



**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIA EM SAÚDE**

JOSÉ NOGUEIRA ATHAYDE

**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**

CURITIBA

2011



JOSÉ NOGUEIRA ATHAYDE

**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**

Dissertação apresentada ao Curso de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde (PPGTS) da Pontifícia Universidade Católica do Paraná - Centro de Ciências Biológicas e da Saúde, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Tecnologia em Saúde.

Área de concentração: Bioengenharia

Orientadora: Prof^a. Dra. Beatriz Luci Fernandes

CURITIBA

2011



Pontifícia Universidade Católica do Paraná
Centro de Ciências Biológicas e da Saúde
Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde

ATA DA SESSÃO PÚBLICA DE DEFESA DE DISSERTAÇÃO DE MESTRADO
DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIA EM SAÚDE
DA PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ

DEFESA DE DISSERTAÇÃO Nº-138

Aos 28 dias de fevereiro de 2011 realizou-se a sessão pública de defesa da dissertação:
“Desenvolvimento, Implementação e Avaliação de Dispositivo para Acoplamento em Tribômetro, para Simulação do Desgaste in vitro, de Biomateriais Utilizados em Endoprótese não Convencional de Joelhos”, apresentada por José Nogueira Athayde, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Tecnologia em Saúde – Área de Concentração – Bioengenharia perante uma Banca Examinadora composta pelos seguintes membros:

Prof. Dr. Beatriz Luci Fernandes,
PUCPR (Orientadora e presidente)



assinatura


APROVADO
parecer (aprov/ reprov.)

Prof. Dr. Munir Antonio Gariba,
PUCPR (Examinador)




APROVADO

Prof. Dr. Carlos José Mesquita Siqueira,
UFPR (Examinador)



Aprovado

Conforme as normas regimentais do PPGTS e da PUCPR, o trabalho apresentado foi considerado APROVADO (aprovado/reprovado), segundo avaliação da maioria dos membros desta Banca Examinadora. Este resultado está condicionado ao cumprimento integral das solicitações da Banca Examinadora registradas no Livro de Defesas do Programa.


Prof. Dr. Munir Antonio Gariba,
Coordenador do PPGTS PUCPR

AGRADECIMENTOS

Desejo expressar aqui a minha gratidão primeiramente a Deus, que me concedeu entusiasmo e restituiu minha saúde, para que, aos cinquenta e nove anos de idade, pudesse concluir esta caminhada na busca do título de Mestre em Tecnologia em Saúde. Foi com imensa alegria que retomei o convívio acadêmico, após mais de 30 anos da graduação em Tecnologia Mecânica.

Agradeço aos professores que me receberam na Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Prof. Dr. Munir Antonio Gariba e a minha Orientadora, Prof^a. Dra. Beatriz Luci Fernandes. Meus agradecimentos, também aos profissionais do Laboratório Experimental Multiusuário, ao Prof. Dr. Marcelo Mira pela cooperação com os ensaios realizados naquele laboratório e ao Prof. Dr. João Antonio Palma Setti pelo auxílio nos trabalhos no Laboratório de Metrologia da PUCPR. Agradeço, ainda, aos professores e à secretária do programa PPGTS que sempre estiveram disponíveis para me transmitir, de forma precisa, suas orientações.

Agradeço de forma especial ao Prof. Dr. Carlos José de Mesquita Siqueira pelo valioso auxílio na condução deste estudo e pelas orientações nos ensaios tribológicos realizados no Laboratório de Tribologia e Revestimentos da UFPR.

Agradeço ao Eng. Carlos Fernandes a ajuda com as questões do desenvolvimento do projeto e a todos os meus colegas, pelo companheirismo.

Aos pesquisadores e profissionais do Laboratório de Tribologia, do Laboratório de Dispositivos Nanoestruturados e do Centro de Microscopia Eletrônica da UFPR meus agradecimentos pela inestimável contribuição a este estudo.

Agradeço aos meus pais pela dedicação e pelo exemplo de vida que me deram. Agradeço aos meus irmãos, Antonio e Nellio pelo convívio e aos meus cunhados Wanderley e Elisa pelo fraterno acolhimento.

Minha especial gratidão à minha querida esposa Rosangela, pelo constante incentivo e dedicação permanente com a nossa família; aos meus queridos e amados filhos, Gustavo, Thais e Fábio, fontes permanentes de minha alegria e orgulho. Ao meu neto Arthur, mensageiro da felicidade e renovação.

A todos que de me ajudaram na execução deste projeto de mestrado, os meus sinceros agradecimentos.

Muito Obrigado.

RESUMO

A literatura sobre endopróteses ortopédicas articuladas, seja para o quadril ou para o joelho, cita como uma das causas frequentes da falha asséptica, a ocorrência das partículas acumuladas no tecido periprostético oriundas do seu desgaste. Essas partículas induzem reações adversas, indesejáveis no organismo que recebeu o implante, causando a osteólise com a sua conseqüente soltura asséptica. Reduzir a quantidade dessas partículas bem como controlar a sua morfologia, tem sido objetivo de vários estudos que pesquisam novos biomateriais e novos acoplamentos que permitam melhores condições de contato tribológico entre as superfícies articulares. Com isso, se procura aumentar a durabilidade das endopróteses ortopédicas articulares, evitando-se revisões ao longo da vida do paciente. Este estudo tem como objetivo o desenvolvimento, implementação e avaliação de um dispositivo para acoplamento em tribômetro linear recíproco, para simulação do desgaste *in vitro*, de biomateriais utilizados em endoprótese não convencional de joelho. O dispositivo projetado e construído para essa finalidade consiste de uma estrutura de aço inoxidável que, quando acoplado a um tribômetro linear recíproco, transforma o seu deslocamento linear em movimento oscilatório basculante de um conjunto que contém as amostras de dimensões e geometrias específicas, para o ensaio dos biomateriais desejados. Para avaliar a funcionalidade do dispositivo em relação à similaridade de movimento com as endopróteses não convencionais de joelho implantadas e à perfeita adaptação às funções do tribômetro, foram realizados dois ensaios com amostras de polietileno de ultra alto peso molecular, UHMWPE, articulados contra Ti6Al4V com as geometrias definidas para adaptação ao dispositivo. Os dados coletados dos ensaios demonstram que o dispositivo foi facilmente adaptado ao tribômetro permitindo a utilização de suas funções e realizou, durante os ensaios, movimentos similares aos encontrados na articulação de joelho com uma endoprótese não convencional. Os ensaios realizados permitiram a obtenção dos valores de desgaste volumétrico diferentes daqueles encontrados em ensaios convencionais pino sobre plano, o que mostrou a importância da reprodução do movimento articular quando o objetivo do estudo é o desgaste entre biomateriais em contato.

Palavras-chave: Endopróteses e implantes. Artroplastia de joelho. Análise de desgaste.

ABSTRACT

The literature about orthopaedic endoprosthesis for hip or knee articulations, mention the particles accumulated in the periprosthetic tissue from the endoprosthesis wear, as a major cause of aseptic failure. These particles promote undesirable adverse reactions in the host organism, causing osteolysis and the consequent aseptic loosening of the implant. To decrease the amount of these particles, as well as to control their morphology, has been the purpose of the main objectives of several studies that aimed at the development of new biomaterials and new couplings that allow the best tribological contact conditions between joint surfaces. With that, it seeks to increase the durability of articulated orthopaedic endoprosthesis, avoiding revisions during patient's life. This study aim to develop, implement and evaluate a device to be coupled in a linear reciprocal tribometer, in order to simulate the *in vitro* wear behavior of biomaterials used in knee non-conventional endoprosthesis. The device, designed and constructed for this purpose, consists of a stainless steel structure that, when coupled to a conventional linear tribometer, transform its linear dislocation, to oscillatory dumper movement of a set that contains the samples in specific dimensions and geometries for test of the desirable biomaterials. In order to evaluate the device functionality regarding the movement similarity of implanted non-conventional knee endoprosthesis and regarding to the perfect adaptation to the tribometer functions, it was performed two tests with ultra-high molecular weight polyethylene, UHMWPE, samples sliding against Ti6Al4V samples, confectioned with the defined geometries to adapt to the device. The collected data from the tests showed that the device was easily coupled to the tribometer allowing the utilization of its functions and performed, during the tests period, movements similar to the knee articulation with non-conventional endoprosthesis. The tests performed permitted the achievement of a volumetric wear different from that obtained with pin on flat conventional tests, showing the importance of articular movement reproduction when the focus of the study is the biomaterials wear.

Keywords: Endoprosthesis and implants. Knee arthroplasty. Wear analysis.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Taxa de incidência dos principais tumores ósseos em relação à faixa etária.	22
Figura 2 - Joelho, em secção parasagital, mostrando as principais estruturas da articulação.	24
Figura 3 - Modelagem do joelho com os eixos "X" e "Y".	25
Figura 4 - Joelho direito em leve flexão, articulação aberta mostrando suas estruturas.	26
Figura 5 - Endoprótese Convencional de Joelho,.....	27
Figura 6 - Componentes de uma ECJ.	29
Figura 7 - Componentes de uma ENC com Joelho articulado.....	29
Figura 8 - ENCJ, implantada, substituindo a articulação do joelho	30
Figura 9 - Tecido explantado de paciente, reação inflamatória aguda e crônica.....	34
Figura 10 - Esquema da formação da cadeia do polietileno.	35
Figura 11 - Imagem por MEV das partículas do UHMWPE GUR [®] 4120/4150.	36
Figura 12 - Metalografia da liga Ti6Al4V, presença da fase α (clara) e da fase β (escura).	37
Figura 13 - Representação dos quatro tipos de desgaste	39
Figura 14 - Isolinhas de tensão Hertziana no contato cilindro sobre plano.	40
Figura 15 - Tipos de desgaste ocorridos no platô tibial de uma ECJ.	41
Figura 16 - Dispositivo especialmente desenvolvido para ensaios tribológicos.	43
Figura 17 - Dispositivo para ensaio de desgaste, sob carga constante.	44
Figura 18 - Taxas de desgaste do UHMWPE e 6% TiO ₂ / UHMWPE.....	45
Figura 19 - Taxas de desgaste para UHMWPE / Al ₂ O ₃	46
Figura 20 - Superfícies de desgaste pino sobre disco (a) Ti6Al4V e (b) UHMWPE. .	48
Figura 21 - Coeficiente de atrito <i>versus</i> distância entre UHMWPE e Ti6Al4V.....	49
Figura 22 - Desgaste volumétrico do UHMWPE com a liga CrCoMo.....	50
Figura 23 - Coeficiente de atrito do UHMWPE (UTEC [®]) em relação aos demais polímeros.....	50
Figura 24 - Medida do desgaste volumétrico em platô tibial por microtomografia.....	51
Figura 25 - Tribômetro Linear CSM [®] do Laboratório de Tribologia e Revestimentos da UFPR.....	53

Figura 26 - Posição dos eixos do suporte	54
Figura 27 - Diagrama de forças atuantes no suporte da cuba	54
Figura 28 - Tensões decorrentes das forças aplicadas no suporte da cuba.	55
Figura 29 - Posição das vigas de apoio	56
Figura 30 - Diagrama dos esforços atuantes na viga de apoio dos mancais	57
Figura 31 - Tribômetro após a remoção do módulo linear.....	58
Figura 32 - Posição dos parafusos de fixação.....	59
Figura 33 - Adaptador instalado (círculo) no tribômetro,	59
Figura 34 - Polia de acionamento. Vista superior.....	60
Figura 35 - Inclinação da cuba do dispositivo conforme a posição do rolamento.....	61
Figura 36 - Detalhe da montagem dos corpos de prova na cuba.....	62
Figura 37 - Valor do ângulo de oscilação máximo do suporte da cuba.....	63
Figura 38 - Comprimento do arco trajeto realizado	64
Figura 39 - Geometria do corpo de prova em liga de Ti6Al4V.....	65
Figura 40 - Geometria do corpo de prova em UHMWPE.	66
Figura 41 - Fixação do corpo de prova.....	66
Figura 42 - Esquema do eixo da ENCJ em Ti6Al4V,	68
Figura 43 - Esquema do cálculo da pressão Hertziana de contato.	68
Figura 44 - Corpos de prova utilizados.....	71
Figura 45 - Fixação do corpo de prova de Ti6Al4V no porta amostra (esquerda).....	72
Figura 46 - Fixação do corpo de prova de UHMWPE dentro da cuba.....	72
Figura 47 - Detalhe dos corpos de prova fixados no dispositivo.	73
Figura 48 - Dispositivo montado e pronto para acionamento.	73
Figura 49 - Geometria e dimensões do pino de Ti6Al4V.....	76
Figura 50 - Esquema do contato Hertziano	76
Figura 51 - Ensaio pino sobre plano entre UHMWPE e Ti6Al4V.....	78
Figura 52 - Dispositivo adaptador ao Tribômetro Linear CSM [®]	80
Figura 53 - Vista da montagem do adaptador no Tribômetro Linear CSM [®]	80
Figura 54 - Vista do dispositivo isolado (A) e do dispositivo acoplado	81
Figura 55 - Canal de desgaste no corpo de prova do ensaio 01.....	84
Figura 56 - Perfilometria do corpo de prova de UHMWPE, ensaio 01.	85
Figura 57 - Imagens por MEV das partículas de desgaste do ensaio 01.	86
Figura 58 - Canal de desgaste no corpo de prova do ensaio 02.....	87
Figura 59 - Perfilometria do corpo de prova de UHMWPE, ensaio 02.	88

Figura 60 - Imagens por MEV das partículas de desgaste do ensaio 02	90
Figura 61 - Imagens dos corpos de prova do ensaio 03.	91
Figura 62 - Perfilometria do corpo de prova de UHMWPE, ensaio 03.	92
Figura 63 - Imagens por MEV das partículas de desgaste do ensaio 03, pino sobre plano.	93
Figura 64 - Imagens comparativas dos ensaios 01, 02 e 03	94
Figura 65 - Valores médios das áreas.....	95
Figura 66 - Corpo de prova de UHMWPE	97
Figura 67 - Corpo de prova de Ti6Al4V	98

LISTA DE QUADROS E TABELAS

Quadro 1 - Frequência relativa de tumores ósseos classificados pela sua histologia.....	23
Quadro 2 - Músculos do joelho e suas funções.....	26
Quadro 3 - Valores do desgaste de acetábulos ensaiados com a liga CrCoMo.....	47
Quadro 4 - Propriedades físicas e químicas gerais do UHMWPE e do Ti6Al4V	65
Tabela 1 - Valor da pressão Hertziana calculado no par UHMWPE e Ti6Al4V para a ENCJ.....	69
Tabela 2 - Valor da pressão Hertziana calculado no par UHMWPE e Ti6Al4V para o tribômetro	69
Tabela 3 - Parâmetros dos ensaios 01 e 02.....	74
Tabela 4 - Configuração do Perfilômetro DEKTAK-150	75
Tabela 5 - Valor da pressão Hertziana calculado para o par UHMWPE e Ti6Al4V, pino sobre plano.....	77
Tabela 6 - Parâmetros de configuração do tribômetro no ensaio 03.....	77

LISTA DE EQUAÇÕES

Equação (Eq.01): cálculo da taxa de desgaste	43
Equação (Eq.02): cálculo do comprimento do arco "b".	63
Equação (Eq.03): cálculo do desgaste volumétrico V	75

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Al ₂ O ₃	- Óxido de alumínio, Alumina
ABNT	- Associação Brasileira de Normas Técnicas
AISI	- American Iron and Steel Institute
ASTM	- American Society for Testing and Materials. ASTM International
ATJ	- Artroplastia Total do Joelho
CNC	- Comando Numérico Computadorizado
CrCoMo	- Liga Cromo Cobalto Molibdênio
ECJ	- Endoprótese Convencional de Joelho
ENCJ	- Endoprótese Não Convencional de Joelho
EtO	- Óxido de Etileno
FEA	- Finite Element Analysis (Análise pelo método dos elementos finitos)
HAp	- Hidroxiapatita
H ₂ O ₂	- Peróxido de Hidrogênio
HXLPE	- Polietileno Altamente Reticulado
INCA	- Instituto Nacional do Câncer
ISO	- International Organization for Standardization
ITA	- Instituto Tecnológico de Aeronáutica
MEF	- Método dos Elementos Finitos
MEV	- Microscopia Eletrônica de Varredura
n.	- Número
NaOH	- Hidróxido de Sódio
NBR	- Norma Brasileira Regulamentar
p.	- Página
OMS	- Organização Mundial de Saúde
PMMA	- Polimetilmetacrilato
PUCPR	- Pontifícia Universidade Católica do Paraná
Ra	- Rugosidade superficial média
rpm	- Rotações por Minuto
SBC	- Sociedade Brasileira de Cancerologia
Ti6Al4V	- Liga de Titânio, Alumínio e Vanádio
TiO ₂	- Dióxido de titânio

UFPR - Universidade Federal do Paraná
UHMWPE - Polietileno de Ultra Alto Peso Molecular
v. - Volume
XLPE - Polietileno Reticulado
WHO - World Health Organization

LISTA DE UNIDADES

°C	- Grau Celsius
cm ³	- Centímetro Cúbico
g	- Grama
GPa	- Gigapascal
Hz	- Hertz
kgf	- Quilograma-força
kGy	- Quilogray
mm	- Milímetro
mm ³	- Milímetro Cúbico
MPa	- Megapascal
N	- Newton
nm	- Nanômetro

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	17
1.1	OBJETIVOS	20
1.1.1	Objetivo Geral	20
1.1.2	Objetivos Específicos	20
2	REVISÃO DA LITERATURA.....	21
2.1	TUMORES ÓSSEOS	21
2.2	ARTICULAÇÃO DO JOELHO	23
2.3	ENDOPRÓTESES CONVENCIONAIS E NÃO CONVENCIONAIS DE JOELHO.....	28
2.4	BIOMATERIAIS UTILIZADOS EM ENDOPRÓTESES DE JOELHO	32
2.4.1	Polietileno de Ultra Alto Peso Molecular, UHMWPE	34
2.4.2	Liga Ti6Al4V	37
2.5	TRIBOLOGIA	38
2.5.1	Ensaio tribológicos para a análise de biomateriais.....	42
2.5.1.1	Valores do coeficiente de atrito e desgaste do UHMWPE x Ti6Al4V.	47
3	METODOLOGIA	52
3.1	DESENVOLVIMENTO DO DISPOSITIVO	52
3.1.1	Dimensionamento do dispositivo.....	53
3.1.1.1	Eixos do suporte da cuba.....	53
3.1.1.2	Vigas de apoio dos mancais.....	56
3.1.1.3	Seleção dos rolamentos dos mancais.....	57
3.1.2	Acoplamento do dispositivo adaptador ao tribômetro.....	57
3.1.3	Conversão do movimento linear recíproco para oscilatório basculante	60
3.2	AVALIAÇÃO DA FUNCIONALIDADE DO DISPOSITIVO	64
3.2.1	Fabricação dos corpos de prova em Ti6Al4V e UHMWPE.....	64
3.2.2	Dimensionamento da carga de ensaio	67
3.2.3	Ensaio de desgaste	69
3.2.3.1	Ensaio 01	70
3.2.3.2	Ensaio 02	75
3.2.3.3	Ensaio 03	76
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	79
4.1	DESENVOLVIMENTO E IMPLEMENTAÇÃO DO DISPOSITIVO.....	79

4.2 AVALIAÇÃO DO DISPOSITIVO.....	83
4.2.1 Ensaio 01	83
4.2.2 Ensaio 02	87
4.2.3 Ensaio 03	90
5 CONCLUSÃO	96
6 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	97
REFERÊNCIAS.....	99
APÊNDICE A - Lista de Componentes do Adaptador ao Tribômetro CSM®	110
ANEXO A - CATÁLOGO NKS PARA O ROLAMENTO RADIAL SÉRIE 600.	111

1 INTRODUÇÃO

A Artroplastia Total de Joelho, ATJ, é um procedimento cirúrgico que envolve a inserção de uma articulação artificial em substituição à natural, quando esta se encontra comprometida por doenças degenerativas como a osteoartrite, artrite reumatóide, por traumas ou tumores (KAEMPF, 2010).

As endopróteses utilizadas na ATJ são classificadas, segundo a sua estrutura biomecânica e finalidade da aplicação, em dois tipos: endopróteses convencionais de joelho articulado e endopróteses não convencionais com joelho articulado.

As endopróteses convencionais destinam-se à substituição total ou parcial da articulação do joelho quando a ressecção óssea se mantém nos limites da articulação e preserva determinados ligamentos do joelho. Possuem configuração semelhante à da anatomia do joelho, contendo os côndilos femorais, patela e um platô tibial e estão disponíveis em dimensões e modelos padronizados pelos diversos fabricantes (ROBERTSSON *et al.*, 2000).

As endopróteses não convencionais com joelho articulado são empregadas em ressecções ósseas de grande extensão como as que ocorrem nos tratamentos oncológicos e nos de traumas, tanto com inserção distal do fêmur como proximal da tíbia. São projetadas para utilização modular permitindo a adaptação aos vários comprimentos dessas ressecções. O seu projeto, geralmente, é direcionado especificamente para as necessidades do paciente no qual será implantada, pois deverá atender às características do sítio de onde foi removido o segmento ósseo ou tumor (ANASANE *et al.*, 2007) (TSAI *et al.*, 2007).

Estruturalmente, as endopróteses não convencionais de joelho são constituídas, de modo geral, por uma superfície articular em posição distal no fêmur, apoiada sobre um eixo integrante de uma estrutura substituta da parte proximal da tíbia (PENNA *et al.*, 2009). A sua fixação, tanto no fêmur como na tíbia, é realizada através de hastes intramedulares cimentadas ou não, ou através de parafusos (BLANCA-PEREZ *et al.*, 2008).

Considerando-se que são implantes de caráter permanente, ou seja, devem substituir ressecções ósseas em definitivo, as endopróteses são fabricadas com materiais biocompatíveis, geralmente, liga de Ti6Al4V articulando com Polietileno de Ultra Alto Peso Molecular (UHMWPE). O aço inoxidável austenítico AISI-316L e a

liga Co28Cr6Mo também são utilizados em movimento relativo contra o UHMWPE nas regiões articulares (SOARES, 2005).

Uma vez implantadas, as endopróteses estão sujeitas a dois tipos de falhas: uma de natureza séptica causada por infecção, e outra do tipo asséptica (VILLA *et al.*, 2007).

A falha asséptica que é a predominante, segundo os registros Suecos para artroplastia de joelho, tem como uma das causas o excesso de partículas de desgaste liberadas durante o atrito entre os componentes protéticos (ROBERTSSON, 2007) (ATWOOD *et al.*, 2008) (BERTIN, 2007). O acúmulo dessas partículas nos tecidos adjacentes ao implante induz reação granulomatosa de corpo estranho, favorecendo a destruição óssea, ou seja, a osteólise, provocando, conseqüentemente, a soltura do implante (BARNETT *et al.*, 2001).

A presença de altas concentrações de osteoclastos no tecido periprotético, aliada a reação biológica de corpo estranho é considerada uma das causas principais da soltura asséptica das endopróteses em prazo inferior ao desejado para a durabilidade do implante (QUEIROZ *et al.*, 2001).

A metalose, cuja característica é a presença de partículas metálicas nos tecidos periprotéticos, também é uma das causas da soltura asséptica e ocorre de forma pronunciada quando dois metais articulam-se entre si liberando suas partículas de desgaste no tecido adjacente à endoprótese (BAKKER *et al.*, 2009) (KRAUSHAAR *et al.*, 2007).

Estudos realizados em 2001 pelo Instituto de Pesquisas Tecnológicas de São Paulo, IPT, avaliando a qualidade dos implantes metálicos produzidos no Brasil, revelaram deficiências quanto à qualidade de conformação do material utilizado e também quanto às suas características de biocompatibilidade, demonstrando a necessidade de regulamentação severa para os implantes ortopédicos (AZEVEDO *et al.*, 2001).

A quantidade de partículas liberadas pelos implantes articulados no tecido periprotético está vinculada às características dos materiais em contato na articulação, à qualidade da congruência das interfaces em movimento relativo, além das condições de carregamento dos componentes da endoprótese (AU *et al.*, 2007).

Apesar de existirem na literatura muitos trabalhos direcionados ao estudo do comportamento de pares tribológicos de biomateriais utilizados em endopróteses convencionais de joelho (ECJ), poucos esforços têm sido direcionados no

desenvolvimento e na caracterização do comportamento das endopróteses não convencionais de joelho (ENCJ), especialmente quanto à aplicação de novos biomateriais. Provavelmente isso ocorra em virtude da diversidade de modelos e à baixa expectativa de vida dos pacientes oncológicos antes dos avanços tecnológicos atuais.

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 (PENNA *et al.*, 2009).

Segundo o Instituto Nacional do Câncer, INCA, entre 2010 e 2011 estima-se que, no Brasil, ocorrerão 489.270 novos casos de câncer. Considerando que os tumores ósseos têm maior incidência em adolescentes e que no Brasil 38% da população encontra-se abaixo dos 19 anos, pacientes jovens mais ativos necessitarão de endopróteses que mantenham a sua funcionalidade por tempo suficiente para evitar várias cirurgias de revisão durante a sua vida, impedindo um comprometimento excessivo do membro já afetado.

O reduzido número de estudos no âmbito da tribologia sobre a ENCJ, o aumento da sobrevida dos pacientes com implantes ortopédicos, notadamente os mais jovens, que conviverão com o implante por vários anos, justifica o desenvolvimento de dispositivos especialmente projetados para a análise tribológica de biomateriais aplicados às endopróteses não convencionais de joelho, respeitando os graus de liberdade e as superfícies de contato que são diferentes das encontradas em uma endoprótese convencional de joelho.

Os ensaios com biomateriais realizados em tribômetros são considerados como uma análise prévia do seu comportamento tribológico, pois além de usar corpos de prova dos materiais de interesse, possuem duração e custos inferiores aos ensaios executados em simuladores de marcha. No entanto, os ensaios em tribômetro não reproduzem a cinemática da articulação das endopróteses e, até o momento, não existem equipamentos ou dispositivos que possuam esse recurso.

A proposta deste trabalho é, portanto, desenvolver, implementar e avaliar, quanto à funcionalidade em relação ao movimento, pressão Hertziana e adequação ao sistema do tribômetro, um dispositivo a ser acoplado a um tribômetro linear, que permita o estudo do desgaste entre pares tribológicos de biomateriais, considerando

as forças e as condições de contorno em serviço específicas de endopróteses não convencionais de joelho.

Nesse sentido, este estudo tem o propósito de contribuir cientificamente para trabalhos futuros, que contemplem projetos de endopróteses não convencionais de joelho.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 Objetivo Geral

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.

1.1.2 Objetivos Específicos

1. Desenvolver um dispositivo para ensaio de desgaste *in vitro* em biomateriais utilizados em Endoprótese Não Convencional de Joelho;
2. Implementar o dispositivo e realizar seu acoplamento no tribômetro linear recíproco CSM[®];
3. Avaliar o dispositivo acoplado ao tribômetro linear recíproco CSM[®], com ensaios de desgaste, através da visualização da superfície de desgaste dos corpos de prova e da medição do desgaste volumétrico.

2 REVISÃO DA LITERATURA.

A literatura aborda as patologias benignas ou oncológicas onde as ENCJ têm predominância de aplicação. O conhecimento das etiologias, dos tratamentos e dos prognósticos dos tumores de maior ocorrência também é abordado por ser considerado um subsídio importante no estudo desses implantes.

São também apresentados os materiais mais comuns empregados na confecção das endopróteses, seu comportamento tribológico, assim como as configurações possíveis do sistema mecânico envolvido na articulação artificial, conhecimentos importantes para a análise adequada dos resultados obtidos dos ensaios de desgaste desenvolvidos neste trabalho.

2.1 TUMORES ÓSSEOS

Tumores ósseos são formados através do crescimento ou proliferação anormal de células ósseas, podendo ser benignos ou malignos. Estes tumores estão em sexto lugar entre as ocorrências mais frequentes em crianças e jovens e respondem por 6% dos casos de câncer (TSAI *et al.*, 2007).

O aumento da sobrevivência dos pacientes devido aos avanços no diagnóstico, nas técnicas cirúrgicas e nos tratamentos quimioterápicos, exige o desenvolvimento de endopróteses mais estáveis que possibilitem uma reabilitação rápida do paciente e a manutenção da sua qualidade de vida (PEREIRA *et al.*, 2000).

Segundo o Fundo Mundial de Pesquisas Sobre o Câncer, WCRF, estima-se que em 2020 o número de novos casos de câncer seja de 15 milhões, sendo que cerca de 60% destes ocorrerão em países em desenvolvimento. No Brasil, as estimativas para o ano de 2010 e 2011 apontam para 489.270 novos casos de câncer (INCA, 2010).

Segundo a Classificação da Organização Mundial da Saúde, OMS, os tumores ósseos malignos ou não, primários e metastáticos, ultrapassam mais de quarenta tipos. Dentre os mais agressivos e de maior incidência destaca-se o Osteossarcoma, seguido pelo Condrossarcoma e o Sarcoma de Ewing. Estes tipos

de tumores são também os mais predominantes nos ossos dos membros inferiores. A figura 1 mostra a relação entre a incidência destes tumores e a faixa etária e o quadro 1 apresenta a frequência de tumores ósseos incidente na população, classificados pela sua histologia (WHO, 2002).

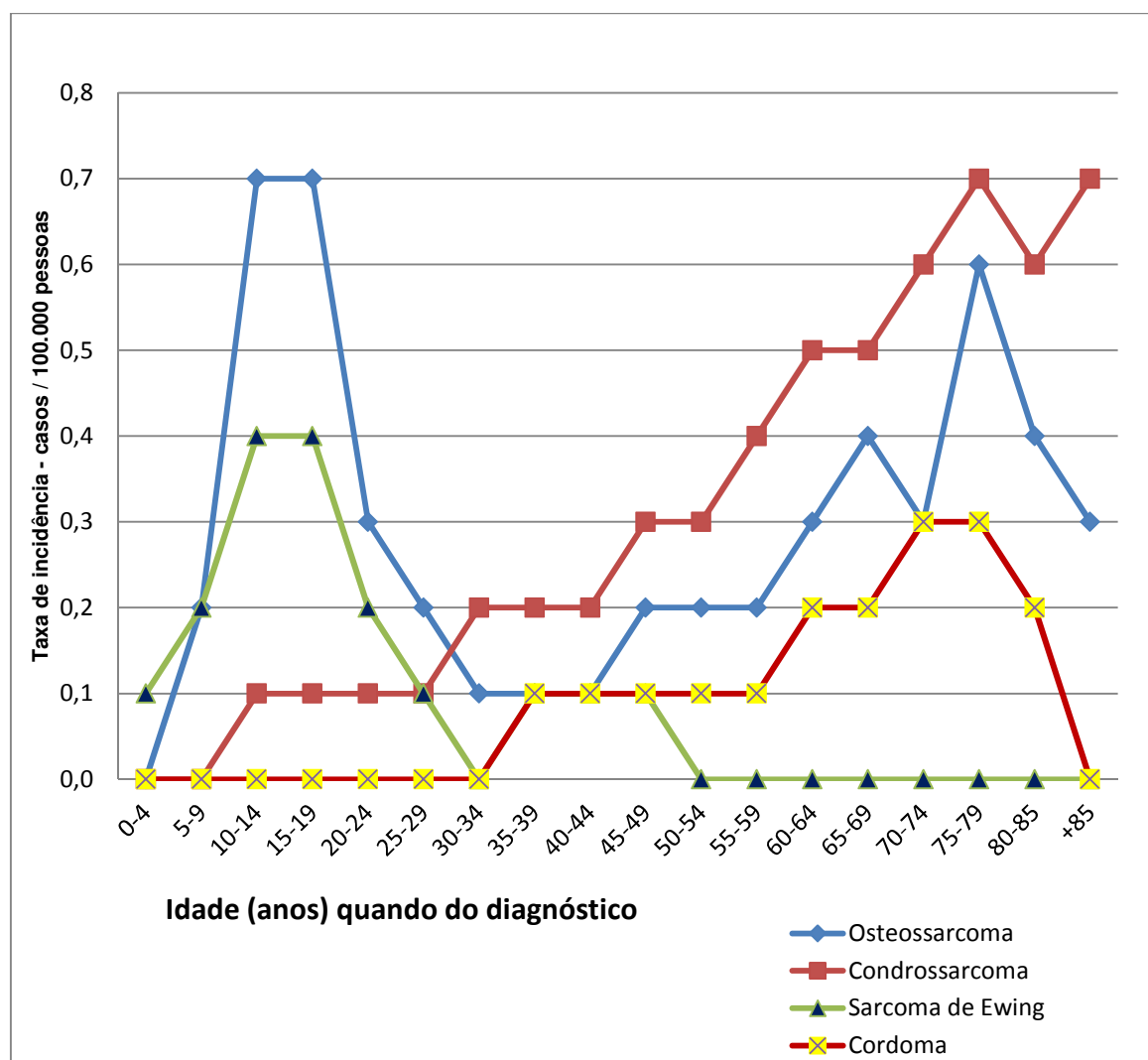


Figura 1 - Taxa de incidência dos principais tumores ósseos em relação à faixa etária.
Fonte: Adaptado de WHO Classification of Bone Tumours, 2002.

Conforme os dados da Sociedade Brasileira de Cancerologia (SBC, 2010), o Osteossarcoma é o mais comum dos tumores malignos primários nos ossos. Tem maior predominância no sexo masculino incidindo, principalmente, em crianças e jovens, podendo ocorrer em qualquer osso, na maioria das vezes, no úmero, na tíbia e no fêmur.

Tipo Histológico	Total	
	Nº	%
Osteossarcoma	922	35,1
Condrossarcoma	677	25,8
Sarcoma de Ewing	420	16,0
Condroma	221	8,4
Histiocitoma Fibroso Maligno	149	5,7
Angiossarcoma	36	1,4
Inespecíficos	32	1,2
Outros	170	6,4
Total	2627	100,0

Quadro 1 - Frequência relativa de tumores ósseos classificados pela sua histologia.

Fonte: Adaptado de WHO (2002).

O Condrossarcoma tem maiores taxas de incidência em pacientes acima de 75 anos. Mais de 50% desses tumores ocorrem nas extremidades de ossos longos como fêmur e tíbia, havendo incidência também na pélvis, costelas e osso esterno (WHO, 2002).

O Sarcoma de Ewing tem um comportamento epidemiológico similar ao Osteossarcoma diferenciando apenas por não ocorrer na região metafisária dos ossos longos e sim na diáfise desses ossos. Atinge, principalmente, paciente na segunda década de vida. Ao contrário do Osteossarcoma, o Sarcoma de Ewing ocorre predominantemente na população branca (WHO, 2002).

2.2 ARTICULAÇÃO DO JOELHO

O joelho é uma articulação intermediária do membro inferior, situada entre a parte proximal do fêmur e distal da tíbia. A estrutura dessa articulação é formada pelos seus ligamentos, músculos, as extremidades distal do fêmur, proximal da tíbia e proximal da fíbula, além da patela, como ilustra a figura 2 (NETTER, 1999).

Secção Parassagital

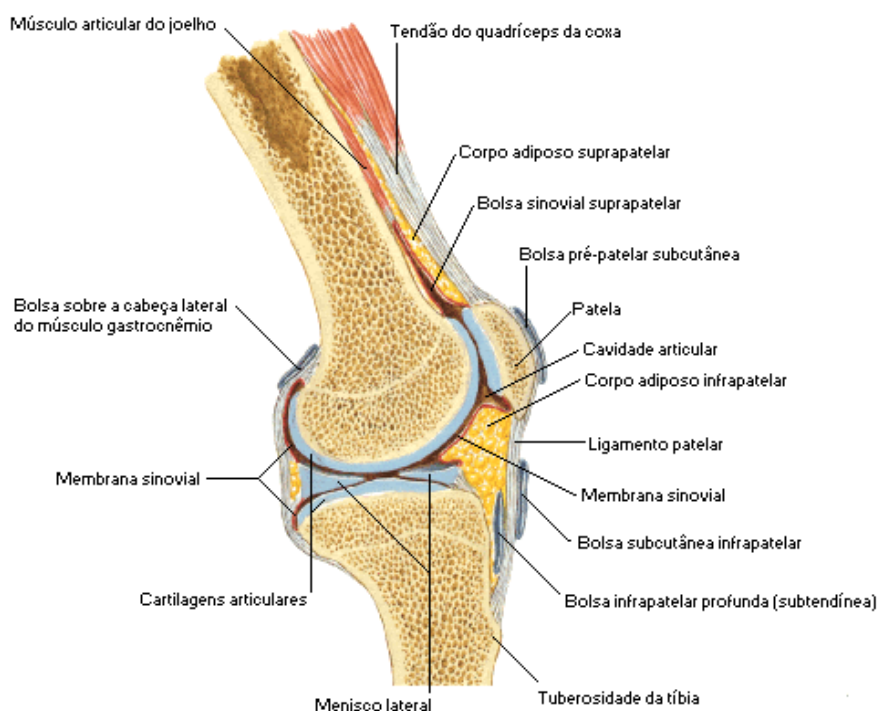


Figura 2 - Joelho, em secção parassagital, mostrando as principais estruturas da articulação.
Fonte: NETTER, 1999.

A articulação do joelho possui um grau de liberdade, permitindo a flexão-extensão do membro inferior em torno do eixo coronal. Flexão é o movimento da perna na direção posterior aproximando-se da parte posterior da coxa. A extensão é o movimento oposto, alinhando a coxa e a perna em 0° grau. Da posição de extensão em 0° até a flexão total, o ângulo de dobramento da articulação do joelho atinge aproximadamente 140° . Quando em flexão, o joelho apresenta mais um grau de liberdade permitindo a rotação medial e lateral em torno do eixo longitudinal da perna. A rotação da superfície anterior da perna no sentido do plano médiosagital é denominada de rotação medial e a rotação em afastamento desse plano é denominada rotação lateral (KENDALL *et al.*, 1995) (MACIEL, 2001). Estes movimentos são ilustrados na figura 3.

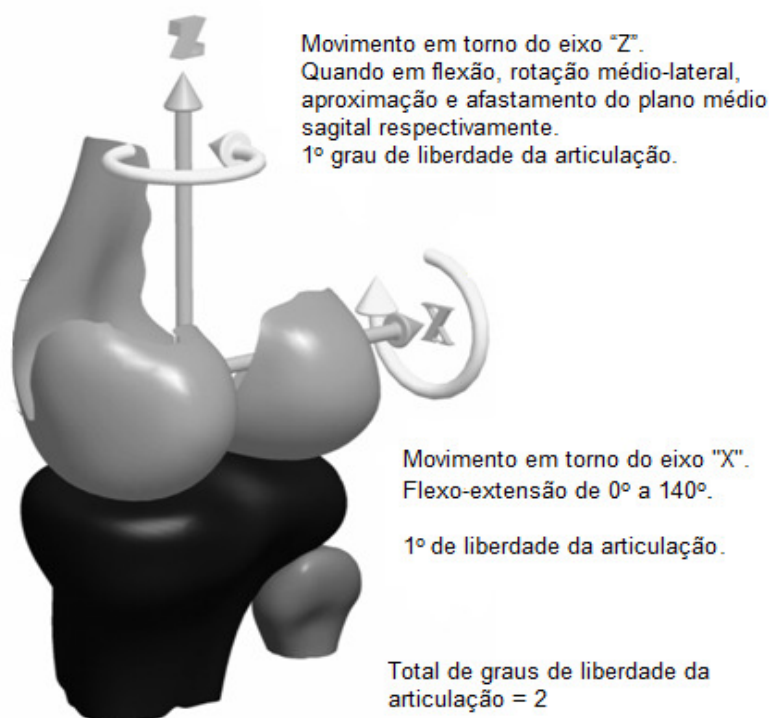


Figura 3 - Modelagem do joelho com os eixos "X" e "Y".
indicando os graus de liberdade da articulação.
Fonte: Adaptado de TRILHA *et al.*, 2008.

Nas superfícies articulares da tíbia existem estruturas avasculares constituídas por fibrocartilagens denominadas meniscos. Cada joelho possui na superfície articular da tíbia um par de meniscos, o lateral e o medial, sobre os quais se articulam os côndilos femorais (KENDALL *et al.*, 1995). Estas estruturas são mostradas na figura 4.

O joelho possui, ainda, os elementos estruturantes, cápsula articular fibrosa e sete ligamentos, o patelar, colateral medial, colateral lateral, cruzado anterior, cruzado posterior, poplíteos oblíquos e arqueado (KENDALL *et al.*, 1995).

Os músculos da articulação do joelho são em número de 12, exercendo as funções primárias apresentadas no quadro 2.

Sobre a articulação do joelho atuam, principalmente, forças de compressão decorrentes da massa corpórea. Forças e momentos flexores também atuam apresentando, segundo estudo utilizando simulação pelo método dos elementos finitos, um fator de multiplicação de 4,2 em relação à massa corpórea do indivíduo (WEHNER *et al.*, 2009) (HOOPKINS, 2011).

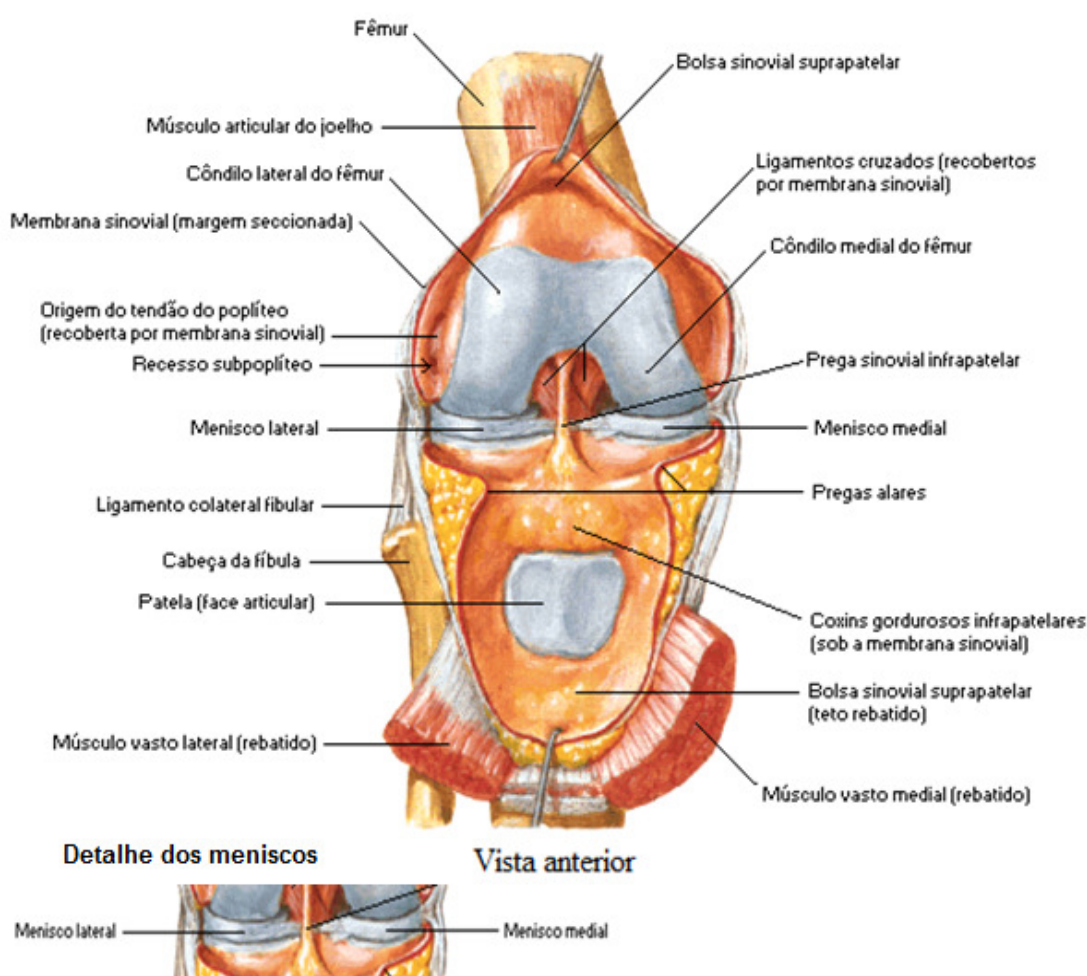


Figura 4 - Joelho direito em leve flexão, articulação aberta mostrando suas estruturas.
Fonte: NETTER, 1999.

Músculo	Atuação primária ao nível do joelho
Bíceps femoral *	Flexão e rotação lateral
Gastrocnêmio	Flexão
Grácil	Adução da coxa e flexão da perna
Plantar	Flexão
Poplíteo	Rotação medial e flexão da perna
Reto Femoral	Extensão
Sartório	Adjuvante na flexão e rotação lateral da coxa
Semimembranoso	Flexão e rotação medial
Semitendinoso	Flexão e rotação medial
Vasto Intermédio	Extensão
Vasto Lateral	Extensão
Vasto Medial	Extensão

* Porção Curta

Quadro 2 - Músculos do joelho e suas funções.
Fonte: Adaptado de Biomecânica Básica, HALL, S. J., 2000.

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 MPa a 28,1 MPa (ZELLE *et al.*, 2009).

Estudos *in vivo* com endopróteses convencionais que permitem ângulo de flexão acima de 125° e rotação do platô tibial também indicam maior adaptação do paciente em suas atividades diárias e recreativas (ARGENSON *et al.*, 2008a).

Endopróteses convencionais do joelho com instrumentação de telemetria *in vivo*, como mostra a figura 5, utilizadas na obtenção dos valores de carga e momento, mostraram valores de compressão da ordem de 2,5 vezes a massa corpórea durante a caminhada, e valores de 0,5 vezes a massa corpórea para as forças atuantes do sentido anteroposterior (HEINLEIN *et al.*, 2007).



Figura 5 - Endoprótese Convencional de Joelho, componente tibial com instrumentação de telemetria. Fonte: Adaptado de HEINLEIN *et al.*, 2007.

2.3 ENDOPRÓTESES CONVENCIONAIS E NÃO CONVENCIONAIS DE JOELHO

John Charnley, cirurgião ortopédico inglês, promoveu um dos grandes avanços na cirurgia ortopédica ao desenvolver, na década de 1960, a prótese de quadril cuja denominação era artroplastia de baixo atrito. Seu trabalho e pioneirismo formam a base do conhecimento atual sobre as endopróteses articulares. Gunston aplicou a técnica e os princípios desenvolvidos por John Charnley nas próteses de joelho, desenvolvendo os primeiros implantes convencionais desta articulação (HUDDLESTON, 2009).

Quando o joelho necessita substituição parcial de uma estrutura anatômica, como os côndilos femorais, são utilizadas as endopróteses unicompartmentais que são variantes do modelo convencional. Nesses casos, quando ocorre colapso da estrutura óssea da tíbia, na parte adjacente à endoprótese no fêmur, falha dos componentes protéticos ou a perda asséptica, recorre-se à artroplastia total, geralmente evoluindo para uma endoprótese convencional total de joelho (ALETO *et al.*, 2008) (ARGENSON *et al.*, 2008b).

Na ocorrência de fratura supracondilar em pacientes portadores de ECJ, um dos recursos utilizados para estabilização da fratura é o emprego de uma haste intrafemoral preservando-se, dessa forma, a ECJ (CHETTIAR *et al.*, 2008).

A ECJ, ilustrada na figura 6, substitui uma articulação lesionada de forma similar à anatomia do joelho, sendo produzida dentro de padrões dimensionais predefinidos, não permitindo adaptações a pacientes com diferentes patologias.

A ENCJ, no entanto, é um implante projetado e fabricado sob medida para um paciente que apresente comprometimento do membro e da articulação devido uma doença congênita ou adquirida, como tumores ósseos, perda óssea considerável devido à ocorrência de traumas ou de revisões de endopróteses primárias. Permite, portanto, a substituição da articulação bem como a parte do segmento ósseo do membro afetado (SZENDRÖI, 2002). A figura 7 mostra os componentes de uma ENCJ.

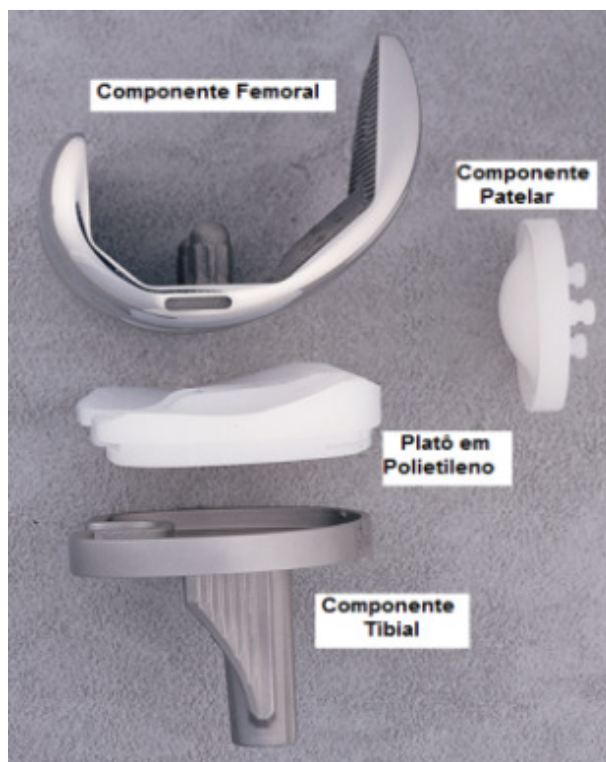


Figura 6 - Componentes de uma ECJ.
 Fonte: Adaptado da SCORPIO™ Howmedica Osteonics.

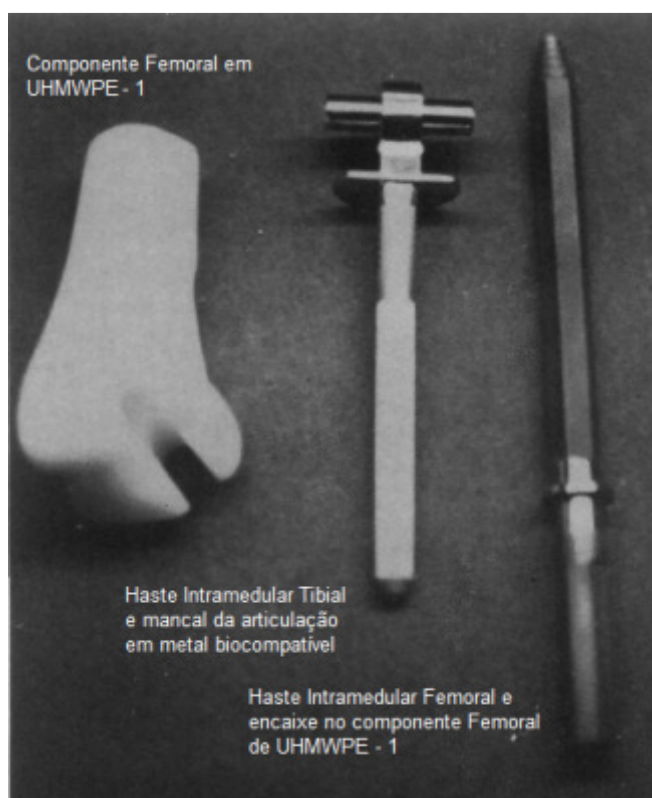


Figura 7 - Componentes de uma ENC com Joelho articulado.
 Fonte: Adaptado de FABRONI *et al.*,1994.

Em uma ENCJ, a articulação se dá através de um mancal, com a parte femoral em UHMWPE apoiada sobre um eixo de metal biocompatível. Esse tipo de articulação não só oferece sustentação ao corpo através do membro inferior, permite a articulação entre fêmur e tíbia, mas supre também as funções dos ligamentos na medida em que impede o desacoplamento e o conseqüente afastamento entre os componentes femorais e tibiais (IMPOL, 2008).

A ENCJ também permite a substituição de segmento ósseo adjacente à articulação, não se limitando apenas a recompor os limites da articulação do joelho, conforme é apresentado na figura 8.



Figura 8 - ENCJ, implantada, substituindo a articulação do joelho e parte da tíbia.

As ECJ com platô de rotação são utilizadas em situações não tumorais, porém com perda severa do estoque ósseo. São também implantadas quando ocorre fratura distal do fêmur, nos casos de perda dos ligamentos e estruturas que

mantém a estabilidade articular e em pacientes idosos que apresentem baixo nível de atividade física (BEREND *et al.*, 2009).

Durante os procedimentos cirúrgicos de ressecção de tumores ósseos, tenta-se preservar ao máximo a funcionalidade do membro afetado, mesmo com as amplas margens de segurança necessárias na oncologia. Várias técnicas são empregadas para recompor o defeito decorrente da retirada do tumor, tais como enxerto ósseo homólogo, aloenxerto ou mesmo através de endopróteses. Vários estudos demonstram resultados satisfatórios com a utilização de endopróteses seja na propriocepção, na estética ou na qualidade de vida dos pacientes (TSAI *et al.*, 2007).

A qualidade do alinhamento dos componentes protéticos, em todos os planos anatômicos, influencia a durabilidade das endopróteses. O alinhamento dos joelhos em Varo (projeção dos joelhos para fora da linha média do corpo) ou Valgo (projeção dos joelhos pra dentro da linha média do corpo) com ângulos maiores do que 3° está associado com a perda asséptica e com o decréscimo na durabilidade do implante, podendo, muitas vezes, ter consequências na amplitude do movimento da articulação (STRIEN *et al.*, 2008).

Cirurgias utilizando técnicas de alinhamento com apoio de sistemas computadorizados têm obtido melhores resultados na precisão quanto à inserção dos componentes protéticos e, conseqüentemente, das condições de contato entre eles. Adicionalmente, esses sistemas também permitem a diminuição do tempo cirúrgico (GOKER *et al.*, 2007) (MANZOTTI *et al.*, 2008).

As ENCJ propiciam estabilidade e boa funcionalidade do membro em poucas semanas após a cirurgia de colocação do implante. As complicações, no entanto, ocorrem mais cedo do que as relacionadas com as ECJ devido à maior incidência de câncer ósseo em jovens, os quais tendem a ser pacientes com maior atividade física. Os maiores fatores de falha têm sido registrados por perdas assépticas, 27%, e por infecção e fratura, 54% (SZENDRÖI, 2002).

Antes do procedimento cirúrgico de revisão é necessário conhecer o diagnóstico quanto ao tipo da perda, se séptica ou asséptica. Esse diagnóstico pode ser feito através de análise laboratorial, radiografias, e por aquisição de imagens com Índio (In), Tecnécio (Tc), ou combinação desses isótopos. Estudos com Tomografia por Emissão de Pósitrons utilizando a Fluordesoxiglicose como radiofármaco, tem demonstrando significância e especificidade no diagnóstico de

soltura asséptica em endopróteses de quadril, entre 80% e 87% e entre 67% e 83% respectivamente. O mesmo resultado não foi obtido para endopróteses de joelho cujos índices foram entre 56% e 82% para soltura asséptica e entre 14% e 89% para infecção, o que indica que essa técnica ainda necessita de aprimoramento para a análise em endopróteses de joelho (MAYER-WAGBER *et al.*, 2009).

2.4 BIOMATERIAIS UTILIZADOS EM ENDOPRÓTESES DE JOELHO

As ligas metálicas utilizadas em endopróteses e materiais de implantes, de forma geral, têm sido objeto de pesquisa quanto à citotoxicidade devido ao acúmulo de íons metálicos nos tecidos ao redor dos implantes e em órgãos distantes do local de inserção dos mesmos. No entanto, o processo de acúmulo desses íons não é, ainda, inteiramente conhecido (FU *et al.*, 2008).

Os materiais metálicos empregados com maior frequência nas endopróteses são a liga Ti6Al4V, a liga CoCrMo e os aços inoxidáveis austeníticos como o AISI-316L. Apesar dessas ligas, serem consideradas biocompatíveis, o Níquel, Cobalto, Cromo, o Titânio e o Vanádio são conhecidos como sensibilizadores do sistema imunológico. A correlação com a ocorrência de hipersensibilidade e a falha do implante vem sendo objeto de investigação, ainda não conclusiva (GRANCHI *et al.*, 2008).

O Titânio, por ter características de biocompatibilidade e de resistência à corrosão nos fluidos corpóreos, vem sendo utilizado como material de implantes biológicos desde a década de 1960. Entretanto, estudos relacionados com a biodistribuição de TiO_2 em ratos da raça Wistar, simulando compartimentos biológicos e regiões periprostéticas, indicaram a ocorrência de potenciais depósitos de TiO_2 nos tecidos do fígado e dos pulmões. Apesar desses estudos não excluírem o Titânio e suas ligas como biocompatíveis por excelência, alertam para o fato de que a sua permanência por longo período dentro do organismo pode causar alterações histológicas que necessitam de mais estudo (OLMEDO *et al.*, 2008).

Apesar de induzir uma boa integração biológica o Titânio puro não apresenta, no entanto, resistência mecânica adequada para aplicações que requeiram altos valores de solicitações mecânicas. Sua resistência é inferior ao aço inoxidável e a da

liga CoCrMo. Por este motivo o Ti puro, em muitas aplicações, foi substituído pelas suas ligas como a de Ti6Al4V, que apresenta melhores propriedades mecânicas, apesar de estudos recentes demonstrarem que o Vanádio pode também reagir com o tecido humano induzindo reações de hipersensibilidade e que o Alumínio pode estar associado à doença de Alzheimer (BALAZIC *et al.*, 2007).

A liga CoCrMo, devido à sua alta dureza e biocompatibilidade, é frequentemente utilizada em aplicações biomédicas quando a resistência ao desgaste e à corrosão são necessárias, no entanto, para obter estas propriedades o material deve ter a sua microestrutura controlada durante o processo de fabricação (RAM *et al.*, 2008). A liga CoCrMo também foi objeto de investigação quanto ao acúmulo de partículas em tecidos de ratos Wistar. De acordo com os resultados, altos teores de Cr foram detectados no baço e traços de Co foram detectados nos rins. As concentrações encontradas tiveram aumento significativo com o transcorrer do tempo da exposição que foi de 12 meses (RUBIO *et al.*, 2008).

Medidas da concentração de íons Co e Cr em soro de pacientes com endoprótese de quadril do tipo metal sobre metal indicam que os níveis de depósito destes íons tornam-se elevados após 36,7 meses da inserção do implante o que é preocupante, pois, implantes de quadril e de joelho permanecem por um longo período no indivíduo (ZEH *et al.*, 2008).

Análises histológicas de tecidos periprostéticos apresentam grande quantidade de partículas de desgaste, característica da endoprótese que apresenta soltura asséptica (CASEY *et al.*, 2007) (ENDRES *et al.*, 2008).

A figura 9 mostra uma imagem em microscópio óptico de tecido explantado de paciente com endoprótese total convencional que desenvolveu metalose. O tecido apresenta reação inflamatória aguda e crônica com grande quantidade de partículas de desgaste, representadas pelos pontos mais escuros (TAN *et al.*, 2007).

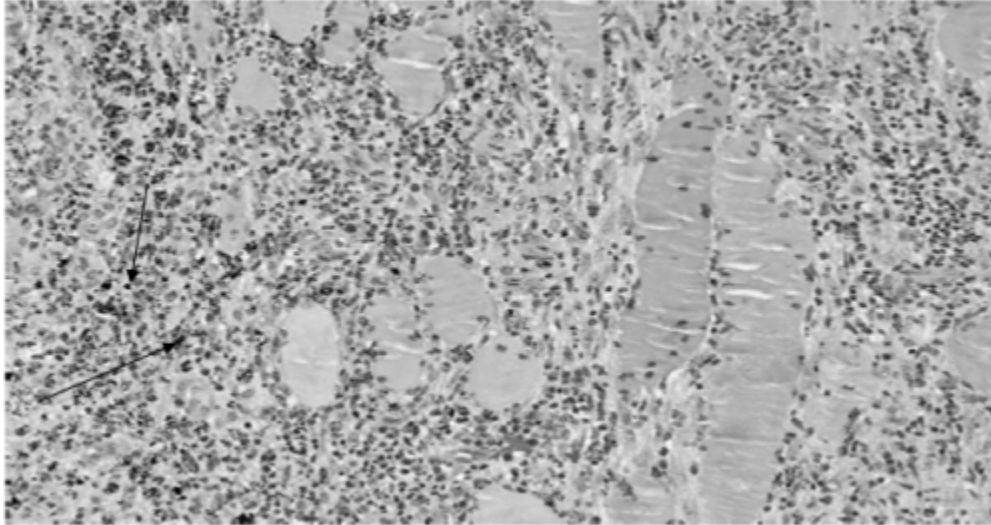


Figura 9 - Tecido explantado de paciente, reação inflamatória aguda e crônica. As setas indicam as partículas metálicas oriundas do implante no tecido periprostético. Fonte: Adaptado de TAN *et al.*, 2007.

2.4.1 Polietileno de Ultra Alto Peso Molecular, UHMWPE

Dentre os biomateriais poliméricos utilizados em implantes, o Polietileno de Ultra-alto Peso Molecular, UHMWPE, é o que apresenta propriedades mecânicas, resistência ao desgaste e biocompatibilidade necessárias para a sua utilização em implantes ortopédicos (KATTI, 2004).

Apesar de o UHMWPE ser utilizado há mais de 40 anos na fabricação de componentes articulares, tem-se demonstrado que a sua oxidação provoca a sua degradação diminuindo a sua resistência mecânica, assim como a sua resistência ao desgaste induzindo, conseqüentemente, à osteólise considerada a causa principal da falha asséptica dos implantes (PREVER *et al.*, 2009).

O UHMWPE é um polímero linear semicristalino, representado na figura 10, produzido pela polimerização do Etileno $\text{CH}_2=\text{CH}_2$, com células unitárias de estrutura ortorrômbica. A norma ISO 11542 define o UHMWPE como sendo um polímero que apresenta massa molecular média de 10^6 g/mol sendo, portanto, um valor muito superior aos demais tipos de polietilenos entre ele o polietileno de alta densidade, HDPE (FERREIRA, 2007).

Essa característica de elevado peso molecular, confere ao UHMWPE excelentes propriedades mecânicas como resistência ao impacto, dureza e melhor resistência ao desgaste em relação aos demais polímeros.

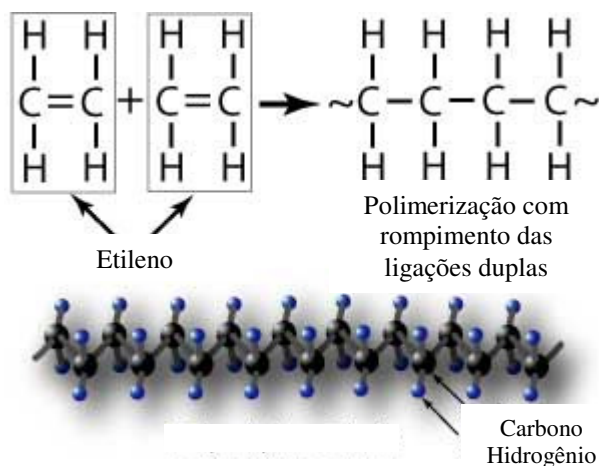


Figura 10 - Esquema da formação da cadeia do polietileno.
Fonte: NDT, 2010.

A perda asséptica também é motivada pelo desgaste do UHMWPE em endopróteses articuladas, devido à produção de partículas de desgaste em tamanhos microscópicos as quais são causadoras de reações de corpo estranho no paciente, com a consequente reabsorção óssea e soltura asséptica do implante. Esse aspecto é especialmente relevante em pacientes jovens, os quais são fisicamente ativos e, em consequência, são submetidos a uma ou mais revisões nas endopróteses ao longo da sua vida. Por isso é necessário aumentar a resistência ao desgaste do UHMWPE, diminuindo o volume de partículas liberadas no tecido periprostético de forma a reduzir as respostas biológicas deletérias ao paciente, estendendo a vida útil do implante (SHEN, 2007).

As propriedades mecânicas do UHMWPE são decorrentes do tipo de resina, diferenciada na massa molecular e o 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 a abrasão aumenta em cerca de 30%, e a resistência ao impacto decresce de 140 kJ/m^2 para 80 kJ/m^2 . Muitas pesquisas têm sido direcionadas ao desenvolvimento de biomateriais mais resistentes ao desgaste, nas condições de trabalho específicas das endopróteses, com o objetivo de diminuir a

quantidade de partículas liberadas pelos componentes no tecido periprostético (BARNETT, 2001) (REBOW, 2007) (SAVARINO, 2009) (SCHOLETS *et al.*, 2009) (ZHOU *et al.*, 2009).

O UHMWPE para aplicações médicas em implantes é fabricado segundo os padrões definidos pela norma ASTM F648-04. Essa norma fornece os parâmetros físicos e químicos requeridos para a produção, mas não estabelece critérios de desempenho do material quando implantado (SHEN, 2007). A figura 11 mostra a morfologia das partículas de UHMWPE obtida por microscopia eletrônica.

Existe também a recomendação contida na norma ASTM F2695-07, que regulamenta a adição do sintetizado de vitamina E, o Alfatocoferol como inibidor da formação de radicais livres que se formam durante processos de esterilização que utilizam a radiação ionizante, ou mesmo no caso de polietilenos que são submetidos ao processo de reticulação por radiação gama como o Polietileno Reticulado XLPE (KURTZ *et al.*, 2008) (OONISHI *et al.*, 1992) (X-alt™, 2008).

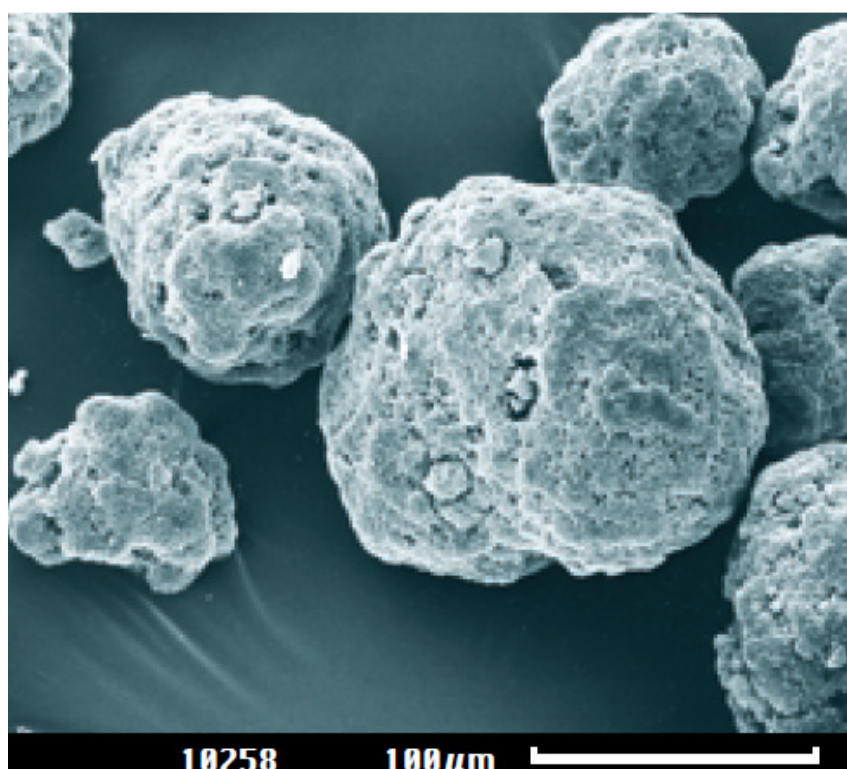


Figura 11 - Imagem por MEV das partículas do UHMWPE GUR® 4120/4150.
Fonte: Adaptado do fabricante TICONA, UHMWPE (PE-UHMW).

2.4.2 Liga Ti6Al4V

A liga Ti6Al4V é constituída por estrutura cristalina hexagonal compacta quando na fase alfa e estrutura cúbica de corpo centrado quando na fase beta. Essas fases, presentes à temperatura ambiente, conferem a liga boa resistência mecânica e à corrosão, além de permitir fácil usinagem e conformação mecânica. A combinação dessas características, bem como a relação entre a resistência mecânica e a massa específica, aliada a biocompatibilidade, tem favorecido tanto a sua utilização industrial como na fabricação de implantes ortopédicos (BALAZIC *et al.*, 2007) (JESUINO *et al.*, 2001).

A biocompatibilidade da liga Ti6Al4V é determinante para o sucesso no emprego desse material em implantes e a sua resistência à corrosão é determinada pela formação de um filme de óxido de titânio amorfo, TiO_2 , que adere à superfície do metal promovendo a sua passivação (MANHABOSCO *et al.*, 2009).

A liga Ti6Al4V pode ser obtida comercialmente na forma de barras forjadas e recozidas, resfriadas ao ar. Nessa condição o material apresenta uma micrografia semelhante à representada na figura 12, onde estão presentes as fases α , com reticulado hexagonal compacto, de coloração clara, e a fase β com reticulado cúbico de corpo centrado, de coloração mais escura (OLIVEIRA *et al.*, 2009).

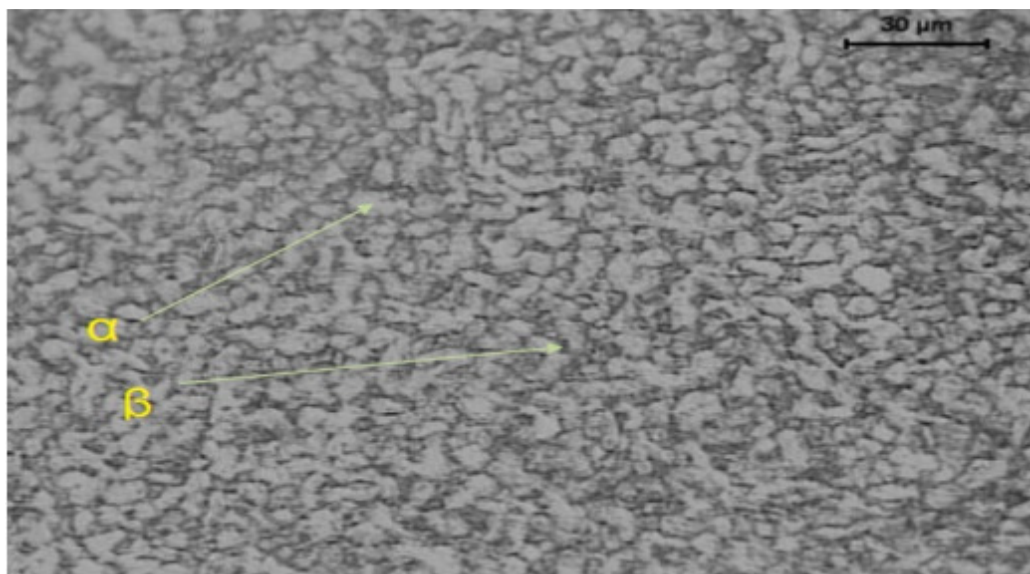


Figura 12 - Metalografia da liga Ti6Al4V, presença da fase α (clara) e da fase β (escura).
Fonte: Adaptado de OLIVEIRA *et al.*, 2009.

Embora a resistência à corrosão da liga seja satisfatória, o mesmo não ocorre com a sua resposta ao desgaste do tipo abrasivo, especialmente aqueles em que ocorrem movimentos oscilatórios em amplitude restrita e em superfícies de elevado coeficiente de atrito (MANHABOSCO *et al.*, 2009). Esse comportamento tribológico da liga Ti6Al4V acarreta a produção de partículas que, dependendo do tamanho, forma e quantidade podem se acumular nos tecidos adjacentes da endoprótese ou transportadas, juntamente com os fluídos corpóreos, para outras regiões do corpo, causando reações sistêmicas indesejáveis (GIERTZ *et al.*, 2010).

2.5 TRIBOLOGIA

A tribologia é definida como a ciência que estuda o comportamento de dois materiais em movimento relativo sob uma determinada carga. Inclui o estudo de mecanismos de contato, atrito, desgaste e lubrificação (RADI *et al.*, 2007).

O desenvolvimento das endopróteses de quadril por Charnley foi possível em grande parte devido ao desenvolvimento da tribologia (HUTCHINGS, 2003).

A engenharia de superfícies tem apresentado tecnologias promissoras para o desenvolvimento das propriedades tribológicas dos biomateriais, com vistas à redução do desgaste e consequente aumento da vida útil dos implantes (WEN *et al.*, 2005).

O desgaste das superfícies em movimento relativo e sob carga é classificado, tribologicamente, em quatro tipos principais, podendo ocorrer isoladamente ou em conjunto: desgaste por adesão, desgaste por abrasão, desgaste por fadiga da superfície e desgaste por tribocorrosão, (RABINOWICZ, 1995), como mostra a figura 13.

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 fissuras, que se propagam e ao se romperem, causam crateras na superfície de contato gerando partículas (RADI *et al.*, 2007).

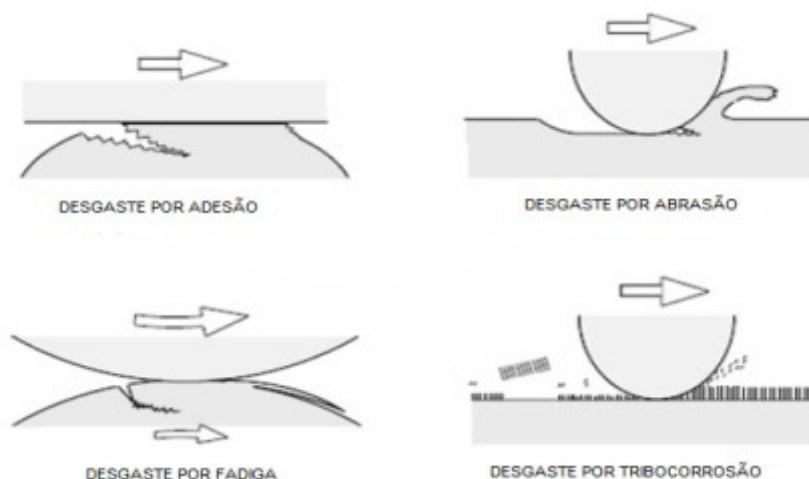


Figura 13 - Representação dos quatro tipos de desgaste tribológicos.

Fonte: Adaptado de RADI *et al.*, 2007.

No desgaste por abrasão, o tipo mais comum de desgaste, tem-se a participação de uma superfície com rugosidade e dureza superior a outra superfície de contato. Durante o deslizamento relativo, a superfície de maior dureza e rugosidade risca a superfície oponente dando origem a ranhuras. As partículas oriundas dessas ranhuras constituem o material de desgaste. O desgaste abrasivo pode ser caracterizado por desgaste de dois ou três corpos (RADI *et al.*, 2007).

No desgaste por fadiga superficial o fenômeno considerado é o do rolamento ou impacto, que atuam de forma repetida na superfície resultando em tensões cíclicas alternadas. Nesse tipo de desgaste ocorrem tensões Hertzianas cujo valor máximo situa-se na subsuperfície do material. A ocorrência de movimentos cíclicos de rolamento produz tensões, também cíclicas, que atingem um valor máximo e retornam ao valor mínimo, juntamente com o deslocamento do ponto de rolamento sobre esta superfície. Este regime de tensões pode ocasionar fissura subsuperficial, a qual se propaga até a superfície causando a formação de partículas em forma de lascas macroscópicas e a correspondente cavidade na superfície de origem (CUNHA, 2005).

O desgaste por tribocorrosão pode ocorrer de forma intensa em implantes com componentes metálicos. Os materiais metálicos têm a capacidade de manterem a sua superfície passivada em um meio corrosivo através da formação de uma camada de um filme óxido. Quando ocorre o atrito entre superfícies de contato esse filme é rompido ou danificado, o que leva a formação de nova passivação. Esse

processo é denominado de tribocorrosão, sendo caracterizado pela deterioração do material causada pelo efeito sinérgico da corrosão e do desgaste atuando em conjunto (TEKIN, 2010).

Em ensaios de desgaste com luz polarizada é possível identificar linhas concêntricas onde a tensão Hertziana é constante. Estas linhas são denominadas isolinhas. Na configuração cilindro sobre plano e com carga normal F , os padrões referentes às isolinhas de máxima tensão Hertziana de contato são representados como mostra a figura 14a, onde os valores máximos de tensão ocorrem abaixo da superfície a uma distância de $0,67 \times b$, sendo b a largura do perfil de contato, que corresponde a $1/3$ do comprimento total desse contato. Quando, além da força normal F ocorrem também forças tangenciais, como indicado na figura 14b, as posições das isolinhas de máxima tensão se deslocam proporcionalmente ao aumento dessas forças. Considera-se que, para coeficientes de atrito superiores a $0,32$, o valor máximo da tensão de cisalhamento é encontrado na superfície. Este conhecimento é particularmente importante quando se estuda revestimentos, pois determina se o máximo esforço ocorrerá na espessura do revestimento ou no seu substrato (HOLBERG *et al.*, 1994).

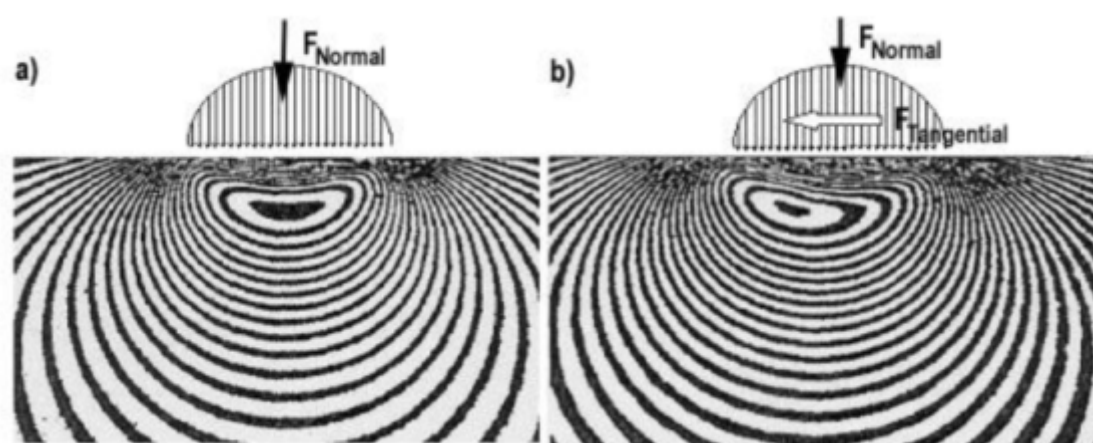


Figura 14 - Isolinhas de tensão Hertziana no contato cilindro sobre plano.
 (a) Força Normal isolada, (b) Força Normal com componente tangencial.
 Fonte: Adaptado da CSM[®] Instruments, 2010.

Em ECJ, a geometria das superfícies articulares tem efeito determinante no padrão de contato e na cinemática das mesmas. A figura 15 mostra as áreas com os

diferentes padrões de desgaste em uma ECJ. Alterações no projeto são feitas com frequência a fim de obterem-se as condições de contato que resultem na diminuição da taxa de desgaste (COTTRELL *et al.*, 2007) (YU *et al.*, 2006).

Apesar da seleção do material para a fabricação do côndilo ter grande influência sobre o desempenho das ECJ, este parâmetro deve ser considerado em conjunto com o projeto, pois ambos são responsáveis pela vida útil da endoprótese (REBOW, 2007).

O aumento da rugosidade superficial dos componentes femorais está relacionado com o aumento na taxa de desgaste do UHMWPE como componente tibial. O revestimento cerâmico dos componentes metálicos em contato com UHMWPE diminui a taxa de desgaste do mesmo. Estudos comparativos com Óxido de Zircônia e a liga CoCr, em movimento relativo contra UHMWPE, em componentes femorais *in vitro*, foram conduzidos com o objetivo de se verificar o efeito da rugosidade superficial na quantidade de partículas de desgaste geradas em endopróteses. Os dados mostram que o componente femoral em Zircônia gera 82% menos partículas do que o de CoCr (DESJARDINS *et al.*, 2008).

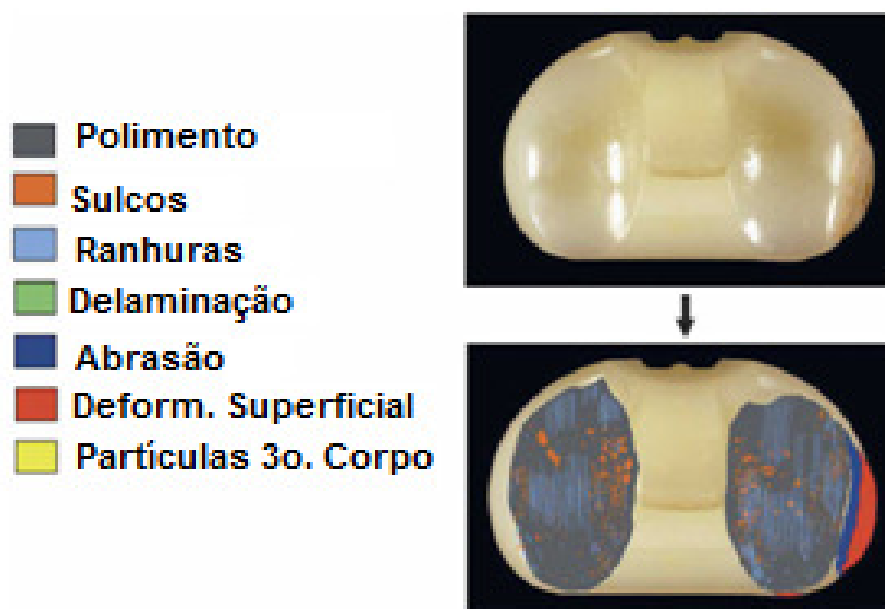


Figura 15 - Tipos de desgaste ocorridos no platô tibial de uma ECJ.
 Fonte: Adaptado de COTTRELL *et al.*, 2007.

O tempo de vida de um implante com componente de UHMWPE articulando com metal tem sido de 15 a 20 anos, bem inferior ao desejado pelos ortopedistas e pacientes, que é de cerca de 30 anos. Por ser o desgaste a principal causa de falha dos implantes tem-se direcionado a maioria das pesquisas no estudo do comportamento tribológico dos diversos pares de materiais biocompatíveis já existentes e no desenvolvimento de novos pares (GARMESTANI, *et al.*, 2008).

Os ensaios de biomateriais em tribômetros constituem-se, conforme mencionado pela norma ASTM F 732-00, em um procedimento inicial 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 2.000 N. Essa condição deve ser mantida com uma variação máxima de $\pm 3\%$ durante toda a duração do ensaio, que pode ter uma duração de 5×10^6 ciclos.

2.5.1 Ensaios tribológicos para a análise de biomateriais.

O conhecimento dos mecanismos de desgaste e das propriedades dos materiais utilizados nos implantes é fundamental para o sucesso dos mesmos em serviço. 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).

O desgaste das endopróteses não pode ser quantificado *in vivo*, porém, é possível estabelecer a forma como ele ocorrerá e quais os mecanismos que prevalecerão, através de ensaios *in vitro* realizados em dispositivos especialmente desenvolvidos. A figura 16 mostra um dispositivo para ensaio tribológico que permite uma calibração para a aplicação de diferentes velocidades, pressão de contato, lubrificação e de temperatura nas amostras (REIS *et al.*, 1999).

Nos ensaios tribológicos são considerados como fatores de influência direta no desgaste, a carga normal à superfície e a distância percorrida no deslizamento. A

dureza dos materiais dos componentes também é considerada, pois quanto maior a dureza, menor a intensidade do desgaste (FERREIRA, 2007).

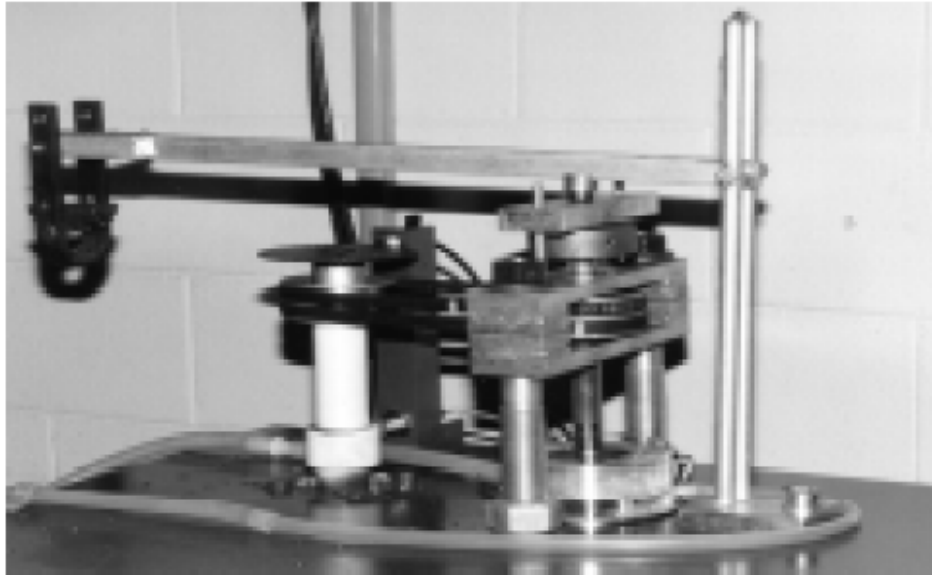


Figura 16 - Dispositivo especialmente desenvolvido para ensaios tribológicos, que permite a aplicação de diferentes velocidades, pressão de contato, lubrificação e de temperatura nas amostras
Fonte: REIS *et al.* 1999

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. A lei de Archard preconiza o desgaste como sendo: $W^{\wedge} = \frac{V}{S_L}$, onde W^{\wedge} é a taxa de desgaste, V é a perda em volume do material e S_L a distância de deslizamento percorrida no tribômetro.

Segundo a lei de Archard, a taxa de desgaste W^{\wedge} é proporcional à carga P e à constante k , específica de cada material e inversamente proporcional à sua dureza H , como mostra a equação 01 (HAN *et al.*, 2009).

Equação (Eq.01): cálculo da taxa de desgaste

$$W^{\wedge} = k \frac{P}{H} = \frac{V}{S_L} \quad (\text{Eq. 01})$$

A raspagem do UHMWPE utilizando um cone de diamante com ângulo de 90°

como indentador e sob carga constante de 10 N, traçando trilhas simples e ortogonais em direção única e direção recíproca, com velocidade constante de 1 $\mu\text{m/s}$, permite sugerir que os sulcos que se interceptam afetam significativamente a taxa de desgaste e são, aparentemente, a maior causa da produção de partículas de UHMWPE (WONG *et al.*, 2004).

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

No entanto, ensaios em tribômetros e em dispositivos especialmente construídos para ensaios específicos, tem sido realizados utilizando-se carga constante, como ilustra a figura 17. Resultados de ensaio tribológico desta natureza entre o compósito TiO_2 / UHMWPE e UHMWPE são apresentados na figura 18.

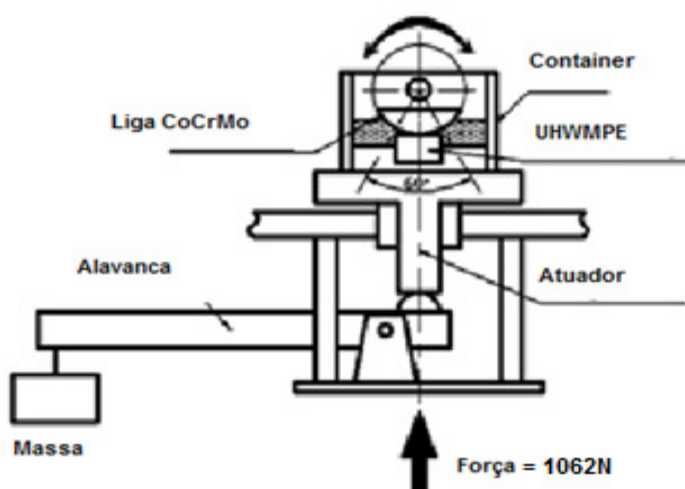


Figura 17 - Dispositivo para ensaio de desgaste, sob carga constante.
 Ângulo de oscilação do componente de CoCrMo sobre o bloco de UHMWPE igual a 60° .
 Fonte: Adaptado de XIONG *et al.*, 2001.

A análise dos dados da figura 18 mostra que a taxa de desgaste do compósito de UHMWPE e TiO_2 decresce com a adição das nanopartículas de TiO_2 , sendo que o compósito que teve a adição de 6% apresentou a menor taxa de desgaste. A intensidade da irradiação, por sua vez, teve efeito inverso à sua dose quanto ao desgaste, ou seja, quanto maior a intensidade da irradiação, menor a taxa de

desgaste do compósito, sendo possível associar ao compósito com 6% de TiO_2 com irradiação gama de 500 kGy cerca de 30% do desgaste apresentado em relação à amostra que não teve a adição do TiO_2 não irradiada (XIONG *et al.*, 2001).

A adição de nanopartículas de TiO_2 teve efeito inibidor na oxidação durante o processo de irradiação e após esse procedimento, a taxa de desgaste dessa amostra teve decréscimo de 50% quando comparada com as amostras não irradiadas e sem adição de nano TiO_2 (XIONG *et al.*, 2001).

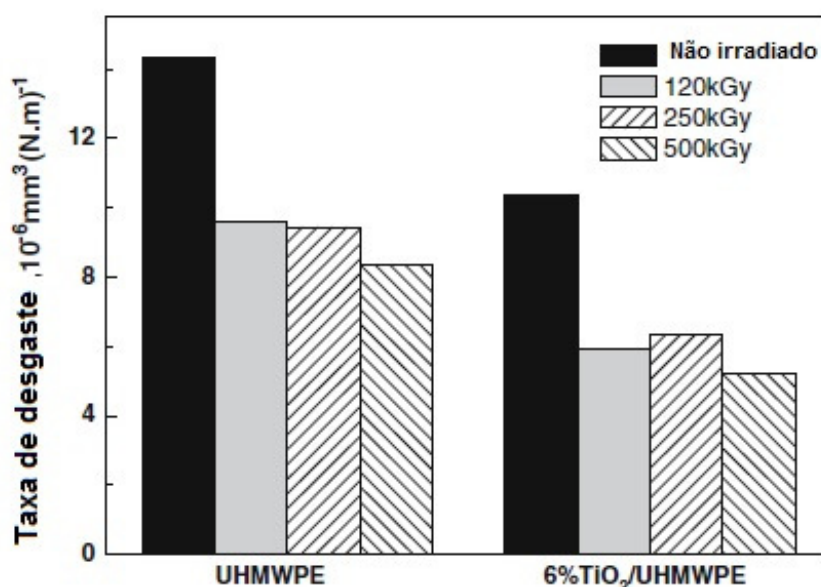


Figura 18 - Taxas de desgaste do UHMWPE e 6% TiO_2 / UHMWPE.
Fonte: Adaptado de XIONG *et al.*, 2001.

Durante o ensaio, ultrapassado o estado estacionário, o coeficiente de atrito a seco elevou-se e o coeficiente em água destilada foi menor do que quando foi utilizada a solução salina. No ensaio a seco o desgaste por adesão produziu partículas em forma de fibras na superfície de desgaste do UHMWPE, ocorrendo a transferência de polímero para a Al_2O_3 aumentando, conseqüentemente, a taxa de desgaste no UHMWPE. Em solução salina, ocorreu predominância do desgaste abrasivo e a taxa de desgaste foi mais elevada do que quando foi utilizada a água destilada e o plasma. Ocorreu a delaminação do UHMWPE quando o lubrificante foi água destilada. A figura 19 representa as taxas de desgaste para as diferentes condições do ensaio (XIONG *et al.*, 2001).

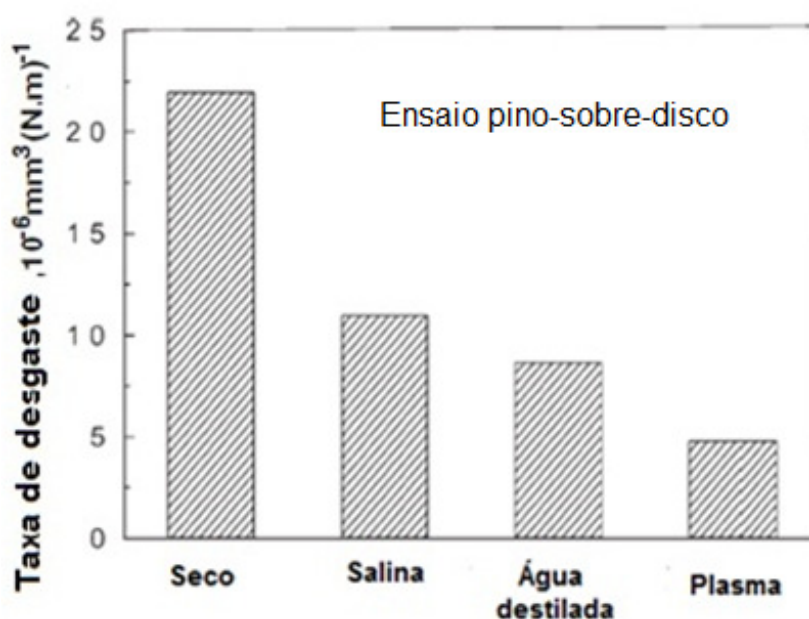


Figura 19 - Taxas de desgaste para UHMWPE / Al_2O_3 em ensaio pino sobre disco.
Fonte: Adaptado de XIONG *et al.*, 2001.

Os valores apresentados no quadro 3 associam taxa de desgaste maior de acetábulos, na esterilização com a radiação γ do que quando o óxido de etileno, EtO, é utilizado para um mesmo tipo de polietileno. Polímeros reticulados como o XLPE também tem melhor desempenho que os demais (AFFATATO *et al.*, 2008).

O objetivo de um ensaio de desgaste realizado em tribômetro ou em simuladores de marcha é a aquisição de conhecimento que permita melhorar a durabilidade de implantes através da avaliação do desempenho quanto ao desgaste dos materiais constituintes da endoprótese, em condições tribológicas mais próximas possíveis da situação *in vivo*. Fatores como condições de carga, lubrificação e a dinâmica do movimento articular devem ser considerados para a avaliação correta dos resultados (CALONIUS, 2002).

Perda de peso \pm S.D. (mg).					
Milhões de ciclos	PE GUR 1020 (EtO)	PE GUR 1020 (Y)	PE GUR 1050 (Y)	XLPE GUR 1020 (EtO)	XLPE-RT GUR 1050 (EtO)
0,5	9 \pm 1	33 \pm 2	30 \pm 1	0,11 \pm 0,53	13 \pm 5
1	26 \pm 3	68 \pm 3	38 \pm 2	1 \pm 1	21 \pm 6
1,5	57 \pm 8	92 \pm 7	44 \pm 2	3 \pm 1	30 \pm 6
2	70 \pm 12	98 \pm 4	51 \pm 2	5 \pm 2	32 \pm 6
2,5	79 \pm 18	119 \pm 3	57 \pm 2	4 \pm 3	34 \pm 6
3	90 \pm 22	132 \pm 10	65 \pm 2	5 \pm 3	37 \pm 6
3,5	96 \pm 22	140 \pm 12	71 \pm 5	7 \pm 3	41 \pm 8
4	108 \pm 26	156 \pm 11	81 \pm 6	7 \pm 3	43 \pm 8
4,5	118 \pm 31	174 \pm 13	86 \pm 6	8 \pm 4	46 \pm 8
5	129 \pm 35	189 \pm 16	94 \pm 7	9 \pm 4	48 \pm 8
Taxa (mg/Mc) inicial	38	61	29	3	20
Taxa (mg/Mc) regime	20	28	14	1	5

Quadro 3 - Valores do desgaste de acetábulo ensaiados com a liga CrCoMo.
Fonte: Adaptado de AFFATATO *et al.*, 2008.

Uma simulação de desgaste em endopróteses articulares de joelho, por exemplo, pode atingir vários milhões de ciclos. De modo geral, é considerado que para cada milhão de ciclos de ensaio há correspondência de utilização de um ano, *in vivo*, do implante. Os primeiros quinhentos mil ciclos abrangem a fase de acomodação e ajustes das superfícies de contato. O desgaste em regime sucede essa fase, sendo avaliado através de medições gravimétricas ou através da medição do volume do material removido durante o ensaio (CALONIUS, 2002).

2.5.1.1 Valores do coeficiente de atrito e desgaste do UHMWPE x Ti6Al4V.

Embora o UHMWPE articulando com a liga Ti6Al4V seja utilizado intensamente na fabricação de implantes ortopédicos, muitas pesquisas vêm sendo desenvolvidas na busca de novos pares tribológicos que apresentem melhor desempenho quanto ao desgaste, combinando resistência mecânica e biocompatibilidade mais adequadas, associando os materiais com processos de fabricação ou de tratamentos superficiais, que permitam obter melhores resultados com esses pares (XIONG *et al.*, 2007).

A perda asséptica, que permanece vinculada a produção de partículas dispensadas pelo implante no tecido periprotético continua sendo uma das principais causas da soltura do implante devido à osteólise. Estudos em tribômetro utilizando a configuração pino sobre disco, têm sido realizados para avaliar o coeficiente de atrito e a taxa de desgaste do par UHMWPE e a liga Ti6Al4V. Uma análise tendo como lubrificante água destilada sob carga de 39 N, com pressão de contato de 2 MPa, velocidade de deslizamento de 0,12 m/s e duração de 1.440 min. apresentou coeficiente de atrito de aproximadamente 0,2 na fase de regime constante e taxa de desgaste de $22,5 \times 10^{-6} \text{ mm}^3(\text{N.m})^{-1}$. As superfícies resultantes deste ensaio estão mostradas na figura 20, para a liga Ti6Al4V (a) e UHMWPE (b) (XIONG *et al.*, 2007).

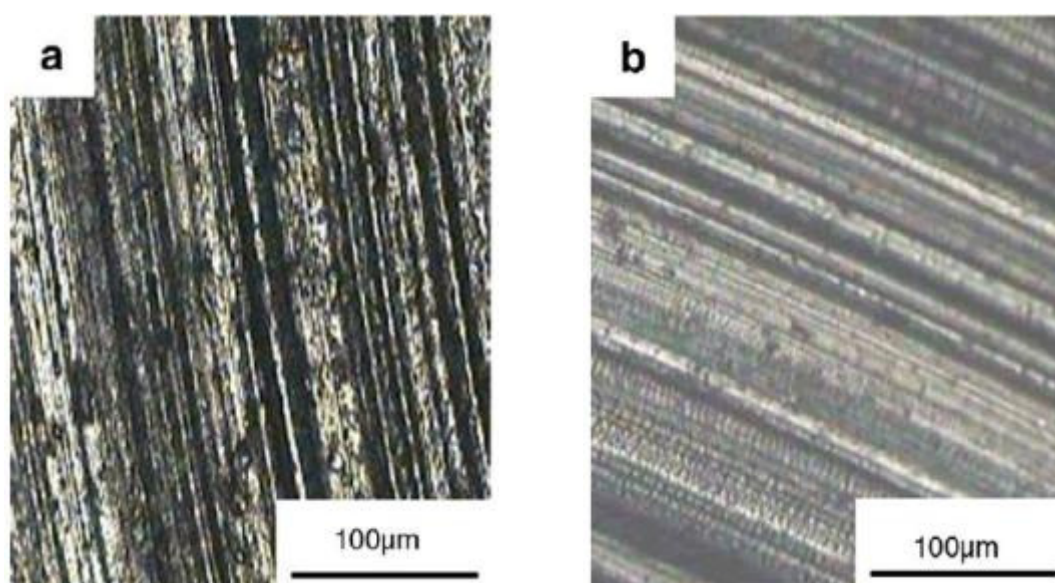


Figura 20 - Superfícies de desgaste pino sobre disco (a) Ti6Al4V e (b) UHMWPE.
Fonte: Adaptado de XIONG *et al.*, 2007.

A taxa de desgaste para o ensaio acima apresentou para o par UHMWPE e Ti6Al4V o valor de $20 \times 10^{-6} \text{ mm}^3(\text{N.m})^{-1}$.

Segundo estudo realizado por WHEN *et al.*, 2005, o coeficiente médio de atrito entre o UHMWPE e a liga Ti6Al4V obtido em tribômetro, apresenta valor de 0,150.

Estudos também realizados em tribômetro, na configuração pino sobre disco com carga de 2 N e velocidade de 0,3 m/s e carga de 5 N com velocidade de 0,5 m/s

apresentaram taxas de desgaste de $8,33$ e $10,11 \times 10^{-6} \text{ mm}^3(\text{N.m})^{-1}$, respectivamente. Os coeficientes de atrito obtidos nesse estudo estiveram entre 1,1 e 1,69 conforme mostra a figura 21. Esses valores foram obtidos tendo como fluido lubrificante a solução de Hanks, cuja composição em g/l é: 0,185 CaCl_2 ; 0,4 KCl ; 0,06 KH_2PO_4 ; 0,1 $\text{MgCl}_2 \cdot 6\text{H}_2\text{O}$; 0,1 $\text{MgSO}_4 \cdot 7 \text{H}_2\text{O}$; 8,0 NaCl ; 0,35 NaHCO_3 ; 0,48 Na_2HPO_4 ; 1,00 glucose. (LAKSHMI *et al.*, 2004).

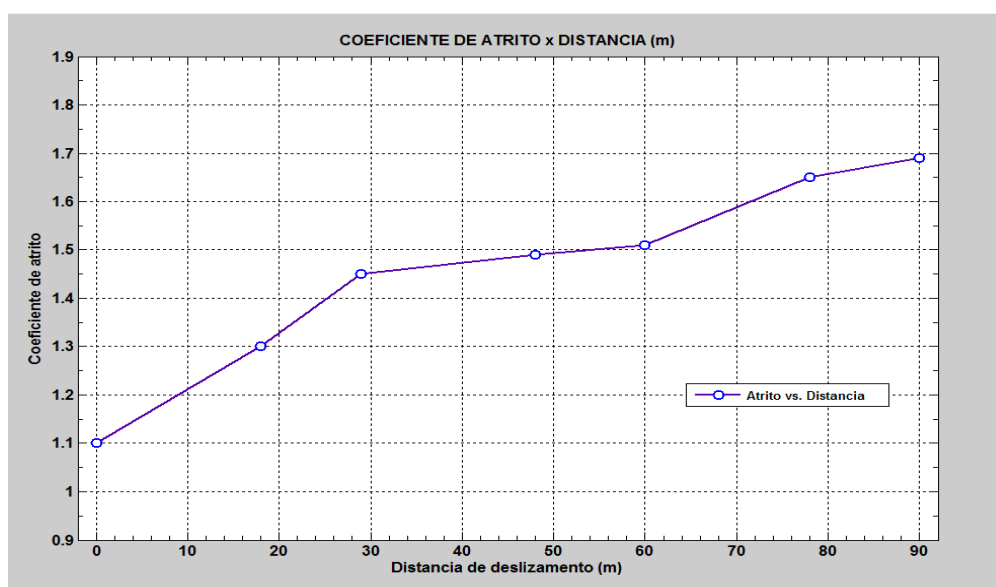


Figura 21 - Coeficiente de atrito *versus* distância entre UHMWPE e Ti6Al4V. Valores obtidos tendo como fluido lubrificante a solução de Hanks. Fonte: Adaptado de LAKSHMI *et al.*, 2004.

Ensaio em tribômetro na configuração pino sobre plano, com carga de 225 N com o par UHMWPE e a liga Ti6Al4V com lubrificação por solução de *serum* bovino, apresentam desgaste de 100 mg para 750.000 ciclos (BROSSA *et al.*, 1996).

Valores de desgaste volumétrico de $275,0 \text{ mm}^3$ foram obtidos com ensaio do par UHMWPE com liga CrCoMo sob carga de 1000 N, frequência de 1,23 Hz e duração de 3 milhões de ciclos em simulador de marcha para endopróteses de quadril, como mostra a figura 22 (GONZÁLEZ-MORA *et al.*, 2009).

Dados de coeficiente de atrito para ao UHMWPE fabricado pela Braskem com o nome comercial de UTEC[®] indicam o coeficiente de atrito de 0,1 para o atrito estático e 0,9 para o dinâmico, conforme indicado na figura 23.

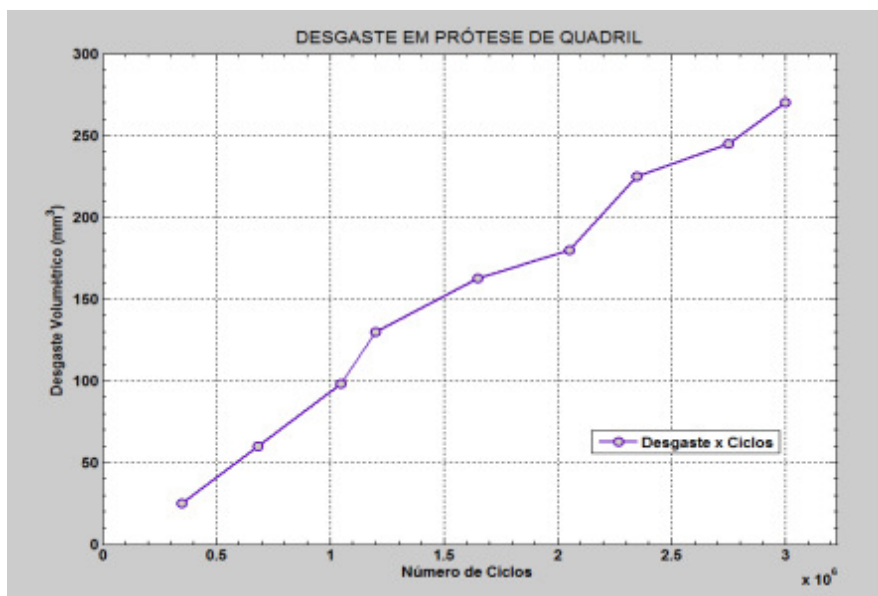


Figura 22 - Desgaste volumétrico do UHMWPE com a liga CrCoMo obtido em simulador de marcha.
Fonte: Adaptado de GONZÁLEZ-MORA *et al.*, 2009.

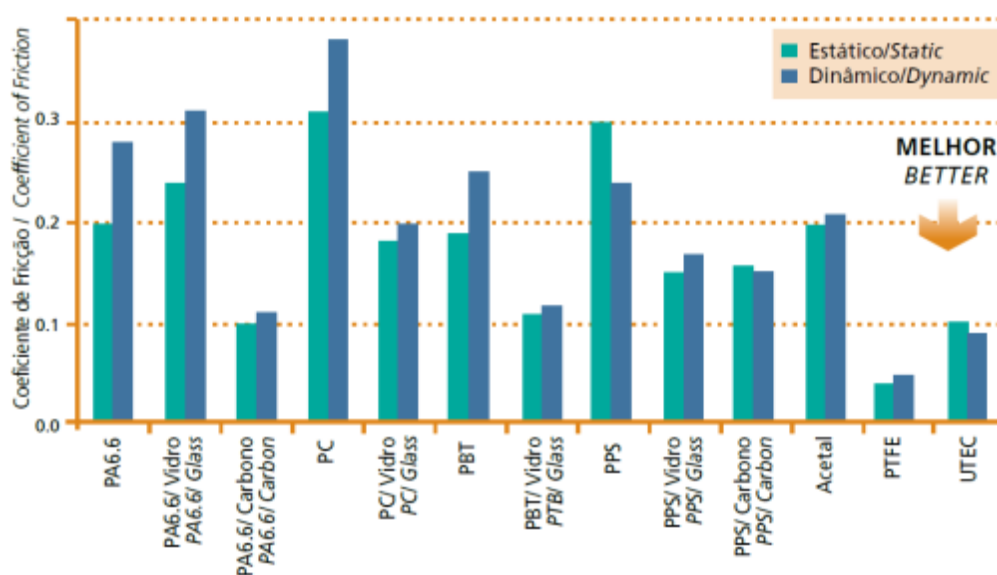


Figura 23 - Coeficiente de atrito do UHMWPE (UTEC[®]) em relação aos demais polímeros.
Fonte: BRASKEM

Estudos com técnica de imagem em microtomografia computadorizada para a medição do desgaste volumétrico têm sido realizados, comparando essa técnica com a da medição gravimétrica. Os resultados de ensaios realizados estão mostrados na figura 24 e indicam a validação da técnica na obtenção desse tipo de

medição do desgaste através da perda do volume do material, utilizando a microtomografia (TEETER *et al.*, 2011).

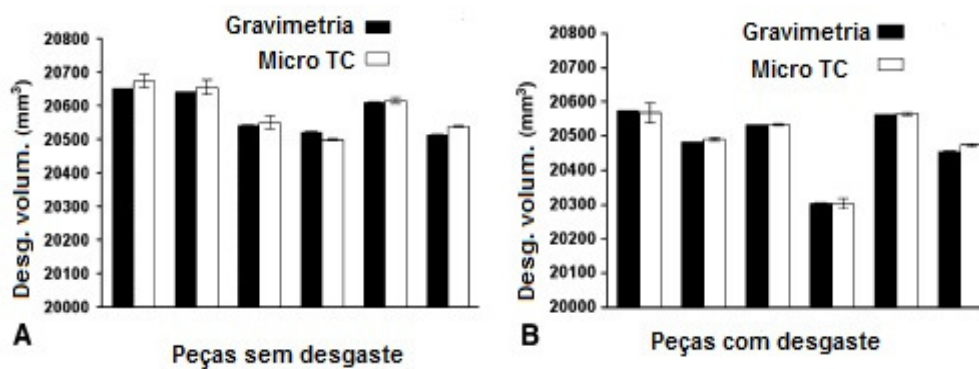


Figura 24 - Medida do desgaste volumétrico em platô tibial por microtomografia. Gráficos comparativos com a técnica de gravimetria. Fonte: Adaptado de TEETER *et al.*, 2011.

3 METODOLOGIA

Tendo como objetivo o desenvolvimento, implementação e avaliação quanto à funcionalidade, de um dispositivo especialmente concebido para a análise de desgaste volumétrico em um Tribômetro linear recíproco CSM[®], de biomateriais, simulando o movimento de uma ENCJ com um grau de liberdade, foi estabelecida esta metodologia a qual está dividida em duas partes, tratando a primeira do desenvolvimento do dispositivo e a segunda, da sua avaliação tribológica utilizando pares de corpos de prova constituídos por UHMWPE / Ti6Al4V, usinados em formatos específicos para a montagem no dispositivo acoplado ao tribômetro.

O dispositivo, objeto deste trabalho, possui o Pedido de Patente de Invenção registrado no Instituto Nacional da Propriedade Industrial - INPI, sob protocolo n. 015100002727, datado de 20 de outubro de 2010.

3.1 DESENVOLVIMENTO DO DISPOSITIVO

O tribômetro linear recíproco CSM[®] utilizado para receber o dispositivo adaptador, mostrado na figura 25, está em operação no Laboratório de Tribologia e Revestimentos da UFPR, em Curitiba, possui capacidade máxima de carga de 46 N, amplitude do percurso de deslizamento linear de até 20 mm e velocidade máxima de 31 cm/s. O dispositivo foi desenvolvido de forma que não fossem necessárias modificações para o seu acoplamento na estrutura de fixação do tribômetro, assim como não causar interferências com os mecanismos e sensores existentes no equipamento.

O material selecionado para a construção do dispositivo foi o aço inox AISI-304, face à necessidade de manter o mesmo tipo de material utilizado no gabinete do tribômetro e diminuindo a possibilidade de corrosão.

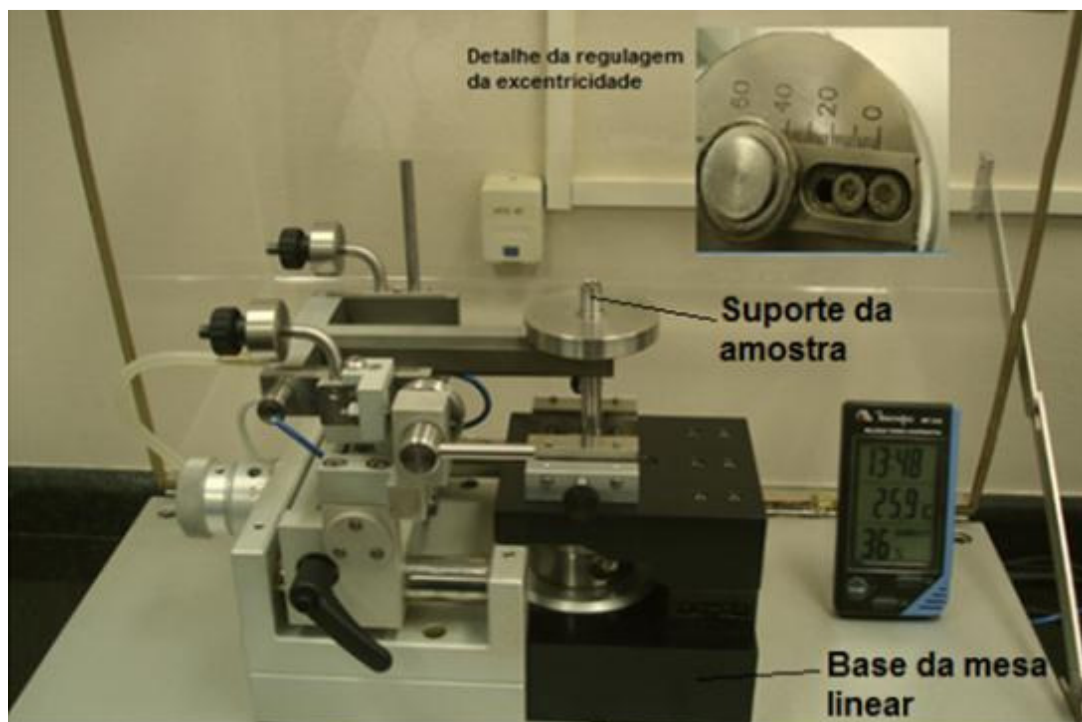


Figura 25 - Tribômetro Linear CSM® do Laboratório de Tribologia e Revestimentos da UFPR onde o dispositivo foi instalado.

3.1.1 Dimensionamento do dispositivo

Inicialmente foram realizados os dimensionamentos e cálculos para a estrutura e o mecanismo. Para tanto, o cálculo dos esforços atuantes sobre o dispositivo foi realizado através de software de projeto SolidWorks® (PUCPR) e o cálculo da pressão Hertziana através do software livre HertzWin®1.2, autoria de VINK, J.

3.1.1.1 Eixos do suporte da cuba.

A carga máxima admissível no Tribômetro é de 46 N. Para o dimensionamento dos eixos de suporte da cuba mostrado na figura 26 foi considerado um coeficiente de segurança de 30,0%, resultando em uma carga aproximada de 60,0 N.

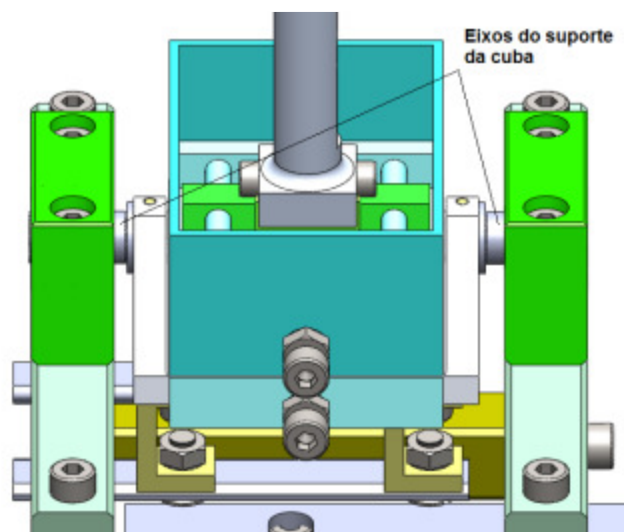


Figura 26 - Posição dos eixos do suporte da cuba no dispositivo.

Considerou-se a carga de 60 N, uniformemente distribuída sobre a plataforma do suporte da cuba e que as forças de reação do apoio também atuam de forma distribuída ao longo do eixo nos mancais de rolamento, cujo comprimento é de 4 mm. A figura 27 ilustra as forças aplicadas na plataforma de suporte da cuba e as forças de reação nos eixos. O software utilizado na modelagem foi o Algor® (PUCPR).

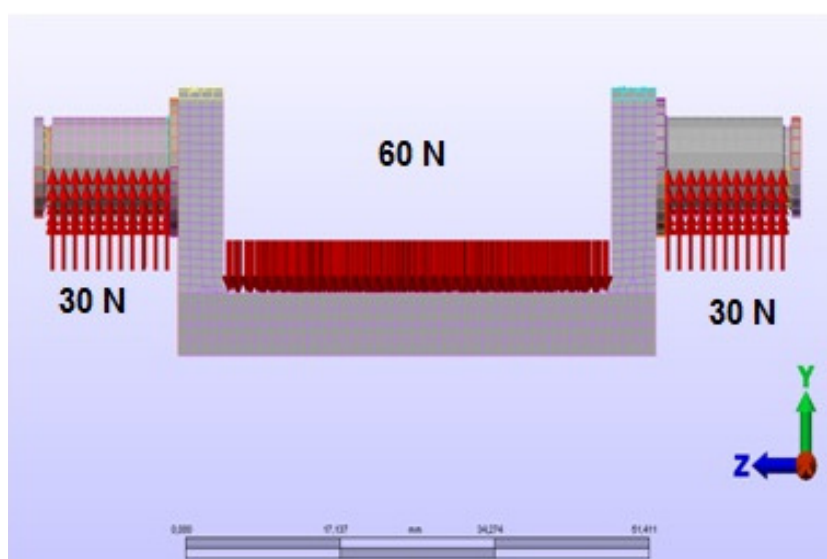


Figura 27 - Diagrama de forças atuantes no suporte da cuba e as respectivas reações nos eixos de articulação.

Considerando-se que o esforço decorrente da carga máxima de ensaio está igualmente distribuído entre os dois eixos fixos no suporte da cuba e apoiados nos mancais, o esforço máximo efetivo em cada eixo do suporte foi dividido por 2, ou seja, em cada eixo a carga atuante é de 30 N.

As tensões resultantes na peça foram calculadas com o auxílio do software Algor® (PUCPR), como mostra a figura 28.

Com estes valores foi possível realizar a seleção do material de forma a garantir resistência mecânica durante as solicitações impostas no dispositivo, pelo ensaio tribológico.

O material selecionado foi o aço AISI-304 o qual possui a resistência à corrosão adequada à aplicação desejada e o valor da tensão de escoamento de 240 N/mm² no estado recozido (CARBINOX), bem acima do valor da tensão de von Mises máxima de 5,07 N/mm² encontrada na simulação numérica.

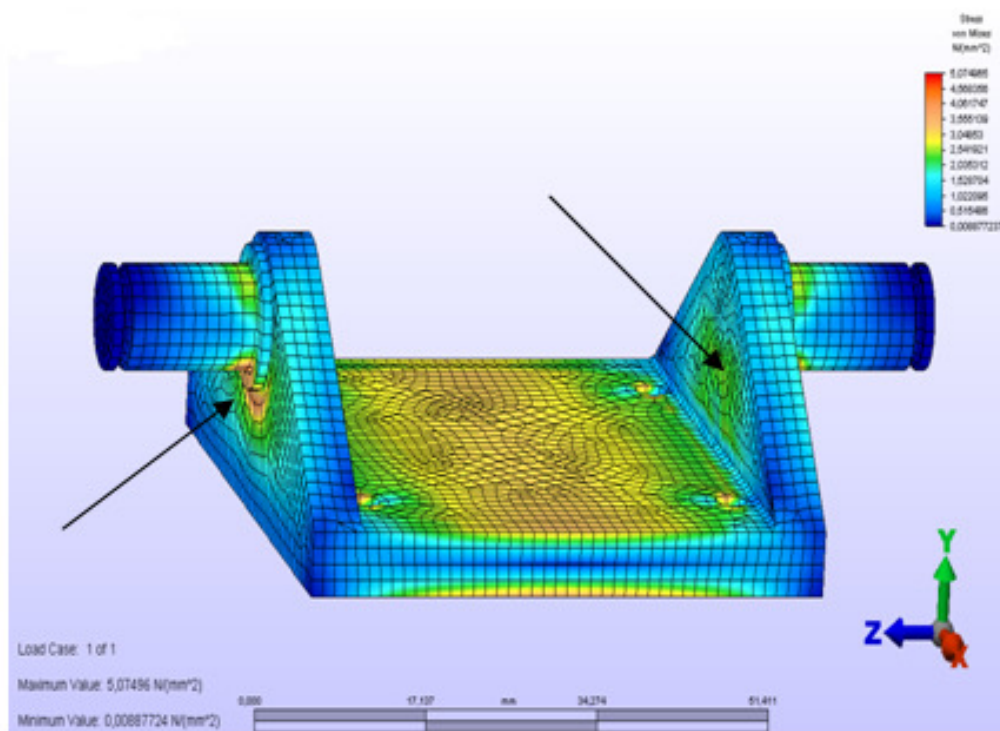


Figura 28 - Tensões decorrentes das forças aplicadas no suporte da cuba. As tensões máximas ocorrem nas conexões dos eixos com o suporte (setas).

3.1.1.2 Vigas de apoio dos mancais.

Para o dimensionamento das vigas de apoio dos mancais, indicadas na figura 29, foi considerada uma carga de 60 N aplicada no centro de cada viga de apoio.

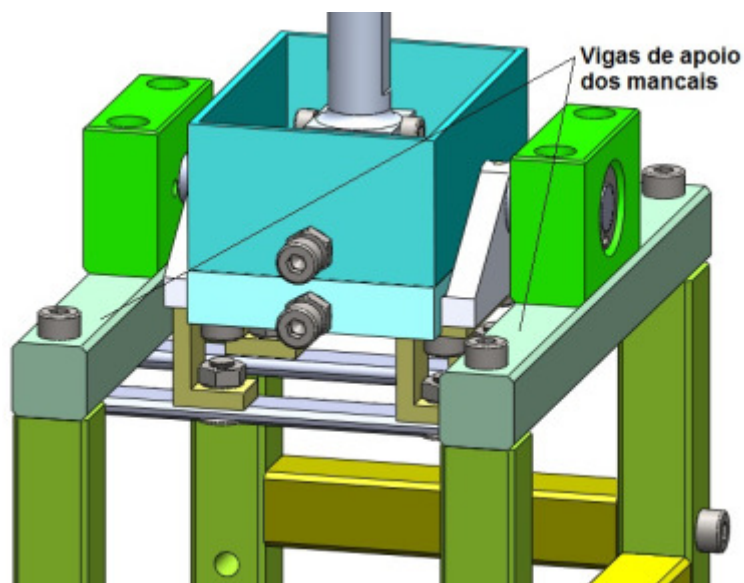


Figura 29 - Posição das vigas de apoio dos mancais de oscilação da cuba, no dispositivo.

As tensões atuantes nas vigas foram calculadas com o auxílio do software SolidWorks® (PUCPR), como mostra a figura 30.

Com estes valores foi possível realizar a seleção do material de forma a garantir a resistência mecânica das vigas durante as solicitações impostas pelo ensaio tribológico.

O material selecionado foi o aço AISI-304 o qual possui a resistência à corrosão adequada à aplicação desejada e o valor da tensão de escoamento de 240 N/mm² (CARBINOX), bem acima do valor da tensão de von Mises máxima de 3,04 N/mm² encontrada na simulação numérica.

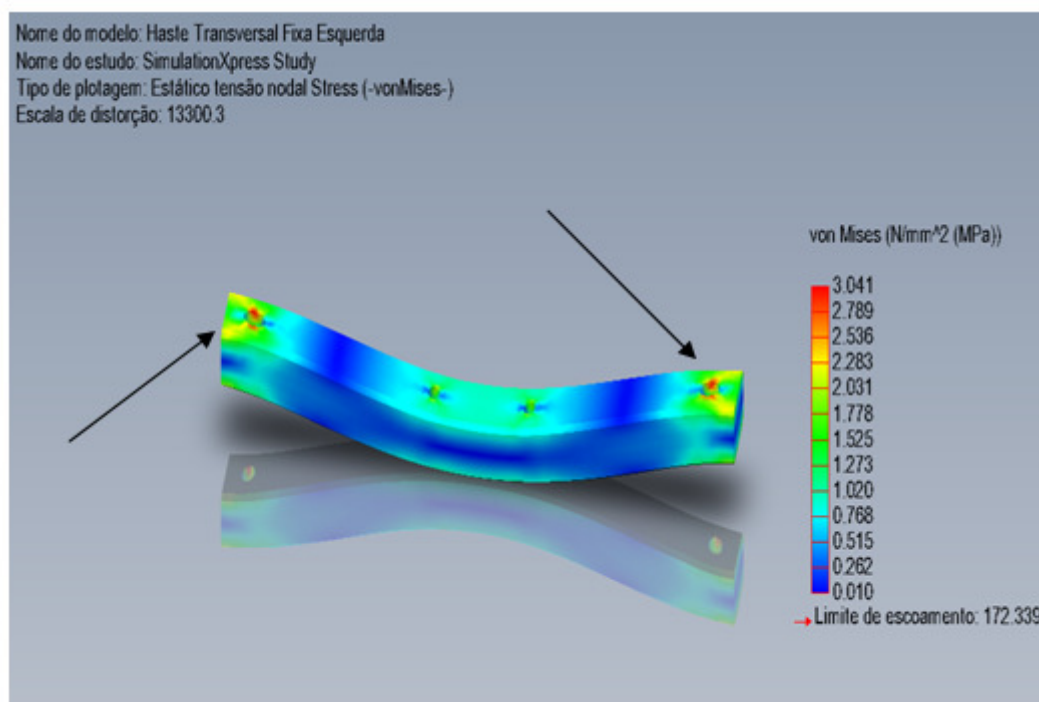


Figura 30 - Diagrama dos esforços atuantes na viga de apoio dos mancais mostrando os pontos de máxima tensão (setas).

3.1.1.3 Seleção dos rolamentos dos mancais.

Para os mancais do dispositivo foi selecionado o rolamento radial de uma carreira de esferas marca NKS, constante do catálogo série 600, para eixo de diâmetro de 8 mm. Conforme o catálogo, o rolamento é projetado para uma carga máxima radial admissível de 1.610 N, muito superior, portanto, a carga máxima estipulada no projeto que é de 60 N, que atua sobre o centro da viga de apoio e, conseqüentemente, sobre cada rolamento. As características do rolamento escolhido estão apresentadas no Anexo A.

3.1.2 Acoplamento do dispositivo adaptador ao tribômetro

O dispositivo para a adaptação ao tribômetro CSM[®] consiste de uma estrutura formada por barras de aço inoxidável AISI-304 de seção quadrada de 12 mm de

lado, acoplada à mesa do tribômetro após remoção do módulo de movimento linear recíproco, que é parte integrante da configuração de uso original do equipamento, como mostra a figura 31.



Figura 31 - Tribômetro após a remoção do módulo linear (esquerda) e dispositivo a ser acoplado (direita).

A fixação do dispositivo utiliza as furações existentes na superfície do gabinete do tribômetro e um quarto parafuso é utilizado para fixação na aba frontal da mesa do tribômetro.

A localização do dispositivo em relação à linha de centro do sistema de acionamento da polia do tribômetro é realizada através da medição da distância de um ponto de referência lateral na estrutura que apoia o sistema de célula de carga.

A figura 32 indica as posições dos parafusos de fixação, bem como as superfícies de referência para a localização do dispositivo em relação ao centro geométrico do mecanismo do tribômetro.

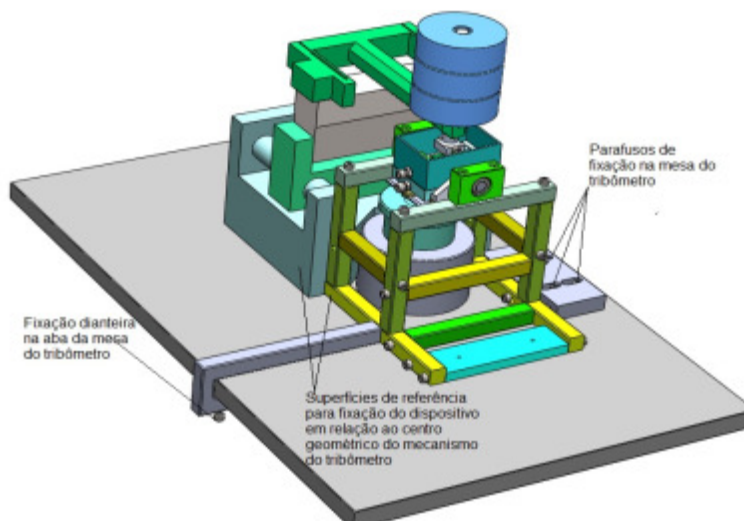


Figura 32 - Posição dos parafusos de fixação e superfícies de referência de montagem no acoplamento do dispositivo no gabinete do tribômetro.

O dispositivo utiliza a estrutura e o mecanismo de rotação existente no tribômetro, o seu sistema de sensores de força e de regulação de velocidade, além dos ajustes de posição do seu cabeçote, tendo sob controle os parâmetros de velocidade e frequência de rotação da polia de acionamento. A figura 33 mostra o dispositivo acoplado ao tribômetro com as cargas de ensaio instaladas e, no detalhe, as guias de oscilação.



Figura 33 - Adaptador instalado (círculo) no tribômetro, no detalhe, as guias de oscilação na parte inferior do suporte da cuba.

3.1.3 Conversão do movimento linear recíproco para oscilatório basculante

A conversão do movimento de rotação da polia do tribômetro, para o movimento oscilatório basculante é realizada através de duas guias de oscilação posicionadas perpendicularmente ao eixo do rolamento excêntrico da polia do tribômetro. Essas duas guias estão fixadas na parte inferior do suporte da cuba através de um espaçador constituído de um perfil “U”.

A figura 34 representa a configuração do rolamento excêntrico do tribômetro com o seu eixo afastado do centro da polia cerca de 6,0 mm. Essa regulagem é feita através da escala de um vernier existente sobre a polia do tribômetro.

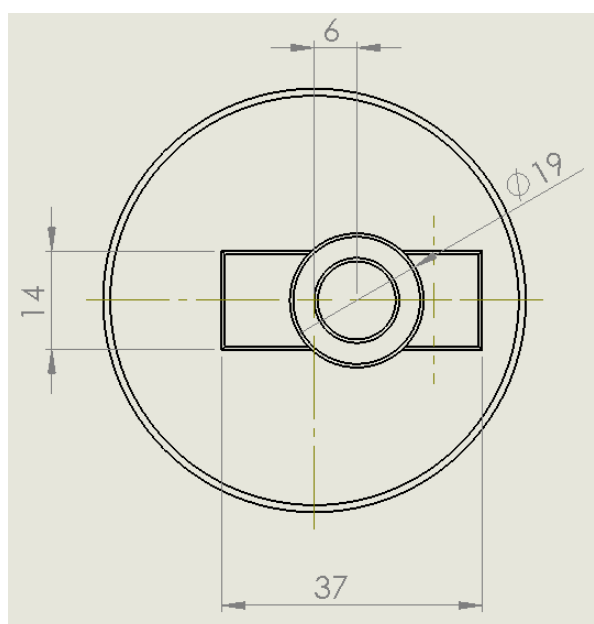


Figura 34 - Polia de acionamento. Vista superior do rolamento com excentricidade de 6,0 mm.

O movimento das guias de oscilação, que se dá pela translação do rolamento excêntrico, proporciona a oscilação desejada em um ângulo α , cuja amplitude é determinada pela excentricidade do rolamento em relação ao centro geométrico da polia e limitado pelas características do projeto do dispositivo. A figura 35 representa as posições da cuba em relação à posição de translação do rolamento excêntrico

bem como a posição relativa dos corpos de prova de Ti6Al4V e UHMWPE, relativas a cada posição da cuba, durante a translação do rolamento.

A cinemática do movimento oscilatório basculante da cuba altera a forma como os sinais decorrentes dos vetores das forças atuantes nos corpos de prova são captados pelo tribômetro. O sensor de força do tribômetro, de acordo com informações do fabricante, foi projetado para coletar os esforços tangenciais originários do movimento linear recíproco os quais se desenvolvem em um plano paralelo à mesa do tribômetro.

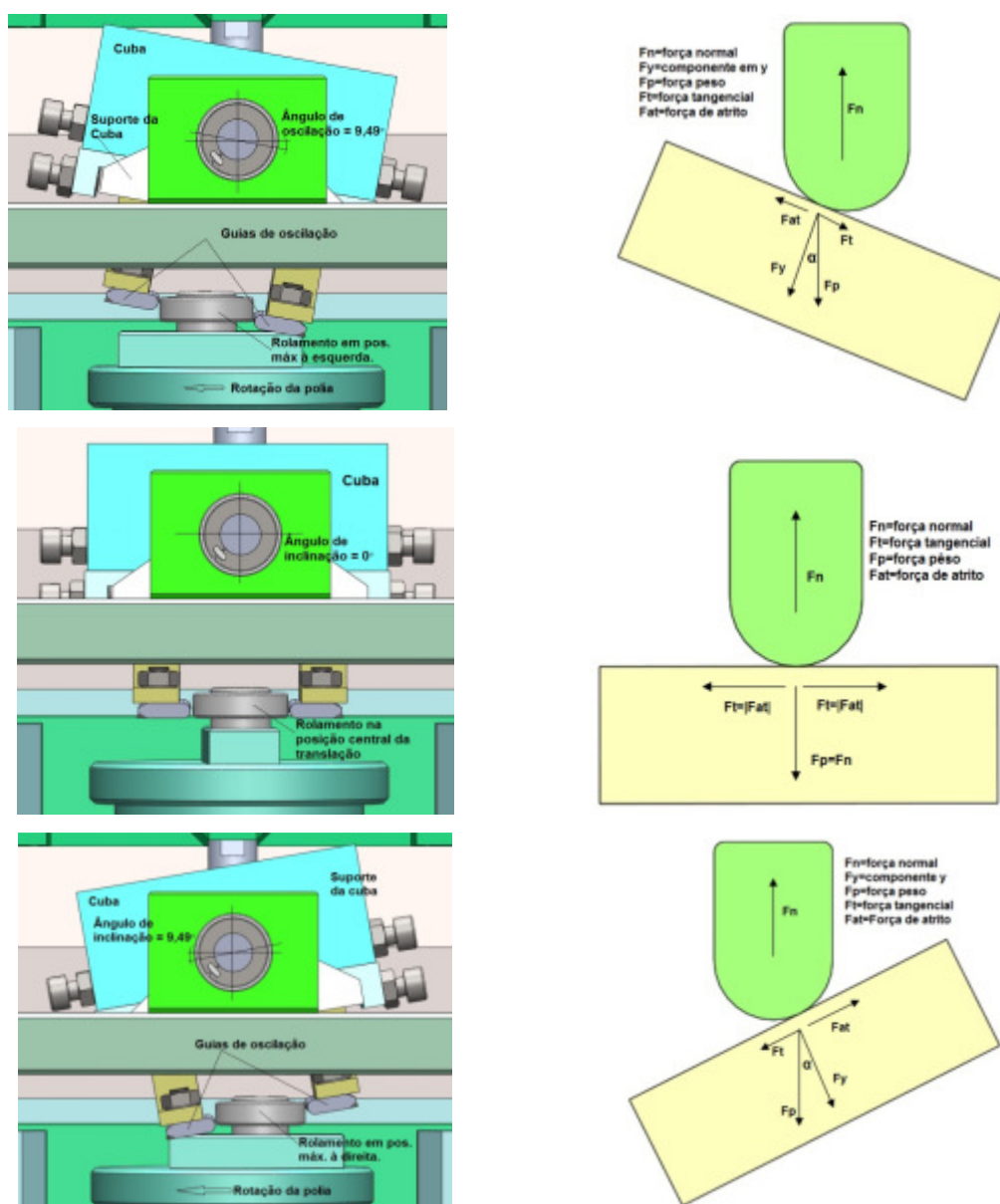


Figura 35 - Inclinação da cuba do dispositivo conforme a posição do rolamento excêntrico em sua translação sobre a polia e em contato com as guias de oscilação.

No movimento oscilatório basculante os vetores tangenciais acompanham a curvatura do corpo de prova de Ti6Al4V percorrendo a sua superfície em planos tangentes e sucessivos.

Essa alteração no movimento torna o valor do coeficiente de atrito indicado pelo software do equipamento não representativo do valor real, razão pela qual os valores desse coeficiente não foram considerados neste estudo.

Na execução do ensaio, o suporte da cuba que contém as amostras de UHMWPE e Ti6Al4V, tem movimento basculante em torno da linha de centro do seu eixo, transmitindo essa oscilação com amplitude angular máxima de $\pm 9,49^\circ$ para a cuba e conseqüentemente para o corpo de prova de UHMWPE. A cuba foi projetada para permitir que as amostras permaneçam imersas em fluido lubrificante durante o ensaio, bem como permitir, o ensaio a seco caso seja o desejado. O esquema do dispositivo com o detalhe da cuba e dos corpos de prova estão mostrados na figura 36.

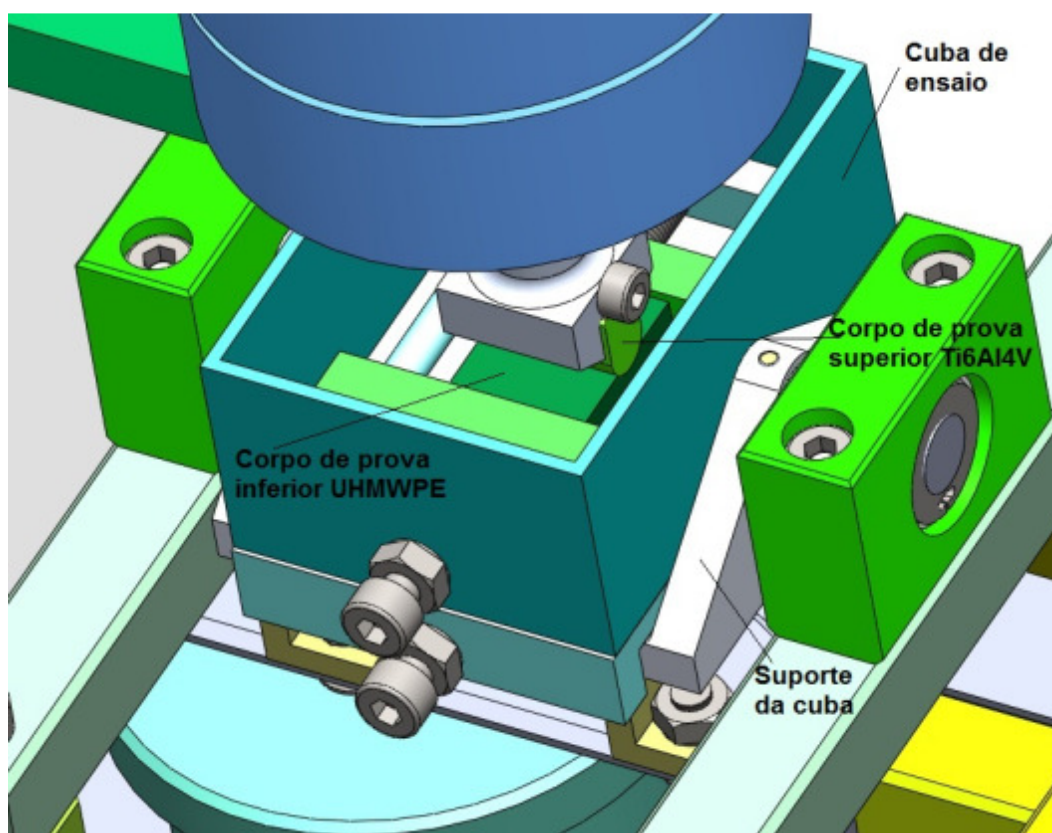


Figura 36 - Detalhe da montagem dos corpos de prova na cuba.
Posição do Ti6Al4V na haste do suporte da amostra e do UHMWPE na morça da cuba

A limitação do ângulo de oscilação é mostrada na figura 37, onde é possível notar que o ângulo não pode ser aumentado, pois resultará na colisão das guias de oscilação com o vernier na polia do tribômetro.

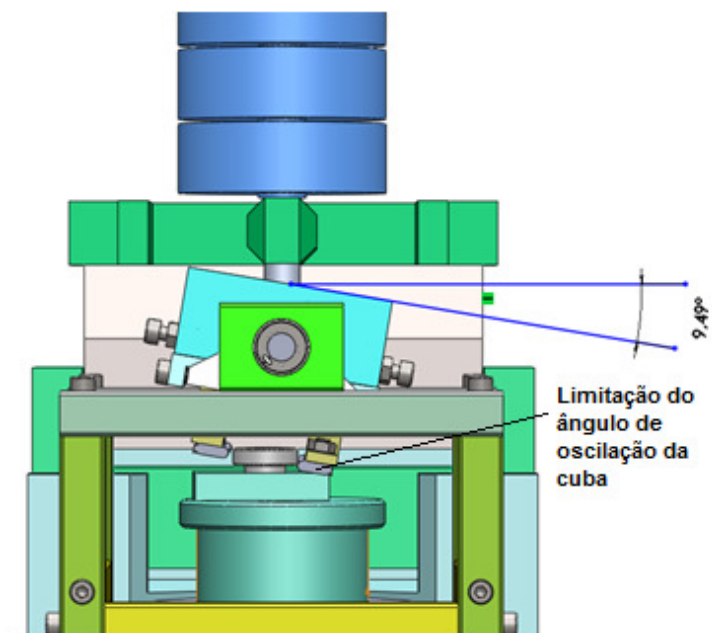


Figura 37 - Valor do ângulo de oscilação máximo do suporte da cuba da amostra. Ângulo decorrente da excentricidade de 6,0 mm do rolamento.

O corpo de prova de Ti6Al4V tem a sua superfície de contato com o corpo de UHMWPE com raio de curvatura de 3,0 mm, como ilustra a figura 38. O *arco* 2α , igual a $18,98^\circ$, equivale à distância percorrida por um ponto de contato entre os dois corpos de prova, no trajeto de ida na oscilação da cuba.

Para o cálculo da distância percorrida no ensaio, foi considerado o trajeto de "ida e de volta" no ciclo completo da oscilação, que percorre o semicírculo de contato, resultando no ângulo total de contato $4 \times \alpha = 37,96^\circ = 0,66253 \text{ rad}$.

Assim tem-se o comprimento "b" que é distância percorrida em um ciclo completo. Utiliza-se a equação 02 para o cálculo do comprimento do arco de contato.

Equação (Eq.02): cálculo do comprimento do arco "b".

$$b = 0,66253 \text{ rad} \cdot r \quad (\text{Eq.:02})$$

$$b = 1,9876 \text{ mm}$$

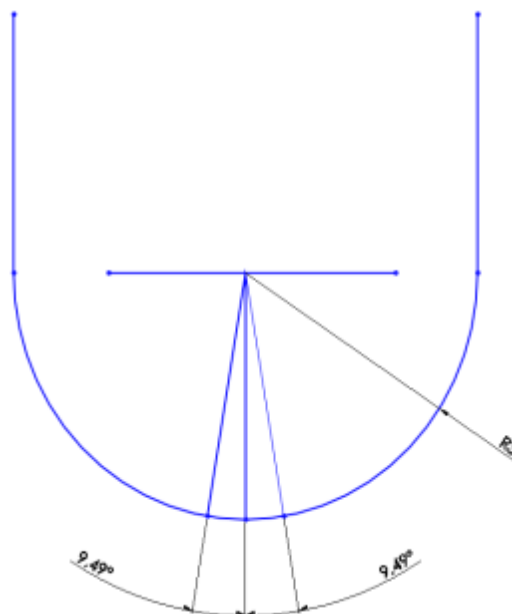


Figura 38 - Comprimento do arco traçado realizado durante o ensaio de desgaste, representado no corpo de prova de Ti6Al4V.

3.2 AVALIAÇÃO DA FUNCIONALIDADE DO DISPOSITIVO

Para os ensaios de avaliação da funcionalidade do dispositivo foram fabricados corpos de prova em UHMWPE e Ti6Al4V, sendo executados ensaios com o dispositivo acoplado tribômetro e ensaio com o seu módulo linear.

A configuração do tribômetro linear recíproco CSM[®] com o dispositivo acoplado é feita através do software Tribbox[®] com a inserção dos valores da carga de ensaio, duração do ciclo, a $\frac{1}{2}$ amplitude do rolamento excêntrico, dados dos materiais do par tribológico, além das condições do ambiente como temperatura e umidade relativa.

3.2.1 Fabricação dos corpos de prova em Ti6Al4V e UHMWPE

O quadro 4 apresenta as propriedades dos materiais dos corpos de prova de UHMWPE e Ti6Al4V utilizados na fabricação dos corpos de prova.

As geometrias de contato dos corpos de prova foram desenvolvidas de forma a aproximar a pressão Hertziana *in vitro* da que ocorre *in vivo*, com uma ENCJ, implantada.

Propriedades	Unidade	UHMWPE*	Ti6Al4V**
Densidade	g/cm ³	0,932 - 0,945	4,42
Temp. de Fusão	°C	138	1635
Tensão de Escoamento	MPa	21 - 28	918
Alongamento a ruptura	%	350 - 525	14
Resistência a ruptura	MPa	39 - 48	1034
Módulo de elasticidade	GPa	0,8 - 1,6	114
Resist. Impacto Charpy	kJ/m ²	>100	-
Dureza	Shore D	64	-
	Rockwell C	-	36
Absorção de água	%	0,01	-
Coeficiente de Poisson	-	0,4	0,34
Coeficiente de atrito Estático/Dinâmico	ASTM D 1894	0,09 - 0,1	-
Cristalinidade	%	65	-

Quadro 4 - Propriedades físicas e químicas gerais do UHMWPE e do Ti6Al4V
 Fonte:* Adaptado de SHEN *et. al.*, 2007 e Catálogo UTEC BRASKEM, 2009, ** FERNANDES, C. R., 2009.

Os corpos de prova em Ti6Al4V foram confeccionados por usinagem em torno com controle numérico computadorizado, CNC. As dimensões e geometria estão indicadas na figura 39.

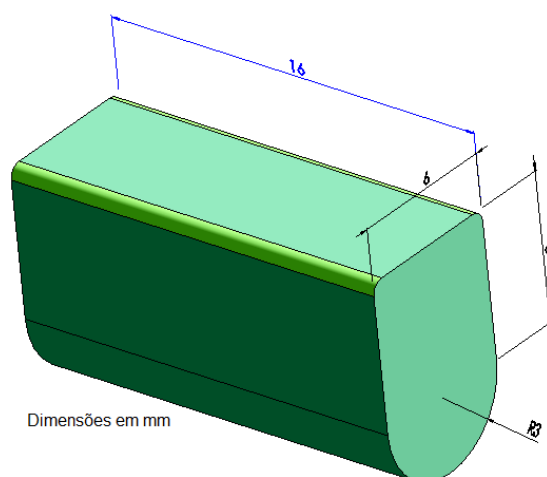


Figura 39 - Geometria do corpo de prova em liga de Ti6Al4V.

Os corpos de prova em UHMWPE foram confeccionados por usinagem, através de fresagem, nas dimensões e geometria indicadas na figura 40.

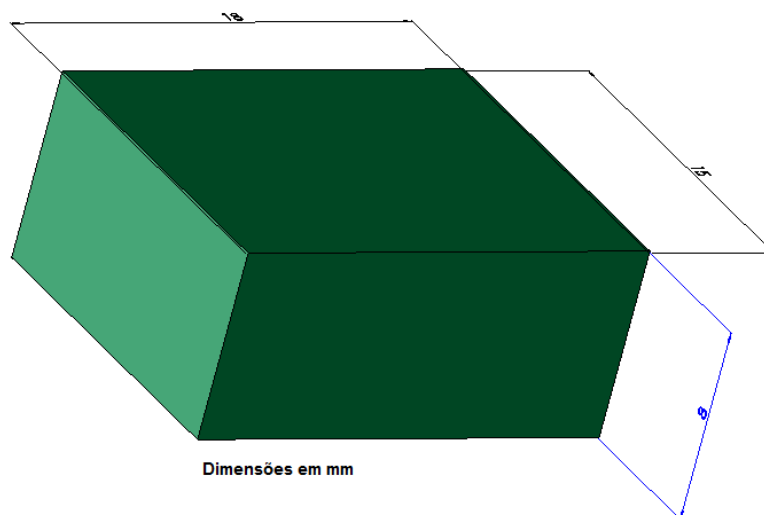


Figura 40 - Geometria do corpo de prova em UHMWPE.

Para a fixação dos corpos de prova no dispositivo, foram projetados porta amostras específicos para cada tipo de corpo de prova, conforme mostrado na figura 41.

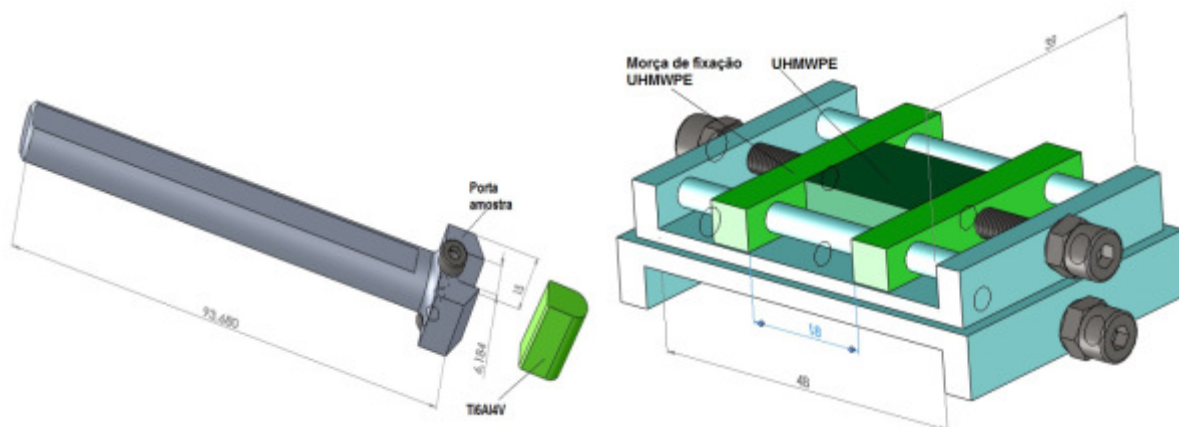


Figura 41 - Fixação do corpo de prova de Ti6Al4V (esquerda) e do corpo de prova UHMWPE (direita).

A superfície de ensaio do bloco de UHMWPE recebeu, após a sua usinagem, lixamento com lixa grana 1200 com lubrificação à água e rotação de 152 rpm na politriz metalográfica.

3.2.2 Dimensionamento da carga de ensaio

Por não existir especificação para o valor e para a forma de aplicação da carga para as ENCJ utilizou-se, para efeito neste estudo, o valor da força axial de 3.000 N.

A norma ASTM F1715-00^{e1} estabelece o valor mínimo de 2.000 N para os ensaios em ECJ em simuladores de marcha. Esta força deve ser constante durante todo o ciclo de flexão/extensão.

O valor de 3.000 N foi obtido considerando um paciente com massa corporal de 70,0 kg, (IBGE, 2008-2009), sobre esse valor, que representa a massa corporal, foi aplicado um fator de multiplicação de 4,2 (WEHNER *et al.*, 2009), obtendo-se, o valor equivalente a 2,9 kN, sendo considerado o valor de 3,0 kN para efeito dos cálculos.

Desta forma, para uma ENCJ, a força de contato em cada articulação, F, 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 mostra o esquema da figura 42.

As configurações de contato da pressão Hertziana na ENCJ e no tribômetro são mostradas nas figuras 43a e 43b, respectivamente (VINK, 2010).

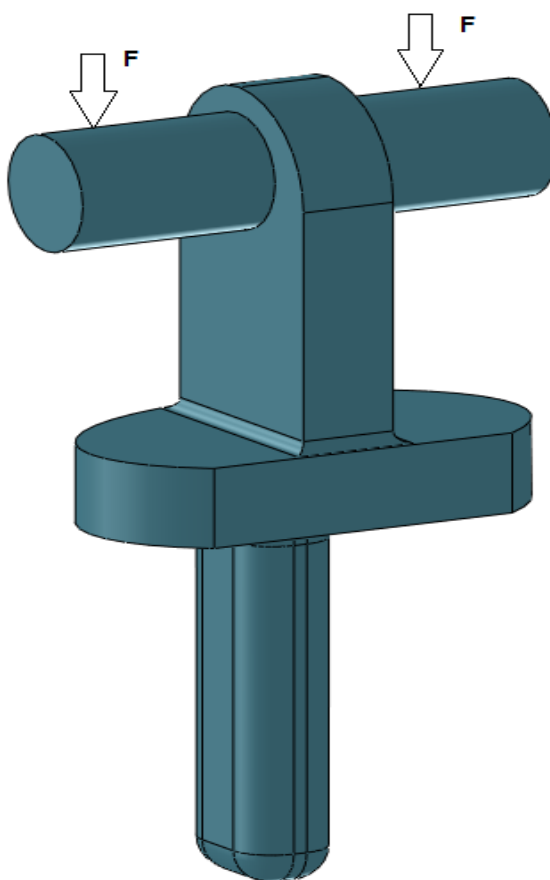


Figura 42 - Esquema do eixo da ENCJ em Ti6Al4V, mostrando a distribuição da força de 3,0 kN nos dois eixos (1,5 kN sobre cada eixo).

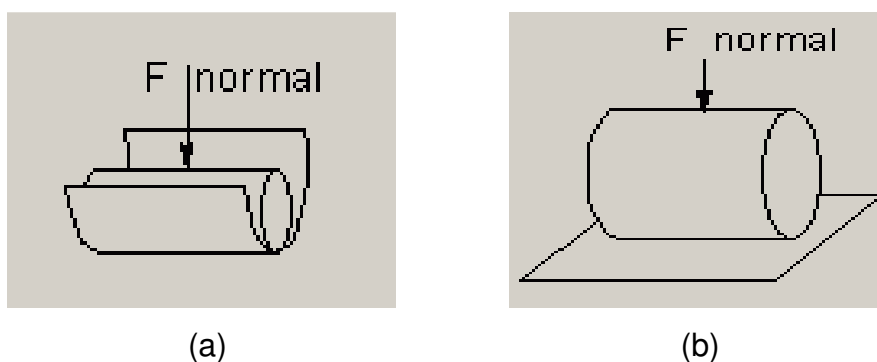


Figura 43 - Esquema do cálculo da pressão Hertziana de contato. (a) esquema de aplicação na endoprótese, (b) esquema de aplicação no tribômetro.

Para o cálculo da pressão Hertziana para o par Ti6Al4V / UHMWPE simulando uma ENCJ com um grau de liberdade, foi utilizado o Software livre HertzWin™, através do qual foram elaboradas as tabelas 1 e 2, com os valores da

pressão Hertziana, os parâmetros dos materiais e a configuração geométrica do acoplamento que simula a articulação na ENCJ e no tribômetro.

Tabela 1 - Valor da pressão Hertziana calculado no par UHMWPE e Ti6Al4V para a ENCJ

Propriedades	Unidade	UHMWPE	Ti6Al4V
Módulo de Young	GPa	1,2	134,33
Coeficiente de Poisson	-	0,4	0,34
Tipo do contato	-	Cilíndrico	Cilíndrico
Raio de contato	mm	-6,8	6,5
Comprimento do contato	mm	40	40
Força.	N	3000	3000
Pressão Hertziana de contato	15,14 MPa		

Fonte: resultado do software HertzWin™

A força de 25,35 N, utilizada para a equivalência entre a situação na ENCJ e a do ensaio no tribômetro, foi decorrente da soma das duas massas de ensaio disponíveis no laboratório de tribologia, acrescida do peso próprio do porta amostra do dispositivo. Com esse valor obteve-se a pressão de contato equivalente, indicada na tabela 2.

Tabela 2 - Valor da pressão Hertziana calculado no par UHMWPE e Ti6Al4V para o tribômetro

Propriedades	Unidade	UHMWPE*	Ti6Al4V**
Módulo de Young	GPa	1,2	134,33
Coeficiente de Poisson	-	0,4	0,34
Tipo do contato	-	plano	Cilíndrico
Raio de contato	mm	∞	3,0
Comprimento do contato	mm	15	15
Força.	N	25,35	25,35
Pressão Hertziana de contato	15,93 MPa		

Fonte: resultado do software HertzWin™

3.2.3 Ensaios de desgaste

Antes da execução dos ensaios, foram realizadas as medições da rugosidade superficial média Ra (μm) dos corpos de prova em rugosímetro de contato marca

Taylor Hobson 50i Série 2, no laboratório de Metrologia da PUCPR. Nos corpos de prova de UHMWPE foi utilizado um "cut-off" de 0,8 mm ao longo de um comprimento de 5,0 mm, equidistante das bordas, no sentido da sua maior dimensão e centralizado em relação a sua largura. Nos corpos de prova de Ti6Al4V foram realizadas medições no topo da superfície curva com o mesmo "cut-off".

No tribômetro, foram realizados três ensaios, sendo dois com o dispositivo acoplado e um com o módulo linear instalado para realização de um ensaio pino sobre plano.

O ensaio pino sobre plano foi realizado com a intenção de se comparar os valores do desgaste volumétrico, morfologia e tamanho aproximado das partículas geradas com os ensaios com o dispositivo acoplado no tribômetro.

Todos os ensaios foram realizados a seco.

Os ensaios tiveram duração de 500.000 ciclos motores, frequência de rotação da polia do tribômetro de 2,0 Hz e taxa de aquisição do sinal da célula de carga também de 2,0 Hz.

A quantidade de ciclos motores correspondeu a 1 milhão de trajetos, uma vez que são considerados pelo software na contagem dos ciclos, o percurso de "ida e volta" no movimento basculante de oscilação dos corpos de prova.

Para a quantidade de ciclos motores e a excentricidade imposta ao ensaio, a distância percorrida no trajeto de desgaste foi de aproximadamente 1.987,60 m.

3.2.3.1 Ensaio 01

Para o ensaio 01, os corpos de prova de Ti6Al4V e de UHMWPE tiveram as dimensões e geometrias conforme descrito nas figuras 39 e 40, respectivamente. Os corpos de prova estão mostrados na figura 44. Para este ensaio, a superfície de contato do corpo de prova de Ti6Al4V foi mantida com o acabamento final de usinagem no CNC.

Tanto os corpos de prova em UHMWPE quanto os em Ti6Al4V foram submetidos ao processo esterilização por Óxido de Etileno, EtO, seguido 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 95% 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.

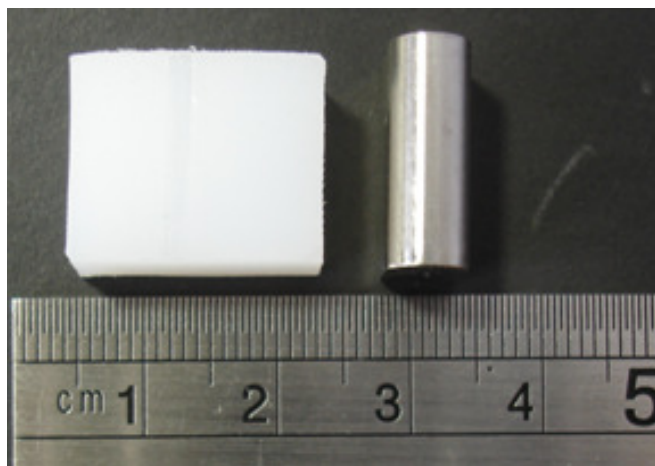


Figura 44 - Corpos de prova utilizados nos procedimentos de ensaio. UHMWPE à esquerda e liga de Ti6Al4V à direita.

No procedimento de limpeza, o álcool metílico 95% recomendado pela norma ASTM F732-00, foi substituído por o álcool etílico 70% 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).

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

A amostra em liga de Ti6Al4V foi fixada no alojamento do porta amostra localizado na extremidade da haste guia das massas de ensaio, que por sua vez é aparafusada ao sensor de força do tribômetro, conforme mostrado na figura 45.

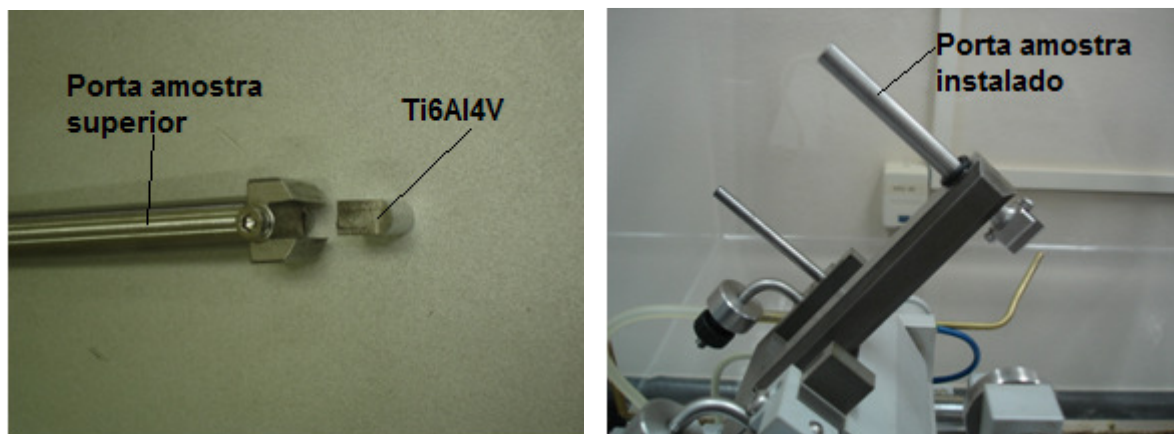


Figura 45 - Fixação do corpo de prova de Ti6Al4V no porta amostra (esquerda) e acoplamento no sensor de força do tribômetro (direita).

O corpo de prova de UHMWPE foi fixado no dispositivo tipo "morça" localizado no interior da cuba de ensaio e sua posição travada através dos parafusos e contraporcas posicionados externamente a cuba, conforme a figura 46.

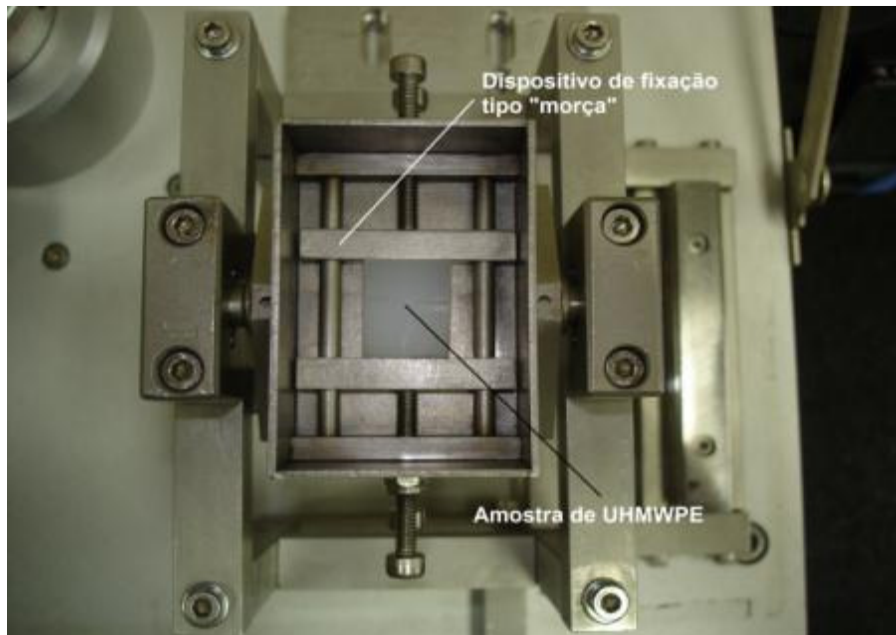


Figura 46 - Fixação do corpo de prova de UHMWPE dentro da cuba. Detalhe da fixação do tipo morça e travamento através de contra porcas.

A montagem dos corpos de prova no dispositivo de ensaio, está mostrada na figura 47.

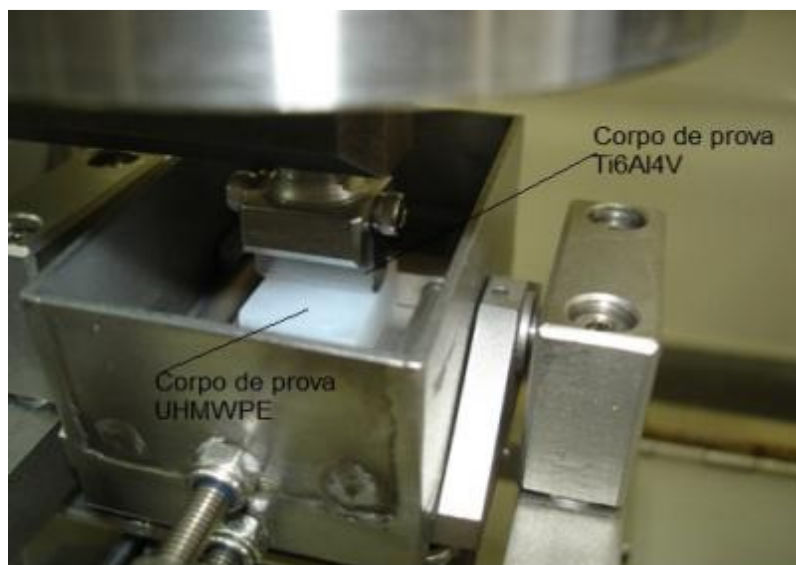


Figura 47 - Detalhe dos corpos de prova fixados no dispositivo. Corpo de prova de UHMWPE na parte inferior, apoiado na cuba e corpo de prova superior em Ti6Al4V fixado ao suporte de amostra

A figura 48 mostra o sistema montado e pronto para a execução do ensaio. O acionamento do mecanismo do tribômetro dá início ao movimento relativo oscilatório basculante entre o corpo de prova de UHMWPE e a superfície semicilíndrica de Ti6Al4V, sob a carga constante, aplicada através das massas apoiadas no sensor de forças do tribômetro e transmitida através da haste de suporte ao corpo de prova de Ti6Al4V.



Figura 48 - Dispositivo montado e pronto para acionamento. Cargas de ensaio instaladas e corpos de prova posicionados para ensaio.

Os valores dos parâmetros utilizados neste procedimento estão apresentados na tabela 3.

Tabela 3 - Parâmetros dos ensaios 01 e 02.

Parâmetros	Características
Carga aplicada	Constante e igual a 25,35 N
Nº. de Ciclos motores	500.000
Frequência	2,0 Hz
Fluido lubrificante	Sem fluido lubrificante
Temperatura ambiente	21,5 ± 1,5°C
Umidade relativa	60,0 ± 10%

O número de ciclos foi adotado em conformidade com a literatura disponível sobre os estudos de desgaste em endopróteses utilizando tribômetro e envolvendo o polímero UHMWPE (COLAÇO *et al.*, 2007) (LIU *et al.*, 2010).

Ao término dos 500.000 ciclos, os corpos de prova foram retirados do dispositivo, colocados em um béquer e submetidos ao enxágue em álcool etílico visando à remoção das partículas de desgaste. O líquido do enxágue, contendo as partículas, foi armazenado em tubo do tipo Falcon, devidamente identificado para análise por MEV. Os corpos de prova tiveram as superfícies de desgaste visualizadas em microscópio óptico.

A separação das partículas de UHMWPE do álcool etílico foi feita através de centrifugação a 1200 rpm por 10 min., retirada do sobrenadante que foi descartado, posicionamento do material do fundo do tubo em lâmina de microscópio, a qual foi levada para estufa à temperatura de 37°C, por 24 h. As partículas secas foram aderidas em fita de cobre dupla face para posterior análise por MEV.

Para a análise das partículas liberadas, foi utilizado MEV marca JEOL modelo JSM6360LV do Centro de Microscopia Eletrônica da UFPR. A morfologia das partículas foi descrita obedecendo aos critérios e recomendações estabelecidos na norma ASTM F 1877- 05.

A visualização das superfícies dos corpos de prova antes e depois dos ensaios foi realizada no microscópio óptico Zeiss[®], modelo IMAGER-M1m, com a utilização do software AxioVision[®], no Laboratório de Tribologia e Revestimentos da UFPR.

As medições do canal de desgaste do corpo de prova de UHMWPE, para obtenção do desgaste volumétrico, foram realizadas com o perfilômetro Veeco Instruments modelo DEKTAK-150 do Laboratório de Dispositivos Nanoestruturados - DiNE do Departamento de Física da UFPR.

Os parâmetros principais utilizados na configuração desse equipamento estão indicados na tabela 4.

Tabela 4 - Configuração do Perfilômetro DEKTAK-150

Características	Valores
Raio da ponta de medição	12,5 μm
Comprimento de medição	3000.0 μm
Tempo de medição	250 s
Resolução, por amostra	0.040 μm
Força aplicada na ponta de medição	3,00 mg

Os valores obtidos na perfilometria permitiram a obtenção do desgaste volumétrico dos ensaios executados.

Equação (Eq.03): cálculo do desgaste volumétrico V .

$$V = A \times c \quad (\text{Eq.: 03})$$

onde:

V = desgaste volumétrico mm^3 .

A = área da seção transversal do canal de desgaste em mm

C = comprimento do canal de desgaste em mm que coincide com largura do corpo de prova de UHMWPE, igual a 15,0 mm .

3.2.3.2 Ensaio 02

Para o ensaio 02, os corpos de prova de Ti6Al4V e de UHMWPE tiveram as mesmas dimensões e geometrias do ensaio 01. O corpo de prova de Ti6Al4V teve a sua superfície de contato polida eletroliticamente.

Todos os demais procedimentos e parâmetros utilizados no ensaio 01 foram reproduzidos no ensaio 02.

3.2.3.3 Ensaio 03

Para o ensaio 03, a geometria do corpo de prova em Ti6Al4V consistiu em um pino esférico, conforme a figura 49, resultando em uma pressão Hertziana de contato com o UHMWPE de 102,97 MPa, cujo esquema é mostrado na figura 50.

Para este ensaio, a superfície de contato do corpo de prova de Ti6Al4V foi mantida com o acabamento final de usinagem no CNC.



Figura 49 - Geometria e dimensões do pino de Ti6Al4V.

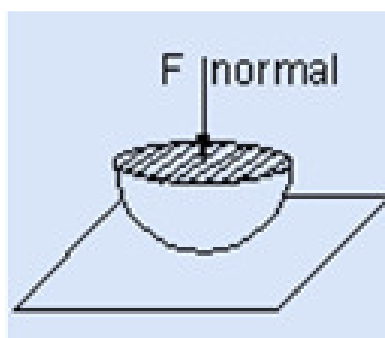


Figura 50 - Esquema do contato Hertziano esfera sobre plano.

Para o cálculo da pressão Hertziana para o par Ti6Al4V / UHMWPE em ensaio pino sobre plano, foi utilizado o Software livre HertzWin™, através do qual foi elaborada a tabela 5, com os valores da pressão Hertziana, os parâmetros dos materiais e a configuração geométrica do acoplamento.

Tabela 5 - Valor da pressão Hertziana calculado para o par UHMWPE e Ti6Al4V, pino sobre plano.

Propriedades	Unidade	UHMWPE	Ti6Al4V
Módulo de Young	GPa	1,2	134,33
Coeficiente de Poisson	-	0,4	0,34
Tipo do contato	-	Plano	Esférico
Raio de contato	mm	∞	3,0
Força	N	25,35	25,35
Pressão Hertziana de contato	102,97 MPa		

Fonte: resultado do software HertzWin™

Todos os demais procedimentos utilizados no ensaio 01 foram reproduzidos no ensaio 03.

Os parâmetros da configuração no tribômetro estão indicados na tabela 6.

O tribômetro foi configurado com o módulo linear conforme mostrado na figura 51, realizando o ensaio do tipo pino sobre plano.

Todos os tratamentos dados aos corpos de prova, bem como às partículas de desgaste, terminados os 500.000 ciclos deste ensaio, foram idênticos aos realizados no ensaio 01.

Tabela 6 - Parâmetros de configuração do tribômetro no ensaio 03.

Parâmetros	Características
Carga aplicada	Constante e igual a 25,35 N
Nº. de Ciclos motores	500.000
½ amplitude no tribômetro	2,0mm
Frequência	2,0 Hz
Fluido lubrificante	Sem fluido lubrificante
Temperatura ambiente	21,5 ± 1,5°C
Umidade relativa	60,0 ± 10%

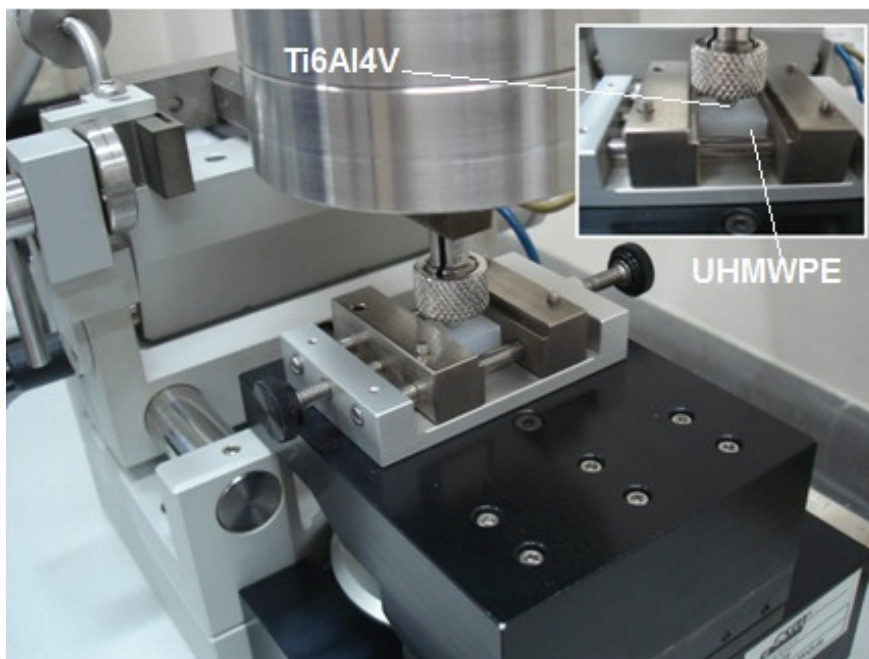


Figura 51 - Ensaio pino sobre plano entre UHMWPE e Ti6Al4V. Tribômetro com o módulo linear instalado, pronto para acionamento.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Para facilitar a visualização das figuras e melhor compreensão do texto, os resultados estão apresentados em conjunto com a discussão. Este capítulo foi dividido em dois tópicos, um relacionado ao dispositivo e outro aos ensaios executados com o objetivo de avaliar a funcionalidade do dispositivo de adaptação ao Tribômetro Linear Recíproco CSM[®].

4.1 DESENVOLVIMENTO E IMPLEMENTAÇÃO DO DISPOSITIVO

A intenção deste estudo foi desenvolver e implementar um dispositivo para ser adaptado ao Tribômetro Linear Recíproco CSM[®], avaliando o seu comportamento em ensaios de desgaste, simulando o movimento da ENCJ.

Depois de estudado o funcionamento do tribômetro e realizado o seu levantamento dimensional, foi definido o tipo de mecanismo necessário para a alteração do movimento linear recíproco, próprio do tribômetro, para o movimento basculante oscilatório, semelhante ao da ENCJ.

Utilizando-se dos parâmetros e cálculos apresentados na metodologia, o projeto foi concebido como apresentado na figura 52 para acoplamento ao tribômetro, como ilustra a figura 53, realizando, dessa forma, o estabelecido nos objetivos específicos 1 e 2 deste estudo.

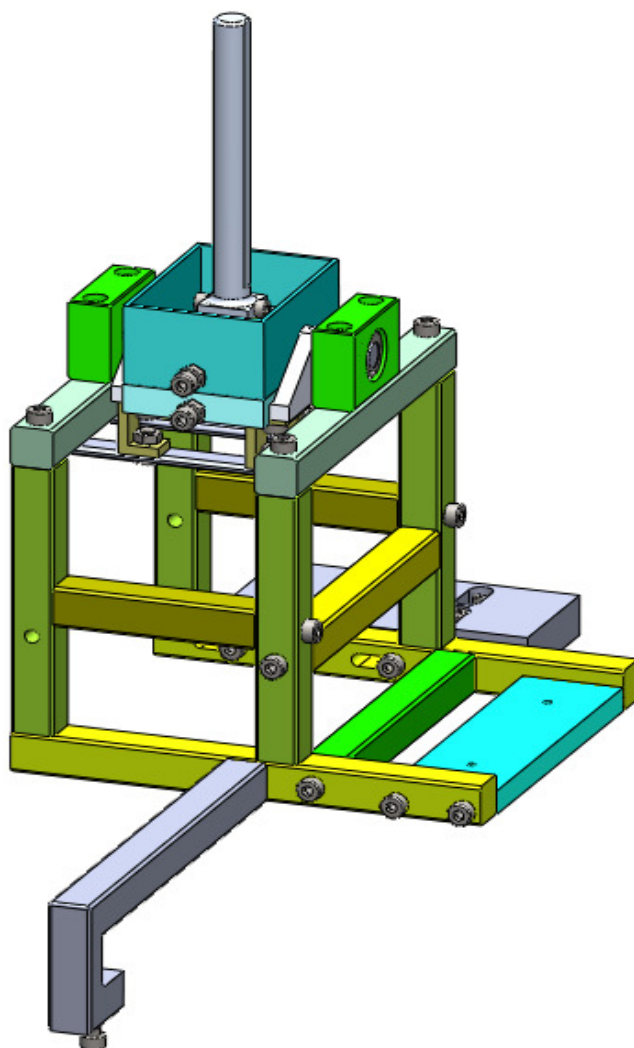


Figura 52 - Dispositivo adaptador ao Tribômetro Linear CSM[®].

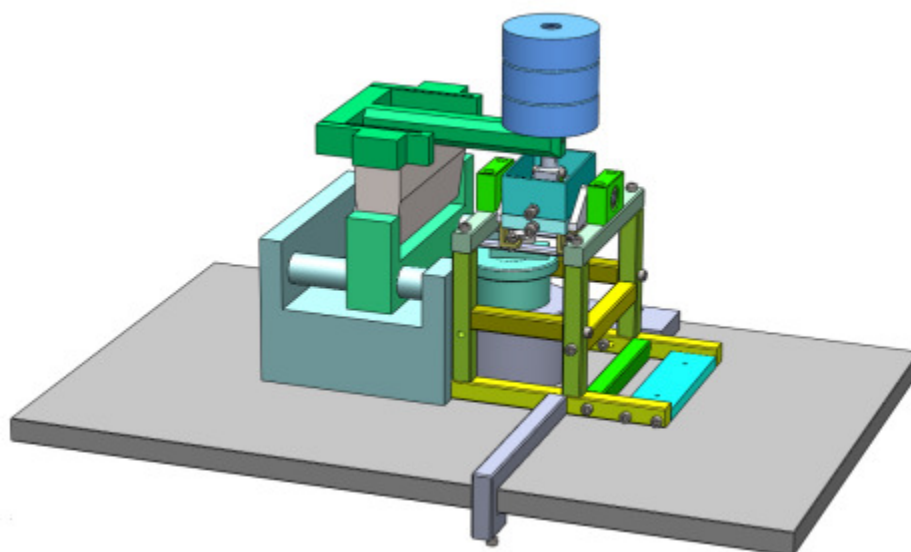


Figura 53 - Vista da montagem do adaptador no Tribômetro Linear CSM[®]

A figura 54 mostra o dispositivo pronto para ser acoplado ao tribômetro (A) e com o seu acoplamento concluído (B).

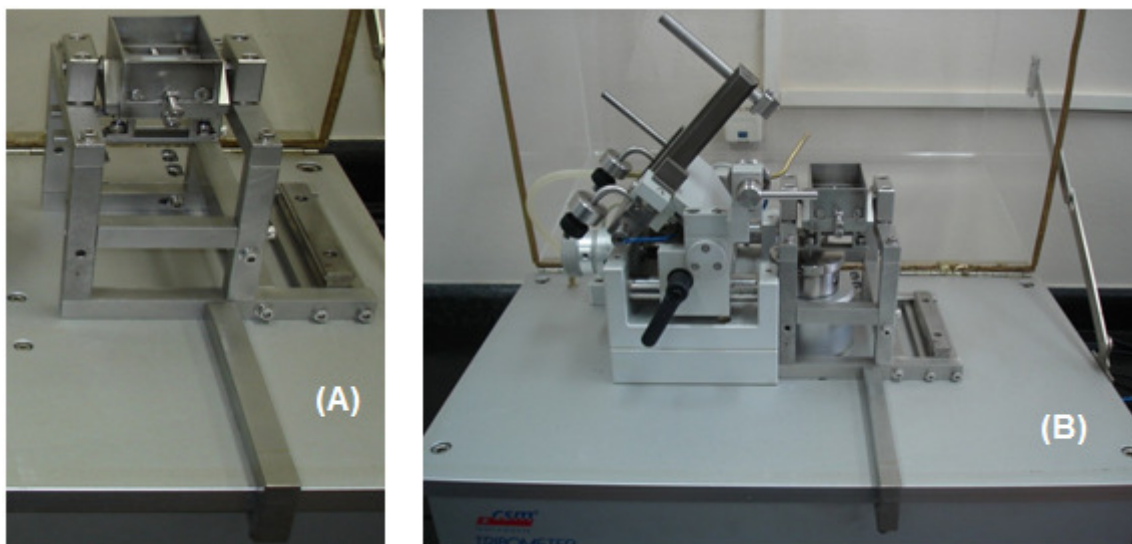


Figura 54 - Vista do dispositivo isolado (A) e do dispositivo acoplado ao tribômetro (B).

O dispositivo permitiu acoplamento perfeito ao tribômetro, utilizando a configuração existente na mesa do seu gabinete, sem interferências com os sistemas inerentes desse equipamento.

Não há, na literatura, relatos sobre dispositivos simuladores da articulação de uma ENCJ razão pela qual esse dispositivo representa uma importante contribuição na análise do desgaste desse tipo de endoprótese.

O dispositivo, instalado no tribômetro após a retirada do módulo de movimento linear recíproco realizou, de forma adequada, a conversão do movimento de translação do rolamento excêntrico da polia de acionamento para o movimento oscilatório basculante, sob carga constante e subentendendo um ângulo total de $37,96^\circ$.

O movimento oscilatório basculante representou, com aproximação, a condição de utilização da ENCJ que possui um grau de liberdade em sua articulação.

Os relatos da literatura sobre ensaios de endopróteses ortopédicas indicam, com frequência, a utilização de carga variável simulando o ciclo de esforços do

movimento da marcha durante uma caminhada. As normas de ensaio de endopróteses ortopédicas também especificam uma variação da carga durante esse movimento (ASTM F1715-00^{e1}) (AFFATATO *et al.*, 2008). No entanto, estudos tribológicos de biomateriais utilizando dispositivos específicos que não os simuladores de marcha, empregaram carga constante (REIS *et al.*, 1999) (XIONG *et al.*, 2001). Como o objetivo deste estudo foi construir um dispositivo para acoplamento em tribômetro, simulando o movimento de uma ENCJ para posterior análise do desgaste, e considerando que o tribômetro não permite a aplicação de carga variável, utilizou-se uma carga constante nos ensaios de avaliação da funcionalidade do dispositivo.

O ângulo de $37,96^\circ$, que equivale ao trajeto de ida de volta do corpo de prova no movimento de oscilação basculante, é o valor máximo permitido pela excentricidade do rolamento do tribômetro. Um aumento da excentricidade para se obter um ângulo maior causaria a colisão das guias de oscilação com o vernier na polia do tribômetro, impedindo o funcionamento do equipamento. Esse ângulo representa o dobro do ângulo de articulação desse movimento, que é de $18,98^\circ$. Relatos obtidos de portadores de ENCJ indicam que o ângulo de articulação da ENCJ é inferior a 60° . Essa diferença entre o ângulo da ENCJ e aquele que o dispositivo propicia, pode ser compensada com o aumento do número de ciclos de forma a se ter um trajeto de desgaste semelhante.

Durante a sua utilização, que totalizou $4,0 \times 10^6$ ciclos, o dispositivo não apresentou falhas na sua estrutura, demonstrando uma correta adequação do projeto, construção e funcionalidade. Para avaliar esses parâmetros foram realizadas inspeções visuais diárias. Depois de cada ensaio foi constatado que os parafusos de montagem da estrutura mantiveram-se íntegros não apresentando afrouxamento ou quaisquer movimentos. Os dois rolamentos situados nos mancais do suporte da cuba não apresentaram ruídos ou folgas, assim como as fixações dos eixos no suporte da cuba. O sistema basculante manteve-se alinhado em relação às vigas e aos pontos de referência de montagem do dispositivo no tribômetro durante todo o procedimento de ensaio e as guias de oscilação não apresentaram soltura ou desalinhamentos em relação ao suporte da cuba.

4.2 AVALIAÇÃO DO DISPOSITIVO

Para a avaliação do dispositivo, ou seja, a verificação da sua capacidade de executar ensaios de desgaste acoplado ao tribômetro utilizando as suas funções, bem como avaliar se o movimento e a tensão Hertziana são similares aos encontrados nas ENCJ, foram executados ensaios utilizando corpos de prova de UHMWPE e Ti6Al4V.

Os parâmetros utilizados para a avaliação do dispositivo foram a visualização da superfície de desgaste dos corpos de prova e a medição do desgaste volumétrico imposto pelo Ti6Al4V sobre o UHMWPE. Este procedimento permitiu realizar o terceiro objetivo específico.

4.2.1 Ensaio 01

Antes da execução do ensaio, o valor da rugosidade, R_a , do corpo de prova de Ti6Al4V com acabamento final de usinagem foi de $0,628 \mu\text{m}$ e do corpo de prova de UHMWPE foi de $0,265 \mu\text{m}$.

A figura 55 apresenta imagens da microscopia óptica dos corpos de prova de UHMWPE e Ti6Al4V, após completados 500.000 ciclos.

A partir da imagem da superfície do bloco de UHMWPE mostrada na figura 55(A), pode-se notar que houve a formação de um canal de desgaste ao longo da superfície de contato, ou seja, as bordas são paralelas na maior parte da extensão do bloco. Isso demonstra o acoplamento entre as superfícies durante o ensaio. O acoplamento total e uniforme somente é obtido com alinhamento correto e adequado paralelismo entre os corpos de prova.

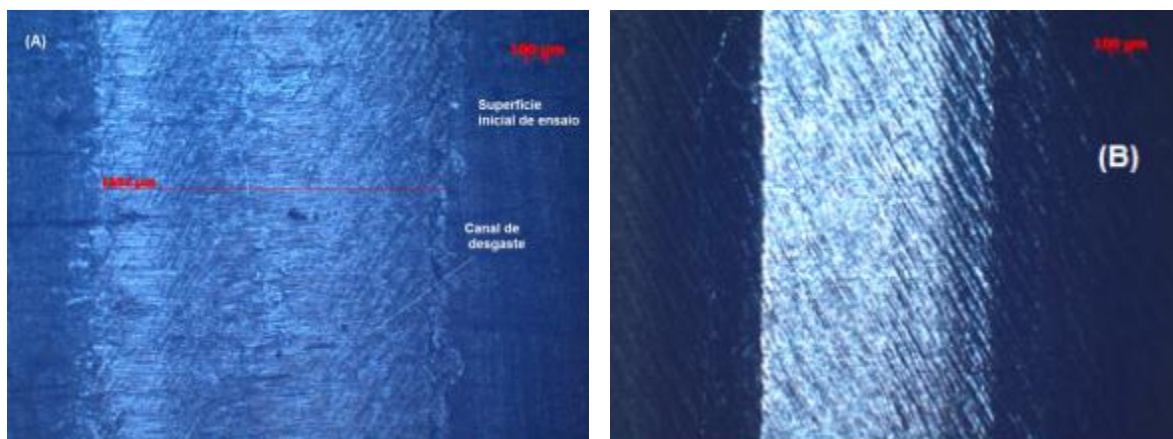


Figura 55 - Canal de desgaste no corpo de prova do ensaio 01.
 (A) Canal de desgaste ao longo da largura do corpo de prova de UHMWPE, 50 x.
 (B) Superfície de desgaste do corpo de prova de Ti6Al4V, 50 x.

As irregularidades superficiais nos corpos de prova não afetaram os resultados deste trabalho, uma vez que o objetivo foi analisar a funcionalidade do dispositivo em relação à similaridade com o movimento da ENCJ implantada e à tensão Hertziana e não em relação ao desgaste entre os biomateriais.

A perfilometria da superfície de desgaste do corpo de prova de UHMWPE, realizada através do perfilômetro Veeco DEKTAK-150 está mostrada na figura 56. Foram realizadas quatro medições transversais ao eixo maior do canal de desgaste e o valor do desgaste volumétrico foi calculado a partir da média aritmética desses valores.

O desgaste volumétrico, obtido através da equação 03, foi de $2,93 \times 10^{-2} \text{ mm}^3$, sendo o valor médio das áreas de $1,95 \times 10^{-3} \text{ mm}^2$ e desvio padrão de $9,04 \times 10^{-4} \text{ mm}^2$. A obtenção do desgaste volumétrico com o dispositivo acoplado ao tribômetro foi possível com a técnica da perfilometria, utilizando o equipamento Veeco DEKTAK-150, no Laboratório de Dispositivos Nanoestruturados-DiNE da UFPR.

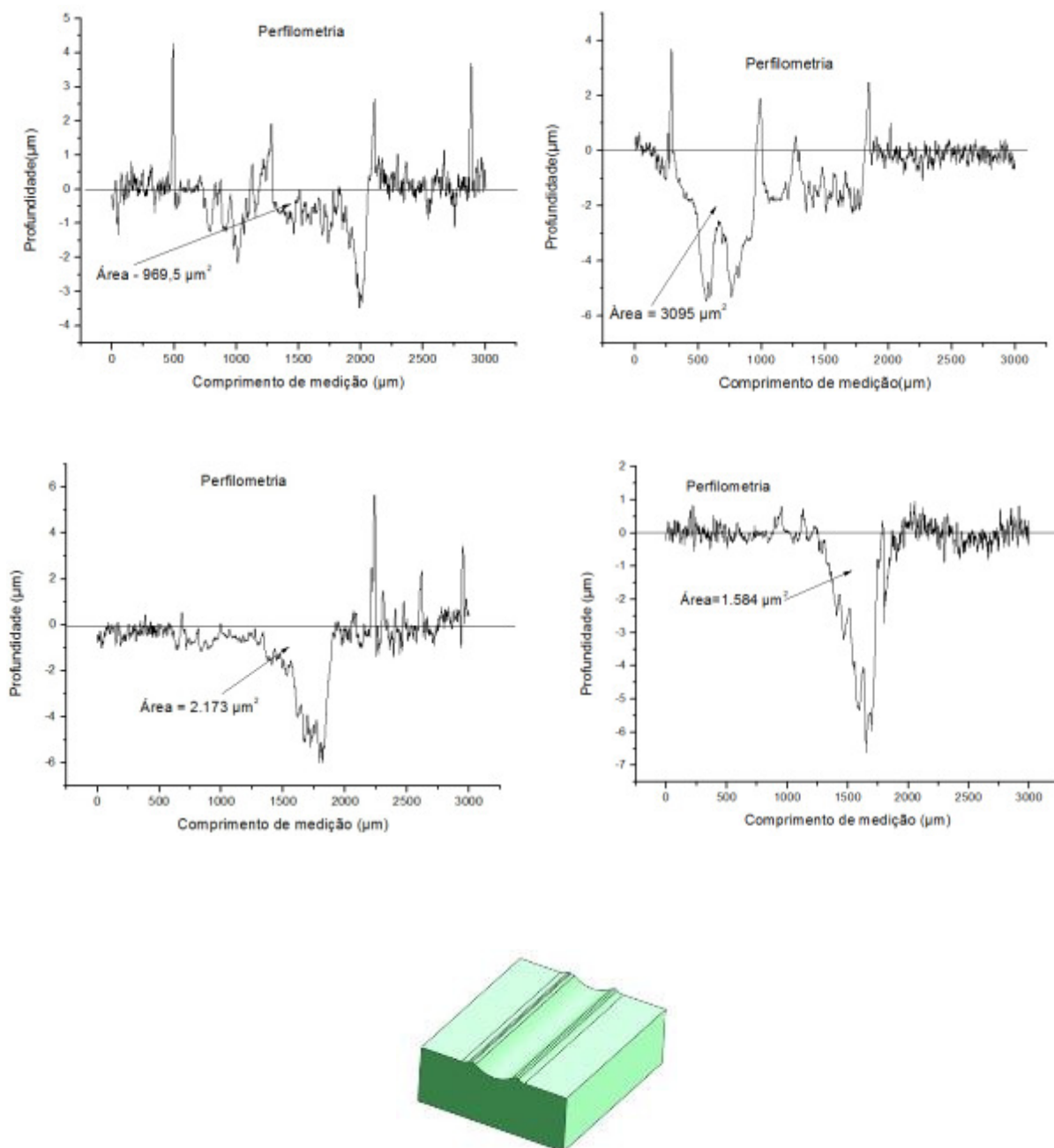


Figura 56 - Perfilometria do corpo de prova de UHMWPE, ensaio 01. Área da seção transversal do canal de desgaste (diagramas), esquema do canal de desgaste (abaixo). Foram realizadas quatro medições transversais ao comprimento do canal.

Essa técnica de perfilometria mostrou-se adequada para o procedimento de medição do desgaste nos corpos de prova do experimento, cujas dimensões foram projetadas para utilização no dispositivo, pois a pesagem em balança analítica não foi eficiente para mensurar a grandeza de desgaste apresentada, assim como o procedimento através da perfilometria com dispositivo Nanoindentador.

As imagens da microscopia eletrônica de varredura (MEV) das partículas de desgaste são apresentadas na figura 57.

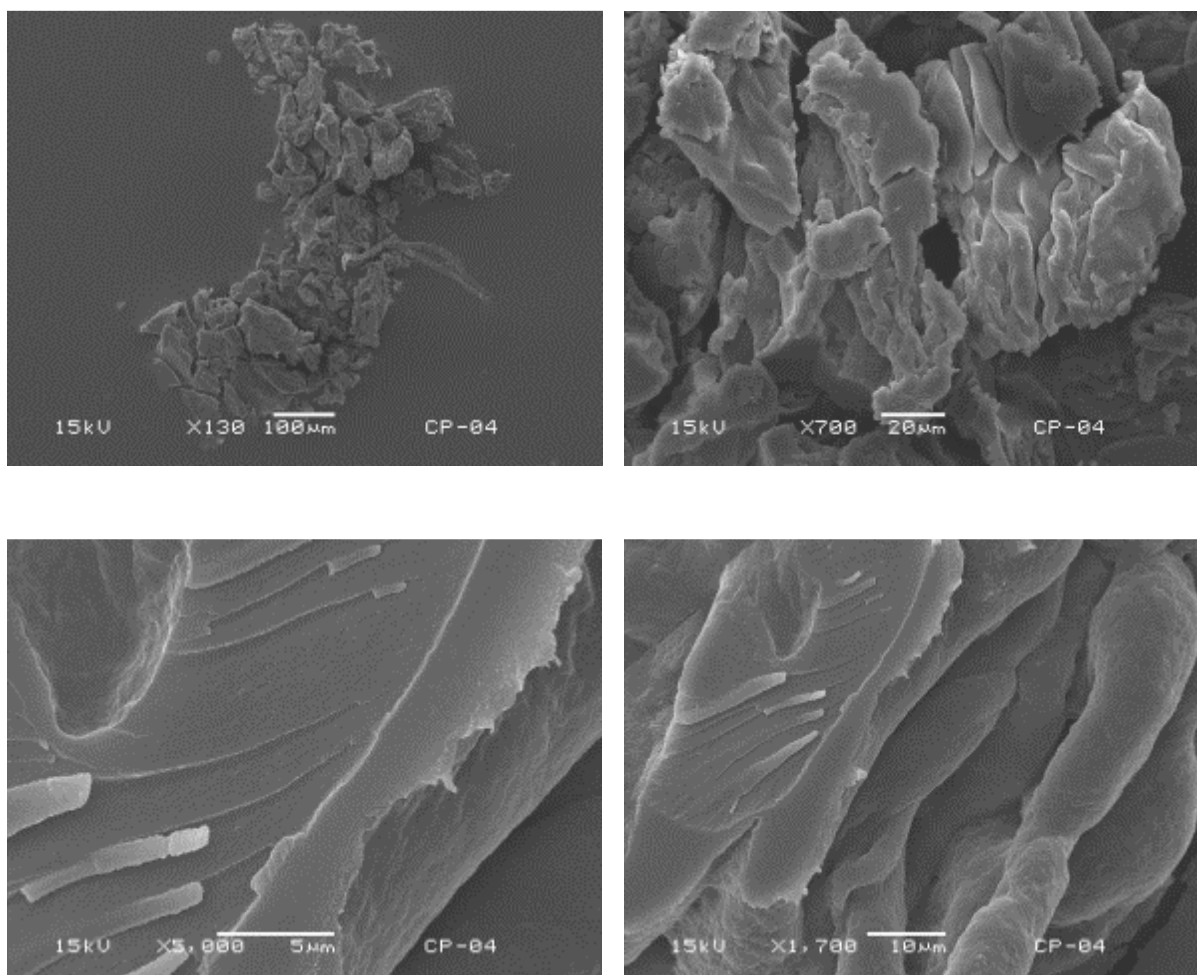


Figura 57 - Imagens por MEV das partículas de desgaste do ensaio 01. Estruturas em formato aglomerado e laminar.

Apesar das partículas visualizadas por MEV apresentarem formatos similares aos classificados na norma ASTM F 1877-05 como sendo aglomerados, lascas irregulares de aspecto liso e de aspecto rugoso. Não é possível discutir esses resultados uma vez que o número de corpos de prova não foi suficiente para uma avaliação estatística. No entanto, é possível verificar que ocorreu provável desgaste por abrasão, característica de movimento relativo entre uma superfície com rugosidade e dureza superior a outra (RADI *et al.*, 2007).

Uma pesquisa para obter dados característicos de desgaste, com a finalidade de validar o dispositivo teria, necessariamente, um maior número de ensaios.

4.2.2 Ensaio 02

Antes da execução do ensaio, o valor da rugosidade, Ra, do corpo de prova de Ti6Al4V com acabamento final de usinagem seguido de polimento eletrolítico foi de $0,277 \mu\text{m}$ e do corpo de prova de UHMWPE foi de $0,285 \mu\text{m}$.

A figura 58 apresenta imagens da microscopia óptica dos corpos de prova de UHMWPE e Ti6Al4V, após completados 500.000 ciclos.



Figura 58 - Canal de desgaste no corpo de prova do ensaio 02.
(A) Canal de desgaste ao longo da largura do corpo de prova de UHMWPE, 50 x.
(B) Superfície de desgaste do corpo de prova de Ti6Al4V, 50 x.

A partir da imagem da superfície do bloco de UHMWPE mostrada na figura 58(A) pode-se notar que, assim como no ensaio 01, houve a formação de um canal de desgaste ao longo da superfície de contato, embora as deficiências na sua usinagem tenham persistido, causando os mesmos efeitos do primeiro ensaio.

A figura 58(B) mostra que o polimento eletrolítico eliminou as linhas usinagem que foram nítidas no corpo de prova do ensaio 01. Apesar de não ser esse o acabamento ideal, ele está mais próximo do desejável para um ensaio de desgaste.

A perfilometria realizada através do perfilômetro Veeco DEKTAK-150 está mostrada nos diagramas da figura 59. Foram realizadas quatro medições transversais ao eixo maior do canal de desgaste e o valor do desgaste volumétrico foi calculado a partir da média aritmética desses valores.

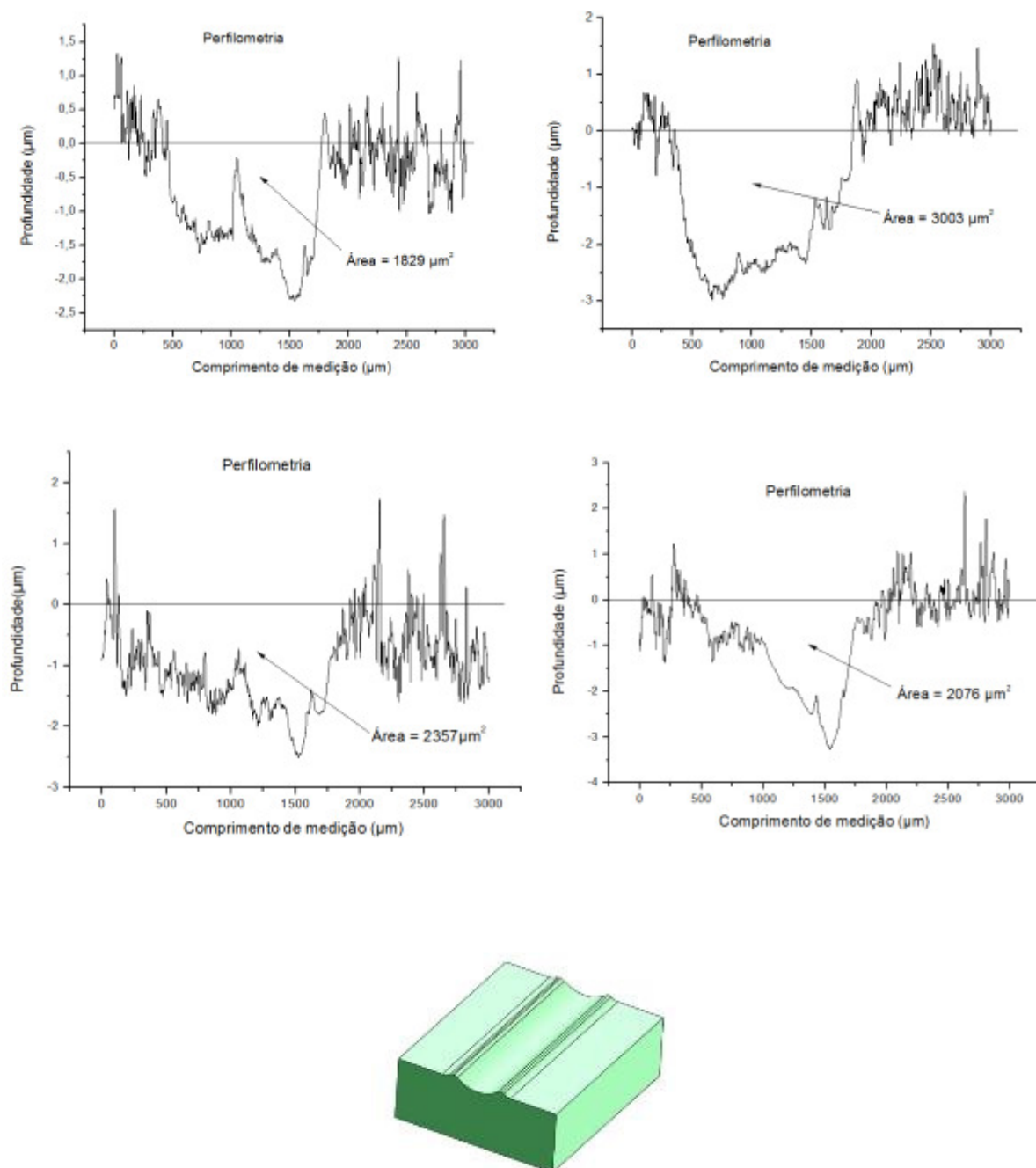


Figura 59 - Perfilometria do corpo de prova de UHMWPE, ensaio 02. Áreas da seção transversal do canal de desgaste (diagramas), esquema do canal de desgaste (abaixo). Foram realizadas quatro medições transversais ao comprimento do canal.

O desgaste volumétrico, obtido através da equação 03, foi de $3,47 \times 10^{-2} \text{ mm}^3$, sendo o valor médio das áreas de $2,31 \times 10^{-3} \text{ mm}^2$ e desvio padrão de $5,06 \times 10^{-4} \text{ mm}^2$. O valor do desgaste volumétrico deste ensaio em relação ao obtido para o ensaio 01 ($2,93 \times 10^{-2} \text{ mm}^3$) foi maior, quando o esperado seria um valor menor, uma vez que o corpo de prova de Ti6Al4V teve a sua superfície de contato com o

UHMWPE, alterada através de polimento eletrolítico, que resultou em rugosidade menor, 0,277 μm , do que a do corpo de prova do ensaio 01, 0,628 μm .

Embora tenha sido ensaiado apenas um corpo de prova com as características diferenciadas em relação ao acabamento superficial, os valores próximos dos desgastes volumétricos podem sugerir que a rugosidade superficial, neste caso, não teve influência tão determinante no desgaste quanto o mecanismo do movimento relativo entre as peças e as tensões nos pontos de contato.

As partículas mais arredondadas presentes nas imagens da microscopia eletrônica de varredura (MEV), apresentadas na figura 60, sugerem desgaste por adesão, onde ocorre a deformação plástica das saliências superficiais ou pontos de contato entre as superfícies em movimento relativo, gerando resistência ao seu movimento, produzindo fissuras que se propagam e formam crateras, gerando material particulado (RADI *et al.*, 2007).

No entanto, não existem elementos, neste estudo, que permitam identificar de forma precisa a causa desse fenômeno. Para tanto, se faz necessária a execução de um número maior de ensaios.

De acordo com a ASTM F 1877-05 as partículas, neste ensaio, podem ser classificadas como aglomerados irregulares e em flocos irregulares de aspecto rugoso e globular.

A forma e quantidade das partículas obtidas neste ensaio e no ensaio 01 apresentaram diferenças nas formas predominantes.

No ensaio 01 as partículas apresentaram dimensões maiores do que as produzidas no ensaio 02. As formas das partículas predominantes no ensaio 01 foram estruturas em aglomerados e formatos laminares, enquanto que no ensaio 02 a predominância foi de estruturas globulares irregulares e de flocos irregulares. A rugosidade maior na superfície do corpo de prova de Ti6Al4V do ensaio 01 em relação ao ensaio 02 é a causa provável dessa diferença, uma vez que os demais parâmetros desses ensaios foram idênticos.

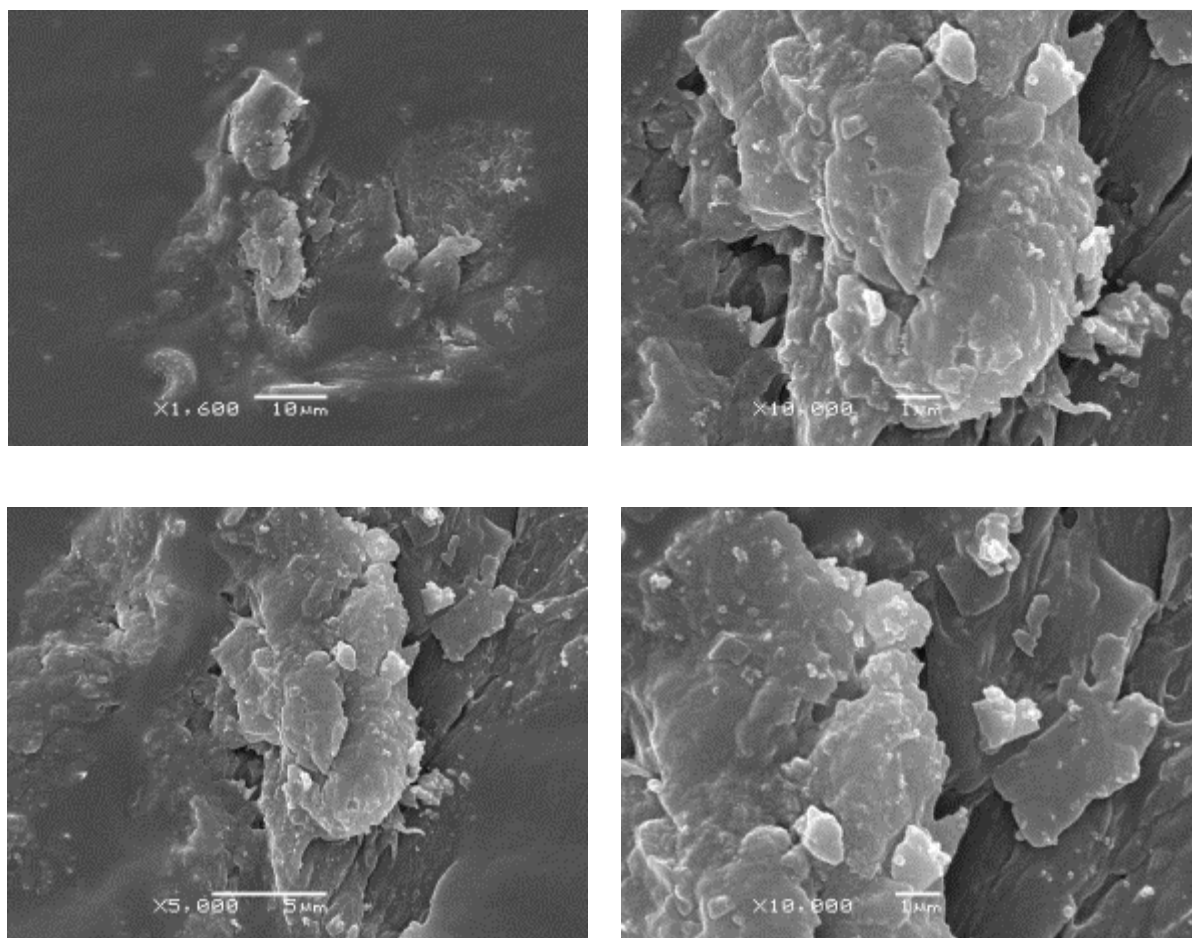


Figura 60 - Imagens por MEV das partículas de desgaste do ensaio 02 do corpo de prova UHMWPE. Estruturas no formato globular irregular e flocos irregulares

4.2.3 Ensaio 03

Antes da execução do ensaio, o valor da rugosidade, Ra, do corpo de prova de Ti6Al4V com acabamento final de usinagem foi de $0,525\ \mu\text{m}$ e do corpo de prova de UHMWPE foi de $0,299\ \mu\text{m}$.

A figura 61 apresenta imagens da microscopia óptica dos corpos de prova de UHMWPE e Ti6Al4V, após completados 500.000 ciclos.

A partir da imagem da superfície do bloco de UHMWPE mostrada na figura 61(A) e (B) pode-se notar a formação de uma trilha de desgaste regular, tipo do desgaste pino sobre plano.

A figura 61(C) mostra as linhas de usinagem no corpo de prova de Ti6Al4V as quais foram transferidas para o canal de desgaste do UHMWPE.

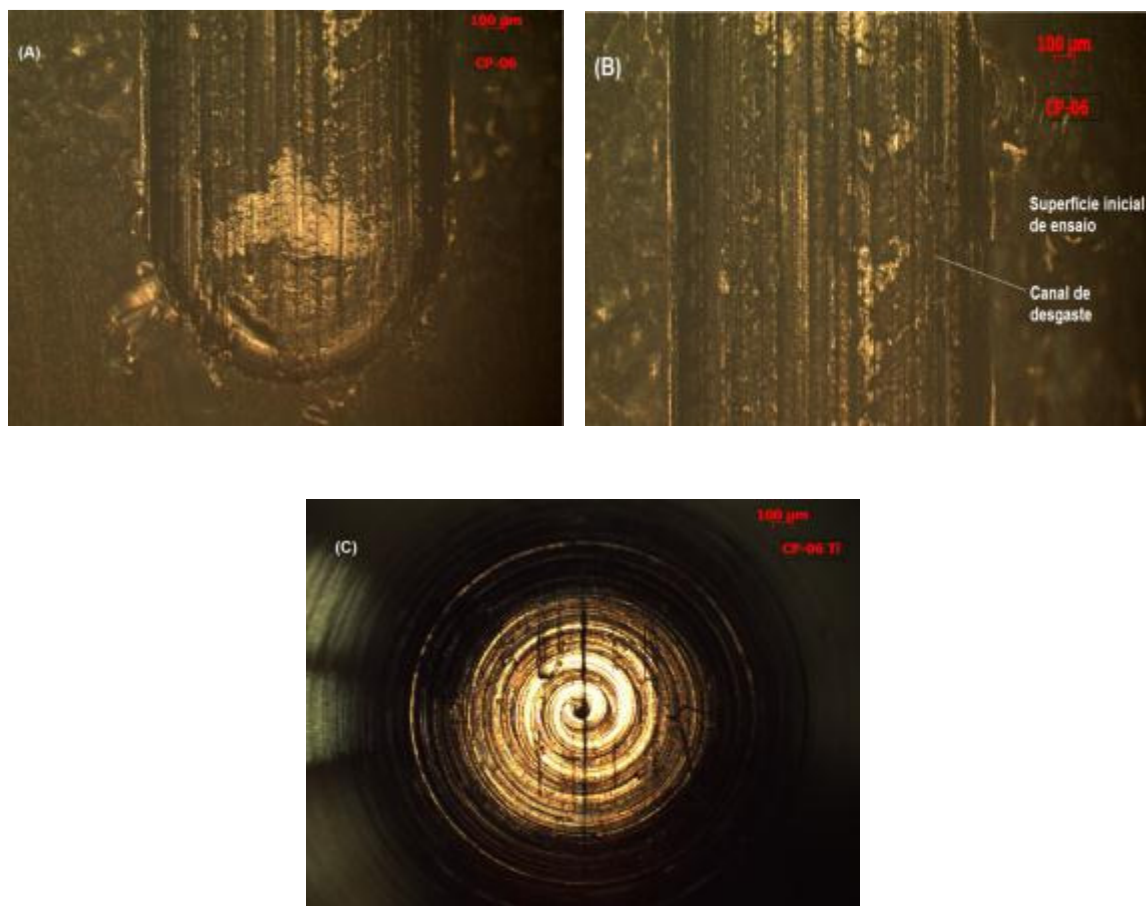


Figura 61 - Imagens dos corpos de prova do ensaio 03.
 (A) e (B) Canal de desgaste no UHMWPE, 50 x.
 (C) Superfície de contato do pino esférico de Ti6Al4V, 50 x.

Através do ensaio 03 foi possível verificar que as imagens mostram aspecto similar ao que foi obtido com os corpos de prova especialmente projetados para o dispositivo, o que sugere não ter havido interferência no funcionamento do tribômetro causada pelo dispositivo, que é um dos requisitos do projeto.

Neste ensaio foi possível comparar o valor do desgaste volumétrico do mesmo par de biomateriais em dois procedimentos distintos, um típico do tribômetro e outro simulando a ENCJ.

A perfilometria realizada através do perfilômetro Veeco DEKTAK-150 está mostrada nos diagramas da figura 62. Foram realizadas três medições transversais ao eixo longitudinal do canal de desgaste e o valor do desgaste volumétrico foi calculado a partir da média aritmética desses valores.

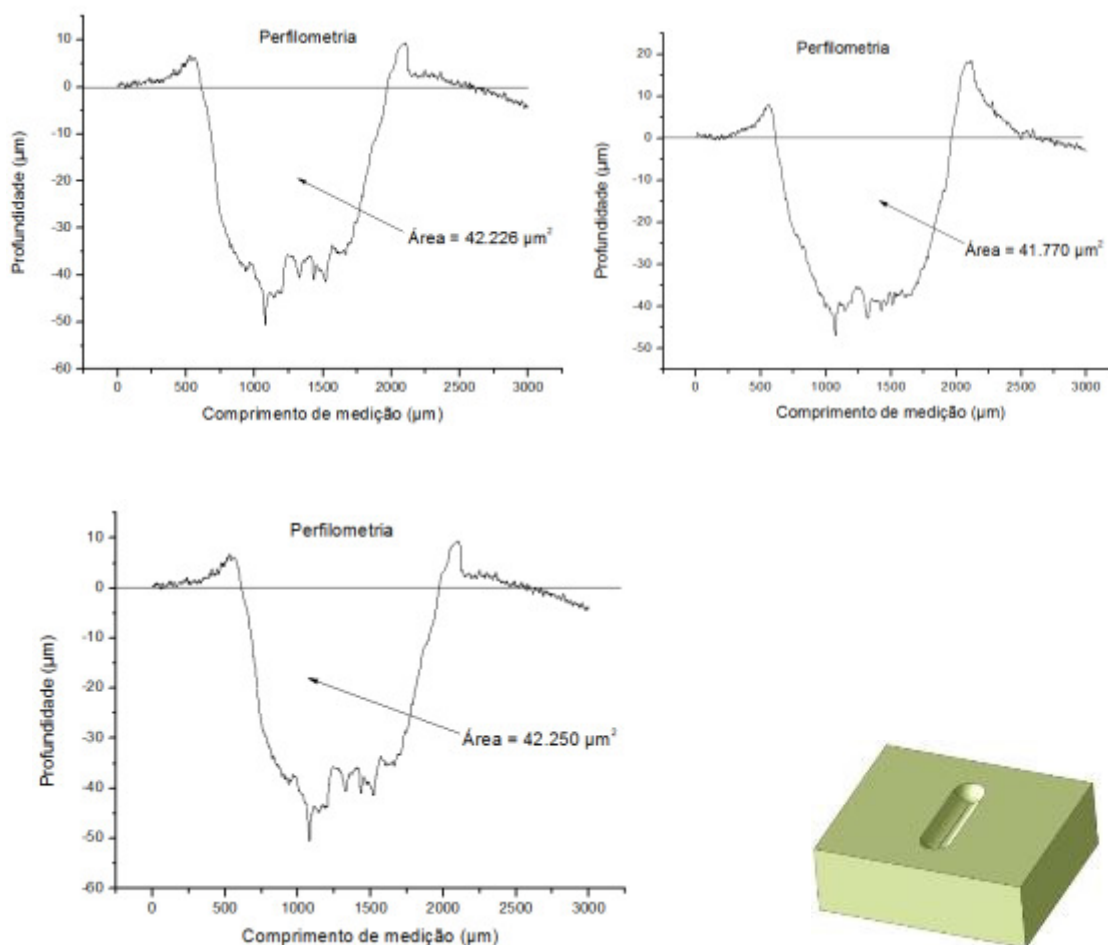


Figura 62 - Perfilometria do corpo de prova de UHMWPE, ensaio 03. Áreas da seção transversal do canal de desgaste (diagramas), esquema do canal de desgaste (direita). Foram realizadas três medições transversais ao eixo longitudinal do canal.

O desgaste volumétrico, obtido através da equação 03, foi de $8,41 \times 10^{-2} \text{ mm}^3$, sendo o valor médio das áreas de $4,20 \times 10^{-2} \text{ mm}^2$ e desvio padrão de $2,70 \times 10^{-4} \text{ mm}^2$.

Neste caso, o valor do comprimento do canal, “c” que é utilizado no cálculo do volume através da equação 03, foi de 2,0 mm que é o valor da amplitude total estabelecida no ensaio linear recíproco.

O maior valor do desgaste volumétrico obtido no ensaio 03 em relação os ensaios 01 ($2,93 \times 10^{-2} \text{ mm}^3$) e ensaio 02 ($3,47 \times 10^{-2} \text{ mm}^3$), justifica-se pela pressão Hertziana mais elevada, causada pela diminuição da área contato do corpo de prova de Ti6Al4V, já que a força aplicada foi a mesma (25,35 N).

A microscopia eletrônica (MEV) apresentou as imagens indicadas na figura 63. Foram realizadas quatro exposições as quais resultaram em imagens sugestivas do desgaste por adesão e do tipo abrasivo, com geração de particulado com formatos irregulares, fragmentos lisos e também de aspecto rugoso, em escamas.

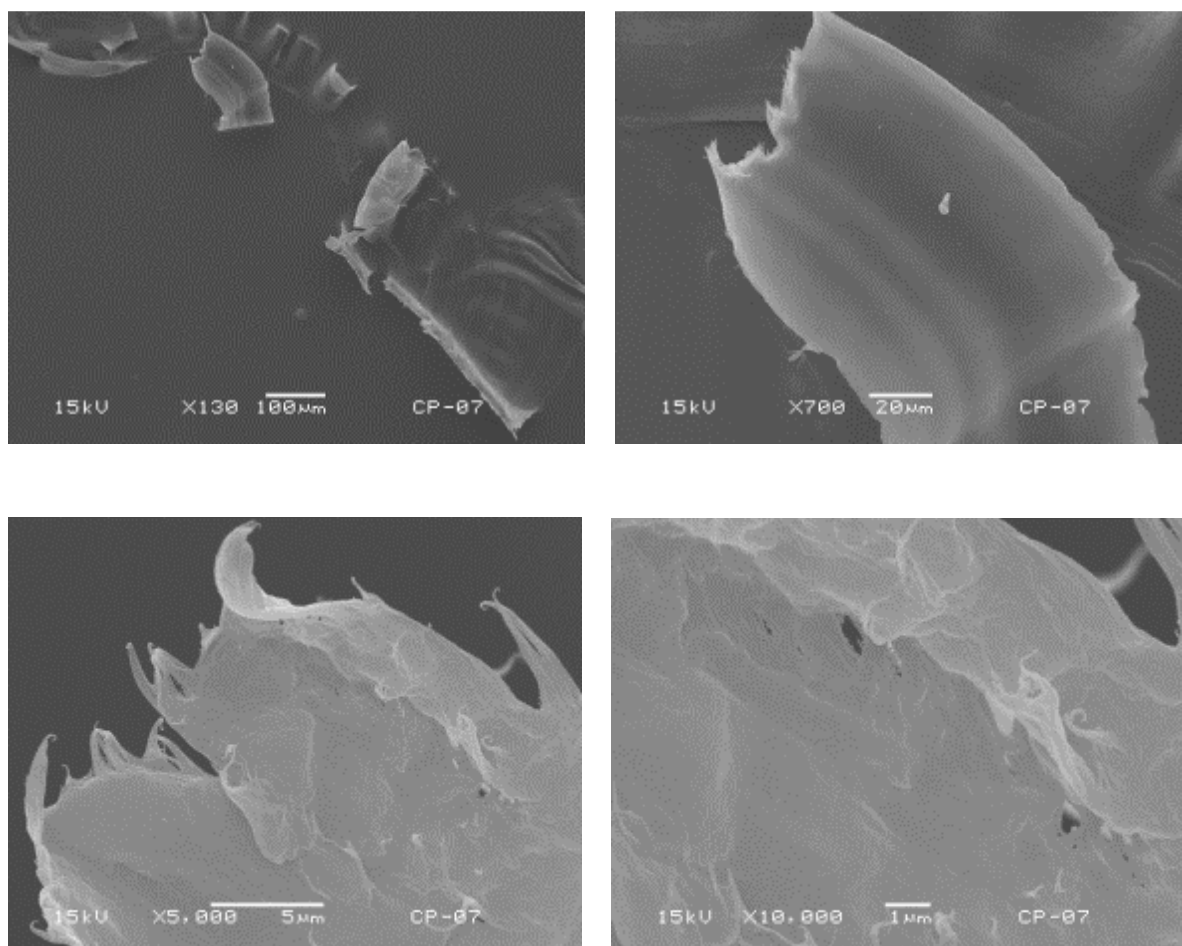


Figura 63 - Imagens por MEV das partículas de desgaste do ensaio 03, pino sobre plano. Estruturas de formato laminar lisa, fragmentos lisos e rugosos e em escamas.

A forma e quantidade das partículas obtidas neste ensaio e nos ensaios 01 e 02 apresentaram diferenças na quantidade obtida e nas formas predominantes. As dimensões também foram sensivelmente maiores do que as encontradas nos ensaios anteriores.

Neste ensaio as partículas apresentaram formas de estrutura laminar lisa, com pontos de ruptura do UHMWPE. A causa provável dessa ocorrência foi a elevada pressão de contato entre os corpos de prova, pois embora a carga de

ensaio tenha sido a mesma dos demais, a geometria do Ti6Al4V foi modificada, reduzindo a área de contato. A figura 64 mostra as imagens dos três ensaios executados permitindo visualizar diferenças dos canais resultantes dos corpos de prova de Ti6Al4V em suas diferentes geometrias e acabamento de superfície.

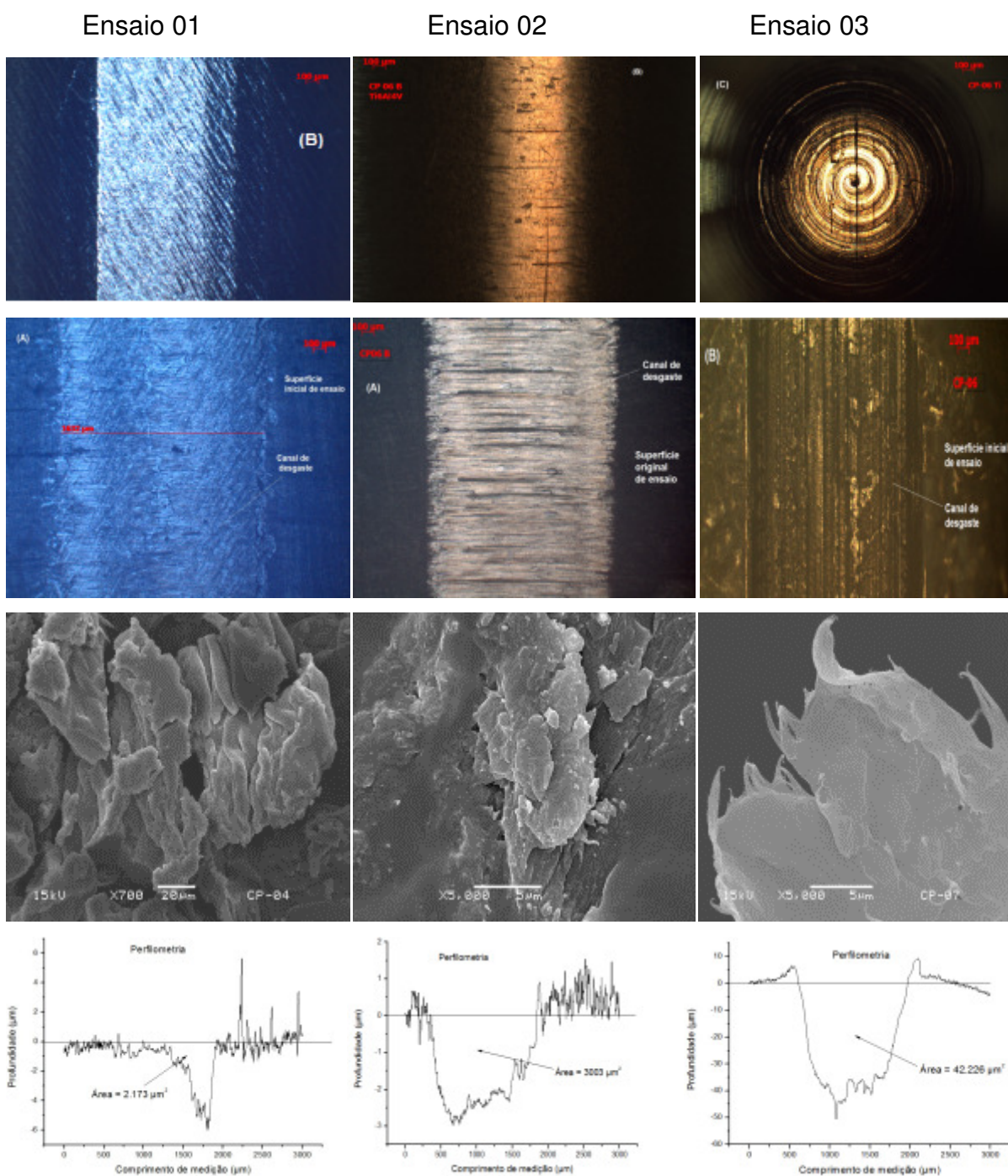


Figura 64 - Imagens comparativas dos ensaios 01, 02 e 03 e respectivos gráficos da perfilometria.

A figura 65 mostra os valores obtidos da perfilometria para os ensaios 01, 02 e 03, com os valores médios de suas áreas e os erros probabilísticos de medição.

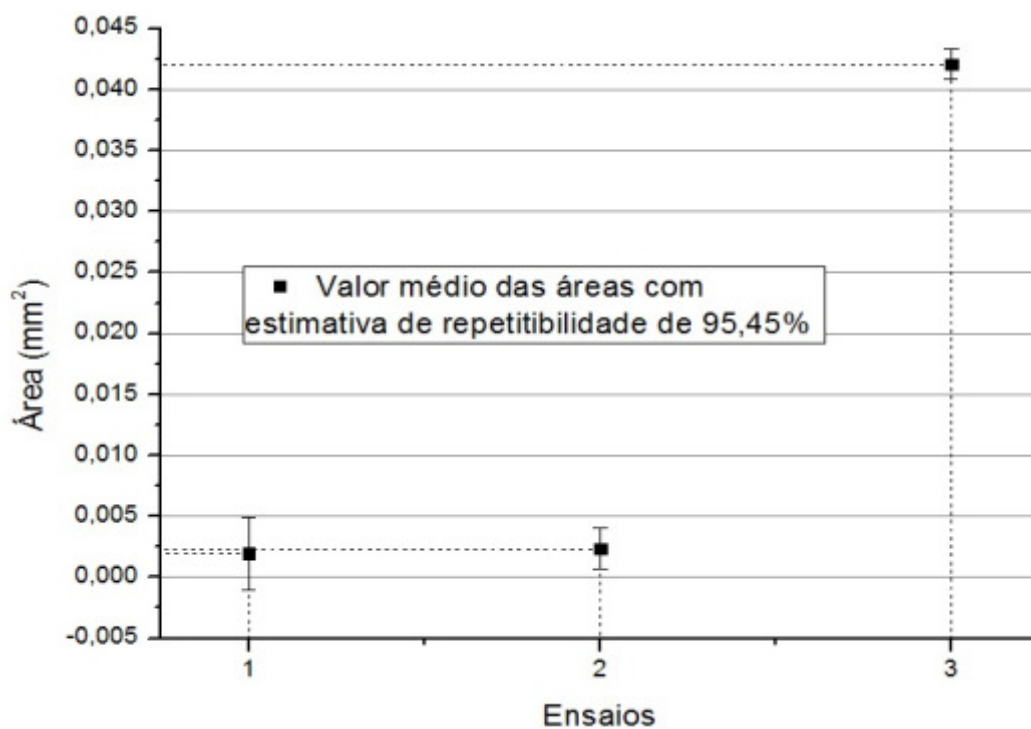


Figura 65 - Valores médios das áreas.
Estimativa de repetitibilidade de 95,45%

5 CONCLUSÃO

Este trabalho permitiu o desenvolvimento, implementação e avaliação quanto à capacidade de executar ensaio de desgaste simulando uma ENCJ, de um dispositivo especialmente desenvolvido para ser adaptado a um tribômetro linear recíproco.

O dispositivo, como desenvolvido, permitiu a sua adaptação ao Tribômetro Linear Recíproco CSM[®] sem causar interferência em seu funcionamento e mostrou ser funcional para o objetivo a que se destina, ou seja, analisar o desgaste entre diferentes biomateriais para o movimento específico de articulação com Endoprótese Não Convencional de Joelho, simulando o movimento relativo entre os componentes e as pressões Hertzianas entre os mesmos.

A visualização das superfícies de desgaste, bem como, os valores para o desgaste volumétrico nos ensaios 01, 02 e 03, obtidos através da perfilometria com o perfilômetro Veeco DEKTAK-150, se mostrou compatível com os parâmetros de ensaio sob os quais foram executados. Portanto, pode-se concluir que a medição dessa grandeza permitiu avaliar o dispositivo.

6 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

- O corpo de prova de UHMWPE nas dimensões e geometria utilizadas apresentou dificuldades de usinagem que refletiram nas suas dimensões e acabamento, influenciando na formação de um canal de desgaste regular. Com base nestas dificuldades, propõe-se a alteração da geometria, conforme indicado na figura 66.

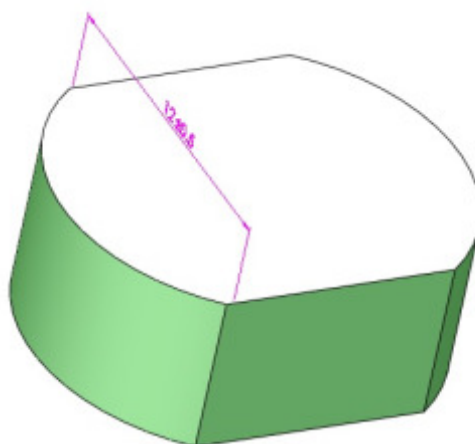


Figura 66 - Corpo de prova de UHMWPE com geometria modificada.

A figura 55(B) mostra nitidamente as linhas de usinagem no corpo de prova de Ti6Al4V as quais foram reproduzidas no canal de desgaste do UHMWPE. O acabamento ideal é o utilizado nas endopróteses, que possuem superfície de contato especular. No entanto, a geometria do corpo de prova não permitiu esse acabamento através do processo de usinagem CNC. Também neste corpo de prova, a alteração da geometria da superfície de contato, como ilustrada na figura 67, permitirá a usinagem da superfície de contato e seu posterior acabamento sem as irregularidades que foram apresentadas neste estudo.

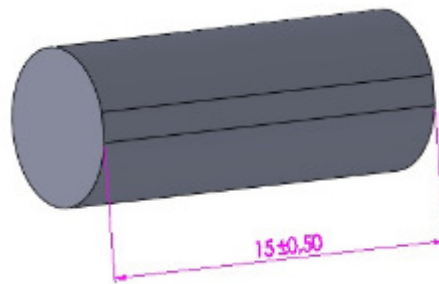


Figura 67 - Corpo de prova de Ti6Al4V com geometria modificada.

- Incluir no dispositivo de adaptação do Tribômetro Linear Recíproco CSM[®] a instalação de células de carga que permitam a leitura do ângulo de oscilação durante o ensaio bem como esforços que atuem no eixo de coordenada "Z" do equipamento e dessa forma, obter o coeficiente de atrito para avaliar não somente o desgaste volumétrico, mas também, a taxa de desgaste.
- Executar ensaios tribológicos para obtenção da taxa de desgaste *in vitro*, dos biomateriais utilizados nas endopróteses não convencionais tais como alumina- α nanoestruturada (Al_2O_3 - α) e o Polietileno Reticulado XLPE GUR[®]-1020, ou o Polietileno de Alta reticulação, HXLPE, utilizando solução de soro bovino ou outro fluido lubrificante. Esses ensaios irão validar o dispositivo, já que sua funcionalidade foi comprovada.
- Coletar eventuais partículas oriundas do ensaio de desgaste dos pares tribológico testados e proceder às análises quanto a sua morfologia e distribuição do seu tamanho, utilizando a Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) e de Energia dispersiva (EDS). Essas análises poderão auxiliar na validação do dispositivo para previsão de desgaste em biomateriais em movimento específico da articulação com endoprótese não convencional de joelho.

REFERÊNCIAS

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

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

ANASANE, S.; PANDEY, A.; RATHI, K. K.; PANDA, N.; RAVI, B. Total Knee Prosthesis: Design, Manufacture, and Testing. **Department of Mechanical Engineering Indian Institute of Technology Bombay, Mumbai**, 2007.

ARGENSON, JEAN-NOEL; PARRATTE, S.; ASHOUR, A.; KOMISTEK, R. D. Patient-reported Outcome Correlates With Knee Function After a Single-design Mobile-bearing TKA. **Clin Orthop Relat Res.**, v. 466, p. 2669-2676, 2008a.

ARGENSON, JEAN-NOEL; PARRATTE, S.; BERTANI, A.; FLECHER, X.; AUBANIAC, JEAN-MARCEL. Long-term Results With a Lateral Unicompartmental Replacement. **Clin Orthop Relat Res**, v. 466, p. 2686-2693, 2008b.

ASTM F648-04 Standard Specification for Ultra-High-Molecular-Weight Polyethylene Powder and Fabricated Form for Surgical Implants.

ASTM F 732-00 (Reapproved 2006) Standard Test Method of Polymeric Material Used In Total Joint Prostheses.

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

ASTM F 1877-05 Standard Practice for Characterization of Particles.

ASTM F2695-07 Standard Specification for Ultra-High Molecular Weight Polyethylene Powder Blended With Alpha-Tocopherol (Vitamin E) and Fabricated Forms for Surgical Implant Applications.

ATWOOD, S. A.; CURRIER, J. H.; MAYOR, M. B.; COLLIER, J. P.; CITTERS, D. W. V.; KENNEDY, F. E. Clinical Wear Measurement on Low Contact Stress Rotating Platform Knee Bearings. **J Arthroplasty**, v. 23, n. 3, 2008.

AU, A. G.; RASO, J.; LIGGINS, A. B.; AMIRFAZLI, A. Contribution of loading conditions and material properties to stress shielding near the tibial component of total knee replacements. **J Biomech**, v. 40, p. 1410–1416, 2007.

AZEVEDO, C. R. F.; HIPPERT, E. Jr. Retrieval and Analysis of Surgical Implants in Brazil: The Need for Proper Regulation. **SAM International**, v. 1(6), p. 53-61, 2001.

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 2010.

BALAZIC, M.; KOPAC, J.; JACKSON, M. J.; AHMED, W. Review: Titanium and titanium alloy applications in medicine. **Int. J. Nano and Biomaterials**, v. 1, n. 1, 2007.

BARNETT, P. I.; FISHER, J.; AUGER, D. D.; STONE, M. H.; INGHAM, E. Comparison of wear in a total knee replacement under different kinematic conditions. **J Mater Sci Mater Med**, v. 12, p. 1039-1042, 2001.

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.

BEREND, K.; LOMBARDI, A. V. Distal Femoral Replacement in Nontumor Cases with Severe Bone Loss and Instability. **Clin Orthop Relat Res**, v. 467, p. 485-492, 2009.

BERTIN, K. C. Tibial Component Fixation in Total Knee Arthroplasty, **J Arthroplasty**, v. 22, n. 5, 2007.

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.

BRASKEM. **Polietileno de Ultra-Alto Peso Molecular (PEUAPM)**. Disponível em: www.braskem.com.br/utec. Acesso em: 09 de julho de 2009.

BROSSA, F.; CIGADA, A.; FARÈ, S.; CHIESA, R.; PARACCHINI, L. Tribological behaviour of a Ti6Al4V modified by surface treatments. **J Mater Sci Mater Med**, v. 7, p. 471-747, 1996.

CALONIUS, O. Tribology of Prosthetic Joints – Validation of Wear Simulation Methods. **Acta Polytechnica Scandinavica**, Mechanical Engineering Series, n. 159. Helsinki University of Technology, 2002.

CARBINOX. Informações sobre material em barras. Disponível em: , http://www.carbinox.com.br/produto_barras_info_tecnicas.asp. **Catálogo Técnico**. Acesso em: 21 de janeiro de 2011.

CASEY, D.; COTTRELL, J.; DICARLO, E.; WINDSOR, R.; WRIGHT, T. PFC Knee Replacement. **Clin Orthop Relat Res**, n. 464, p. 157-163, 2007.

CHETTIAR, K; JACKSON, M. P.; BREWI, J.; DASS, D.; MANUEL-BUTLER, P. A. Supracondylar periprosthetic femoral fractures following total knee arthroplasty: treatment with a retrograde intramedullary nail. **Int Orthop**, 2008.

COLAÇO, R.; GISPERT, M. P.; SERROS, A. P.; SARAMAGO, B. An energy-based model for the wear of UHMWPE. **Tribology Letters**, v. 26, n. 2, 2007.

COTTRELL, J. M.; TOWNSEND, E., LIPMAN, J.; SCULCO, T. P.; WRIGHT, T. M. Bearing Surface Design Changes Affect Contact Patterns in Total Knee Arthroplasty. **Clin Orthop and Relat Res**, n. 464, p. 127-131, 2007.

CUNHA, R. C. Análise do estado de conservação de um Redutor de velocidade através da técnica de partículas de desgaste no óleo lubrificante Auxiliada pela análise de vibrações. **Universidade Estadual Paulista**, Faculdade de Engenharia Mecânica, Dissertação de Mestrado, 2005.

DESJARDINS, J. D.; BURNIKEL, B.; LABERGE, M. UHMWPE wear against roughened oxidized zirconium and CoCr femoral knee components during force-controlled simulation. **Wear**, v. 264, p. 245-256, 2008.

ENDRES, S.; BARTSCH, I.; STÜRZ, S.; KRATZ, M.; WILKE, A. Polyethylene and cobalt–chromium molybdenum particles elicit a different immune response in vitro. **J Mater Sci: Mater Med**, v. 19, p. 1209-1214, 2008.

FABRONI, R. H.; STEVERLYNCK, A. M.; AGUILERA, A. L.; ZEBALLOS, J. I. Endoprótesis no convencionales Fabroni no cementadas. **Rev. Asoc. Arg. Ortop. y Traumatol**, v. 59, n. 1, p. 66-73, 1994.

FERNANDES, C. R. Obtenção de Ti6Al4V de grau médico no estado semi sólido através de indução eletromagnética. **Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Mestrado em Bioengenharia**, Dissertação de Mestrado, 2009.

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

FU, J.; LIANG, X.; CHEN, Y.; TANG, L.; ZHANG, Q.; DONG, Q. Oxidative stress as a component of chromium-induced cytotoxicity in rat calvarial osteoblasts. **Cell Biol Toxicol**, v. 24, p. 201-212, 2008.

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.

GIERTZ S. H.; FERNANDES, B. L.; FERNANDES, C. R.; FRANCO C. R. C. Metallic Ions in Organs of Rats Injected with Metallic Particles of Stainless Steel 316L and Ti6Al4V Alloy. **Mat Res**, v. 13(1), p. 35-39, 2010.

GOKER, B.; BLOCK, J. A. Improved Precision in Quantifying Knee Alignment Angle. **Clin Orthop Rel Res**, n. 458, p. 145-149, 2007.

GONZÁLEZ-MORA, V. A.; HOFFMANN, M.; STROOSNIJDER, R.; GIL, F.J. Wear tests in a hip joint simulator of different CoCrMo counterfaces on UHMWPE. **Mater Sci Eng C Biomim Mater Sens Syst**, v. 29, p. 153-158, 2009.

GRANCHI, D.; CENNI, E.; TIGANI, D.; TRISOLINO, G.; BALDINI, N.; GIUNTI, A. Sensitivity to implant materials in patients with total knee arthroplasties. **Biomaterials**, v. 29, p. 1494-1500, 2008.

HALL, S. J. Biomecânica Básica. **Editora Guanabara Kogan**, p. 180, 2000.

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

HEINLEIN, B.; GRAICHEN, F.; BENDER, A.; ROHLMANN, A.; BERGMANN, G. Design, calibration and pre-clinical testing of an instrumented tibial tray. **J Biomech**, v. 40, p. S4-S10, 2007.

HOLBERG, K; MATTHEWS, A. Coating Tribology, Properties, Techniques and Applications in Surface Engineering, 1994. **Tribometer User Manual CSM®**, p.9, 2010.

HOWMEDICA OSTEONICS® - Catálogo do Sistema Scorpio, 2009.

HUDDLESTON, H. D. The Hip and Knee Institute. Disponível em: <http://www.hipsandknees.com/knee/charnley.htm>. Acesso em: março de 2009.

HUTCHINGS, I. M. Biotribology - A Personal View, Friction, Lubrication, and Wear of Artificial Joints. **Professional Engineering Publishing**, v. 1, p. 1-6, 2003.

IMPOL - Instrumental e Implantes Ltda. **Catálogo Técnica Máxima**. Disponível em www.impol.com.br. Acesso em: 10 de dezembro de 2008.

INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA – IBGE. Pesquisa de Orçamentos Familiares. **Antropometria e Estado Nutricional de Crianças, Adolescentes e Adultos no Brasil**. Rio de Janeiro, 2010.

INSTITUTO NACIONAL DO CÂNCER-INCA. **Estimativa INCA 2010 Incidência de Câncer no Brasil**. Disponível em: http://bvsms.saude.gov.br/bvs/controle_cancer, e no Portal do INCA. Disponível em: <http://www.inca.gov.br>. Acesso em: 17 de janeiro de 2010.

ISO 11542 - Plastics - Ultra-high-molecular-weight polyethylene (PE-UHMW) moulding and extrusion materials.

JESUINO, G. A.; RIBEIRO, L. M. F.; NAKAZATO, R. Z. ; CODARO, E. N.; HEIN, L. R. DE O. Propriedades Mecânicas e Resistência à Corrosão da Liga Ti-4Al-4V Obtida da Reciclagem da Liga Ti-6Al-4V. **Mat Res**, v. 4, n. 2, 2001.

KAEMPF, G. Artroplastia total do joelho (ATJ) ou Prótese total do joelho (PTJ). Disponível em: <http://www.gustavokaempf.com.br/patologias/artrose/artroplastia-joelho-protese>. Acesso em: 17 de dezembro de 2010.

KATTI, K. S. Biomaterials in Total joint replacements. **Colloids and Surfaces Biomaterials**, v. 39, p. 133-142, 2004.

KENDALL, F.; McCREARY, E. K; PROVANCE, P. G. **Músculo, Provas e Funções**, 4ª edição, ed. Manole, p. 21, 1995.

KRAUSHAAR, G.; GOURGARIS, A.; LESWICK, D.; HARDER, S.; KING, A. Answer to case of month #124, Metallosis. **JACR**, v. 58, n. 5, 2007.

KURTZ, S. M.; MEDEL, F.; MACDONALD, D.; RIMNAC, C. In Vivo Oxidation, Oxidation Potential, and Clinical Performance of Highly Crosslinked UHMWPEs Implanted for up to 8 years. **Transactions of the 54th Annual Meeting of the Orthopedic Research Society, Poster 1790, 2008**. Disponível em: <http://www.ors.org/web/Transactions/54/1790.PDF>. Acesso em: em fevereiro de 2010.

LAKSHMI, G. S.; ARIVUOLI, D. Tribological behaviour of plasma nitrided Ti-5Al-2Nb-1Ta alloy against UHMWPE. **Tribology International**, v. 37, p. 627-631, 2004.

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.

MACIEL, A. Modelagem de Articulações para Humanos Virtuais Baseada em Anatomia. **Dissertação de Mestrado**, UFRS, 2001.

MANHABOSCO, T. M.; MULLER, I. L.; SANTOS, C. B. dos. Tribocorrosão da liga Ti6Al4V em solução salina tamponada com fosfato. **Quím. Nova**, v. 32, n. 9, São Paulo, 2009.

MANZOTTI, A.; PULLEN, C.; CONFALONIERI, N. Computer-assisted alignment system for tibial component placement in total knee replacement: a radiological study. **Chir Organi Mov**, v. 91, p. 7-11, 2008.

MAYER-WAGBER, S.; MAYER, W.; MAERGERLEIN, S.; LINKE, R.; JANSO, V.; MÜLLER, P. E. Use of 18F-FDG-PET in the diagnosis of endoprosthesis loosening of knee and hip implants. **Arch Orthop Trauma Surg**, 2009.

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, F. H. Atlas Interativo de Anatomia Humana, Novartis Medical Education,, 1999.

OLIVEIRA, H. S. de; REIS, D. A. P.; NETO, C. de M.; NETO, P. F. Caracterização mecânica e microestrutural da liga Ti-6Al-4V após tratamento superficial com laser pulsado Nd:YAG. **Anais do 15º Encontro de Iniciação Científica e Pós-Graduação do ITA – XV ENCITA - 2009 Instituto Tecnológico de Aeronáutica**, 2009.

OLMEDO, D. G.; GUGLIELMOTTI, M. B.; CABRINI, R. L. Biodistribution of titanium dioxide from biologic compartments. **J Mater Sci: Mater Med**, v. 19, p. 3049-3056, 2008.

OONISHI, H; TAKAYAMA. Y ; TSUJI, E. Improvement of polyethylene by irradiation in artificial joints. **Radiat Phys Chem Oxf Engl**, v. 39, p. 495-504, 1992.

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.

PEREIRA, L. B. P.; CAMARGO, O. P.; CROCI, A. T.; BOLLIGER N. R.; PEREIRA, C. A. M.; BAPTISTA, A. M.; CAIERO, M. T. Análise biomecânica dos módulos de Titânio das endopróteses modulares empregadas nas substituições dos grandes ossos. **Rev Bras Ortop**, v. 35, p. 390-395, 2000.

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.

QUEIROZ, R. D.; LIMA, G. R.; PINO, G. G. D.; MESTRINER, L. A.; TAKATA, E. T. Análise do desgaste do polietileno do componente acetabular da prótese total do quadril, utilizando o método de elementos finitos de simulação computadorizada. **Rev Bras Ortop**, maio de 2001.

RABINOWICZ, E. **Friction and Wear of Materials**, 2nd edition, John Wiley & Sons, 1995, p. 315.

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

RAM, J.; ESPLIN, C. K.; STUCKER, B. E. Microstructure and wear properties of LENS[®] deposited medical grade CoCrMo. **Mater Sci: Mater Med**, v. 19, p. 2105-2111, 2008.

REBOW, D.; THOMPSON, V. P. Engineering long term clinical success of advanced ceramic. **J Mater Sci: Mater Med**, v. 18, p. 47-56, 2007.

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.

ROBERTSSON, O.; LEWOLD, S.; KNUTSON, K.; LIDGREN, L. The Swedish knee arthroplasty project. **Acta Orthop Scand**, v. 71, n.1, p. 7-18, 2000.

ROBERTSSON, O. Knee arthroplasty registers. **J Bone Joint Surg Br**, v. 89-B(1), p. 1-4, 2007.

RUBIO, J. C.; GARCIA-ALONSO, M. C.; ALONSO, C.; ALOBERA, M. A.; CLEMENTE, C.; MUNUERA, L.; ESCUDERO, M. L. Determination of metallic traces in kidneys, livers, lungs and spleens of rats with metallic implants after a long implantation time. **J. Master Sci. Mater Med**, p. 369-375, 2008.

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.

SCHOLES, S. C.; UNSWORTH, A. Wear studies on the likely performance of CFR-PEEK/CoCrMo for use as artificial joint bearing materials. **J Mater Sci: Mater Med**, v. 20, p. 163-170, 2009.

SHEN, F-W. Ultra-high-molecular-weight polyethylene (UHMWPE) in joint replacement. **Biomedical Polymers**, v. 6, p. 141-162, 2007.

SOARES, G. A. Fórum de Biotecnologia Biomateriais, Centro de Gestão e Estudos Estratégicos. **Biomateriais**, Rio de Janeiro, dezembro de 2005.

SOCIEDADE BRASILEIRA DE CANCEROLOGIA – SBC. Tumores Ósseos. Disponível em: <http://www.sbcancer.org.br/>. Acesso em: 17 de dezembro de 2010.

STRIEN, T. V.; ZWAAG, EN. VA. D. L. V.; KAPTEIN, B.; ERKEL, A. VA.; VALSTAR, E.; NELISSEN, R. Computer assisted versus conventional cemented total knee prostheses alignment accuracy and micromotion of the tibial component. **Int Orthop**, julho 2008.

SZENDRÖI, M. Advances in orthopaedic oncology. **Int Orthop**, v. 26, p. 195-196, 2002.

TAN, G. M.; LYNNE, G.; SARBJIT, S. Osteolysis and Wear Debris After Total Knee Arthroplasty Presenting With Extra-Articular Metallosis in the Calf. **J Arthroplasty**, v. 00, n. 0, 2007.

TEETER, M. G.; NAUDIE, D. D. R.; MCERLAIN, D. D.; BRANDT, JAN-M.; YUAN, X.; MACDONALD, S. J.; HOLDSWORTH, D. W. In Vitro Quantification of Wear in Tibial Inserts Using Microcomputed Tomography. **Clin Orthop Relat Res**, v. 469, p. 107-112, 2011.

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

THE JOHNS HOPKINS ARTHRITIS CENTER. **Osteoarthritis Weight Management**. Disponível em: <http://www.hopkins-arthritis.org/patient-corner/disease-management/>. Acesso em: fevereiro de 2011.

TICONA Engineering Polymers, Ultrahigh-molecular-weight polyethylene (UHMWPE) GUR[®]. Disponível em: <http://www.ticona.com>. Acesso em: setembro de 2010.

TRILHA, M. J.; FANCELLO, E. A.; ROESLER, C. R. D.; MORE, A. D. O. Simulação numérica tridimensional da mecânica do joelho humano. **Acta Ortop. Bras**, v. 17, p.18-23, 2008.

TSAI, L. Y.; GARCIA, F. R. J.; PETRILLI, A. S.; KORUKIAN, M.; VIOLA, D. C. M.; PETRILLI, M. T.; GODOY, F. A. C. Protocolo fisioterapêutico em pacientes

submetidos à endoprótese não convencional de joelho por osteossarcoma: estudo prospectivo. **Rev. Bras. Ortop**, v. 42, n. 3, p.64-70, 2007.

VILLA, T.; CAMELLI, D. Experimental evaluation of the biomechanical performances of a PMMA-based knee spacer. **Knee**, v. 14, p.145-153, 2007.

VINK, J. **Software HerzWin 1.2**, para cálculo de valores Hertzianos. Licença livre. Disponível em: <http://www.vinksda.nl/en/toolkit.html>. Acesso em: fevereiro de 2010.

X-alt TM. Ultrahigh-molecular-weight polyethylene (UHMWPE) in joint replacement. **Encore Medical, catálogo de janeiro de 2008**. Disponível em: http://www.djosurgical.com/library/brochures/Xalt_brochure.pdf. Acesso em: 25 de fevereiro de 2010.

XIONG, D.; GE, S. Friction and wear properties of UHMWPE/Al₂O₃ ceramic under different lubricating conditions. **WEAR**, v. 201, p. 242-245, 2001.

XIONG, D.; GAO, Z.; JIN, Z. Friction and wear properties of UHMWPE against ion implanted titanium alloy. **Surface & Coatings Technology**, v. 250, p. 6847-6850, 2007.

YU, T.; HUANG, C. H.; HSIEH, C. H.; LIAU, J. J.; HUANG, C. H.; CHENG, K. C. Fatigue resistance analysis of tibial baseplate in total knee prosthesis-An in vitro biomechanical study. **ClinBiomech**, p. 147-151, 2006.

WEN, S.; HAN-SHAN, D. Improvement in the Tribological Properties of UHMWPE Sliding against Ti6Al4V by Surface Modification. **Journal of Shanghai University**, v. 9, p. 164-171, 2005.

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

WHO-World Health Organization. Pathology and Genetics of Tumours of Soft Tissue and Bone, Classification of Tumours, IARC's 2002. Disponível em: <http://www.iarc.fr/en/publications/pdfs-online/pat-gen/bb5/bb5-classifbone.pdf>. Acesso em: 06 de junho de 2009.

WONG, B. K. P.; SINHA, S.; TAN, JO. P. YI.; ZENG, K. Y. Nano-wear mechanism for ultra-high molecular weight polyethylene (UHMWPE) sliding against a model hard asperity. **Tribology Letters**, v. 17, n. 3, 2004 .

ZEH, A.; BECKER, C.; PLANERT, M.; LATTKE, P.; WOHLRAB, D. Time-dependent release of cobalt and chromium ions into the serum following implantation of the metal-on-metal Maverick™ type artificial lumbar disc (Medtronic Sofamor Danek). **Arch Orthop Trauma Surg**, 2008.

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

ZHOU, Y.; YUE, W.; LI, C.; MASON, J. J. Static and fatigue mechanical characterizations of variable diameter fibers reinforced bone cement. **J Mater Sci: Mater Med**, p. 633-641, 2009.

APÊNDICE A - Lista de Componentes do Adaptador ao Tribômetro CSM®

Nº DO ITEM	DESCRIÇÃO	QTDE.
1	Base do tribômetro	1
2	Base da polia	1
3	Polia	1
4	Coluna fixa	1
5	Guia deslizante	1
6	Espaçador	1
7	Haste Célula de força	1
8	Coluna	4
9	Haste Transversal Fixa Esquerda	2
10	Haste do suporte da amostra	1
11	Peso 5N	3
12	Placa de fixação	1
13	Parafuso Allen com cabeça sextavada DIN 912 - M4 x 20	3
14	Corpo de Prova em AL ₂ O ₃	1
15	Haste de bloqueio lateral	1
16	Mancal E	2
17	SKF 62882RS1	2
18	sup amostra	1
19	Mordente	2
20	Corpo de Prova de XLPE GUR 1020	1
21	Suporte da cuba sem eixos	1
22	Eixo Esq suporte cuba	2
23	Pino de trava	2
24	DIN 912 M4 x 10 --- 10C	2
25	Fechamento da cuba	1
26	DIN 912 M4 x 20 --- 20C	30
27	Hexagon Nut ISO 4032 - M4 - W - C	8
28	Circlip DIN 471 - 8 x 0.8	2
29	Haste de reforço lateral	2
30	Haste de reforço dianteira	1
31	Suporte da Guia de Oscilação	2
32	Peça de contato da guia de oscilação	2
33	Parafuso Allen com cabeça sextavada DIN 912 - M4 x 8	4
34	Parafuso com cabeça escareada chata ISO 2009 - M4 x 10	4
35	EG15RAIL	1
36	Parafuso Allen com cabeça sextavada DIN 912 - M3 x 6	2
37	Coluna fixa Direita	1
38	Parafuso de pressão DIN 913 - M3 x 6	1
39	Bloco EGH15CA	1
40	Parafuso B18.3.1M - 3 x 0.5 x 16 Hex SHCS -- 16CHX	2

ANEXO A - CATÁLOGO NKS PARA O ROLAMENTO RADIAL SÉRIE 600.

Single-row deep groove ball bearings (Metric series)

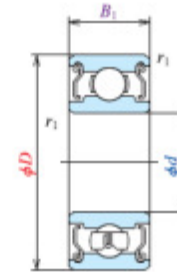
600 形

600,MR

MR 形

内径 5~9mm

Bore diameter 5~9mm

開放形
Open typeシールド形
Shielded type
ZZ·ZZ1

呼び番号 Bearing numbers			主要寸法 (mm) Boundary dimensions						基本定格荷重 Basic load ratings			
開放形 Open	シールド形 Shielded	シールド形 Sealed	d	D	B	B_1	r ^(*) 最小 min	r_1 ^(*) 最小 min	C_r (N)	C_{or}	C_r (kgf)	C_{or}
688A	688AZZ1	VV DD	16	4	5	0,20	0,20	1610	710	164	73	