte da cuba. Não se observam também, folgas nas três guias deslizantes que compõem o dispositivo.

O transdutor RVDT manteve-se com a sua calibração de posição inicial, fornecendo os mesmos valores de ângulos de oscilação quando de seu ajuste de posição antes do início dos ensaios.

Os conectores elétricos dos cabos de aquisição dos sinais dos transdutores LVDT e RVDT não apresentaram sinais de solda e a blindagem de aterramento à carcaça do tribômetro foi efetiva na prevenção de interferências eletromagnéticas externas ao equipamento.

Os mecanismos de acionamento do tribômetro tais como polia, correia de sincronização, além de mancais e sistemas de regulagem permanecem íntegros após a quantidade de ciclos realizada com o dispositivo acoplado ao tribômetro.

A interface de aquisição de dados e os algoritmos utilizados na obtenção dos sinais do LVDT e do RVDT forneceram valores coerentes quando da realização dos ensaios no modo linear e quando comparados com o valor de referência, o Tribbox®.

Os dados obtidos pela mesma interface e respectivos algoritmos no modo oscilatório são coerentes e apresentaram ainda, menor dispersão, permitindo validar o dispositivo para a medição da força e o cálculo do coeficiente de atrito, fato este, também confirmado pelos testes de hipóteses aplicados às amostras deste estudo.

6.2 CONCLUSÕES SOBRE OS ENSAIOS TRIBOLÓGICOS

Os canais de desgaste no modo oscilatório mostraram em 4 amostras de um total de 10, a ocorrência de desalinhamento no plano vertical, apresentando imagens incompletas no comprimento total de desgaste previsto, que era de 7,0 mm.

As causas prováveis desse desalinhamento são imprecisão na execução dos blocos de UHMWPE e/ou do eixo de desgaste do contracorpo de aço AISI 316L.

Foi possível realizar as medições dos valores do coeficiente de atrito no modo linear e no oscilatório obtendo-se valores consistentes com a hipótese formulada para o estudo.

A distribuição dos valores médios dos coeficientes de atrito entre o modo linear e o oscilatório não rejeitou a hipótese estatística H_0 , que apresentou $p_{\text{valor}} = 0,054$, valor este no limite da não rejeição da hipótese H_0 , o que permite considerar o teste estatístico como não conclusivo. Verifica-se no entanto, que existe diferença acentuada na distribuição entre as médias dos coeficientes de atrito dos dois modos de ensaio, confirmando portanto, a hipótese do estudo.

Os ensaios no modo oscilatório produziram partículas que quando submetidas à MEV, revelaram-se em formatos com morfologia mais heterogênea que aquelas resultantes dos ensaios em modo linear.

Foi observado nas imagens de MEV dos corpos de prova de UHMWPE dos ensaios no modo oscilatório a presença de sulcos na superfície de contato, indicativos de mecanismo de desgaste abrasivo. Também foram observadas descontinuidades da superfície do bloco de UHMWPE indicativas de desgaste do tipo adesivo além da presença de trincas em sua superfície, causadas provavelmente por desgaste por fadiga. Nota-se também, a presença de deformações no canal de desgaste perpendiculares à direção do movimento que são sugestivas do mecanismo de “Stick-Slip dinâmico”.

As taxas de desgaste dos ensaios no modo oscilatório foram menores que as observadas nos ensaios no modo linear. Isso se justifica pelo fato do valor da pressão de contato Hertziano ser menor nos ensaios no modo oscilatório, ou seja, menor pressão de contato resultou em menor taxa de desgaste. Os testes de hipóteses foram coerentes com o parâmetro coeficiente de atrito, não rejeitando a hipótese nula entre os valores calculados com o algoritmo no modo linear e com o Tribbox®.

A curva de vida para o UHMWPE obtida através dos ensaios no modo oscilatório apresentou tendência de redução da taxa de desgaste com o aumento do número de ciclos, ou seja, da mesma forma como aponta a literatura sobre próteses ortopédicas articulares, e de forma semelhante ao comportamento de biomateriais poliméricos em ensaios de desgaste (DECHANDT, 2005; HARSHA, 2011; JÄGER *et al.*, 2010).

Os mecanismos de desgaste presentes usualmente nas ECJ, ou seja desgaste abrasivo, adesivo e fadiga foram reproduzidos neste experimento. A Curva de Vida do UHMWPE apresentou taxa de desgaste correspondente aos grupos de ciclos, com valores decrescentes, tendência essa compatível com a que ocorre nas endopróteses articulares.

Através do dispositivo oscilatório foi possível reproduzir a geometria de contato articular de uma ENCJ com um grau de liberdade, medindo-se a força, calculando-se o coeficiente de atrito e as taxas de desgaste, validando portanto o dispositivo.

7 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Com base nesta pesquisa seguem-se os seguintes trabalhos futuros:

Realizar estudos com ensaios em modo linear e oscilatório com biomateriais como a liga Co-Cr-Mo, a liga Ti6Al4V, e polímeros como o Poli-éter-éter-cetona (PEEK), além do Polietileno de Ultra Alto Peso Molecular (XLPE) reticulado, com e sem a adição de alfatocoferol (vitamina E). Realizar estudos no modo oscilatório sem e com lubrificação em diferentes líquidos lubrificantes;

Desenvolver e validar um algoritmo computacional prevendo a execução das duas modalidades de ensaios em um só sistema;

Desenvolver um novo dispositivo que permita a realização de ensaios com forças tangenciais superiores a 10 N representativas de condições de contorno das endopróteses;

Realizar a caracterização morfológica das partículas obtidas nos modos linear e oscilatório, através da geometria fractal.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALETO, T. J.; BEREND, M. E.; RITTER, M. A.; FARIS, P. M.; MENEGHINI, R. MICHAEL. Early Failure of Unicompartamental Knee Arthroplasty Leading to Revision. **J Arthroplasty**, v. 23, n. 2, 2008.

ASTM F138-13a Standard Specification for Wrought 18Chromium-14Nickel-2.5Molybdenum Stainless Steel Bar and Wire for Surgical Implants (UNS S31673).

ASTM F139-12 Standard Specification for Wrought 18Chromium-14Nickel-2.5Molybdenum Stainless Steel Sheet and Strip for Surgical Implants (UNS S1673).

ASTM F648 - 10a. Standard Specification for Ultra-High-Molecular-Weight Polyethylene Powder and Fabricated Form for Surgical Implants.

ASTM F732 - 00 (Reapproved 2011) Standard Test Method of Polymeric Material Used In Total Joint Prostheses.

ASTM F1586 13^e1 Standard Specification for Wrought Nitrogen Strengthened 21Chromium10Nickel3Manganese2.5Molybdenun Stainless Steel Alloy Bar for Surgical Implants (UNS S31675).

ASTM F1715 - 00 e¹ Standard Guide for Wear Assessment of Prosthetic Knee Designs in Simulator Devices.

ASTM F1877 - 05 Standard Practice for Characterization of Particles.

ASTM F2025 - 00 Standard Practice for Gravimetric Measurement of Polymeric Components for Wear Assessment.

ASTM G40 - 10b Standard Terminology Relating to Wear and Erosion.

ASTM G115-10 Standard Guide for Measuring and Reporting Friction Coefficients.

ASTM G133 - 5 (Reapproved 2010) Standard Test Method for Linearly Reciprocating Ball-on-Flat Sliding Wear.

ASTM G163 - 10 Standard Guide for Digital Data Acquisition in Wear and Friction Measurements.

ATHAYDE, J. N., **Desenvolvimento, implementação e avaliação de dispositivo para acoplamento em tribômetro, para simulação do desgaste *in vitro*, de biomateriais utilizados em endoprótese não convencional de joelho**. 111 f. Dissertação (Mestrado em Tecnologia em Saúde), Orientadora: Profa. Dra. Beatriz Luci Fernandes, **PUCPR**, Curitiba, 2011.

BAHADUR, S., "Friction and Wear Set-Up for Simulation of Knee Joint. Tribology: Wear Test Selection for Design and Applications. ASTM 04-011990-27, p. 176, 1993.

BAKKER, M. A. den; BROWER, R. W. Metallosis in Revision of Knee Arthroplasty. **The Internet Journal of Pathology**, v. 4, n. 2, 2009. Disponível em: <http://www.ispub.com>. Acesso em: 10 de julho de 2013.

BAUER, S.; SCHMUKI, P.; MARK, K. VON DER; PARK, J. Engineering biocompatible implant surfaces, **Progress in Materials Science**, v. 58, p. 261-326, 2013.

BEHRENS, B.; NOLTE, I.; WEFSTEADT, P.; STUKENBORG, C.; BOUGUECHA, A. Numerical investigations on the strain-adaptive bone remodelling in the periprosthetic femur: Influence of the boundary conditions. **Biomed Eng Online**, 2009.

BIT – BOLETIM INFORMATIVO DE TECNOVIGILÂNCIA, Brasília, Número Especial, dez 2011 - ISSN 2178-440X.

BLANCA-PEREZ, A.; PRADO, M.; EZQUERRO, F.; MONTANÉZ, E.; ESPEJO, A. Addition of a short central extension to surface cemented tibial trays in primary TKA: An in vitro study of the effect on initial fixation stability and its relationship to supporting bone density. **Clin Biomech**, v. 23, p. 483-492, 2008.

BLUNT, L.; BILLS, P.; JIANGA, X.; HARDAKER, C.; CHAKRABARTY, G. The role of tribology and metrology in the latest development of bio-materials. **Wear**, v.166, p.424-431, 2009.

BRANDI, C. CARR; GOSWAMI; T. Knee implants – Review of models and biomechanics. **Materials and Design**, v.30, p.398-413, 2009.

CENTRO DE GESTÃO E ESTUDOS ESTRATÉGICOS - CGEE, **Materiais avançados no Brasil 2010-2022**. Brasília, 2010, p.339.

CSM INSTRUMENTS. **Tribometer user manual**, version R 0.0.6A, novembro de 2010.

DECHANDT, S.T. **Caracterização de filmes duros de carbono amorfo DLC depositados em polietileno de peso molecular ultra-alto empregado em próteses ortopédicas**. 100f. Dissertação de Mestrado,(Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica), Orientador: Prof. Dr. Carlos José de Mesquita Siqueira, UFPR, 2005.

DHOUBI, S.; BOUJELBENE ,M.; KHARRAT M.; DAMMAK M.; MAALEJ,A. Effects of sliding kinematics and normal load on the tribological behavior of metal/polymer contact. **Materials Science and Engineering C**. v.29, p.1521-1526, 2009.

DROZDOV, Y. N.; LUKASHINA, N. V.; NAZAROVA, T. I. Using the Achievements in Tribology for Teaching Technical Disciplines. **Journal of Machinery Manufacture and Reliability**, v. 40, nº. 2, p. 97-101, 2011.

DUARTE, M.C.S.; GODOY, C.; AVELAR-BATISTA J.C. W. Analysis of sliding wear tests of plasma processed AISI 316L steel, **Surface & Coatings Technology**, v. 260 p. 316-325, 2014.

EDDOUMY, A, F.; ADDIEGOA, F.; CELIS B. J.P.; BUCHHEITA, O.; BERRADJAB, A.; MULLERC, R. ; TONIAZZOA, V.; RUCHA ,D. Reciprocating sliding of uniaxially-stretched ultra-high molecular weight polyethylene for medical device applications. **Wear**, v. 272, p. 50-61, 2011.

FANG, HSU-W. .; HSU, S. M.; SENGERS, J. V. Ultra-High Molecular Weight Polyethylene Wear Particle Effects on Bioactivity, **NIST Special Publication 1002**, p. 9, 2003.

FERREIRA, F. C. M. Comportamento sob abrasão em polietileno de Ultra-alto peso molecular (UHMWPE) irradiado. **Instituto Militar de Engenharia**, Dissertação de Mestrado, 2007.

GAHR, K-H.Z. **Tribology Series**, Microstructure and wear of materials,Elsevier, p.81-82, Germany, 1987.

GAHR, K-H.Z. Wear by hard particles, **Tribology Int**. v.31, p.587-596, 1998.

GARMESTANI, D. S. LI. H.; CHU, A. O.; AHZI, H; ALAPATI, G.; KHATONABADI, M.; ES-SAID, O.; SINIAWSKI, M. T.; MATRISCIANO, L.; AHZI, S. Wear Resistance and Microstructure in Annealed Ultra High Molecular Weight Polyethylenes. **Polym Sci Ser A Chem Phys**, v. 50, p. 533-537, 2008.

GOEBEL, P.; ZIETZ, C.; BIECK, R.; KLUSS, D.; BADER, R. A novel method for tribological evaluation of bearing materials in total knee replacements. **Biomed Tech**, v. 57, 2012.

GOMES, L.S.M., Biomateriais em Artroplastia de Quadril: Propriedades, Estrutura e Composição. **O Quadril**. São Paulo: Atheneu, 2010.

HALLAB, N.J., Biologic Aspects of Implant Wear, *Materials for Medical Devices, ASM Handbook*, **ASM International**, v. 23, p 157–168, 2012.

HAN, J.; SIEGMUND, T. Computational simulations of delamination wear in a coating system. **Wear**, v. 267, p. 1680-1697, 2009.

HARSHA, A.P. An investigation on low stress abrasive wear characteristics of high performance engineering thermoplastic polymers, **Wear**, v. 271, p. 942-951, 2011.

HERNIGOU, P. Ambroise Paré IV: The early history of artificial limbs (from robotic to prostheses). **International Orthopaedics**, v. 37, p.1195–1197, 2013.

HRYNIEWICZ, T.; ROKICKI, R.; ROKOSZ, K. Surface characterization of AISI 316L biomaterials obtained by electropolishing in a magnetic field, **Surface & Coatings Technology**, p. 1668–1673, 2008.

HUDDLESTON, H. D. The Hip and Knee Institute. Disponível em: <http://www.hipsandknees.com/knee/charnley.htm>. Acesso em: março de 2013.

IMPOL - Instrumental e Implantes Ltda. Catálogo Técnica Máxima. Disponível em www.impol.com.br. Acesso em: 10 de dezembro de 2013.

INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA - IBGE (a). Disponível em <http://saladeimprensa.ibge.gov.br/noticias?view=noticia&id=1&busca=1&idnoticia=2528>. 2010a. Acesso em 28 de março de 2014.

INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA – IBGE (b). Pesquisa de Orçamentos Familiares. **Antropometria e Estado Nutricional de Crianças, Adolescentes e Adultos no Brasil**. Rio de Janeiro, 2010b. Disponível em http://www.ibge.com.br/home/estatistica/populacao/condicaoodevida/pof/2008_2009_aquisicao/pof20082009_aquisicao.pdf. Acesso em março de 2014.

INSTITUTO NACIONAL DO CÂNCER - INCA. Estimativa 2014 Incidência de Câncer no Brasil. Disponível em <http://www.inca.gov.br/estimativa/2014/index.asp?ID=2>. Acesso em: 14 de abril de 2014.

ISO 5832-1 Implants for surgery – Metallic Materials, Part 1: Wrought stainless steel, 2010.

ISO 11542 - 1:2001, rev. 2009 – Plastics - Ultra-high-molecular-weight polyethylene (PE-UHMW) moulding and extrusion materials -- Part 1: Designation system and basis for specifications.

ISO 14243 - 1:2009 – Implants for surgery -- Wear of total knee-joint prostheses - Part 1: Loading and displacement parameters for wear-testing machines with load control and corresponding environmental conditions for test.

JÄGER, M.; BEHRINGER, M.; ZILKENS, C.; MATHENEY, T.; KRAUSPE, R. Initial increased wear debris of XLPE-Al₂O₃ bearing in total hip arthroplasties. **Arch Orthop Trauma Surg.** , v.130, p. 1481-1486, 2010.

KESTER, W. Linear and Rotary Position and Motion Sensors, **SENSOR TECHNOLOGY HANDBOOK**, Oxford, UK, Elsevier's Science & Technology, p.379-399, 2005.

KNUDSON, D.L.; REMPE, J.L. Linear variable differential transformer (LVDT) based elongation measurements in advanced test reactor high temperature irradiation testing, **MEASUREMENTS SCIENCE AND TECHNOLOGY**, v.23, 2012.

KULKARNI, M. S.; KUNTE M. S. Comparative study of initial structural stability of oxinium hip joint fixation with steel hip joint fixation, **Trends in Biomaterials and Artificial Organs**, v.27.1, p.36, 2013.

LIMA, L. I. L.; SILVA, G. M.I.; CHILQUE, A., R., A.; SCHVARTZMAN, M. M. A. M.; BRACARENSE, A. Q.; QUINAN. M. A. D. Caracterização Microestrutural de Soldas Dissimilares dos Aços ASTM A-508 e AISI 316L. **Soldagem Insp.** v.15, p. 112-120, 2010

LIZA, S.; HASEEB. A.S.M.A.; ABBAS, A. A.; MASJUKI H.H. Failure analysis of retrieved UHMWPE tibial insert in total knee replacement, **Engineering Failure Analysis**, v.18, p.1415 –1423, 2011.

LIU, H.; XIE, D.; QIAN, L.; DENG, X.; LENG, Y.X. ;HUANG, N. The mechanical properties of the ultra-high molecular weight polyethylene (UHMWPE) modified by oxygen plasma. **Surface & Coatings Technology**, 2010.

MASI, A.; DANISI,A.; LOSITO, R.; MATINO, M.;SPIEZIA, G. Study ofMagnetic Interference on an LVDT: FEM Modeling and ExperimentalMeasurements. **Journal of Sensors**. v. 2011, Article ID 529454, 9 pages, doi:10.1155/2011/529454.

MATLACK, J.; SIDUH, K.S.; Macro Sensors. **Teaching New**. Disponível em: www.macrosensors.com. Acesso em: 26 de outubro de 2014.

MATTEI, N. L.; DIPUCCIO, F.; PICCIGALLO, B. ; CIULLI, E. Lubrication and wear modelling of artificial hip joints: A review. **Tribology International**, v. 44, p. 532-549, 2011.

MATWEB MATERIAL PROPERTY DATA, Westlake Plastics Lennite® GUR1050®, Ultra-High Molecular Weight Polyethylene for Medical Applications. Disponível em: www.matweb.com. Index.aspx. Acesso em: 21 de abril de 2015.

MAVRAKI, A. ; CANN, P.M. Lubricating film thickness measurements with bovine serum. **Tribology International**, v.44, p. 550-556, 2011.

MIDGLEY, G.W.; HOWE, D.; MELLOR, P.H. **An assesement of alternative soft magnetic materials in Rotari Variable Diferential Transformers**. Journal of Applied Physics, 1997. DOI: 10.1063/1.364807. Disponível em <https://www.deepdyve.com/lp/american-institute-of-physics/an-assessment-of-alternative-soft-magnetic-materials-in-rotary-spfDPdt09a>. Acesso em 20 de outubro de 2014.

MISRA, P.; MOHINI,S.K.;MISHRA,S.K. **The Design and Implementation of an ANN-based Non-linearity Compensator of LVDT Sensor**. Indian Institute of Science, Bangalore, India, 8p.,2014.

MYSHKIN, N.K.; PETROKOVETS, M.I.; KOVALEV, A.V. Tribology of polymers: Adhesion, friction, wear, and mass-transfer. **Tribology International** , v.38, p. 910–921, 2005.

MYSHKIN, N.K.; SVIRIDENOK, A.L.; M.I.; TKACHUK, D.V. New tendencies in tribology relation to the scientific heritage of I.V.Kragel' skii. **Journal of Friction and Wear** , v.29, p. 251-258, 2008.

NDT Education Resource Center, Brian Larson, Editor, 2001-2011, **The Collaboration for NDT Education, Iowa State University**. Disponível em: www.ndt-ed.org. Acesso em: 07 de janeiro de 2011.

NETTER, FRANK H. **Atlas of Human Anatomy**, 6ª edição, Philadelphia, Saunders Elsevier, 2014, p. 539.

NETZSCH, G. GmbH, Thermal Properties of Polymers, app para Ipad, versão 2.2. 31. www.netzsch.com. Acesso em outubro de 2013.

OKITA, Y.; TATEMATSU, N.; NAGAI, K.; NAKAYAMA, T. ; NAKAMATA, T.; OKAMOTO, T.; TOGUCHIDA, J.; MATSUDA, S.; ICHIHASHI, N.; TSUBOYAMA, T. Compensation by nonoperated joints in the lower limbs during walking after endoprosthetic knee replacement following bone tumor resection, **Clinical Biomechanics** V. 28, P. 898-903, 2013.

ORISHIMO, K.F.; KREMENIC, I.J. ; DESHMUKH, A.J.; NICHOLAS, S.J.; RODRIGUEZ, J.A. Does Total Knee Arthroplasty Change Frontal Plane Knee Biomechanics During Gait?, **Clin Orthop Relat Res**, v. 470, p. 1171-1176, 2012.

PAGANO, M.; GAUVREAU, K. **Princípios de Bioestatística**, 2ª edição, São Paulo, Cengage Learning , Thomson Pioneira, 2008, p. 221-227.

PELTOLA, M.; MALMIVAARA, A.; PAAVOLA, M., Introducing a Knee Endoprosthesis Model Increases Risk of Early Revision Surgery, **Clin Orthop Relat Res** , v. 470, p.1711–1717, 2012.

PENNA, V.; TOLLER, E. A.; PINHEIRO, C.; BECKER, R. G. Uma Nova Abordagem para as Endopróteses parciais de Joelho em Sarcomas Primários Ósseos. **Rev Bras Ortop**, 2009.

PLUMLEE, K.G.; SCHWARTZ, C.J., Surface layer plastic deformation as a mechanism for UHMWPE wear, and its role in debris size. **WEAR**, v.301, p. 257-263, 2012.

POPOV, V. **Contact Mechanics and Friction**, 2ª edição, Springer-Verlag, Berlin, p. 134-135, 2010.

PREVER, E.; MARIA, B. D.; BISTOLFI, A.; BRACCO, P.; COSTA, L. UHMWPE for arthroplasty: past or future? **J. Orthopaed Traumatol**, v. 10, p. 1-8, 2009.

RABINOWICZ, E. **Friction and Wear of Materials**, 2nd edition, New York, John Wiley & Sons, 1995, p. 214-218.

RADI, P. A.; SANTOS, L. V.; BONETTI, L. F.; TRAVA-AIROLFI, V. J. Tribologia, Conceito e Aplicações. **Anais do 13º Encontro de Iniciação Científica e Pós-Graduação do ITA**, 2007.

RAFFI, M. R.; SRINIVASAN, V. A study on wear behavior of γ -UHMWPE sliding against 316L stainless steel counterface. **Wear**, v. 306, p. 22–26, 2013.

RANDALL, N.X. Tribological Characterization of Biomaterials, *Materials for Medical Devices. ASM Handbook*, **ASM International**, v. 23, p. 147–156, 2012.

REIS, M. C.; ZAVAGLIA, C. A. C. Projeto e construção de um equipamento para ensaio de desgaste de materiais para uso em próteses ortopédicas. **Revista Brasileira de Eng. Biomédica**, v. 15, n. 1-2, p. 31-38, 1999.

RICHTER, B. I.; OSTERMEIER, S.; TURGER, A.; DENKENA, B.; HURSCHLER, C. A rolling-gliding wear simulator for the investigation of tribological material pairings for application in total knee arthroplasty. **BioMed Eng Online**, 2010.

SAIKKO, V.; KOSTAMO, J. RandomPOD - A new method and device for advanced wear simulation of orthopaedic biomaterials. **Journal of Biomechanics**, v. 44, p. 810–814, 2011.

SASAKI, K.; NEPTUNE, R. Individual muscle contributions to the axial knee joint contact force during normal walking, **J. Biomech**, v. 43, p. 2780-2784, 2010.

SAVARINO, L.; BALDINI, N.; CIAPETTI, G.; PELLACANI, A. G. Is wear debris responsible for failure in alumina-on-alumina implants? **Acta Orthopaedica**, v. 80, p. 162-167, 2009.

SCHAEVITZ. RVDT, MEASUREMENT SPECIALLIES INC. Catálogo Model. RVIDT Rev. 1, www.meas-spec.com, 2008.

SCORPIO – HOWMEDICA OSTEONICS. Disponível em: <http://www.stricker.com>. Acesso em janeiro de 2011.

SOCIEDADE BRASILEIRA DE CANCEROLOGIA - SBCâncer. Câncer Ósseo, 13^o. Simpósio Mineiro de Oncologia. Disponível em: http://www.sbcancer.org.br/home2/site/index.php?option=com_content&view=article&id=117:cancer-osseo&catid=29:artigos-sobre-cancer&Itemid=123. Acesso em: setembro de 2013.

STACHOWIACK, G.,W.; BATCHELOR, A. W. **Engineering Tribology**, Austrália, terceira edição, Butterworth Heinemann, Elsevier, 2006, p. 484, 487, 533, 534, 543, 544, 554 e 573.

STOLARSKI, T. A.; TOBE, S.; **Rolling Contacts**, London, Professional Engineering Publishing, 2001, p. 56-58.

STRICKLAND, M. A.; DRESSLER, M.R.; RENDER, T.; BROWNE, M. ; TAYLOR. M. Targeted computational probabilistic corroboration of experimental knee wear simulator: The importance of accounting for variability. **Medical Engineering & Physics**, v.33, p.295-301, 2011.

SUH , N. P.; MOSLEH, M.; ARINEZ, J. Tribology of polyethylene homocomposites, **Wear**, v. 214, p. 231-236, 1998.

TEKIN, K. C.; MALAYOGLU, U. Assessing the Tribocorrosion Performance of Three Different Nickel-Based Superalloys. **Tribol Lett**, v. 37, p. 563-572, 2010.

TICONA ENGINEERING POLYMERS, Ultrahigh-molecular-weight polyethylene (UHMWPE) GUR[®]. Disponível em: http://www.miningandengineeringwa.com.au/__novadocuments/44345?v=635257804317800000. Acesso em: maio de 2014.

TOTTEM, E. G. **Handbook of Lubrication and Tribology**, Taylor & Francis, New York, v.1, 2006, p.28-4,

TURGER, A.; KÖHLER, J.; DENKENA, B.; CORREA, T. A.; BECHER, C.; HURSCHLER, C. Manufacturing conditioned roughness and wear of biomedical

oxide ceramics for all-ceramic knee implants, **BioMedical Engineering OnLine**, 2013.

UTZSCHNEIDER, S. ; PAULUS, A.; DATZ , J.,C. SCHROEDER , C. , SIEVERS, B., WEGENER, B. JANSSON, V. Influence of design and bearing material on polyethylene wear particle generation in total knee replacement, **Acta Biomaterialia**, v.5, p. 2495–2502, 2009.

VINK, J. **Software HerzWin 2.4.0**, para cálculo de valores Hertzianos. Licença livre. Disponível em: <http://en.vinksda.nl/software-toolkit>. Acesso em: abril de 2014.

WANG, J.; YAN, F.; XUE, Q. Friction and Wear Behavior of Ultra-High Molecular Weight Polyethylene Sliding Against GCr15 Steel and Electroless Ni–P Alloy Coating Under the Lubrication of Seawater, **TRIBOLOGY LETTERS**, v. 35, p.85-95, 2009.

WEHNER, T.; CLAES, L.; SIMON, U. Internal loads in the human tibia during gait. **Clin Biomech**, v. 24, p. 299-302, 2009.

WEI, H.; LU, W.; NIU S.; TIAN, F.; TIAN, H.; NI, Y. A novel knee prosthesis with asymmetrical joint surfaces and natural behavior. **Medical Hypotheses**. v. 83, p. 247-249, 2014.

WESTLAKE, C.G.; MILNER,C.E.; ZHANG, S.; FITZHUGH, E.C. Do thigh circumference and mass changes alter knee biomechanics during walking? **Gait & Posture**, v. 37, p.359–362, 2013.

WU, J.; PENG, Z. Investigation of the geometries and surface topographies of UHMWPE wear particles. **Tribology International**, v. 66, p.208–218, 2013.

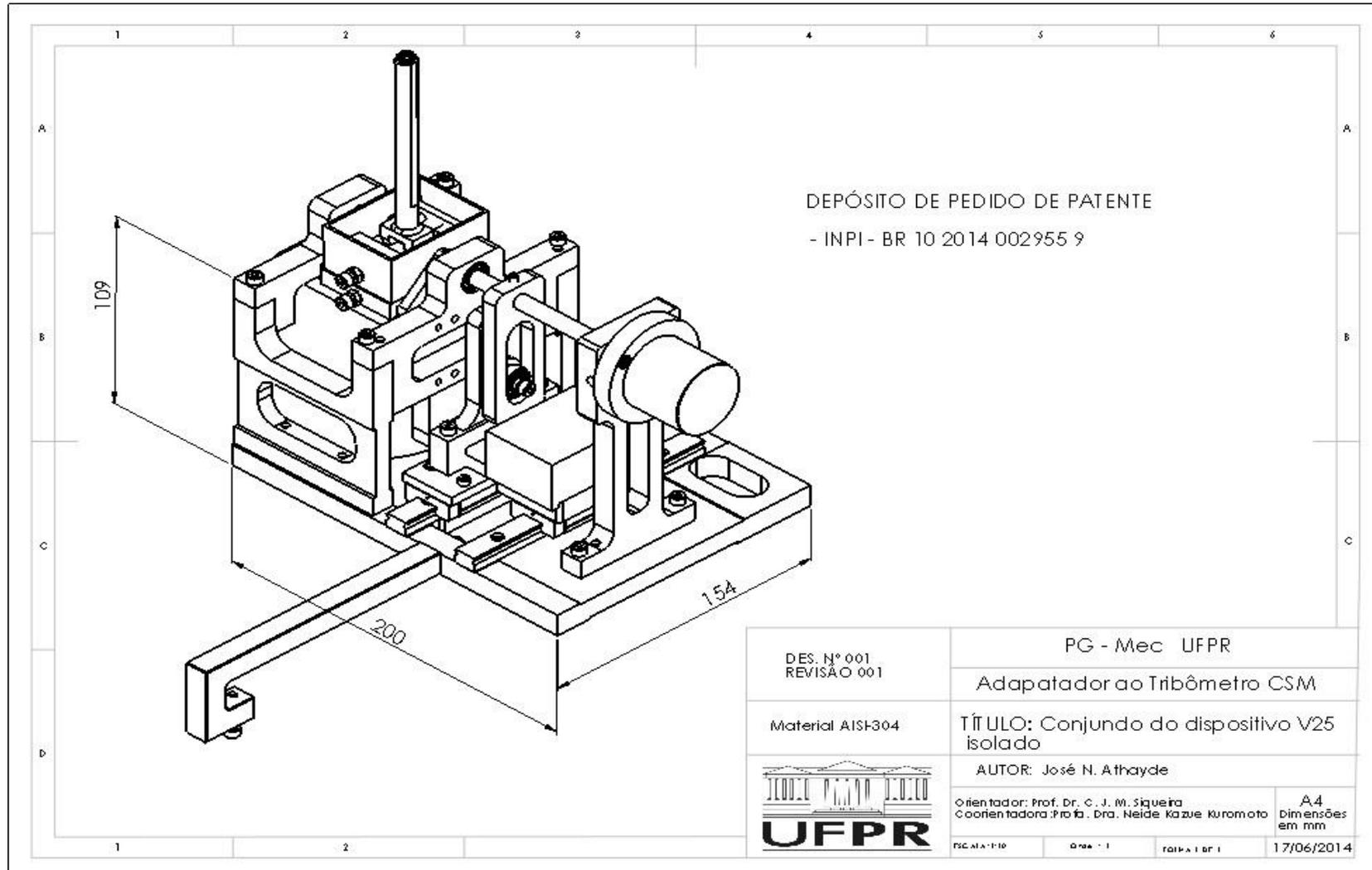
ZACH, L.; KUNČICKÁ, L.; RŮŽIČKA, P.; KOCICH, R. Design, analysis and verification of a knee joint oncological prosthesis finite elemento model, **Computers in Biology and Medicine**, v.54, p. 53-60, 2014.

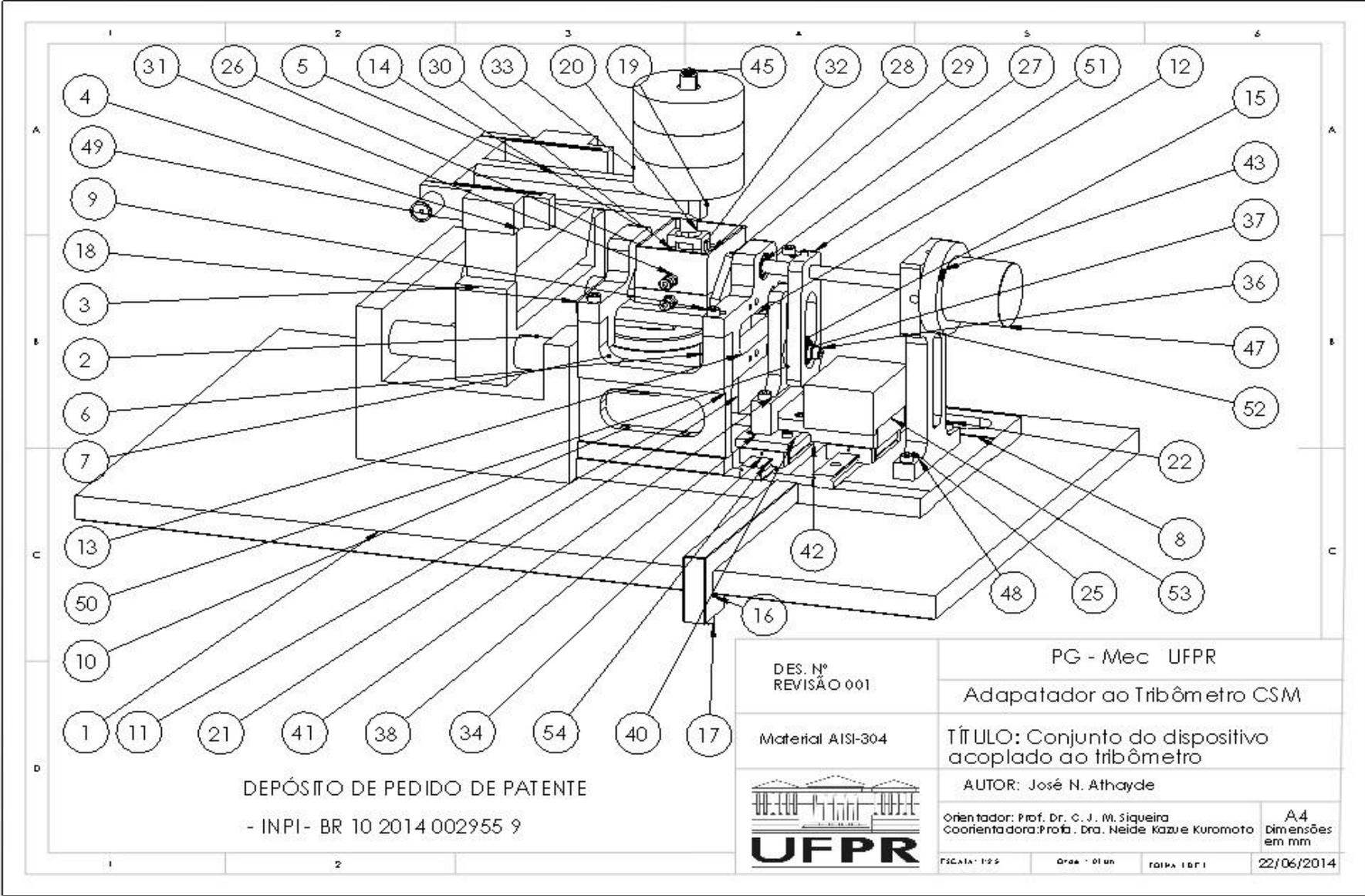
ZELLE, J.; BARINK, M.; MALEFIJT, M. DE WAAL; VERDONSCHOT. Thigh–calf contact: Does it affect the loading of the knee in the high-flexion range?. **Journal of Biomechanics**, vol., 42, p.587–593, 2009.

ZIVIC, F.; BABIC, M.; GRUJOVIC, N.; MITROVIC, S.; ADAMOVIC, D. Influence of loose PMMA bone cement particles on the corrosion assisted wear of the orthopedic

AISI 316LVM stainless steel during reciprocating sliding. **WEAR**, v. 300, p. 65-67, 2013.

APÊNDICE A – DISPOSITIVO E SEU ACOPLAMENTO AO TRIBÔMETRO





APÊNDICE B – LISTA DE MATERIAIS USADOS NO DISPOSITIVO

ITEM	DESCRIÇÃO	Qtde.
1	Base do tribômetro	1
2	Base Fixa esquerda	1
3	Base articulada	1
4	Suporte do Braço	1
5	Haste célula de força	1
6	Base da polia	1
7	Polia	1
8	Base do dispositivo V25	1
9	DIN 912 M4 x 20 --- 20C	15
10	Pino paralelo ISO 8734 - 4 x 32 - A - St	8
11	Lateral Direita	1
12	Lateral Esquerda	1
13	Suporte e mancal dianteiro	1
14	Suporte e mancal traseiro	1
15	Rolamento radial SKF 62882RS1	4
16	Haste de bloqueio lateral	1
17	Parafuso Allen com cabeça sextavada DIN 912 - M4 x 16	1
18	Haste oscilação detalhe lado tribômetro	1
19	Parafuso de pressão DIN 913 - M3 x 6	2
20	Haste do suporte da amostra2	1
21	Haste de oscilação detalhe peça vertical S	1
22	DIN 912 M4 x 10 --- 10C	10
23	Haste oscilação detalhes peça inferior longa S	1
24	Pino paralelo ISO 8734 - 3 x 18 - A - St	2
25	Pino paralelo ISO 8734 - 4 x 18 - A - St	2
26	Suporte da cuba com eixos RVDTV25	1
27	Arruela de pressão DIN 471 - 8 x 0.8	3
28	Porta amostra	1
29	Pino de trava	2
30	Fechamento da cuba	1
31	Porca ISO 4032 - M4 - W - C	5
32	Contracorpo de prova AISI 316L	1

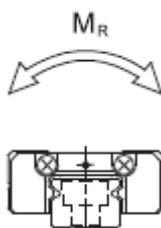
ITEM	DESCRIÇÃO	Qtde.
33	Peso 5N	3
34	Parafuso de pressão DIN 916 - M4 x 10	1
35	Washer DIN 9021 - 4.3	1
36	Parafuso Allen com cabeça sextavada DIN 912 - M3 x 10	12
37	Parafuso Allen com cabeça sextavada DIN 912 - M4 x 25	1
38	Arruela de mola DIN 128 - A4	1
39	MANIFOLD_SOLID_BREP_91	1
40	Placa da guia deslizante V25	1
41	Sobreplaca da guia Deslizante V25	1
42	Guia deslizante MGN12H	3
43	Parafuso Allen com cabeça sextavada DIN 912 - M3 x 16	10
44	Parafuso Allen com cabeça sextavada DIN 912 - M3 x 6	2
45	Pino trava do contra corpo de prova	1
46	Eixo do RVDT RVIT 15-60	1
47	RVDT RVIT 15-60 Corpo	1
48	Suporte do RVDT	1
49	LVDT W1EL0 CSM	1
50	Suporte e eixo do rolamento de oscilação V25	1
51	Haste oscilação vertical rolamento	1
52	Anel de regulagem	1
53	Massa 250g	1
54	Trilho da guia deslizante MGN 12H	2
55	Corpo de prova de UHMWPE	1

APÊNDICE C – SELEÇÃO DAS GUIAS DESLIZANTES

Esforços atuantes

As guias deslizantes utilizadas são do tipo esferas recirculantes, modelo HIWIN MGN12H com o trilho correspondente, modelo Hr=8 mm x Wr=12 mm. O dimensionamento das guias seguiu o estabelecido no catálogo do fabricante.

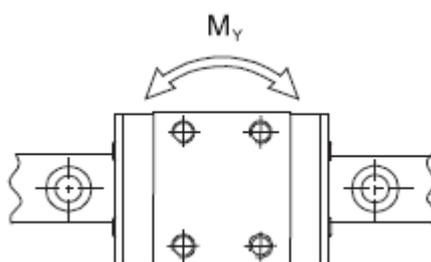
Cálculos dos momentos estáticos atuando sobre a guia deslizante:



$$\text{Momento atuante } M_R = 50 \text{ N} \cdot 114,0 \text{ mm} = 5.700,00 \text{ N} \cdot \text{mm}$$

$$\Rightarrow 5,687 \text{ N} \cdot \text{m}$$

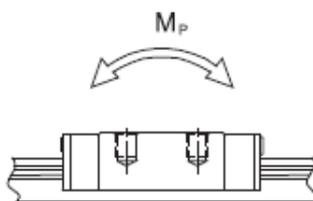
Máximo permitido especificado pelo fabricante = 38,245 N.m.



$$\text{Momento atuante } M_y = 50 \text{ N} \cdot 107,0 \text{ mm} = 5.350,00 \text{ N} \cdot \text{mm}$$

$$\Rightarrow 5,334 \text{ N} \cdot \text{m}$$

Máximo permitido especificado pelo fabricante = 36,284 N.m.



$$\text{Momento atuante } M_p = 50 \text{ N} \cdot 70,0 \text{ mm} = 3.500,00 \text{ N} \cdot \text{mm}$$

$$\Rightarrow 3,491 \text{ N} \cdot \text{m}$$

Máximo permitido especificado pelo fabricante = 36,284 N.m.

Os valores dos momentos estão aquém dos valores dos momentos estáticos máximos estabelecidos pelo fabricante da guia, apresentados no Anexo II.

APÊNDICE D – ALGORITMOS COMPUTACIONAIS

ALGORITMOS COMPUTACIONAIS PARA O MODO LINEAR

Algoritmo computacional de aquisição do sinal

```

1 %J.N.ATHAYDE
2 % AQUISIÇÃO DOS DADOS UM CANAL: SOMENTE DO LVDT
3 % ----- MODO LINEAR-----
4 %
5 clc;
6 clear all;
7 close all
8 %
9 memory
10 %
11 % fa -> FREQUÊNCIA DE AMOSTRAGEM Samples/seg
12 % Duration -> DURAÇÃO DA AQUISIÇÃO EM SEGUNDOS
13 % data -> VETOR DE DADOS
14 %
15 Vor1=input('INFORME O NOME DO ARQUIVO A SER GRAVADO SEM A EXTENSÃO
16 (.xlsx) =','s');
17 Dh=input('INFORME A DURAÇÃO DO ENSAIO EM SEGUNDOS = ');
18 %
19 D=Dh/86400;
20 Dt=fix(D);
21 H=(D-Dt)*24;
22 Ht=fix(H);
23 M=(H-Ht)*60;
24 Mt=fix(M);
25 Seg=(M-Mt)*60;
26 Dhms=[num2str(Dt),':DIAS ',num2str(Ht),':HORAS ', num2str(Mt),':MINUTOS
27 ',
28 num2str(Seg),':segundos.'];
29 disp(Dhms);
30 %
31 Ds=Dh;
32 Dz=input('INFORME A FREQUÊNCIA DE AQUISIÇÃO DO SINAL (Hz) = ');
33 Dr=input('INFORME A FREQUÊNCIA DE ROTAÇÃO DO EXCÊNTRICO (Hz) = ');
34 Dc=input('INFORME A CARGA DE ENSAIO (N) = ');
35 Damp=input('INFORME A 1/2 AMPLITUDE (mm) = ');
36 %
37 np=Ds*Dz;
38 %
39 %NÚMERO MÁXIMO DE LINHAS NO EXCEL 2010 1.048.576
40 if np>1048000
41 p1='NÚMERO DE LINHAS NA PLANILHA ';
42 pla = [p1, num2str(np), ' EXCEDE O PERMITIDO.'];
43 disp(pla);
44 break
45 else
46 p1='NÚMERO DE LINHAS NA PLANILHA';
47 pla = [p1, ' SERÁ DE ', num2str(np), ' linhas.'];
48 disp(pla);%
49 Im=Ds/np; %
50 %
51 Itm='INTERVALO ENTRE MEDIÇÕES';
52 Ditm=[Itm,' SERÁ DE ', num2str(Im),' segundos.'];
53 disp(Ditm);

```

```

52 end
53 %
54 prompt = 'CONTINUA? S/N [S]: ';
55 str = input(prompt,'s');
56 if str ~= 'S,s'
57 clc
58 break
59 else
60 end
61 %
62 fa=Dz;
63 %
64 SampleRate=5000;
65 %
66 DurationInSeconds=Ds;
67 %
68 % CRIA O OBJETO AI COMO SENDO O DEVICE 0 DA INTERFACE
69 AI=analoginput('mcc','0');
70 %
71 %ADICIONA UM CANAL EM 'MCC'
72 addchannel(AI,0);
73 %
74 % AJUSTA O SAMPLERATE OU FREQUÊNCIA DE AMOSTRAGEM
75 set(AI,'SampleRate',fa);
76 %
77 % ActualRate - > VERDADEIRA FREQUÊNCIA DE AMOSTRAGEM UTILIZADA
78 ActualRate=get(AI,'SampleRate');
79 set(AI,'SamplesPerTrigger',DurationInSeconds*ActualRate)
80 set(AI,'TriggerType','Manual');
81 blocksize=get(AI,'SamplesPerTrigger');
82 start(AI);
83 trigger(AI);
84 wait(AI,DurationInSeconds + 1);
85 %
86 % OBTÉM O VETOR DE DADOS E GRAVA EM AUXDATA
87 auxdata=getdata(AI);
88 chan0_data = auxdata(:,1);
89 Lauxddata=chan0_data;
90 delete(AI);
91 %
92 % IMPRIMINDO O GRÁFICO
93 % GERAÇÃO DO VETOR DE TEMPO
94 % T = TEMPO INICIAL : INTERVALO DE AMOSTRAGEM : TEMPO FINAL
95 %
96 tL=0:1/fa:(size(Lauxddata)-1)*1/fa;
97 cicl=Dr*tL;
98 cicld=cicl*Damp*4;
99 %
100 %GRÁFICOS DOS SINAIS ADQUIRIDOS
101 clo=num2str(fix(clock));
102 figure(1)
103 subplot(2,1,1);
104 plot(tL,Lauxddata);
105 grid on;
106 xlabel('Tempo (s)');
107 ylabel('Tensão do LVDT (V)');
108 title('TENSÃO (V) X TEMPO (s)');
109 subplot(2,1,2);plot(cicl,Lauxddata);
110 grid on;
111 xlabel('CICLOS');
112 ylabel('Tensão do LVDT (V)');

```

```

113 figu=[clo,' figure(1)Aquisição ', Vor1 '.fig'];
114 saveas(gcf,figu);
115 %
116 %NOME DA VARIÁVEL PARA ARMAZENAR OS DADOS CAPTURADOS
117 %Lauxdata PARA O SINAL DO LVDT
118 %
119 tempL=[tL'];%CONVERTE 'tL' DE LINHA PARA COLUNA
120 %
121 %GRAVA OS SINAIS COLETADOS NO ARQUIVO EXCEL
122 %CONCATENA EXTENSÃO XLSX PARA EXCEL 2010
123 File2=date;
124 %
125 File3=[File2,' Aquisição_LIN_LVDT ', Vor1 '.xlsx'];
126 ColHeaders={'Tempo(s)', 'CICLOS', 'DISTÂNCIA(mm)', 'LVDT (V)'};
127 xlswrite(File3,ColHeaders,1,'a1:D1');
128 tempow=xlswrite(File3,tempL,1,'a2');
129 wciclo=xlswrite(File3,cicl,1,'b2');
130 wciclod=xlswrite(File3,cicld,1,'c2');
131 lvdtw=xlswrite(File3,Lauxdata,1,'d2');
132 twdh=xlswrite(File3,{'DURAÇÃO DO ENSAIO EM SEGUNDOS ='},1,'g5');
133 wdh=xlswrite(File3,Ds,1,'h5');
134 twdz=xlswrite(File3,{'FREQUÊNCIA DE AQUISIÇÃO DO SINAL (Hz)='},1,'g6');
135 wdz=xlswrite(File3,Dz,1,'h6');
136 twdr=xlswrite(File3,{'FREQUÊNCIA DE ROTAÇÃO DO EXCÊNTRICO
(Hz)='},1,'g7');
137 wdr=xlswrite(File3,Dr,1,'h7');
138 tDc=xlswrite(File3,{'CARGA DE ENSAIO (N)='},1,'g8');
139 wtDc=xlswrite(File3,Dc,1,'h8');
140 tDamp=xlswrite(File3,{'1/2 AMPLITUDE (mm)='},1,'g9');
141 wtDamp=xlswrite(File3,Damp,1,'h9');
142 Vor=cellstr(File3);
143 nFile3=xlswrite(File3,{'NOME DESTE ARQUIVO ='},1,'g10');
144 wnFile3=xlswrite(File3,Vor,1,'h10');
145 cger=xlswrite(File3,{'CÓDIGO GERADOR DESTE ARQUIVO ='},1,'G12');
146 cgerw=xlswrite(File3,{'AQUISICAO_USB201_LINEAR_TESE'},1,'H12');
147 %
148 %ROTINA PARA AJUSTAR A LARGURA DA COLUNA DAS CÉLULAS
149 path='c:\doutorado\AQUISIÇÃO DE DADOS\';
150 v=File3;
151 e=actxserver('excel.application');
152 eW=e.Workbooks;
153 eF=eW.Open(which(v)); % CAMINHO E NOME DO ARQUIVOS
154 eS=eF.ActiveSheet;
155 eS.Range('A1').EntireColumn.AutoFit;
156 eS.Range('B1').EntireColumn.AutoFit;
157 eS.Range('C1').EntireColumn.AutoFit;
158 eS.Range('D1').EntireColumn.AutoFit;
159 eS.Range('E1').EntireColumn.AutoFit;
160 eS.Range('F1').EntireColumn.AutoFit;
161 eS.Range('G1').EntireColumn.AutoFit;
162 eS.Range('H1').EntireColumn.AutoFit;
163 eF.Save;
164 eF.Close; % FECHA O ARQUIVO
165 e.Quit; % FECHA O APLICATIVO EXCEL
166 %
167 %INSTRUÇÕES PARA REGISTRO DA PLACA NO MATLAB
168 %daqregister('C:/Arquivos de
Programas/MATLAB/R2013a/toolbox/daq/daq/private/mwmcc.dll')
169 %daqregister('C:/Arquivos de Programas/MATLAB/R2013a/mwmcc.dll')
170 %Ou, UTILIZAR O COMANDO daqregister('mcc')
171 %out = daqhwinfo;

```

```

172 %out.InstalledAdaptors;
173 clear AI;
174 system('shutdown -s /t 20');

```

Algoritmo computacional para filtragem do sinal adquirido

```

1 %J.N.ATHAYDE Filtro passa alta BUTTERWORTH
2 % FILTRA SINAL DO LVDT-----MODO LINEAR-----
3 clc;
4 clear all;
5 close all;
6 memory
7 %
8 %LÊ ARQUIVO DA BASE DE DADOS
9 Vor=input('INFORME O NOME DO ARQUIVO DE ORIGEM DOS DADOS SEM A EXTENSÃO
(xlsx) =','s');
10 Vor=[Vor '.xlsx'];
11 Vor1=cellstr(Vor);
12 A = xlsread(which(Vor));
13 %
14 %ENTRADA DE DADOS
15 carga=xlsread(Vor,'H8:H8');
16 %
17 %COPIA TODOS OS VALORES DA PRIMEIRA COLUNA DA MATRIZ A (TEMPO) PARA A
18 %VARIÁVEL 'tempo (t)'
19 t= A(:,1);
20 %
21 %COPIA TODOS OS VALORES DA SEGUNDA COLUNA DA MATRIZ A (CICLOS) PARA A
22 %VARIÁVEL 'ciclos';
23 cicl= A(:,2);
24 %
25 %COPIA TODOS OS VALORES DA TERCEIRA COLUNA DA MATRIZ A (DISTÂNCIA) PARA
26 %VARIÁVEL 'cicld';
27 cicld= A(:,3);
28 %
29 %COPIA TODOS OS VALORES DA QUARTA COLUNA DA MATRIZ A (TENSÃO) PARA A
30 %VARIÁVEL 'lvdt'
31 lvdt = A(:,4);
32 %
33 %ENTRADA DO VALOR DA FREQUÊNCIA DE AMOSTRAGEM
34 fs=xlsread(Vor,'H6:H6');
35 %
36 %FREQUÊNCIA DO CICLO
37 fcic=xlsread(Vor,'H7:H7');
38 %
39 dt=1/fs % INTERVALO DE AMOSTRAGEM
40 fm=fs/2 % FREQUÊNCIA MAX. DO SINAL
41 %
42 N=input('Informe o número de dados da aquisição (Linhas)= ');
43 %
44 %APLICA A FFT NOS DADOS DO LVDT
45 ylvdt=fft(lvdt);
46 %
47 %GRÁFICOS DOS SINAIS BRUTOS
48 clo=num2str(fix(clock));
49 figure(1);
50 plot(t,lvdt);grid on;

```

```

51 xlabel('Tempo(s)');
52 ylabel('TENSÃO DO LVDT')
53 title('Sinal Bruto do LVDT')
54 figu=[clo, ' figure(1)Passalta.fig'];
55 saveas(gcf,figu);
56 %
57 Xlvd=fft(lvdt);
58 dflvd=fs/N;
59 flvd=(0:1:N/2-1)*dflvd;
60 %
61 %GRÁFICOS DOS SINAIS NO DOMÍNIO DA FREQUÊNCIA
62 figure(2);
63 plot(flvd,abs(Xlvd(1:N/2)),'k');grid on
64 xlabel('Frequência Hz')
65 ylabel('abs(Xlvd)')
66 title('Sinal no domínio de frequência do LVDT')
67 figu=[clo, ' figure(2)Passaalta.fig'];
68 saveas(gcf,figu);
69 %
70 %ENTRADA DO VALOR DAS FREQUÊNCIAS PARA PROCESSAMENTO
71 fb=input('LVDT Informe a frequência máxima de filtragem(Hz)= ');
72 %
73 %APLICAÇÃO DO FILTRO BUTTERWORTH PASSA ALTA
74 [b,a]=butter(16,[fb/fm],'high');
75 Hlvd=freqz(b,a,N/2);
76 %
77 figure(3);
78 plot(flvd,abs(Hlvd),'k');grid on;
79 ylabel('abs(HLVDT)');
80 xlabel('Frequência Hz');
81 title('FT DO FILTRO')
82 figu=[clo, ' figure(3)Passalta.fig'];
83 saveas(gcf,figu);
84 %
85 %RETORNO AO DOMÍNIO DO TEMPO
86 xflvd=filtfilt(b,a,lvdt);
87 Xflvd=fft(xflvd);
88 %
89 figure(4);
90 plot(flvd,abs(Xflvd(1:N/2)),'k');grid on;
91 xlabel('Frequência Hz')
92 ylabel('abs(XfLVDT)')
93 title('Espectro do sinal filtrado -Passa Alta-')
94 figu=[clo, ' figure(4)Passalta.fig'];
95 saveas(gcf,figu);
96 %
97 %GRÁFICOS DA FILTRAGEM NO DOMÍNIO DO TEMPO
98 figure(5);
99 plot(t,lvdt,'k',t,xflvd,'g');grid on;
100 xlabel('Tempo(s)')
101 ylabel('SINAL do LVDT')
102 title('Sinal original e filtrado, no tempo (Butter High)')
103 figu=[clo, ' figure(5)Passalta.fig'];
104 saveas(gcf,figu);
105 %
106 %CÁLCULO DAS FORÇA E COEFICIENTE DE ATRITO
107 %FORÇA HORIZONTAL LIDA NO LVDT = FORÇA TANGENCIAL
108 fh=xflvd;
109 %
110 %FORÇA TANGENCIAL
111 ftg=fh;

```

```

112 %
113 %COEFICIENTE DE ATRITO
114 cat=ftg./carga;
115 %
116 %MEIA AMPLITUDE
117 Damp=xlsread(Vor,'h9:h9');
118 %
119 %GRAVA OS SINAIS FILTRADOS
120 File3=['Filtro LIN P.Alta ', Vor];%.xlsx'
121
ColHeaders={'Tempo(s)', 'CICLOS', 'DISTÂNCIA (mm)', 'LVDT (V)', 'FH (N)', 'FTang (N)
= 'FH', 'CAT', ' '};
122 xlswrite(File3,ColHeaders,1,'a1:h1');
123 fwtempo=xlswrite(File3,t,1,'a2');
124 wciclo=xlswrite(File3,cicl,1,'b2');
125 wciclod=xlswrite(File3,cicld,1,'c2');
126 lvdtw=xlswrite(File3,xflvdt,1,'d2');
127 fhw=xlswrite(File3,fh,1,'e2');
128 ftcw=xlswrite(File3,ftg,1,'f2');
129 cacw=xlswrite(File3,cat,1,'g2');
130 titt=xlswrite(File3,{'CARGA (N)='},1,'i2:i2');
131 wcarga=xlswrite(File3,carga,1,'j2');
132 tipf={'BUTTERWORTH HIGH'};
133 titt3=xlswrite(File3,{'FREQUÊNCIA DE AMOSTRAGEM(Hz) ='},1,'i4:i4');
134 wfreqa=xlswrite(File3,fs,1,'j4');
135 titt4=xlswrite(File3,{'FREQUÊNCIA MÁXIMA DE AMOSTRAGEM (Hz)
='},1,'i5:i5');
136 wfreqm=xlswrite(File3,fm,1,'j5');
137 titt5=xlswrite(File3,{'TIPO DO FILTRO ='},1,'i7:i7');
138 wtipfilt=xlswrite(File3,tipf,1,'j7');
139 wfb=xlswrite(File3,{'FREQ. MÁXIMA DE FILTRAGEM (Hz) ='},1,'i8:i8');
140 wfbw=xlswrite(File3,fb,1,'j8');
141 tDamp=xlswrite(File3,{'1/2 AMPLITUDE (mm)='},1,'i9');
142 wtDamp=xlswrite(File3,Damp,1,'j9');
143 wfcir=xlswrite(File3,{'FREQ. DO CICLO(Hz)='},1,'i10:i10');
144 wfcirw=xlswrite(File3,fcic,1,'j10');
145 Arqoriw=xlswrite(File3,{'ARQUIVO DE ORIGEM ='},1,'i12');
146 arqoriw=xlswrite(File3,Vor1,1,'j12');
147 cger=xlswrite(File3,{'CÓDIGO GERADOR DESTE ARQUIVO ='},1,'i13');
148 cgerw=xlswrite(File3,{'FILTRO_BUTTER_HIGH_MD_LINEAR_TESE'},1,'j13');
149 %
150 %ROTINA PARA AJUSTAR A LARGURA DAS COLUNAS DAS CÉLULAS
151 path='j:\doutorado\PRÉ-TRATAMENTO DE DADOS\';
152 v=File3;
153 e=actxserver('excel.application');
154 eW=e.Workbooks;
155 eF=eW.Open(which(v)); % CAMINHO E NOME DO ARQUIVO
156 eS=eF.ActiveSheet;
157 eS.Range('A1').EntireColumn.AutoFit;
158 eS.Range('B1').EntireColumn.AutoFit;
159 eS.Range('C1').EntireColumn.AutoFit;
160 eS.Range('D1').EntireColumn.AutoFit;
161 eS.Range('E1').EntireColumn.AutoFit;
162 eS.Range('F1').EntireColumn.AutoFit;
163 eS.Range('G1').EntireColumn.AutoFit;
164 eS.Range('H1').EntireColumn.AutoFit;
165 eS.Range('I1').EntireColumn.AutoFit;
166 eS.Range('J1').EntireColumn.AutoFit;
167 eS.Range('K1').EntireColumn.AutoFit;
168 eF.Save;
169 eF.Close; % FECHA O ARQUIVO

```

```
170 e.Quit; % FECHA O APLICATIVO EXCEL
```

Algoritmo computacional para processamento do sinal filtrado

```
1 %J.N.ATHAYDE
2 %CÓDIGO COMPUTACIONAL PARA GERAR AS CURVAS A PARTIR DO LVDT.
3 %FORNECE OS PONTOS DE MÁXIMO ABSOLUTO, MÁXIMO E MINIMO
4 %MODO LINEAR ----DADOS FILTRADOS-----;
5 % -----M O D O   L I N E A R-----
6 %
7 clc;
8 clear all;
9 close all;
10 %
11 %LÊ ARQUIVO DA BASE DE DADOS
12 Vor=input('INFORME O NOME DO ARQUIVO DE ORIGEM DOS DADOS SEM A EXTENSÃO
(xlsx) =
','s');
13 Vor=[Vor '.xlsx'];
14 Vor1=cellstr(Vor);
15 A = xlsread(which(Vor));
16 %
17 %LÊ O VALOR DA CARGA DE ENSAIO NA PLANILHA
18 carga=xlsread(Vor,'J2:J2');
19 %
20 %LÊ A FREQUÊNCIA DO CICLO DE ENSAIO NA PLANILHA
21 fcic=xlsread(Vor,'J10:J10');
22 %
23 %LÊ A TAXA DE AQUISIÇÃO DO SINAL NA PLANILHA
24 ta=xlsread(Vor,'J4:J4');
25 %
26 prompt='Informe o valor do Smooth (> 0, impar) = ';
27 fsmoot=input(prompt);
28 %
29 %COPIA TODOS OS VALORES DA PRIMEIRA COLUNA DA MATRIZ A (TEMPO) PARA A;
30 %VARIÁVEL 'tempo (t)';
31 t= A(:,1);
32 %
33 %COPIA TODOS OS VALORES DA SEGUNDA COLUNA DA MATRIZ A (CICLO) PARA A;
34 %VARIÁVEL CICLO 'cicl';
35 cicl= A(:,2);
36 %
37 %COPIA TODOS OS VALORES DA TERCEIRA COLUNA DA MATRIZ A (DISTÂNCIA) PARA
38 %VARIÁVEL DISTANCIA 'cicld';
39 cicld=A(:,3);
40 %
41 %COPIA TODOS OS VALORES DA QUARTA COLUNA DA MATRIZ A (TENSÃO) PARA A;
42 %VARIÁVEL 'lvdt';
43 lvdt = A(:,4);
44 lvdt1=abs(lvdt);
45 %
46 %COPIA TODOS OS VALORES DA SETIMA COLUNA DA MATRIZ A (TENSÃO) PARA A
47 %VARIÁVEL 'cat';
48 cat = A(:,7);
49 %
50 %dx É O TAMANHO DO BLOCO E INFORMAÇÃO A SER LIDO EM CADA CICLO
51 dx=fcic*ta;
```

```

52 dx=round(dx);
53 %
54 %CALCULA TAMANHO DO BLOCO LVDT EM RELAÇÃO A HZ DE AQUISIÇÃO E HZ ROTAÇÃO
55 num1=floor(length(lvdt)/dx);
56 num2=floor(length(t));
57 %
58 %CALCULA A MÉDIA DAS FORÇAS MINIMAS
59 %
60 for i=1:num1
61 %
62 minlvdt(i)=min(lvdt(1+(i-1)*dx:i*dx));
63 minlvdt(i)=-1*minlvdt(i);
64 [j,k]=min(lvdt(1+(i-1)*dx:i*dx));
65 indextmin(i)=(i-1)*dx+k;
66 tmin(i)=t(indextmin(i));
67 %
68 end
69 %
70 %CALCULA O VALOR MÉDIO MÍNIMO DA TENSÃO LVDT
71 valmedmin = mean(minlvdt);
72 %
73 %CALCULA AS FORÇAS MÁXIMAS NOS BLOCOS
74 for i=1:num1
75 maxabslvdt(i)=max(abs(lvdt(1+(i-1)*dx:i*dx)));
76 [j,k]=max(abs(lvdt(1+(i-1)*dx:i*dx)));
77 indextmax(i)=(i-1)*dx+k;
78 tmaxabs(i)=t(indextmax(i));
79 %
80 end
81 %
82 %CALCULA O VALOR MÉDIO MÁXIMO ABSOLUTO DA TENSÃO LVDT
83 valmedmaxabs = mean(maxabslvdt);
84 %
85 %
86 for i=1:num1
87 maxlvdt(i)=max(lvdt(1+(i-1)*dx:i*dx));
88 [j,k]=max(lvdt(1+(i-1)*dx:i*dx));
89 indextmax(i)=(i-1)*dx+k;
90 tmax(i)=t(indextmax(i));
91 %
92 end
93 %
94 %CALCULA ESCALAS CICLOS E DISTÂNCIA (mm) (MAXABS);
95 Damp=xlsread(Vor,'j9:j9');%
96 %
97 for i=1:num2;
98 cicl(i)=t(i)*fcic;
99 cicl(i)=cicl(i)*4*Damp;
100 end
101 for i=1:num1;
102 ciclmax(i)=tmaxabs(i)*fcic;
103 ciclmax(i)=ciclmax(i)*4*Damp;
104 end
105 %
106 %CALCULA ESCALAS CICLOS E DISTÂNCIA (mm) (MIN);
107 for i=1:num1;
108 ciclmin(i)=tmin(i)*fcic;
109 ciclmin(i)=ciclmin(i)*4*Damp;
110 end
111 %
112 %CALCULA ESCALAS CICLOS E DISTÂNCIA (mm) (MAX);

```

```

113 for i=1:num1;
114 cicltmaxn(i)=tmax(i)*fcic;
115 cicldtmaxn(i)=cicltmaxn(i)*4*Damp;
116 end
117 %
118 %CALCULA O VALOR MÉDIO MÁXIMO DA TENSÃO LVDT
119 valmedmax = mean(maxlvdt);
120 %
121 %
122 %GRÁFICO SINAL BRUTO DO LVDT
123 clo=num2str(fix(clock));
124 figure(1);
125 plot(ciclt, (lvdt));
126 grid on;
127 title('SINAL BRUTO LVDT (V) F')
128 xlabel('NÚMERO DE CICLOS');
129 ylabel('Força tang. (N) ');
130 figu=[clo, ' figure(1) SinalBrutoLvdt_LF.fig'];
131 saveas(gcf, figu);
132 %
133 %GRÁFICO DAS FORÇAS MÁXIMAS MÉDIAS NA IDA E VOLTA NO LVDT
134 figure(2);
135 ti=1:1:num1;
136 plot(cicltmax, maxabslvdt);
137 grid on;
138 title('SINAL LVDT-PONTOS MÁX. (ABS) ida/volta LF')
139 xlabel('NÚMERO DE CICLOS');
140 ylabel('Força tang. méd.máx. (N) (+) ');
141 figu=[clo, ' figure(2) PtoMaxabsLvdt_LF.fig'];
142 saveas(gcf, figu);
143 %
144 %GRÁFICO DAS FORÇAS MÍNIMAS NA VOLTA (-) NO LVDT
145 figure(3);
146 ti=1:1:num1;
147 plot(cicltmin, minlvdt);
148 grid on;
149 title('SINAL DO LVDT - PONTOS MÍN.volta(-) LF ')
150 xlabel('NÚMERO DE CICLOS');
151 ylabel('Força tang.mín. (N) (-) ');
152 figu=[clo, ' figure(3) PtoMinimoLvdt_LF.fig'];
153 saveas(gcf, figu);
154 %
155 %GRÁFICO DAS FORÇAS MÁXIMAS NA IDA (+) NO LVDT
156 figure(4);
157 ti=1:1:num1;
158 plot(cicltmaxn, maxlvdt);
159 grid on;
160 title('SINAL DO LVDT - PONTOS MÁX.ida(+) LF ')
161 xlabel('NÚMERO DE CICLOS');
162 ylabel('F.tan.máx. (N) (+) ');
163 figu=[clo, ' figure(4) PtoMaximoLvdt_LF.fig'];
164 saveas(gcf, figu);
165 %
166 %GRÁFICO DO SINAL DO LVDT (POSITIVO)
167 figure(5);
168 plot(ciclt, (abs(lvdt)));
169 grid on;
170 title('SINAL ABSOLUTO LVDT (V) LF')
171 xlabel('NÚMERO DE CICLOS');
172 ylabel('F.tang. (N) ');
173 figu=[clo, ' figure(5) SinalAbsLvdt_LF.fig'];

```

```

174 saveas(gcf,figu);
175 %
176 %GRÁFICOS CONJUNTOS
177 figure(6);
178 subplot(3,2,1)
179 plot(ciclt,(lvdt));
180 grid on;
181 title('SINAL BRUTO LVDT(V)LF')
182 xlabel('NÚMERO DE CICLOS');
183 ylabel('F.tang.(N)');
184 %
185 subplot(3,2,2)
186 plot(ciclt,(abs(lvdt)));
187 grid on;
188 title('SINAL ABSOLUTO LVDT(V)LF')
189 xlabel('NÚMERO DE CICLOS');
190 ylabel('F.tang.(N)');
191 %
192 subplot(3,2,3)
193 plot(cicltmin,minlvdt);
194 grid on;
195 title('SINAL DO LVDT - PONTOS MÍN.VOLTA(-)LF ')
196 xlabel('NÚMERO DE CICLOS');
197 ylabel('F.tang.méd.mín.(N) (-)');
198 %
199 subplot(3,2,4);
200 plot(cicltmaxn,maxlvdt);
201 grid on;
202 title('SINAL DO LVDT - PONTOS MÁX.IDA(+)LF ')
203 xlabel('NÚMERO DE CICLOS');
204 ylabel('F.tang.máx.(N) (+)');
205 %
206 subplot(3,2,[5,6])
207 plot(cicltmax,maxabslvdt);
208 grid on;
209 title('SINAL LVDT-PONTOS MÁX.(ABS) IDA/VOLTA LF')
210 xlabel('NÚMERO DE CICLOS');
211 ylabel('F.tang.méd.máx.(N) (+)');
212 %
213 figu=[clo,' figure(6)SinaisConjLvdt_LF.fig'];
214 saveas(gcf,figu);
215 %
216 xx=smooth(maxabslvdt, fsmoot);
217 figure(7);
218 plot(cicltmax,xx,'b');
219 grid on;
220 title(['FAT-PONTOS MÁX.(ABS)ida/volta LF Smoothed = ',num2str
(fsmoot),'],'FontSize',14);
221 xlabel('NÚMERO DE CICLOS','FontSize',12);
222 ylabel('F.atrito méd.máx. (N)','FontSize',12);
223 figu=[clo,' figure(7)PtoMaximoABS_FAT_LF.fig'];
224 saveas(gcf,figu);
225 %
226 %CALCULA TAMANHO DO BLOCO CAC EM RELAÇÃO A FREQUÊNCIA(HZ) DE AQUISIÇÃO
E DE ROTAÇÃO
227 numlc=floor(length(cat)/dx);
228 %
229 %CALCULA A MÉDIA DAS FORÇAS MÍNIMAS Cat
230 %
231 for i=1:numlc
232 mincat(i)=min(cat(1+(i-1)*dx:i*dx));

```

```

233 mincat(i)=-1*mincat(i);
234 [j,k]= min(cat(1+(i-1)*dx:i*dx));
235 indextminc(i)=(i-1)*dx+k;
236 tminc(i)=t(indextminc(i));
237 end
238 %
239 %CALCULA O VALOR MÉDIO MÍNIMO DA TENSÃO Cat
240 catmedminc = mean(mincat);
241 %
242 %CALCULA A MÉDIA DAS FORÇAS MÁXIMAS NOS BLOCOS Cat
243 for i=1:numlc
244 maxabscat(i)= max(abs(cat(1+(i-1)*dx:i*dx)));
245 [j,k]=max(abs(cat(1+(i-1)*dx:i*dx)));
246 indextmaxc(i)=(i-1)*dx+k;
247 tmaxabsc(i)=t(indextmaxc(i));
248 end
249 %
250 %CALCULA O VALOR MÉDIO MÁXIMO DA TENSÃO Cac
251 catmedmaxabsc = mean(maxabscat);
252 %
253 for i=1:numlc
254 maxcat(i)= max(cat(1+(i-1)*dx:i*dx));
255 [j,k]= max(cat(1+(i-1)*dx:i*dx));
256 indextmaxc(i)=(i-1)*dx+k;
257 tmaxc(i)=t(indextmaxc(i));
258 end
259 %
260 %GRÁFICO SINAL BRUTO DO Cat
261 clo=num2str(fix(clock));
262 figure(8);
263 plot(ciclt,(cat),'r');
264 grid on;
265 title('SINAL COEF.ATRITO CAT LF')
266 xlabel('NÚMERO DE CICLOS');
267 ylabel('Coef. de Atrito');
268 figu=[clo,' figure(8)SinalCoefatrito_LF.fig'];
269 saveas(gcf,figu);
270 %
271 %GRÁFICO DO SINAL Cat (POSITIVO)
272 figure(9);
273 plot(ciclt,(abs(cat)),'r');
274 grid on;
275 title('SINAL ABSOLUTO CAT F')
276 xlabel('NÚMERO DE CICLOS');
277 ylabel('Coef. de atrito');
278 figu=[clo,' figure(9)AbsCat_LF.fig'];
279 saveas(gcf,figu);
280 %
281 %GRÁFICO DAS FORÇAS MÁXIMAS MÉDIAS NA IDA E VOLTA Cat
282 figure(10);
283 ti=1:1:numlc;
284 plot(cicltmax,maxabscat,'r');
285 grid on;
286 title('CAT-PONTOS MÁX.(ABS)ida/volta LF')
287 xlabel('NÚMERO DE CICLOS');
288 ylabel('Coef.atrito méd.máx. (+)');
289 figu=[clo,' figure(10)PtoMaxabsCat_LF.fig'];
290 saveas(gcf,figu);
291 %
292 %GRÁFICO DAS FORÇAS MINIMAS NA VOLTA (-) Cat
293 figure(11);

```

```

294 ti=1:1:numlc;
295 plot(cicltmin,mincat,'r');
296 grid on;
297 title('CAT-PONTOS MÍN.volta(-)LF ');
298 xlabel('NÚMERO DE CICLOS');
299 ylabel('Coef.atrito.mín. (-)');
300 figu=[clo,' figure(11)PtoMinimoCat_LF.fig'];
301 saveas(gcf,figu);
302 %
303 %GRÁFICO DAS FORÇAS MÁXIMAS NA IDA (+) Cat
304 figure(12);
305 ti=1:1:numlc;
306 plot(cicltmaxn,maxcat,'r');
307 grid on;
308 title('CAT-PONTOS MÁX.ida(+)LF ');
309 xlabel('NÚMERO DE CICLOS');
310 ylabel('Coef. atrito.máx. (+)');
311 figu=[clo,' figure(12)PtoMaximoCAT_LF.fig'];
312 saveas(gcf,figu);
313 %
314 %GRÁFICOS CONJUNTOS
315 figure(13);
316 subplot(3,2,1);
317 plot(ciclt,(cat),'r');
318 grid on;
319 title('SINAL BRUTO CAT LF')
320 xlabel('NÚMERO DE CICLOS');
321 ylabel('Coef.Atrito');
322 %
323 subplot(3,2,2)
324 plot(ciclt,(abs(cat)),'r');
325 grid on;
326 title('SINAL ABSOLUTO CAT LF')
327 xlabel('NÚMERO DE CICLOS');
328 ylabel('Coef.Atrito ABS');
329 %
330 subplot(3,2,3)
331 plot(cicltmin,mincat,'r');
332 grid on;
333 title('CAT-PONTOS MÍN.VOLTA(-)LF ');
334 xlabel('NÚMERO DE CICLOS');
335 ylabel('Coef.Atrito méd.mín.(-)');
336 %
337 subplot(3,2,4);
338 plot(cicltmaxn,maxcat,'r');
339 grid on;
340 title('CAT-PONTOS MÁX.IDA(+)LF ');
341 xlabel('NÚMERO DE CICLOS');
342 ylabel('Coef.Atrito máx. (+)');
343 %
344 subplot(3,2,[5,6])
345 plot(cicltmax,maxabscat,'r');
346 grid on;
347 title('CAT-PONTOS MÁX.(ABS)IDA/VOLTA LF ');
348 xlabel('NÚMERO DE CICLOS');
349 ylabel('Coef.Atrito méd.máx. (N)');
350 figu=[clo,' figure(13)SinaisConjCat_LF.fig'];
351 saveas(gcf,figu);
352 %
353 yy=smooth(maxabscat,fsmoot);
354 figure(14);

```

```

355 plot(cicltmax,yy,'r');
356 grid on;
357 title(['CAT-PONTOS MÁX.(ABS)ida/volta LF Smoothed = ',num2str
(fsmoot),'],'FontSize',14);
358 xlabel('NÚMERO DE CICLOS','FontSize',12);
359 ylabel('Coef.atrito méd.máx. (+)','FontSize',12);
360 figu=[clo,' figure(14)PtoMaximoABS_CAT_LF.fig'];
361 saveas(gcf,figu);
362 %
363 parmymax='FORÇA DE ATRITO MAXIMA = ';
364 parmymed='FORÇA DE ATRITO MÉDIA = ';
365 parmymmin='FORÇA DE ATRITO MÍNIMA = ';
366 dpdparf='DESVIO PADRÃO DA FORÇA DE ATRITO = ';
367 parmymax='COEFICIENTE DE ATRITO MÁXIMO = ';
368 parmymed='COEFICIENTE DE ATRITO MÉDIO = ';
369 parmymmin='COEFICIENTE DE ATRITO MÍNIMO = ';
370 dpdparc='DESVIO PADRÃO DO COEFICIENTE DE ATRITO = ';
371 DPARfmax=[parmymax,num2str(max(xx),' N'];
372 disp(DPARfmax);
373 FATMED=mean(xx);
374 DPARfmed=[parmymed,num2str(FATMED),' N'];
375 disp(DPARfmed);
376 DPARfmin=[parmymmin,num2str(min(xx),' N'];
377 disp(DPARfmin);
378 DPADF=[dpdparf,num2str(std(xx),' N'];
379 disp(DPADF);
380 CACMED=mean(yy);
381 DPARcmax=[parmymax,num2str(max(yy))];
382 disp(DPARcmax);
383 DPARcmed=[parmymed,num2str(CACMED)];
384 disp(DPARcmed);
385 DPARcmin=[parmymmin,num2str(min(yy))];
386 disp(DPARcmin);
387 DPADC=[dpdparc,num2str(std(yy))];
388 disp(DPADC);
389 %
390 fatmedmaxabs=maxabslvdt';
391 coefatmedmax=mean(maxabslvdt)'/carga;
392 fatmedmin=minlvdt';
393 coefatmedmin=mean(minlvdt)'/carga;
394 fatmedmax=maxlvdt';
395 forcatritmax=max(lvdt);
396 forcatritmedabs=mean(lvdt1)';
397 forcatritmin=min(lvdt);
398 forcatritmaxabso=max(lvdt1)';
399 dpadpop=std(lvdt1)';
400 dpadlvdt=std(lvdt)';
401 %
403 catmin=min(cat);
404 catmed=mean(cat);
405 catmax=max(cat);
406 catstd=std(cat);
407 %
408 %
409 %GRAVAÇÃO NO ARQUIVO EXCEL
410 File3=['Proces.LIN.F ', Vor];%'.xlsx'
411 ColHeaders={'Tempo(s)', 'LVDT(V,N)', 'Lvdt ABS
(V,N)', 'Coef.Atrito', 'F.At.Med.Máx.
ABS(N)', 'F.At.Med.Min.(N)', 'F.At.Med.Max(N)', 'TLVDTMAXABS', 'CICLOS', 'DISTÂN
CIA (mm)', 'LVDTMAXABS', 'MAXABSCAT', 'SMOOTH FAT', 'SMOOTH CAC', ' '};
412 xlswrite(File3,ColHeaders,1,'a1:O1');

```

```

413 fwtempo=xlswrite (File3,t,1,'a2');
414 lvdtw=xlswrite (File3,lvdt,1,'b2');
415 lvdt1w=xlswrite (File3,lvdt1,1,'c2');
416 coefatritiw=xlswrite (File3,cat,1,'d2');
417 fatmedmaxabsw=xlswrite (File3,fatmedmaxabs,1,'e2');
418 fatmedminw=xlswrite (File3,fatmedmin,1,'f2');
419 fatmedmaxw=xlswrite (File3,fatmedmax,1,'g2');
420 tmaxw=xlswrite (File3,tmaxabs',1,'H2');
421 wciclo=xlswrite (File3,cicltmax',1,'I2');
422 wciclod=xlswrite (File3,cicldtmax',1,'J2');
423 lvdtmaxabw=xlswrite (File3,maxabslvdt',1,'K2');
424 maxabscataw=xlswrite (File3,maxabscat',1,'L2');
425 fatsmoot=xlswrite (File3,xx,1,'M2');
426 cacs moot=xlswrite (File3,yy,1,'N2');
427 %
428 Ccargaw=xlswrite (File3,{'Carga de Ensaio (N) = ',1},'P2:P2');
429 cargaw=xlswrite (File3,carga,1,'Q2');
430 Ccoefatmedmaxw=xlswrite (File3,{'Coef Atrito Méd Máx ='} ,1,'P3');
431 coefatmedmaxw=xlswrite (File3,coefatmedmax,1,'Q3');
432 Ccoefatmedmaxw=xlswrite (File3,{'Coef Atrito Méd Mín = '},1,'P4');
433 coefatmedminw=xlswrite (File3,coefatmedmin,1,'Q4');
434 Cvalmedminw=xlswrite (File3,{'Força de atrito Valor Méd Mín (N) =
'},1,'P5');
435 valmedminw=xlswrite (File3,valmedmin,1,'Q5');
436 Cvalmedmaxw=xlswrite (File3,{'Força de atrito Valor Méd Máx (N) =
'},1,'P6');
437 valmedmaxw=xlswrite (File3,valmedmaxabs,1,'Q6');
438 Cforcatritmaxabsow=xlswrite (File3,{'Força de atrito Máx Absoluta (N) =
'},1,'P7');
439 forcatritmaxabsow=xlswrite (File3,forcatritmaxabso,1,'Q7');
440 Cforcatritmin=xlswrite (File3,{'Força de atrito Mín (N) = '},1,'P8');
441 forcatritminw=xlswrite (File3,forcatritmin,1,'Q8');
442 Cforcatritmed=xlswrite (File3,{'Força de atrito Média (N) = '},1,'P9');
443 forcatritmedw=xlswrite (File3,forcatritmedabs,1,'Q9');
444 Cforcatritmax=xlswrite (File3,{'Força de atrito Máx (N) = '},1,'P10');
445 forcatritmaxw=xlswrite (File3,forcatritmax,1,'Q10');
446 Cdpafatwab=xlswrite (File3,{'Desvio Padrão F.atrito ABS (N)=
'},1,'P11');
447 dpafatwab=xlswrite (File3,dpadpop,1,'Q11');
448 Cdpafatw=xlswrite (File3,{'Desvio Padrão F.atrito (N) = '},1,'P12');
449 dpafatw=xlswrite (File3,dpadlvdt,1,'Q12');
450 catmintw=xlswrite (File3,{'Coef.atrito mínimo = '},1,'P13');
451 catminw=xlswrite (File3,catmin,1,'Q13');
452 catmedtw=xlswrite (File3,{'Coef.atrito médio = '},1,'P14');
453 catmedw=xlswrite (File3,catmed,1,'Q14');
454 catmaxtw=xlswrite (File3,{'Coef.atrito máximo = '},1,'P15');
455 catmaxw=xlswrite (File3,catmax,1,'Q15');
456 catstdtw=xlswrite (File3,{'Desvio Padrão do coef. atrito = '},1,'P16');
457 catsdtw=xlswrite (File3,catstd,1,'Q16');
458 %
459 Ccilicow=xlswrite (File3,{'Frequência do ciclo de ensaio (Hz) =
'},1,'P18');
460 ciclicow=xlswrite (File3,fcic,1,'Q18');
461 Cctaw=xlswrite (File3,{'Taxa de aquisição do sinal (Hz)= '},1,'P19');
462 taw=xlswrite (File3,ta,1,'Q19');
463 distotal=xlswrite (File3,{'DISTANCIA TOTAL EQUIVALENTE DO ENSAIO (mm)
='},1,'P20');
464 distotalw=xlswrite (File3,max(cicldt),1,'Q20');
465 %
466 fsmoothval=xlswrite (File3,{'VALOR DA FUNÇÃO "SMOOTH" = '},1,'P22');
467 fsmoothvalw=xlswrite (File3,fsmoot,1,'Q22');

```

```
468 dparmfl=xlswrite(File3,{'FORÇA DE ATRITO MÁXIMA (N) = '},1,'P23');
469 dparmfw1=xlswrite(File3,max(xx),1,'Q23');
470 dparmfm=xlswrite(File3,{'FORÇA DE ATRITO MÉDIA (N) = '},1,'P24');
471 dparmfw2=xlswrite(File3,FATMED,1,'Q24');
472 dparmf2=xlswrite(File3,{'FORÇA DE ATRITO MÍNIMA(N) = '},1,'P25');
473 dparmfw2=xlswrite(File3,min(xx),1,'Q25');
474 dpadfat=xlswrite(File3,{'DESVIO PADRÃO DA FORÇA DE ATRITO (N) =
'},1,'P26');
475 dpadfaw=xlswrite(File3,std(xx),1,'Q26');
476 %
477 dparmcl1=xlswrite(File3,{'COEFICIENTE DE ATRITO MÁXIMO = '},1,'P28');
478 dparmfw1=xlswrite(File3,max(yy),1,'Q28');
479 dparmcw1=xlswrite(File3,{'COEFICIENTE DE ATRITO MÉDIO = '},1,'P29');
480 dparmcwm=xlswrite(File3,CACMED,1,'Q29');
481 dparmc2=xlswrite(File3,{'COEFICIENTE DE ATRITO MÍNIMO = '},1,'P30');
482 dparmcw2=xlswrite(File3,min(yy),1,'Q30');
483 dpadrcac=xlswrite(File3,{'DESVIO PADRÃO DO COEFICIENTE DE ATRITO =
'},1,'P31');
484 dparcacw=xlswrite(File3,std(yy),1,'Q31');
485 %
486 Arqoriw=xlswrite(File3,{'ARQUIVO DE ORIGEM = '},1,'P33');
487 arqoriw=xlswrite(File3,Vor1,1,'Q33');
488 cger=xlswrite(File3,{'CÓDIGO GERADOR DESTE ARQUIVO = '},1,'P34');
489
cgerw=xlswrite(File3,{'PROCESSAMENTO_USB201_LINEAR_FILTRADO_TESE'},1,'Q34')
;
490 %
491 %ROTINA PARA AJUSTAR A LARGURA DAS COLUNAS DAS CÉLULAS
492 path='e:\Arquivos\CÓDIGOS PARA TESTAR COM RVDT\';
493 v=File3;
494 e=actxserver('excel.application');
495 eW=e.Workbooks;
496 eF=eW.Open(which(v)); % CAMINHO E NOME DO ARQUIVO
497 eS=eF.ActiveSheet;
498 eS.Range('A1').EntireColumn.AutoFit;
499 eS.Range('B1').EntireColumn.AutoFit;
500 eS.Range('C1').EntireColumn.AutoFit;
501 eS.Range('D1').EntireColumn.AutoFit;
502 eS.Range('E1').EntireColumn.AutoFit;
503 eS.Range('F1').EntireColumn.AutoFit;
504 eS.Range('G1').EntireColumn.AutoFit;
505 eS.Range('H1').EntireColumn.AutoFit;
506 eS.Range('I1').EntireColumn.AutoFit;
507 eS.Range('J1').EntireColumn.AutoFit;
508 eS.Range('K1').EntireColumn.AutoFit;
509 eS.Range('L1').EntireColumn.AutoFit;
510 eS.Range('M1').EntireColumn.AutoFit;
511 eS.Range('N1').EntireColumn.AutoFit;
512 eS.Range('O1').EntireColumn.AutoFit;
513 eS.Range('P1').EntireColumn.AutoFit;
514 eS.Range('Q1').EntireColumn.AutoFit;
515 eF.Save;
516 eF.Close; % FECHA O ARQUIVO
517 e.Quit; % FECHA O APLICATIVO EXCEL
```

ALGORITMOS COMPUTACIONAIS PARA O MODO OSCILATÓRIO

Algoritmo computacional de aquisição do sinal

```

1 %J.N.ATHAYDE
2 %AQUISIÇÃO DE DOIS CANAIS SIMULTANEOS
3 %PARA UTILIZAÇÃO NA AQUISIÇÃO DOS DADOS COM LVDT E RVDT
4 % -----MODO OSCILATÓRIO-----
5 %
6 clc;
7 clear all;
8 close all
9 %
10 memory
11 %
12 % fa -> FREQUÊNCIA DE AMOSTRAGEM em Samples/seg
13 % Duration -> DURAÇÃO DA AQUISIÇÃO EM SEGUNDOS
14 % data -> VETOR DE DADOS
15 %
16 Vor1=input('INFORME O NOME DO ARQUIVO A SER GRAVADO SEM A EXTENSÃO
17 (.xlsx) = ','s');
18 Dh=input('INFORME A DURAÇÃO DO ENSAIO EM SEGUNDOS = ');
19 %
20 D=Dh/86400;
21 Dt=fix(D);
22 H=(D-Dt)*24;
23 Ht=fix(H);
24 M=(H-Ht)*60;
25 Mt=fix(M);
26 Seg=(M-Mt)*60;
27 Dhms=[num2str(Dt),':DIAS ',num2str(Ht),':HORAS ',num2str(Mt),':MINUTOS
28 ',
29 num2str(Seg),':segundos.'];
30 disp(Dhms);
31 %
32 Ds=Dh;
33 Dz=input('INFORME A FREQUÊNCIA DE AQUISIÇÃO DO SINAL (Hz) = ');
34 Dr=input('INFORME A FREQUÊNCIA DE ROTAÇÃO DO EXCÊNTRICO (Hz) = ');
35 Dc=input('INFORME A CARGA DE ENSAIO (N) = ');
36 Damp=input('INFORME AMPLITUDE ANGULAR TOTAL(°)FAZER AQUISIÇÃO PRÉVIA =
37 ');
38 %
39 np=Ds*Dz;
40 %NÚMERO MÁXIMO DE LINHAS NA PLANILHA DO EXCEL 2010 1.048.576
41 if np>1040000
42 p1='NÚMERO DE LINHAS NA PLANILHA ';
43 pla = [p1, num2str(np), ' EXCEDE O PERMITIDO.'];
44 disp(pla);
45 break
46 else
47 p1='NÚMERO DE LINHAS NA PLANILHA';
48 pla = [p1, ' SERÁ DE ', num2str(np), ' linhas.'];
49 disp(pla);
50 Im=Ds/np;
51 Itm='INTERVALO ENTRE MEDIÇÕES';
52 Ditm=[Itm, ' SERÁ DE ', num2str(Im), ' segundos.'];
53 disp(Ditm);

```

```

51 end
52 %
53 prompt = 'CONTINUA? S/N [S]: ';
54 str = input(prompt,'s');
55 if str ~= 'S,s'
56 clc
57 break
58 else
59 end
60 %
61 fa=Dz;
62 SampleRate=5000;
63 DurationInSeconds=Ds;
64 %
65 % CRIA O OBJETO AI COMO SENDO 0 DEVICE 0 DA INTERFACE
66 AI=analoginput('mcc','0');
67 %
68 %ADICIONA DOIS CANAIS EM 'mcc'
69 addchannel(AI,0);
70 addchannel(AI,1);
71 %
72 % AJUSTA O SAMPLERATE OU FREQUÊNCIA DE AMOSTRAGEM
73 set(AI,'SampleRate',fa);
74 %
75 % ActualRate - > VERDADEIRA FREQUÊNCIA DE AMOSTRAGEM UTILIZADA
76 ActualRate=get(AI,'SampleRate');
77 set(AI,'SamplesPerTrigger',DurationInSeconds*ActualRate)
78 set(AI,'TriggerType','Manual');
79 blocksize=get(AI,'SamplesPerTrigger');
80 start(AI);
81 trigger(AI);
82 wait(AI,DurationInSeconds + 1);
83 %
84 % OBTÉM O VETOR DE DADOS E COLOCA EM auxdata
85 auxdata=getdata(AI);
86 chan0_data = auxdata(:,1);
87 chan1_data = auxdata(:,2);
88 Lauxddata=chan0_data;
89 Rauxdata=chan1_data;
90 delete(AI);
91 %
92 % IMPRIMINDO O GRÁFICO
93 % GERAÇÃO DO VETOR DE tempo
94 % t = tempo inicial : intervalo de amostragem : tempo final
95 %
96 tL=0:1/fa:(size(Lauxdata)-1)*1/fa;
97 tR=0:1/fa:(size(Rauxdata)-1)*1/fa;
98 %
99 Dampr=(Damp*pi)/180;
100 cicl=Dr*tL;
101 cicld=cicl*Dampr*3*2;% número de ciclos * ang(rad)*raio*2(ida e volta =
1 ciclo)
102 %
103 %GRÁFICOS DOS SINAIS ADQUIRIDOS
104 clo=num2str(fix(clock));
105 figure(1)
106 subplot(2,1,1);plot(tL,Lauxdata);
107 grid on;
108 xlabel('Tempo (s)');
109 ylabel('Tensão do LVDT (V)');
110 title('TENSÃO (V) X TEMPO (s)');

```

```

111 subplot(2,1,2);plot(tR,Rauxdata);
112 grid on;
113 xlabel('Tempo(s)');
114 ylabel('Tensão do RVDT(V)');
115 figu=[clo,' figure(1)Aquisição osc', Vor1 '.fig'];
116 saveas(gcf,figu);
117 %
118 %NOME DA VARIÁVEL AONDE O USUARIO DESEJA ARMAZENAR OS DADOS CAPTURADOS
119 %Lauxdata PARA O SINAL DO LVDT
120 %Rauxdata PARA O SINAL DO RVDT
121 %
122 tempL=[tL'];%CONVERTE 'tL' DE LINHA PARA COLUNA
123 tempR=[tR'];%CONVERTE 'tR' DE LINHA PARA COLUNA
124 %
125 %CALCULA A AMPLITUDE TOTAL DO RVDT EM (GRAUS)
126 ampto=(max(Rauxdata)+ abs(min(Rauxdata)))/0.0484;
127 %
128 %CALCULA A AMPLITUDE LINEAR EQUIVALENTE
129 ampleq=3*ampto*pi/180;
130 %
131 %GRAVA OS SINAIS COLETADOS NO ARQUIVO Excel
132 %
133 %CONCATENA EXTENSÃO XLSX PARA Excel 2010
134 %
135 File2=num2str(fix(clock));
136 File3=[File2,' Aquisição_OSC_LVDT_RVDT ', Vor1 '.xlsx'];
137 ColHeaders={'Tempo(s)', 'CICLÓS', 'DISTÂNCIA (mm)', 'LVDT (V)', 'RVDT (V)'};
138 xlswrite(File3,ColHeaders,1,'a1:e1');
139 tempw=xlswrite(File3,tempL,1,'a2');
140 wciclo=xlswrite(File3,cicl,1,'b2');
141 wciclud=xlswrite(File3,cicld,1,'c2');
142 lvdtw=xlswrite(File3,Lauxdata,1,'d2');
143 rvdtw=xlswrite(File3,Rauxdata,1,'e2');
144 twdh=xlswrite(File3,{'DURAÇÃO DO ENSAIO EM SEGUNDOS ='},1,'g5');
145 wdh=xlswrite(File3,Ds,1,'h5');
146 twdz=xlswrite(File3,{'FREQUÊNCIA DE AQUISIÇÃO DO SINAL (Hz)='},1,'g6');
147 wdz=xlswrite(File3,Dz,1,'h6');
148 twdr=xlswrite(File3,{'FREQUÊNCIA DE ROTAÇÃO DO EXCÊNTRICO
(Hz)='},1,'g7');
149 wdr=xlswrite(File3,Dr,1,'h7');
150 tDc=xlswrite(File3,{'CARGA DE ENSAIO (N)='},1,'g8');
151 wtDc=xlswrite(File3,Dc,1,'h8');
152 tDamp=xlswrite(File3,{'AMPLITUDE ANGULAR TOTAL INFORMADA(°)='},1,'g9');
153 wtDamp=xlswrite(File3,Damp,1,'h9');
154 wamptleg=xlswrite(File3,{'AMPLITUDE LINEAR EQUIVALENTE
CALCULADA (mm)='},1,'G10');
155 wtamptleg=xlswrite(File3,ampleq,1,'h10');
156 wampt=xlswrite(File3,{'AMPLITUDE DE OSCILAÇÃO NO RVDT(°) = '},1,'G11');
157 wampto=xlswrite(File3,ampto,1,'h11');
158 %
159 Vor=cellstr(File3);
160 nFile3=xlswrite(File3,{'NOME DESTE ARQUIVO ='},1,'g13');
161 wnFile3=xlswrite(File3,Vor,1,'h13');
162 cger=xlswrite(File3,{'CÓDIGO GERADOR DESTE ARQUIVO = '},1,'g14');
163 cgerw=xlswrite(File3,{'AQUISICAO_USB201_OSCILATORIO_TESE'},1,'h14');
164 %
165 %ROTINA PARA AJUSTAR A LARGURA DAS COLUNAS DAS CÉLULAS
166 path='c:\doutorado\AQUISIÇÃO DE DADOS\';
167 v=File3;
168 e=actxserver('excel.application');
169 eW=e.Workbooks;

```

```

170 eF=eW.Open(which(v)); % CAMINHO E NOME DO ARQUIVO
171 eS=eF.ActiveSheet;
172 eS.Range('A1').EntireColumn.AutoFit;
173 eS.Range('B1').EntireColumn.AutoFit;
174 eS.Range('C1').EntireColumn.AutoFit;
175 eS.Range('D1').EntireColumn.AutoFit;
176 eS.Range('E1').EntireColumn.AutoFit;
177 eS.Range('F1').EntireColumn.AutoFit;
178 eS.Range('G1').EntireColumn.AutoFit;
179 eS.Range('H1').EntireColumn.AutoFit;
180 eF.Save;
181 eF.Close; % FECHA O ARQUIVO
182 e.Quit; % FECHA O APLICATIVO EXCEL
183 %
184 %INSTRUÇÕES PARA REGISTRO DA PLACA NO MATLAB
185 %daqregister('C:/Arquivos de
Programas/MATLAB/R2013a/toolbox/daq/daq/private/mwmcc.dll')
186 %daqregister('C:/Arquivos de Programas/MATLAB/R2013a/mwmcc.dll')
187 %Ou, UTILIZAR O COMANDO daqregister('mcc')
188 %out = daqhwinfo;
189 %out.InstalledAdaptors;
190 clear AI;
191 system('shutdown -s /t 30');

```

Algoritmo computacional para filtragem do sinal adquirido

```

1 %J.N.ATHAYDE Filtro passa alta BUTTERWORTH
2 % FILTRA SINAL DO LVDT E RVDT -----MODO OSCILATÓRIO-----
3 clc;
4 clear all;
5 close all;
6 memory
7 %
8 %LÊ ARQUIVO DA BASE DE DADOS
9 Vor=input('INFORME O NOME DO ARQUIVO DE ORIGEM DOS DADOS SEM A EXTENSÃO
(xlsx) = ','s');
10 Vor=[Vor '.xlsx'];
11 Vor1=cellstr(Vor);
12 A = xlsread(which(Vor));
13 %
14 %ENTRADA DE DADOS
15 %LÊ O VALOR DA CARGA DE ENSAIO NO ARQUIVO DE ORIGEM (N);
16 carga=xlsread(Vor,'H8:H8');
17 %
18 %LÊ A FREQUÊNCIA DO CICLO DE OSCILAÇÃO (HZ) NO ARQUIVO DE ORIGEM
19 fcic=xlsread(Vor,'H7:H7');
20 %
21 %COPIA TODOS OS VALORES DA PRIMEIRA COLUNA DA MATRIZ A (TEMPO) PARA A
22 %VARIÁVEL 'tempo (t)'
23 t= A(:,1);
24 %
25 %COPIA TODOS OS VALORES DA SEGUNDA COLUNA DA MATRIZ A (CICLOS) PARA A
26 %VARIÁVEL 'cicl';
27 cicl= A(:,2);
28 %
29 %COPIA TODOS OS VALORES DA TERCEIRA COLUNA DA MATRIZ A (DISTÂNCIA) PARA A
30 %VARIÁVEL 'cicld';
31 cicld= A(:,3);

```

```

32 %
33 %COPIA TODOS OS VALORES DA QUARTA COLUNA DA MATRIZ A (TENSÃO) PARA A
34 %VARIÁVEL 'lvdt'
35 lvdt = A(:,4);
36 %
37 % COPIA TODOS OS VALORES DA QUINTA COLUNA DA MATRIZ A (TENSÃO)
PARA A
38 %VARIÁVEL 'rvdt'
39 rvdt = A(:,5);
40 %
41 %ENTRADA DO VALOR DA FREQUÊNCIA DE AMOSTRAGEM
42 fs=input('Informe a frequência de amostragem (Hz)= ');
43 dt=1/fs % INTERVALO DE AMOSTRAGEM
44 fm=fs/2 % FREQUÊNCIA MAX. DO SINAL
45 %
46 N=input('Informe o número de dados da aquisição (Linhas)= ');
47 %
48 %APLICA A FFT NOS DADOS DO LVDT e RVDT
49 ylvdt=fft(lvdt);
50 yrvdt=fft(rvdt);
51 %
52 %GRÁFICOS DOS SINAIS BRUTOS
53 clo=num2str(fix(clock));
54 figure(1);
55 subplot(2,1,1);plot(t,lvdt);grid on;
56 xlabel('Tempo(s)');
57 ylabel('TENSÃO DO LVDT')
58 title('Sinal Bruto do LVDT OSC')
59 subplot(2,1,2);plot(t,rvdt);grid on;
60 title('Sinal Bruto do RVDT OSC');
61 xlabel('Tempo(s)');
62 ylabel('TENSÃO DO RVDT');
63 figu=[clo, ' figure(1)PassaltaOSC.fig'];
64 saveas(gcf,figu);
65 %
66 Xlvdt=fft(lvdt);
67 dflvdt=fs/N;
68 flvdt=(0:1:N/2-1)*dflvdt;
69 %
70 Xrvdt=fft(rvdt);
71 dfrvdt=fs/N;
72 frvdt=(0:1:N/2-1)*dfrvdt;
73 %
74 %GRÁFICOS DOS SINAIS NO DOMÍNIO DA FREQUÊNCIA
75 figure(2);
76 subplot(2,1,1);plot(flvdt,abs(Xlvdt(1:N/2)),'k');grid on
77 xlabel('Frequência Hz')
78 ylabel('abs(Xlvdt)')
79 title('Sinal no domínio de frequência do LVDT OSC')
80 subplot(2,1,2);plot(frvdt,abs(Xrvdt(1:N/2)),'k');grid on;
81 xlabel('Frequência Hz')
82 ylabel('abs(Xrvdt)')
83 title('Sinal no domínio de frequência do RVDT OSC');
84 figu=[clo, ' figure(2)PassaaltaOSC.fig'];
85 saveas(gcf,figu);
86 %
87 %ENTRADA DO VALOR DAS FREQUÊNCIAS PARA PROCESSAMENTO
88 fblv=input('LVDT Informe a frequência máxima de filtragem(Hz)= ');
89 fbrv=input('RVDT Informe a frequência máxima de filtragem(Hz)= ');
90 %
91 %APLICAÇÃO DO FILTRO BUTTERWORTH PASSA ALTA

```

```

92 [b,a]=butter(16,[fblv/fm],'high');
93 Hlvdt=freqz(b,a,N/2);
94 %
95 [d,c]=butter(16,[fbrv/fm],'high');
96 Hrvdt=freqz(d,c,N/2);
97 %
98 figure(3);
99 subplot(2,1,1); plot(flvdt,abs(Hlvdt),'k');grid on;
100 ylabel('abs(HLVDT)');
101 xlabel('Frequência Hz');
102 title('FT DO FILTRO OSC')
103 subplot(2,1,2); plot(frvdt,abs(Hrvdt),'k');grid on;
104 ylabel('abs(HRVDT)');
105 xlabel('Frequência Hz');
106 figu=[clo,' figure(3)PassaltaOSC.fig'];
107 saveas(gcf,figu);
108 %
109 %RETORNO AO DOMÍNIO DO TEMPO
110 xflvdt=filtfilt(b,a,lvdt);
111 Xflvdt=fft(xflvdt);
112 %
113 xfrvdt=filtfilt(d,c,rvdt);
114 Xfrvdt=fft(xfrvdt);
115 %
116 %GRÁFICOS FILTRAGEM NO DOMÍNIO DA FREQUÊNCIA
117 figure(4);
118 subplot(2,1,1);plot(flvdt,abs(Xflvdt(1:N/2)),'k');grid on;
119 xlabel('Frequência Hz');
120 ylabel('abs(XFLVDT)');
121 title('Espectro do sinal filtrado -Passa Alta-OSC')
122 subplot(2,1,2);plot(frvdt,abs(Xfrvdt(1:N/2)),'k');grid on;
123 xlabel('Frequência Hz');
124 ylabel('abs(XFRVDT)');
125 figu=[clo,' figure(4)PassaltaOSC.fig'];
126 saveas(gcf,figu);
127 %
128 %GRÁFICOS DA FILTRAGEM NO DOMÍNIO DO TEMPO
129 figure(5);
130 subplot(2,1,1);plot(t,lvdt,'k',t,xflvdt,'g');grid on;
131 xlabel('Tempo(s)');
132 ylabel('SINAL do LVDT');
133 title('Sinal original e filtrado, no tempo (Butter High)OSC');
134 subplot(2,1,2);plot(t,rvdt,'k',t,xfrvdt,'g');grid on;
135 xlabel('Tempo(s)');
136 ylabel('SINAL RVDT');
137 figu=[clo,' figure(5)PassaltaOSC.fig'];
138 saveas(gcf,figu);
139 %
140 %CÁLCULO DAS FORÇAS E COEFICIENTE DE ATRITO
141 %CONVERTE rvdt (V) PARA rvdt (graus)
142 rvdtg=xfrvdt/0.0484;
143 %CONVERTE rvdtg (graus) PARA rvdtr (rad)
144 rvdtr=rvdtg*pi/180;
145 %CALCULA A COMPONENTE VERTICAL DA FORÇA N
146 fy=carga*(cos(rvdtr));
147 %
148 %FORÇA HORIZONTAL LIDA NO LVDT
149 fh=xflvdt;
150 %
151 %FORÇA TANGENCIAL CONVERTIDA PARA O ÂNGULO DE OSCILAÇÃO
152 %ftc=fh./(cos(rvdtr))+fy-(fh.*(tan(rvdtr)).*abs(sin(rvdtr)))

```

```

153 ftc=fh.*cos(rvdtr)+carga.*abs(sin(rvdtr));
154 %
155 %COEFICIENTE DE ATRITO CONVERTIDO PARA O ÂNGULO DE OSCILAÇÃO
156 cac=(xflvdt.*cos(rvdtr)+carga.*sin(rvdtr))./(carga.*cos(rvdtr)-
xflvdt.*sin(rvdtr));
157 %
158 %AMPLITUDE DO ÂNGULO DE OSCILAÇÃO (GRAUS/RADIANOS)
159 Damp=xlsread(Vor, 'h11:h11');
160 Damp=pi/180;
161 %
162 %GRAVA OS SINAIS FILTRADOS
163 File2=date;
164 File3=[File2 'Filtro OSC P.Alta ', Vor ];%'.xlsx'
165
ColHeaders={'Tempo (s)', 'CICLOS', 'DISTÂNCIA (mm)', 'LVDT (N)', 'RVDT (rad)', 'FY
(N)', 'FTC (N)', 'CAC'};
166 xlswrite(File3, ColHeaders, 1, 'a1:h1');
167 fwtempo=xlswrite(File3, t, 1, 'a2');
168 wciclo=xlswrite(File3, cicl, 1, 'b2');
169 wciclod=xlswrite(File3, cicld, 1, 'c2');
170 lvdtw=xlswrite(File3, Xflvdt, 1, 'd2');
171 rvdtw=xlswrite(File3, rvdtr, 1, 'e2');
172 fyw=xlswrite(File3, fy, 1, 'f2');
173 ftcw=xlswrite(File3, ftc, 1, 'g2');
174 cacw=xlswrite(File3, cac, 1, 'h2');
175 titt=xlswrite(File3, {'CARGA (N)='}, 1, 'k2:k2');
176 wcarga=xlswrite(File3, carga, 1, 'l2');
177 titt2=xlswrite(File3, {'ÂNGULO DE OSCILAÇÃO (rad/graus) ='}, 1, 'k4:k4');
178 wangulog=xlswrite(File3, Damp, 1, 'l4');
179 wangulor=xlswrite(File3, Damp, 1, 'm4');
180 tipf={'BUTTERWORTH HIGH'};
181 tDamp=xlswrite(File3, {'AMPLITUDE ANGULAR TOTAL (°)='}, 1, 'k6');
182 wtDamp=xlswrite(File3, Damp, 1, 'L6');
183 titt3=xlswrite(File3, {'FREQUÊNCIA DE AMOSTRAGEM (Hz) ='}, 1, 'k8:k8');
184 wfreqa=xlswrite(File3, fs, 1, 'l8');
185 titt4=xlswrite(File3, {'FREQUÊNCIA MÁXIMA DE AMOSTRAGEM (Hz)
='}, 1, 'k10:k10');
186 wfreqm=xlswrite(File3, fm, 1, 'l10');
187 titt5=xlswrite(File3, {'TIPO DO FILTRO ='}, 1, 'k12:k12');
188 wtipfilt=xlswrite(File3, tipf, 1, 'l12');
189 wfbl=xlswrite(File3, {'FREQ. MÁXIMA DE FILTRAGEM (Hz) LVDT
='}, 1, 'k14:k14');
190 wfblw=xlswrite(File3, fblv, 1, 'l14');
191 wfbr=xlswrite(File3, {'FREQ. MÁXIMA DE FILTRAGEM (Hz) RVDT
='}, 1, 'k15:k15');
192 wfbrw=xlswrite(File3, fbrv, 1, 'l15');
193 wfcir=xlswrite(File3, {'FREQ. DO CICLO (Hz)='}, 1, 'k20:k20');
194 wfciw=xlswrite(File3, fcic, 1, 'L20');
195 Arqoriw=xlswrite(File3, {'ARQUIVO DE ORIGEM = '}, 1, 'k22');
196 arqoriw=xlswrite(File3, Vor1, 1, 'l22');
197 cger=xlswrite(File3, {'CÓDIGO GERADOR DESTE ARQUIVO = '}, 1, 'k23');
198 cgerw=xlswrite(File3, {'FILTRO BUTTER_HIGH_OSC_TESE'}, 1, 'l23');
199 %
200 %ROTINA PARA AJUSTAR A LARGURA DAS COLUNAS DAS CÉLULAS
201 path='j:\doutorado\PRÉ-TRATAMENTO DE DADOS\';
202 v=File3;
203 e=actxserver('excel.application');
204 eW=e.Workbooks;
205 eF=eW.Open(which(v)); % CAMINHO E NOME DO ARQUIVOS
206 eS=eF.ActiveSheet;
207 eS.Range('A1').EntireColumn.AutoFit;

```

```

208 eS.Range('B1').EntireColumn.AutoFit;
209 eS.Range('C1').EntireColumn.AutoFit;
210 eS.Range('D1').EntireColumn.AutoFit;
211 eS.Range('E1').EntireColumn.AutoFit;
212 eS.Range('F1').EntireColumn.AutoFit;
213 eS.Range('G1').EntireColumn.AutoFit;
214 eS.Range('H1').EntireColumn.AutoFit;
215 eS.Range('I1').EntireColumn.AutoFit;
216 eS.Range('J1').EntireColumn.AutoFit;
217 eS.Range('K1').EntireColumn.AutoFit;
218 eS.Range('L1').EntireColumn.AutoFit;
219 eS.Range('M1').EntireColumn.AutoFit;
220 eF.Save;
221 eF.Close; % FECHA O ARQUIVO
222 e.Quit; % FECHA O APLICATIVO EXCEL

```

Algoritmo computacional para processamento do sinal filtrado

```

1 %J.N.ATHAYDE
2 %CÓDIGO COMPUTACIONAL PARA GERAR AS CURVAS A PARTIR DO LVDT E RVDT
3 %--DADOS FILTRADOS--. FORNECE OS PONTOS DE MÁXIMO ABSOLUTO, MÁXIMO E
MINIMO
4 %---FUNÇÃO SMOOTH SOMENTE NAS CURVAS- NÃO APLICADA NA SAÍDA DE DADOS DO
5 %EXCEL
6 %
7 % -----M O D O O S C I L A T Ó R I O-----
8 %
9 clc;
10 clear all;
11 close all;
12 %
13 %LÊ ARQUIVO DA BASE DE DADOS NÃO FILTRADOS
14 Vor=input('INFORME O NOME DO ARQUIVO DE ORIGEM DOS DADOS SEM A EXTENSÃO
(xlsx) = ',' 's');
15 Vor=[Vor '.xlsx'];
16 Vor1=cellstr(Vor);
17 A = xlsread(which(Vor));
18 %
19 %LÊ A CARGA DE ENSAIO NO ARQUIVO DE ORIGEM
20 carga=xlsread(Vor, 'L2:L2');
21 %
22 %LÊ A FREQUÊNCIA DO CICLO DE ENSAIO (HZ) NO ARQUIVO DE ORIGEM
23 fcic=xlsread(Vor, 'L20:L20');
24 %
25 %LÊ A TAXA DE AQUISIÇÃO UTILIZADA NO ENSAIO NO ARQUIVO DE ORIGEM (HZ)
26 ta=xlsread(Vor, 'L8:L8');
27 %
28 %ENTRADA DO VALOR DO FILTRO 'Smooth'
29 prompt='Informe o valor do Smooth (> 0, impar) = ';
30 fsmoot=input(prompt);
31 %
32 %COPIA TODOS OS VALORES DA PRIMEIRA COLUNA DA MATRIZ A (tempo) PARA A
33 %VARIÁVEL 'tempo (t)'
34 t= A(:,1);
35 %
36 %COPIA TODOS OS VALORES DA QUINTA COLUNA DA MATRIZ A (tensão) PARA A
37 %VARIÁVEL 'rvdtv' ANGULO DE OSCILAÇÃO INSTANTÂNEO (V)E CONVERTE PARA
GRAUS

```

```

38 rvdvtv=A(:,5);
39 rvdta=rvdvtv/0.0484;
40 rvdtr=rvdta*pi/180;
41 %
42 %COPIA TODOS OS VALORES DA SEXTA COLUNA DA MATRIZ A (TENSÃO) PARA A
43 %VARIÁVEL 'fy' FORÇA fy CARGA CONVERTIDA
44 fy = A(:,6);
45 fy1=abs(fy);
46 %
47 %COPIA TODOS OS VALORES DA SETIMA COLUNA DA MATRIZ A (Força N) PARA A
48 %VARIÁVEL fh FORÇA HORIZONTAL DO LVDT
49 fh = A(:,4);
50 fh1=abs(fh);
51 %
52 %COPIA TODOS OS VALORES DA OITAVA COLUNA DA MATRIZ A (tensão) PARA A
53 %VARIÁVEL 'ftc' FORÇA TANGENCIAL CONVERTIDA
54 ftc1 = A(:,7);
55 ftc=abs(ftc1);
56 %
57 %COPIA TODOS OS VALORES DA NONA COLUNA DA MATRIZ A (tensão) PARA A
58 %VARIÁVEL 'cac' COEFICIENTE DE ATRITO CONVERTIDO
59 cac1 = A(:,8);
60 cac=abs(cac1);
61 %
62 %dx É O TAMANHO DO BLOCO E INFORMAÇÃO A SER LIDO EM CADA CICLO
63 dx=fcic*ta;
64 dx=round(dx);
65 %
66 %CALCULA TAMANHO DO BLOCO lvdt/cos(rvdt) EM RELAÇÃO A FREQUÊNCIA
67 % (Hz) DE AQUISIÇÃO E DE ROTAÇÃO
67 num1=floor(length(ftc)/dx);
68 num2=floor(length(t));
69 %
70 for i=1:num1
71 minftc(i)=min(ftc(1+(i-1)*dx:i*dx));
72 minftc(i)=-1*minftc(i);
73 [j,k]= min(ftc(1+(i-1)*dx:i*dx));
74 indextmin(i)=(i-1)*dx+k;
75 tmin(i)=t(indextmin(i));
76 end
77 %
78 %CALCULA O VALOR MÉDIO MÍNIMO DA TENSÃO ftc
79 ftcmedmin = mean(minftc);
80 %
81 %CALCULA A MÉDIA DAS FORÇAS MÁXIMAS NOS BLOCOS ftc
82 for i=1:num1
83 maxabsftc(i)= max(abs(ftc(1+(i-1)*dx:i*dx)));
84 [j,k]=max(abs(ftc(1+(i-1)*dx:i*dx)));
85 indextmax(i)=(i-1)*dx+k;
86 tmaxabs(i)=t(indextmax(i));
87 end
88 %
89 %CALCULA O VALOR MÉDIO MÁXIMO DA TENSÃO ftc
90 ftcmedmaxabs = mean(maxabsftc);
91 %
92 for i=1:num1
93 maxftc(i)= max(ftc(1+(i-1)*dx:i*dx));
94 [j,k]= max(ftc(1+(i-1)*dx:i*dx));
95 indextmax(i)=(i-1)*dx+k;
96 tmax(i)=t(indextmax(i));
97 end

```

```

98 %
99 %CALCULA ESCALAS CICLOS E DISTÂNCIA (mm) (MAXABS);
100 Damp=xlsread(Vor, 'L6:L6');
101 %
102 for i=1:num2;
103 ciclt(i)=t(i)*fcic;
104 cicldt(i)=ciclt(i)*2*3*(Damp*pi/180);
105 end
106 %
107 for i=1:num1;
108 cicltmax(i)=tmaxabs(i)*fcic;
109 cicldtmax(i)=cicltmax(i)*2*3*(Damp*pi/180);
110 end
111 %
112 %CALCULA ESCALAS CICLOS E DISTÂNCIA(mm) (MIN);
113 for i=1:num1;
114 cicltmin(i)=tmin(i)*fcic;
115 cicldtmin(i)=cicltmin(i)*2*3*(Damp*pi/180);
116 end
117 %
118 %CALCULA ESCALAS CICLOS E DISTANCIA(mm) (MAX);
119 for i=1:num1;
120 cicltmaxn(i)=tmax(i)*fcic;
121 cicldtmaxn(i)=cicltmaxn(i)*2*3*(Damp*pi/180);
122 end
123 %
124 %CALCULA O VALOR MÉDIO MÁXIMO DA TENSÃO ftc
125 ftcmedmax = mean(maxftc);
126 %
127 %GRÁFICO SINAL BRUTO DO ftc
128 clo=num2str(fix(clock));
129 figure(1);
130 plot(ciclt, (ftc));
131 grid on;
132 title('SINAL FORÇA TANG. CONVERTIDA Ftc(V)F');
133 xlabel('NÚMERO DE CICLOS');
134 ylabel('F. tangencial(N)');
135 figu=[clo, 'figure(1)SinalBrutoFtc_F.fig'];
136 saveas(gcf, figu);
137 %
138 %GRÁFICO DO SINAL Ftc (POSITIVO)
139 figure(2);
140 plot(ciclt, (abs(ftc)));
141 grid on;
142 title('SINAL ABSOLUTO Ftc(V)F');
143 xlabel('NÚMERO DE CICLOS');
144 ylabel('F.tang.Convertida(N)');
145 figu=[clo, 'figure(2)AbsFtc_F.fig'];
146 saveas(gcf, figu);
147 %
148 %GRÁFICO DAS FORÇAS MÍNIMAS NA VOLTA (-) Ftc
149 figure(3);
150 ti=1:1:num1;
151 plot(cicltmin, minftc);
152 grid on;
153 title('Ftc-PONTOS MÍN.volta(-)F ');
154 xlabel('NÚMERO DE CICLOS');
155 ylabel('F.tang. convertida mín. (N) (-)');
156 figu=[clo, 'figure(3)PtoMinFtc_F.fig'];
157 saveas(gcf, figu);
158 %

```

```

159 %GRÁFICO DAS FORÇAS MÁXIMAS NA IDA (+) Ftc
160 figure(4);
161 ti=1:1:num1;
162 plot(cicltmaxn,maxftc);
163 grid on;
164 title('Ftc-PONTOS MÁX. ida (+) F ');
165 xlabel('NÚMERO DE CICLOS');
166 ylabel('F.tang. convertida máx. (N) (+) ');
167 figu=[clo, ' figure(4)PtoMaxFtc_F.fig'];
168 saveas(gcf,figu);
169 %
170 %GRÁFICO DAS FORÇAS MÁXIMAS MÉDIAS NA IDA E VOLTA Ftc
171 figure(5);
172 ti=1:1:num1;
173 plot(cicltmax,maxabsftc);
174 grid on;
175 title('Ftc-PONTOS MÁX. (ABS)ida/volta F');
176 xlabel('NÚMERO DE CICLOS');
177 ylabel('F.tang. convertida méd. máx. (N) (+) ');
178 figu=[clo, ' figure(5)PtoMaxabsFtc_F.fig'];
179 saveas(gcf,figu);
180 %
181 %GRÁFICOS CONJUNTOS
182 figure(6);
183 subplot(3,2,1);
184 plot(ciclt,(ftc));
185 grid on;
186 title('SINAL BRUTO Ftc(V) F');
187 xlabel('NÚMERO DE CICLOS');
188 ylabel('F.tang. Convertida (N) ');
189 subplot(3,2,2);
190 plot(ciclt,(abs(ftc)));
191 grid on;
192 title('SINAL ABSOLUTO Ftc(V) F');
193 xlabel('NÚMERO DE CICLOS');
194 ylabel('F.tang. Convertida (N) ');
195 %
196 subplot(3,2,3);
197 plot(cicltmin,minftc);
198 grid on;
199 title('Ftc-PONTOS MÍN. VOLTA (-) F ');
200 xlabel('NÚMERO DE CICLOS');
201 ylabel('F.tang. convertida méd. mín. (N) (-) ');
202 %
203 subplot(3,2,4);
204 plot(cicltmaxn,maxftc);
205 grid on;
206 title('Ftc-PONTOS MÁX.IDA(+) F ');
207 xlabel('NÚMERO DE CICLOS');
208 ylabel('F.tang. convertida máx. (N) (+) ');
209 %
210 subplot(3,2,[5,6])
211 plot(cicltmax,maxabsftc);
212 grid on;
213 title('Ftc-PONTOS DE MÁX. (ABS) NA IDA/VOLTA ');
214 xlabel('NÚMERO DE CICLOS');
215 ylabel('F.tang. convertida méd. máx. (N) (+) ');
216 figu=[clo, ' figure(6)SinaisConjFtc_F.fig'];
217 saveas(gcf,figu);
218 %
219 %CALCULA TAMANHO DO BLOCO CAC EM RELAÇÃO A FREQUÊNCIA(HZ) DE

```

```

AQUISIÇÃO E DE ROTAÇÃO
220 numlc=floor(length(cac)/dx);
221 %
222 %CALCULA A MÉDIA DO COEF.ATRITO MÍNIMO Cac
223 %
224 for i=1:numlc
225 mincac(i)=min(cac(1+(i-1)*dx:i*dx));
226 mincac(i)=-1*mincac(i);
227 [j,k]=min(cac(1+(i-1)*dx:i*dx));
228 indextminc(i)=(i-1)*dx+k;
229 tminc(i)=t(indextminc(i));
230 end
231 %
232 %CALCULA O VALOR MÉDIO MÍNIMO DO COEF. Cac
233 cacmedminc = mean(mincac);
234 %
235 %CALCULA A MÉDIA DAS FORÇAS MÁXIMAS NOS blocos Cac
236 for i=1:numlc
237 maxabscac(i)=max(abs(cac(1+(i-1)*dx:i*dx)));
238 [j,k]=max(abs(cac(1+(i-1)*dx:i*dx)));
239 indextmaxc(i)=(i-1)*dx+k;
240 tmaxabsc(i)=t(indextmaxc(i));
241 end
242 %
243 %CALCULA O VALOR MÉDIO MÁXIMO DO COEF. Cac
244 cacmedmaxabsc = mean(maxabscac);
245 %
246 for i=1:numlc
247 maxcac(i)=max(cac(1+(i-1)*dx:i*dx));
248 [j,k]=max(cac(1+(i-1)*dx:i*dx));
249 indextmaxc(i)=(i-1)*dx+k;
250 tmaxc(i)=t(indextmaxc(i));
251 end
252 %
253 %GRÁFICO SINAL BRUTO DO Cac
254 clo=num2str(fix(clock));
255 figure(7);
256 plot(ciclt,(cac),'r');
257 grid on;
258 title('SINAL COEF.ATRITO CONVERTIDO CAC F')
259 xlabel('NÚMERO DE CICLOS');
260 ylabel('Coef.de Atrito');
261 figu=[clo,'figure(7)SinalCoefatrito_F.fig'];
262 saveas(gcf,figu);
263 %
264 %GRÁFICO DO SINAL CAC (POSITIVO)
265 figure(8);
266 plot(ciclt,(abs(cac)),'r');
267 grid on;
268 title('SINAL ABSOLUTO CAC F')
269 xlabel('NÚMERO DE CICLOS');
270 ylabel('Coef. de atrito Convertido');
271 figu=[clo,'figure(8)AbsolutoCac_F.fig'];
272 saveas(gcf,figu);
273 %
274 %GRÁFICO DO COEF.ATRITO MÁXIMO MÉDIO NA IDA E VOLTA Cac
275 figure(9);
276 ti=1:1:numlc;
277 plot(cicltmax,maxabscac,'r');
278 grid on;
279 title('CAC-PONTOS MÁX.(ABS)ida/volta F')

```

```

280 xlabel('NÚMERO DE CICLOS');
281 ylabel('Coef.atrito convertido méd.máx.(+)');
282 figu=[clo,' figure(9)PtoMaxabsCac_F.fig'];
283 saveas(gcf,figu);
284 %
285 %GRÁFICO COEF.ATRITO MÍNIMO NA VOLTA (-) CAC
286 figure(10);
287 ti=1:1:numlc;
288 plot(cicltmin,mincac,'r');
289 grid on;
290 title('CAC-PONTOS MÍN. volta(-)F ');
291 xlabel('NÚMERO DE CICLOS');
292 ylabel('Coef.atrito convertido mín.(-)');
293 figu=[clo,' figure(10)PtoMinimoCac_F.fig'];
294 saveas(gcf,figu);
296 %GRÁFICO COEF.ATRITO MÁX. NA IDA (+) Cac
297 figure(11);
298 ti=1:1:numlc;
299 plot(cicltmaxn,maxcac,'r');
300 grid on;
301 title('CAC-PONTOS MÁX.ida(+)F ');
302 xlabel('NÚMERO DE CICLOS');
303 ylabel('Coef.atrito convertido máx.(+)');
304 figu=[clo,' figure(11)PtoMaximoCac_F.fig'];
305 saveas(gcf,figu);
306 %
307 %GRÁFICOS CONJUNTOS
308 figure(12);
309 subplot(3,2,1);
310 plot(ciclt,(cac),'r');
311 grid on;
312 title('SINAL BRUTO CAC F');
313 xlabel('NÚMERO DE CICLOS');
314 ylabel('Coef.atrito Convertido');
315 %
316 subplot(3,2,2)
317 plot(ciclt,(abs(cac)),'r');
318 grid on;
319 title('SINAL ABSOLUTO CAC F');
320 xlabel('NÚMERO DE CICLOS');
321 ylabel('Coef.atrito Convertido');
322 %
323 subplot(3,2,3)
324 plot(tminc,mincac,'r');
325 grid on;
326 title('CAC-PONTOS MÍN.VOLTA(-)F ');
327 xlabel('Tempo (s)');
328 ylabel('Coef.atrito convertido méd.mín.(-)');
329 %
330 subplot(3,2,4);
331 plot(cicltmaxn,maxcac,'r');
332 grid on;
333 title('CAC-PONTOS MÁX. IDA(+)F ');
334 xlabel('NÚMERO DE CICLOS');
335 ylabel('Coef.atrito convertido máx.(+)');
336 %
337 subplot(3,2,[5,6])
338 plot(cicltmax,maxabscac,'r');
339 grid on;
340 title('CAC-PONTOS DE MÁX.(ABS)IDA/VOLTA ');
341 xlabel('NÚMERO DE CICLOS');

```

```

342 ylabel('Coef.atrito convertido méd.máx.(+)');
343 figu=[clo, ' figure(12)SinaisConjCac_F.fig'];
344 saveas(gcf,figu);
345 %
346 yy=smooth(maxabscac, fsmoot);
347 kk=smooth(maxabsftc, fsmoot);
348 figure(13);
349 plot(cicltmax, yy, 'r');
350 grid on;
351 title(['CAC-PONTOS MÁX.(ABS)ida/volta-F Smoothed = ', num2str
(fsmoot), ], 'FontSize', 14);
352 xlabel('NÚMERO DE CICLOS');
353 ylabel('Coef.atrito méd.máx. (+)');
354 figu=[clo, ' figure(13)PtoMaximoABS_CAC_F.fig'];
355 saveas(gcf,figu);
356 %
357 figure(14);
358 plot(cicltmax, kk, 'b')
359 grid on;
360 title(['FTC-PONTOS MÁX.(ABS)ida/volta-F-Smoothed = ', num2str
(fsmoot), ], 'FontSize', 14);
361 xlabel('NÚMERO DE CICLOS');
362 ylabel('Força.atrito méd.máx. (+)');
363 figu=[clo, ' figure(14)PtoMaximoABS_FTC_F.fig'];
364 saveas(gcf,figu);
365 %
366 parmamax='FORÇA DE ATRITO MAXIMA = ';
367 parmamed='FORÇA DE ATRITO MÉDIA = ';
368 parmamin='FORÇA DE ATRITO MÍNIMA = ';
369 dpdparf='DESVIO PADRÃO DA FORÇA DE ATRITO = ';
370 parmamax='COEFICIENTE DE ATRITO MÁXIMO = ';
371 parmamed='COEFICIENTE DE ATRITO MÉDIO = ';
372 parmamin='COEFICIENTE DE ATRITO MÍNIMO = ';
373 dpdparc='DESVIO PADRÃO DO COEFICIENTE DE ATRITO = ';
374 DPARfmax=[parmamax, num2str(max(kk)), ' N'];
375 disp(DPARfmax);
376 FATMED=mean(kk);
377 DPARfmed=[parmamed, num2str(FATMED), ' N'];
378 disp(DPARfmed);
379 DPARfmin=[parmamin, num2str(min(kk)), ' N'];
380 disp(DPARfmin);
381 DPADF=[dpdparf, num2str(std(kk)), ' N'];
382 disp(DPADF);
383 CACMED=mean(yy);
384 DPARcmax=[parmamax, num2str(max(yy))];
385 disp(DPARcmax);
386 DPARcmed=[parmamed, num2str(CACMED)];
387 disp(DPARcmed);
388 DPARcmin=[parmamin, num2str(min(yy))];
389 disp(DPARcmin);
390 DPADC=[dpdparc, num2str(std(yy))];
391 disp(DPADC);
392 %
393 %CALCULA O VALOR MÉDIO MÁXIMO DA TENSÃO ftc
394 ftcmedmax = mean(maxftc);
395 fatmedmaxabs=maxabsftc';
396 coefatmedmax=mean(maxabsftc)'/carga;
397 fatmedmin=minftc';
398 coefatmedmin=mean(minftc)'/carga;
399 fatmedmax=maxftc';
400 forcatritmax=max(ftc);

```

```

401 forcatritmed=mean(ftc);
402 forcatritmin=min(ftc);
403 forcatritmaxabso=max(ftc1);
404 dpadpop=std(ftc1)';
405 dpadpopr=std(ftc)';
406 %
407 catmin=min(cac);
408 catmed=mean(cac);
409 catmax=max(cac);
410 catstd=std(cac);
411 %
412 %GRAVAÇÃO NO ARQUIVO Excel
413 File3=['Proces.OSC.F. ', Vor ];%'.xlsx'
414 ColHeaders={'Tempo(s)', 'LVDT (N)', 'RVDT (°)', 'Fy (N)', 'Ftc
(N)', 'CAC', 'FATMEDMAXABS', 'CACMEDMAXABS', 'CICLOS', 'DISTANCIA
(mm)', 'MAXABSCAC', 'SMOOTH FAT', 'SMOOTH CAC', ' '};
415 xlswrite(File3,ColHeaders,1,'A1:N1');
416 fwtempo=xlswrite(File3,t,1,'a2');
417 lvdtw=xlswrite(File3,fh,1,'b2');
418 rvdw=xlswrite(File3,rvdta,1,'c2');
419 fyw=xlswrite(File3,fy,1,'d2');
420 ftcw=xlswrite(File3,ftc,1,'e2');
421 cacw=xlswrite(File3,cac,1,'f2');
422 fatmedmaxabsw=xlswrite(File3,fatmedmaxabs,1,'G2');
423 cacmedmaxabs=xlswrite(File3,maxabscac,1,'H2');
424 wciclo=xlswrite(File3,cicltmax,1,'I2');
425 wciclod=xlswrite(File3,cicldtmax,1,'J2');
426 maxabscacaw=xlswrite(File3,maxabscac,1,'K2');
427 fatsmoot=xlswrite(File3,kk,1,'L2');
428 cacs moot=xlswrite(File3,yy,1,'M2');
429 %
430 Ccargaw=xlswrite(File3,{'Carga de Ensaio (N) = ',1},'O2:O2');
431 cargaw=xlswrite(File3,carga,1,'P2');
432 Ccoefatmedmaxw=xlswrite(File3,{'Coef Atrito Méd Máx = '},1,'O3');
433 coefatmedmaxw=xlswrite(File3,coefatmedmax,1,'P3');
434 Ccoefatmedmaxw=xlswrite(File3,{'Coef Atrito Méd Mín = '},1,'O4');
435 coefatmedminw=xlswrite(File3,coefatmedmin,1,'P4');
436 Cvalmedminw=xlswrite(File3,{'Força de atrito Méd Mín (N) = '},1,'O5');
437 valmedminw=xlswrite(File3,ftcmedmin,1,'P5');
438 Cvalmedmaxw=xlswrite(File3,{'Força de atrito Méd Máx (N) = '},1,'O6');
439 valmedmaxw=xlswrite(File3,ftcmedmax,1,'P6');
440 Cforcatritmaxabsow=xlswrite(File3,{'Força de atrito Max Absoluta(N) =
'},1,'O7');
441 forcatritmaxabsow=xlswrite(File3,forcatritmaxabso,1,'P7');
442 Cforcatritmin=xlswrite(File3,{'Força de atrito Mín (N) = '},1,'O8');
443 forcatritminw=xlswrite(File3,forcatritmin,1,'P8');
444 Cforcatritmed=xlswrite(File3,{'Força de atrito Média (N) = '},1,'O9');
445 forcatritmedw=xlswrite(File3,forcatritmed,1,'P9');
446 Cforcatritmax=xlswrite(File3,{'Força de atrito Máx (N) = '},1,'O10');
447 forcatritmaxw=xlswrite(File3,forcatritmax,1,'P10');
448 Cd pafatabw=xlswrite(File3,{'Desvio Padrão F.atrito ABS (N) =
'},1,'O11');
449 dpafatabw=xlswrite(File3,dpadpop,1,'P11');
450 Cd pafatw=xlswrite(File3,{'Desvio Padrão F.atrito (N) = '},
1,'O12');
451 dpafatw=xlswrite(File3,dpadpopr,1,'P12');
452 %
453 catmintw=xlswrite(File3,{'Coef.atrito mínimo = '},1,'O13');
454 catminw=xlswrite(File3,catmin,1,'P13');
455 catmedtw=xlswrite(File3,{'Coef.atrito médio = '},1,'O14');
456 catmedw=xlswrite(File3,catmed,1,'P14');

```

```

457 catmaxtw=xlswrite(File3,{'Coef.atrito máximo = '},1,'O15');
458 catmaxw=xlswrite(File3,catmax,1,'P15');
459 catstdtw=xlswrite(File3,{'Desvio Padrão do coef. atrito (N) =
'},1,'O16');
460 catsdtw=xlswrite(File3,catstd,1,'P16');
461 %
462 Camplitoscilaw=xlswrite(File3,{'Amplitude do ângulo de oscilação(°) =
'},1,'O18');
463 camplitoscilw=xlswrite(File3,Damp,1,'P18');
464 Ccilicow=xlswrite(File3,{'Frequência do Ciclo de ensaio (Hz) = '},
1,'O19');
465 ciclicow=xlswrite(File3,fcic,1,'P19');
466 Cctaw=xlswrite(File3,{'Taxa de aquisição do sinal (Hz) = '},1,'O20');
467 taw=xlswrite(File3,ta,1,'P20');
468 distotal=xlswrite(File3,{'DISTANCIA TOTAL EQUIVALENTE DO ENSAIO(mm)
='},1,'O21');
469 distotalw=xlswrite(File3,max(cicldt),1,'P21');
470 %
471 fsmoothval=xlswrite(File3,{'VALOR DA FUNÇÃO "SMOOTH" = '},
1,'O23');
472 fsmoothvalw=xlswrite(File3,fsmoot,1,'P23');
473 dparmfl=xlswrite(File3,{'FORÇA DE ATRITO MÁXIMA (N) = '},1,'O24');
474 dparmfw1=xlswrite(File3,max(kk),1,'P24');
475 dparmfm=xlswrite(File3,{'FORÇA DE ATRITO MÉDIA (N) = '},1,'O25');
476 dparmfwm=xlswrite(File3,FATMED,1,'P25');
477 dparmf2=xlswrite(File3,{'FORÇA DE ATRITO MÍNIMA(N) = '},1,'O26');
478 dparmfw2=xlswrite(File3,min(kk),1,'P26');
479 dpadfat=xlswrite(File3,{'DESVIO PADRÃO DA FORÇA DE ATRITO (N) =
'},1,'O27');
480 dpadfaw=xlswrite(File3,std(kk),1,'P27');
481 %
482 dparmc1=xlswrite(File3,{'COEFICIENTE DE ATRITO MÁXIMO = '},
1,'O28');
483 dparmcw1=xlswrite(File3,max(yy),1,'P28');
484 dparmcM=xlswrite(File3,{'COEFICIENTE DE ATRITO MÉDIO = '},
1,'O29');
485 dparmcwM=xlswrite(File3,CACMED,1,'P29');
486 dparmc2=xlswrite(File3,{'COEFICIENTE DE ATRITO MÍNIMO = '},1,'O30');
487 dparmcw2=xlswrite(File3,min(yy),1,'P30');
488 dpadrcac=xlswrite(File3,{'DESVIO PADRÃO DO COEFICIENTE DE ATRITO =
'},1,'O31');
489 dparcacw=xlswrite(File3,std(yy),1,'P31');
490 %
491 Arqoriw=xlswrite(File3,{'ARQUIVO DE ORIGEM = '},1,'O32');
492 arqoriw=xlswrite(File3,Vor1,1,'P32');
493 cger=xlswrite(File3,{'CÓDIGO GERADOR DESTE ARQUIVO = '},1,'O33');
494 cgerw=xlswrite(File3,{'PROCESSAMENTO_USB201_OSC_FILTRADO_TESE'},
1,'P33');
495 %
496 %ROTINA PARA AJUSTAR A LARGURA DAS COLUNAS DAS CÉLULAS;
497 path='j:\doutorado\PRÉ-TRATAMENTO DE DADOS\';
498 v=File3;
499 e=actxserver('excel.application');
500 eW=e.Workbooks;
501 eF=eW.Open(which(v)); % CAMINHO E NOME DO ARQUIVO
502 eS=eF.ActiveSheet;
503 eS.Range('A1').EntireColumn.AutoFit;
504 eS.Range('B1').EntireColumn.AutoFit;
505 eS.Range('C1').EntireColumn.AutoFit;
506 eS.Range('D1').EntireColumn.AutoFit;
507 eS.Range('E1').EntireColumn.AutoFit;

```

```

508 eS.Range('F1').EntireColumn.AutoFit;
509 eS.Range('G1').EntireColumn.AutoFit;
510 eS.Range('H1').EntireColumn.AutoFit;
511 eS.Range('I1').EntireColumn.AutoFit;
512 eS.Range('J1').EntireColumn.AutoFit;
513 eS.Range('K1').EntireColumn.AutoFit;
514 eS.Range('L1').EntireColumn.AutoFit;
515 eS.Range('M1').EntireColumn.AutoFit;
516 eS.Range('N1').EntireColumn.AutoFit;
517 eS.Range('O1').EntireColumn.AutoFit;
518 eS.Range('P1').EntireColumn.AutoFit;
519 eF.Save;
520 eF.Close; % FECHA O ARQUIVO
521 e.Quit; % FECHA O APLICATIVO EXCEL

```

Algoritmo computacional para o cálculo da taxa de desgaste no modo oscilatório

```

1 %J.N.ATHAYDE
2 %CÁLCULO DA TAXA DE DESGASTE NO MODO OSCILATÓRIO
3 %CALCULA A TAXA DE DESGASTE SEGUNDO A FUNÇÃO Tx=V/D*Ncmed
4 %SOMENTE DO CORPO DE PROVA DE UHMWPE
5 %UTILIZAR ARQUIVO DE ORIGEM =
6 %-PROCESSAMENTO_USB201_OSCILATORIO_FILTRADO_TESE-
7 %
8 % -----MODO OSCILATÓRIO-----
9 %
10 clc;
11 clear all;
12 close all;
13 memory
14 %
15 Vor=input('INFORME O NOME DO ARQUIVO DE ORIGEM DOS DADOS SEM A EXTENSÃO
(xlsx) = ','s');
16 Vor=[Vor '.xlsx'];
17 Vor1=cellstr(Vor);
18 A = xlsread(which(Vor));
19 %
20 %ENTRADA DE DADOS
21 %LÊ VALOR DA CARGA APLICADA NO ENSAIO
22 carga=xlsread(Vor,'P2:P2');
23 %
24 %COPIA TODOS OS VALORES DA SEGUNDA COLUNA DA MATRIZ A (TENSÃO) PARA A
25 %VARIÁVEL 'lvdt'
26 lvdt = A(:,2);
27 %
28 % COPIA TODOS OS VALORES DA TERCEIRA COLUNA DA MATRIZ A (TENSÃO) PARA A
29 %VARIÁVEL 'rvdt'
30 rvdt = A(:,3);
31 %
32 %
33 prompt='Informe o Área transversal de desgaste do bloco de UHMWPE(mm^2)
=';
34 %
35 Areamm=input(prompt);
36 %
37 volmm3=Areamm*3
38 %
39 prompt='Informe a distância equivalente percorrida no ensaio (m) =';

```

```

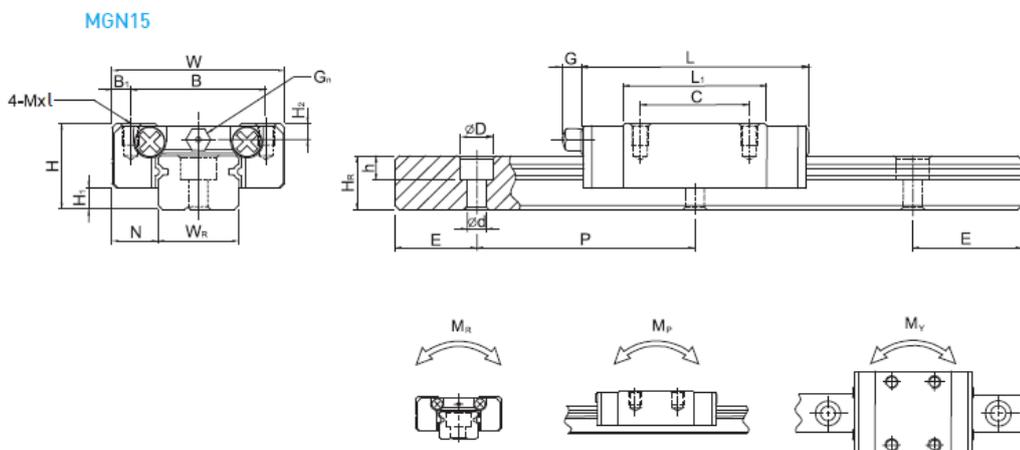
40 distm=input(prompt);
41 %
42 prompt=('Informe o número de dados da aquisição (Linhas)= ');
43 N=input(prompt);
44 %
45 ang2=(rvdt.*pi)/180;
46 rvdtr=ang2;
47 %
48 %CALCULA A TAXA DE DESGASTE OSCILATÓRIA
49 Nc1=sum(carga.*cos(rvdtr));
50 Nc2=sum(lvdt.*sin(rvdtr));
51 Nc=(Nc1-abs(Nc2))/N;
52 %
53 %CÁLCULO DO VALOR MÉDIO DE Nc2=Flvdt;
54 Flvdtmed=(abs(Nc2))/N;
55 %
56 txosc=volmm3/(distm*Nc);
57 %
58 %MOSTRA A FORÇA Ncmed E A TAXA DE DESGASTE OSCILATÓRIA
59 TX1=('VALOR DE "Ncmed" = ');
60 X1=[TX1,' = ',num2str(Nc),' N'];
61 disp(X1)
62 TX2=('VALOR MÉDIO ABSOLUTO DE FLVDT = ');
63 X2=[TX2,' = ',num2str(Flvdtmed),' N'];
64 disp(X2)
65 TX3=('TAXA DE DESGASTE MODO OSCILATÓRIO = ');
66 X3=[TX3,' = ',num2str(txosc),' mm^3/m*N'];
67 disp(X3)
68 %
69 %GRAVA OS SINAIS FILTRADOS
70 File2=date;
71 File3=[File2 'TAXA DE DESGASTE MODO OSCILATÓRIO ', Vor ];%'.xlsx'
72 twcarga=xlswrite(File3,{'VALOR DA CARGA DE ENSAIO(N)='},1,'A2:A2');
73 wcarga=xlswrite(File3,carga,1,'B2');
74 twcargamed=xlswrite(File3,{'VALOR DA FORÇA NORMAL MÉDIA "Ncmed (N)=
'},1,'A4:A4');
75 wcargamed=xlswrite(File3,Nc,1,'B4');
76 vtx=xlswrite(File3,{'VOLUME DO CANAL DE DESGASTE (mm^3)='},1,'A6:A6');
77 wvtx=xlswrite(File3,volmm3,1,'B6');
78 tdista=xlswrite(File3,{'DISTANCIA EQUIVALENTE DO ENSAIO (m)
='},1,'A8:A8');
79 wdista=xlswrite(File3,distm,1,'B8');
80 WFlvdtmed=xlswrite(File3,{'VALOR MÉDIO ABSOLUTO DE FLVDT (N)
='},1,'A10:A10');
81 wFlvdtmedR=xlswrite(File3,Flvdtmed,1,'B10');
82 %
83 tdista=xlswrite(File3,{'TAXA DE DESGASTE MODO OSCILATÓRIO (
mm^3/m*N) ='},1,'A12:A12');
84 wdista=xlswrite(File3,txosc,1,'B12');
85 Arqoriw=xlswrite(File3,{'ARQUIVO DE ORIGEM ='},1,'A14');
86 arqoriw=xlswrite(File3,Vor1,1,'B14');
87 cger=xlswrite(File3,{'CÓDIGO GERADOR DESTE ARQUIVO ='},1,'A16');
88 cgerw=xlswrite(File3,{'TAXA_DESGASTE_OSC_TESE_SOMATÓRIO'},
1,'B16');
89 %
90 %ROTINA PARA AJUSTAR A LARGURA DAS COLUNAS DAS CÉLULAS
91 v=File3;
92 e=actxserver('excel.application');
93 eW=e.Workbooks;
94 eF=eW.Open(which(v)); % CAMINHO E NOME DO ARQUIVOS
95 eS=eF.ActiveSheet;

```

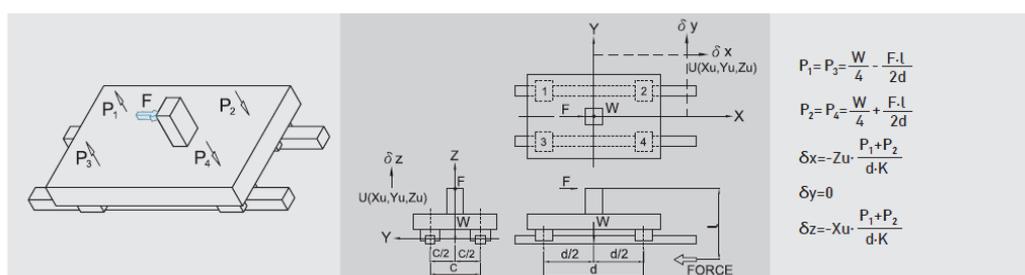
```
96 eS.Range('A1').EntireColumn.AutoFit;
97 eS.Range('B1').EntireColumn.AutoFit;
98 eF.Save;
99 eF.Close; % FECHA O ARCHIVO
100 e.Quit; % FECHA O APLICATIVO EXCEL
```


ANEXO II – CATÁLOGO DE GUIAS DESLIZANTES

GUIAS DESLIZANTES HIWIM MGN12H

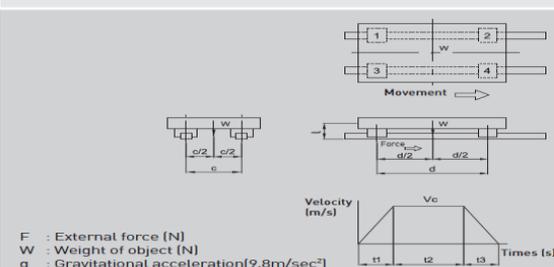


Model No.	Dimensions of Assembly (mm)		Dimensions of Block (mm)										Dimensions of Rail (mm)					Mounting Bolt for Rail (mm)	Basic Dynamic Load Rating C(kgf)	Basic Static Load Rating C _s (kgf)	Static Rated Moment			Weight					
	H	H ₁	N	W	B	B ₁	C	L ₁	L	G	G _s	Mxl	H ₂	W _s	H _s	D	h				d	P	E	M _x (kgf-m)	M _y (kgf-m)	M _z (kgf-m)	Block (kg)	Rail (kg/m)	
MGN 7C	8	1.5	5	17	12	2.5	8	13.5	22.5	-	01.2	M2x2.5	1.5	7	4.8	4.2	2.3	2.4	15	5	M2x6	100	127	0.48	0.29	0.29	0.010	0.22	
MGN 7H	-	-	-	-	-	-	13	21.8	30.8	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	M2x6	140	200	0.78	0.49	0.49	0.015	-	
MGN 9C	10	2	5.5	20	15	2.5	10	18.9	28.9	-	01.2	M3x3	1.8	9	6.5	6	3.5	3.5	20	7.5	M3x8	190	260	1.2	0.75	0.75	0.016	0.38	
MGN 9H	-	-	-	-	-	-	16	29.9	39.9	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	M3x8	260	410	2	1.9	1.9	0.026	-	
MGN 12C	13	3	7.5	27	20	3.5	15	21.7	34.7	-	01.4	M3x3.5	2.5	12	8	6	4.5	3.5	25	10	M3x8	290	400	2.6	1.4	1.4	0.034	0.65	
MGN 12H	-	-	-	-	-	-	20	32.4	45.4	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	M3x8	380	600	3.9	3.7	3.7	0.054	-	
MGN 15C	16	4	8.5	32	25	3.5	20	26.7	42.1	-	4.5	M3	M3x4	3	15	10	6	4.5	3.5	40	15	M3x10	470	570	4.6	2.2	2.2	0.059	1.06
MGN 15H	-	-	-	-	-	-	25	43.4	58.8	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	M3x10	650	930	7.5	5.9	5.9	0.092	-	



Considering the acceleration and deceleration

Load on one block



- Constant velocity
 $P_1 - P_4 = \frac{W}{4}$
- Acceleration
 $P_1 = P_3 = \frac{W}{4} + \frac{1}{2} \cdot \frac{W}{g} \cdot \frac{V_c}{t_1} \cdot \frac{l}{d}$
 $P_2 = P_4 = \frac{W}{4} - \frac{1}{2} \cdot \frac{W}{g} \cdot \frac{V_c}{t_1} \cdot \frac{l}{d}$
- Deceleration
 $P_1 = P_3 = \frac{W}{4} - \frac{1}{2} \cdot \frac{W}{g} \cdot \frac{V_c}{t_3} \cdot \frac{l}{d}$
 $P_2 = P_4 = \frac{W}{4} + \frac{1}{2} \cdot \frac{W}{g} \cdot \frac{V_c}{t_3} \cdot \frac{l}{d}$

ANEXO III – TRANSDUTOR LINEAR DIFERENCIAL VARIÁVEL (LVDT)



W1EL/0

W1E

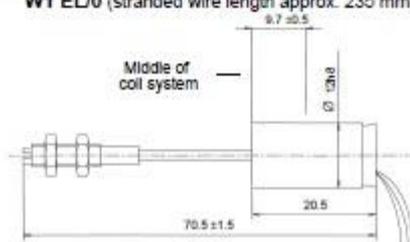
Inductive Displacement Transducers

Special features

- Wear-resistant inductive measurement system
- Interchangeability error < 1 %
- Flexible plunger
- W1E with straight-through plunger channel protected against damages due to over-stroke
- Summation and subtraction by parallel or antiparallel circuit
- Explosion-protected versions (Ex)i available

Dimensions (in mm; 1 mm= 0.03937 inches)

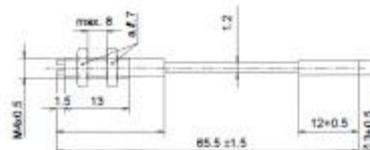
W1 EL/0 (stranded wire length approx. 235 mm)



Plunger in mid position (auxiliary quantity for core assembly, zero balancing see Operating manual)

Dimensional variation to DIN 7168 coarse

Plunger W1EL/0



Specifications

Transducer type		W1E
Nominal displacement (Nominal displ. span)	mm	± 1 (2)
Nominal sensitivity (nominal output signal at nominal displacement, output not loaded)	mV/V	± 80
Sensitivity tolerance (deviation of sensitivity from nominal sensitivity)	%	± 1
Nominal output-signal range	mV/V	160
Temperature effect per 10 K in the nominal temperature range		
on the sensitivity (rel. to the actual value)	%	± 0.2
on the zero signal (rel. to the nominal sensitivity)	%	± 0.05
Linearity deviation (Incl. hysteresis rel. to the nominal output-signal range)	%	± 0.2
Nominal excitation voltage (rms value)	V	2.5 ± 5%
Service range of the excitation voltage	V	1...6
Carrier frequency	kHz	4.6 ¹⁾
Protection to EN 60529		IP 20
Nominal temperature range ¹⁾	°C [°F]	-55...+130 [-67...+266]
Service temperature range ¹⁾	°C [°F]	-200...+130 [-328...+266]
Transducer weight, approx.	g	11
Plunger weight, approx.	g	3

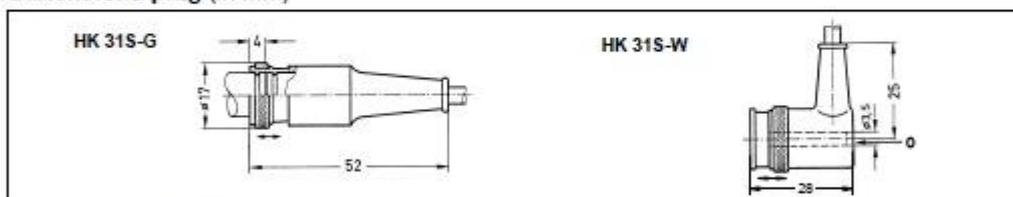
¹⁾ The specified standard connection cables may only be used in the temperature range from -20...+80 °C [-4...176 °F]. Cable for higher or lower temperatures on request.

Permissible accelerations of the displacement transducers

Transducer type		W1E
Permissible acceleration transducer body	m/s ²	500
Permissible acceleration plunger	m/s ²	1000

²⁾ With core for high acceleration, 2500 m/s² max.

Dimensions plug (in mm)



Accessories (to be ordered separately):

WS/2B12 Mounting set: Mounting-block set for 3 mounting options for 12 mm diameter

Measurement inserts to DIN 878
Hard metal ball, Order no. 3-6061.0003

Connection cable W1T3, W5TK,

Kab0104-3, 3 m long (cable socket HK31S-G - free ends)
Kab0104-10, 10 m long (cable socket HK31S-G - free ends)
With mounted D-plug, Order no. D-15D/MONT

Kab0106-3, 3 m long (cable socket HK31S-G - MS3106A16S-1P)
Kab0119-3, 3 m long (cable socket HK31S-W - free ends)
With mounted MS-plug, Order no. D-MS/MONT

Displacement transducers with plug connection are also available with permanently mounted connection cable

3 m long, with free ends, Order no. D-FIXKAB
3 m long, with plug MS3106A16S-1P, Order no. D-FIXKAB/MS

3 m long, with 15 pol. D-plug, Order no. D-FIXKAB/15D

Modifications reserved.
All details describe our products in general form only. They are not to be understood as express warranty and do not constitute any liability whatsoever.

D 25.W1E.11 en

Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH

Postfach 10 01 51, D-64201 Darmstadt
Im Tiefen See 45, D-64293 Darmstadt
Tel.: +49/61 51/ 8 03-0; Fax: +49/61 51/ 8039100
E-mail: support@hbm.com www.hbm.com



measurement with confidence

ANEXO IV – TRANSDUTOR ANGULAR DIFERENCIAL VARIÁVEL (RVDT)



RVIT 15-60/RVIT 15-120i RVITs

RVIT's are DC operated noncontact rotary transducers. The RVIT proprietary design incorporates a set of four printed circuit coils and a light-weight aluminum spoiler to achieve superior response while maintaining a low moment of inertia. During operation, the light weight spoiler rotates with the transducer shaft, differentially altering the inductance of the printed circuit planar coils. The resulting unbalance is precisely measured using a patented autoplex circuit. This signal is then converted to a linear DC output voltage or current proportional to the angle of the rotor shaft. The digital circuit is extremely resistant to environmental disturbances and provides outputs compatible for use with most analog position feedback systems.

For original equipment manufacturers, purchasing large quantities, a pulse width modulated digital output can be supplied as a special configuration. Other specialized options for volume applications include, regulated single or bipolar excitation, extended operating ranges, and custom uni-polar and bi-polar calibration scaling.

RVIT 15's are available with a choice of standard size 15 servo/synco mounting or optional four hole flange mount. A shaft seal is supplied with flange mount for applications where protection from hostile environmental conditions are required. RVITs offer wide operating temperature range, infinite resolution, and a virtually infinite cycle life.

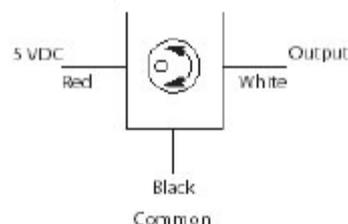
RVIT 15-60 and RVIT 15-120i rotary transducers are available in a variety of versions which provide a range of supply and output configurations. Calibrated outputs of ± 3 VDC and 4-20 mA offer ideal flexibility for specialized OEM designs where unique power supply and interfacing requirements exist. Other specialized ranges, internal regulation and custom calibrated outputs are available for special order.

The standard RVIT 15-60 transducer emulates a potentiometer in that the output voltage is ratiometric to the input voltage, within the limits of the supply specification. In addition, the noncontact design of the RVIT provides virtually infinite rotational life and extremely high accuracy of $\pm 0.25\%$ FS.

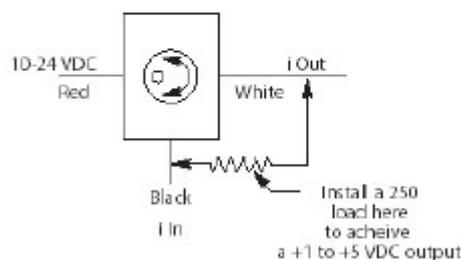


wiring

RVIT-15-60



RVIT-15-120i

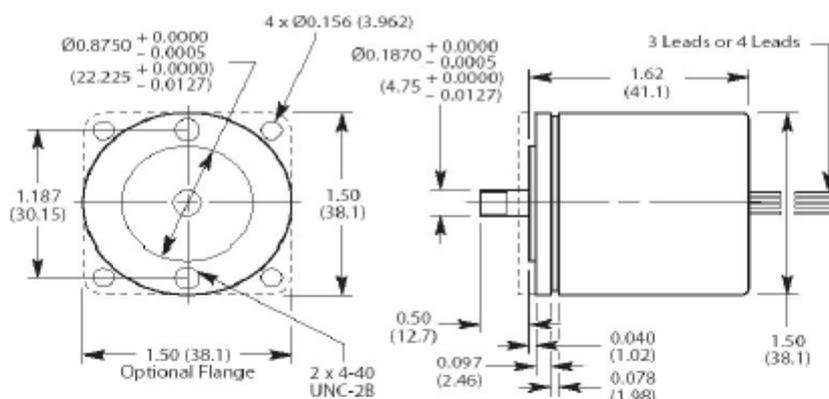


RVIT 15-60/RVIT 15-120i RVITs

Specifications

	RVIT 15-60	RVIT 15-120i
Full Range	$\pm 60^\circ$	0 to 120°
Input Voltage (nom)	+5 VDC (4.0 to 5.5)	10-28 VDC (not to exceed 30)
Scale Factor	0.060 V/ $^\circ$ (@ 5.0 Volts Input)	0.133 mA/ $^\circ$
Output Voltage (nom)	± 3 VDC (@ $\pm 60^\circ$)	+1 to +5 VDC (with 250 Ohm load)
Input Current	14 mA	41 mA
Output Current	5 mA	4-20 mA
Output Impedance	<1 Ohms	<250 Ohms
Frequency Response	25 Hz @ -3dB	25 Hz @ -3 dB
Linearity Error	$\pm 0.25\%$ of full scale output	$\pm 0.25\%$ of full scale output
Non-repeatability & Hysteresis	0.1% of full scale output maximum	0.1% of full scale output maximum
Storage Temperature Range	-67°F to 250°F (-55°C to 125°C)	-67°F to 250°F (-55°C to 125°C)
Operating Temperature Range	-13°F to 185°F (-25°C to 85°C)	-13°F to 185°F (-25°C to 85°C)
Temperature Coefficient of FS	$\pm 0.02\%/F^\circ$ (0.04%/°C)	$\pm 0.02\%/F^\circ$ (0.04%/°C)
Lead Wires	26 AWG, PVC jacket, 3-4 wire, minimum 12" long	26 AWG, PVC jacket, 3-4 wire, minimum 12" long
Torque	0.12 in-oz	0.12 in-oz
Weight	2.47 oz	2.47 oz
Mounting	Size 15 servo or flange mount BU-ORD	Size 15 servo or flange mount BU-ORD
Bearings	Matched and Preloaded ABEC 3	Matched and Preloaded ABEC 3
Shaft Diameter	3/16 in (4.76 mm)	3/16 in (4.76 mm)
Axial Shaft Bearing Load Capacity	10 lbs (4.54 kg)	10 lbs (4.54 kg)
Radial Shaft Bearing Load Capability	10 lbs (4.54 kg)	10 lbs (4.54 kg)
Housing Material	Aluminum	Aluminum

dimensions



The information in this sheet has been carefully reviewed and is believed to be accurate; however, no responsibility is assumed for inaccuracies. Furthermore, this information does not convey to the purchaser of such devices any license under the patent rights to the manufacturer. Measurement Specialties, Inc. reserves the right to make changes without further notice to any product herein. Measurement Specialties, Inc. makes no warranty, representation or guarantee regarding the suitability of its product for any particular purpose, nor does Measurement Specialties, Inc. assume any liability arising out of the application or use of any product or circuit and specifically disclaims any and all liability, including without limitation consequential or incidental damages. Typical parameters can and do vary in different applications. All operating parameters must be validated for each customer application by customer's technical experts. Measurement Specialties, Inc. does not convey any license under its patent rights nor the rights of others.

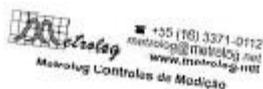
ordering information

Specify by Model Number

R-Flex coupler available separately

Model Number	Size	Range
RVIT 15-60	15	$\pm 60^\circ$
RVIT 15-120i	15	0 to 120°





FINAL TEST RVIT 15-60

02180000-060

RANGE +/-60 Degrees

S/N J8501

INDEPENDENT LINEARITY DATA

LEAST SQUARES LINE

2013-10-5

MEASURED DEGREES	MEASURED Volts DC	CALC. Volts DC	CALC. DEVIATION
-60.000	-2.8977	-2.9004	+0.0027
-55.000	-2.6566	-2.6584	+0.0018
-50.000	-2.4139	-2.4165	+0.0026
-45.000	-2.1718	-2.1745	+0.0027
-40.000	-1.9298	-1.9325	+0.0027
-35.000	-1.6882	-1.6905	+0.0022
-30.000	-1.4468	-1.4485	+0.0017
-25.000	-1.2059	-1.2065	+0.0006
-20.000	-0.9648	-0.9645	-0.0003
-15.000	-0.7241	-0.7225	-0.0016
-10.000	-0.4832	-0.4805	-0.0026
-5.0000	-0.2420	-0.2386	-0.0035
+5.0000	+0.2409	+0.2453	-0.0044
+10.000	+0.4823	+0.4873	-0.0050
+15.000	+0.7242	+0.7293	-0.0051
+20.000	+0.9660	+0.9713	-0.0052
+25.000	+1.2081	+1.2133	-0.0052
+30.000	+1.4510	+1.4553	-0.0042
+35.000	+1.6940	+1.6972	-0.0033
+40.000	+1.9383	+1.9392	-0.0009
+45.000	+2.1823	+2.1812	+0.0010
+50.000	+2.4275	+2.4232	+0.0043
+55.000	+2.6730	+2.6652	+0.0078
+60.000	+2.9182	+2.9072	+0.0110

Linearity = 0.1892%

Scalefactor = 0.0484 Volts DC / Degrees

NULL (actual) = -0.0004 Volts DC

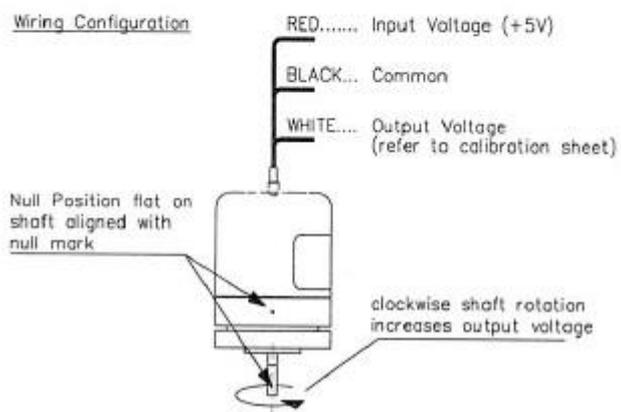
Tested by ChaoGang BaiInspected by 王峰

Measurement Specialties Inc
 MEAS Global Headquarters
 1000 Lucas Way
 Hampton, VA 23666
 United States
 757-766-1500
 757-766-4297 fax
www.meas-spec.com

Measurement Specialties (China) Ltd.
 No. 26 Langshan Road
 Shenzhen High-Tech Park (North)
 Nanshan District, Shenzhen 518057
 China
 +86 755 33305088
 +86 755 33305099 fax
www.meas-spec.com

MEAS Deutschland GmbH
 Hauerl 13
 D-44227 Dortmund
 Germany
 +49 231 97400
 + 49 231 974050 fax
www.meas-spec.com

	SITE:	TITLE: RVIT-15-60 SERIES	REV:B	PAGE 2 of 2
	HAMPTON	SINGLE VOLTAGE POWER SUPPLY NUMBER:FORM-590		



To wire a RVIT-15-60, connect +5 volt regulated input supply to RED lead and power supply common to BLACK lead. Output voltage, measured on WHITE (with respect to BLACK lead) will vary thru the calibrated outputs shown on the calibration sheet as the shaft is rotated from or about the null position.

ANEXO V – PLACA DE AQUISIÇÃO DE DADOS MCC DAQ USB-201

USB-200 Series

12-Bit DAQ Devices with 8 Analog Inputs



Features

- Low cost, USB DAQ devices with eight single-ended analog inputs
- Provides 12-bit analog input resolution
- Maximum sampling rates of 100 kS/s (USB-201) and 500 kS/s (USB-204)
- Eight individually-configurable digital I/O lines
- One 32-bit event counter input
- External pacer I/O
- No external power required
- Available with enclosure and screw terminals (USB-201/204) or as board-only with header connectors (USB-201-OEM/204-OEM)

Software

- TracerDAQ® software for acquiring and displaying data and generating analog signals
- Universal Library includes support for Visual Studio® and Visual Studio® .NET, including examples for Visual C++®, Visual C#®, Visual Basic®, and Visual Basic® .NET
- InstaCal software utility for installing, calibrating, and testing
- ULx for NI LabVIEW™
- DAQFlex open-source software framework - includes support for Linux®, and Mac® platforms
- Comprehensive drivers for DASyLab®
- Supported Operating Systems: Windows® 8/7/Vista®/XP SP2, 32-bit or 64-bit

Overview

The USB-200 Series incorporates a new design, providing improved cost/performance compared to our similarly priced 12-bit DAQ devices.

Each USB-200 Series device provides eight single-ended (SE) analog inputs, eight individually-configurable DIO channels, one event counter, and external pacer I/O.



The USB-204 (shown above) provides eight single-ended analog inputs, a maximum sampling rate of 500 kS/s, 8 digital I/O, and one event counter input.

USB-200 Series Selection Chart

Model	Analog Inputs	Sampling Rate	Connectors	USB Cable and MCC DAQ Software CD Included
USB-201	8 SE (12-bit)	100 kS/s max	Screw Terminal	✓
USB-204	8 SE (12-bit)	500 kS/s max	Screw Terminal	✓
USB-201-OEM	8 SE (12-bit)	100 kS/s max	Header	-
USB-204-OEM	8 SE (12-bit)	500 kS/s max	Header	-

Analog Input

USB-200 Series devices provide eight 12-bit SE analog inputs. Both devices offer an analog input range of ± 10 V.

Sampling Rate

When scanning continuously to computer memory (hardware-paced mode), each device has the following maximum aggregate sampling rates:

- USB-201/201-OEM: 100 kS/s
- USB-204/204-OEM: 500 kS/s

The maximum per-channel sampling rates for each device are listed in the following table:

Number of Channels	Max Sampling Rate (kS/s)	
	USB-201/ 201-OEM	USB-204/ 204-OEM
1	100	500
2	50	250
3	33.33	166.67
4	25	125
5	20	100
6	16.67	83.33
7	14.29	71.43
8	12.50	62.50

