

**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE**

DENIS ROBERTO FALCÃO SPINA

**METODOLOGIA DE ENSAIO PARA ANÁLISE DE DESGASTE EM
PRÓTESES DE ARTICULAÇÃO TEMPOROMANDIBULAR**

CURITIBA

2006

DENIS ROBERTO FALCÃO SPINA

METODOLOGIA DE ENSAIO PARA ANÁLISE DE DESGASTE EM
PRÓTESES DE ARTICULAÇÃO TEMPOROMANDIBULAR

Dissertação apresentada à
coordenação do Programa de Pós
Graduação do Mestrado em
Tecnologia em Saúde da Pontifícia
Universidade Católica do Paraná, para
obtenção do título de Mestre em
Tecnologia em Saúde.

Orientadora: Beatriz Luci Fernandes

CURITIBA

2006

FOLHA DE APROVAÇÃO

AGRADECIMENTOS

À minha orientadora Professora Dra. Beatriz Luci Fernandes pela dedicação, colaboração, estímulo e parceria na realização deste trabalho.

À PUCPR, pelos auxílios concedidos, sem os quais este trabalho não poderia ser realizado.

Aos funcionários do Programa de Pós-Graduação do Mestrado em Tecnologia em Saúde pelas orientações concedidas no decorrer do curso.

À minha família, em especial minha esposa Rita, pelo apoio e por estarem sempre ao meu lado nos momentos decisivos de minha vida.

Aos professores que participaram da Comissão examinadora.

Aos meus amigos Ângelo, Marcelo e Rogério por todo apoio, paciência e compreensão.

Ao engenheiro Carlos Fernandes pelo auxílio técnico.

Aos meus colegas da PUCPR.

A todos àqueles que de alguma forma colaboraram com a realização deste trabalho.

RESUMO

Pacientes que sofreram algum tipo de trauma ou patologia que envolve a articulação temporomandibular (ATM), onde o tratamento de reposição por enxerto ósseo não é o mais indicado, algumas vezes, requerem substituição protética dos elementos desta articulação. Há vários anos vêm-se propondo a utilização de diversos tipos de próteses, algumas com sucesso. Este trabalho tem como objetivo principal propor uma metodologia específica de avaliação do desgaste em próteses de ATM. Para tanto, foi sugerida uma metodologia de ensaio *in vitro* que reproduz as características encontradas *in vivo* nos movimentos e dimensões das próteses de ATM implantadas. A fim de alcançar os objetivos propostos, foi projetado e construído um equipamento específico para o ensaio. O equipamento foi desenvolvido de forma a reproduzir parâmetros *in vivo* dos portadores de próteses de ATM tais como abertura bucal com movimento rotacional condilar de 28° e frequência de 2 Hz, dados estes extraídos da literatura clínica. Foi aplicada uma força de 200 N durante 7 milhões de ciclos, que correspondem a 10 anos de utilização da prótese. Como lubrificante foi utilizado o soro fetal bovino com antibiótico e EDTA. Os materiais selecionados para este estudo foram os mais comuns utilizados neste tipo de prótese, ou seja, pino em liga Cromo-Cobalto-Molibdênio (CoCrMo) em deslizamento contra o polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE). Foram realizadas pesagens das amostras a cada 1,4 milhões de ciclos e foram calculadas as taxas de desgaste da primeira até a 5ª pesagem. O resultado do ensaio mostrou características de desgaste por adesão seguida por desgaste por três corpos, comportamento típico encontrado em pares de materiais de diferentes durezas em deslizamento. Concluiu-se que a metodologia proposta de ensaio *in vitro* simulou as características *in vivo* de uma prótese de ATM implantada e o equipamento fabricado representou, de forma eficiente, a metodologia proposta. Os ensaios de desgaste para próteses de quadril apresentam resultados diferentes dos encontrados no ensaio proposto neste trabalho para a análise específica de próteses de ATM.

Descritores: ATM; próteses articulares; desgaste em próteses de ATM.

ABSTRACT

Patients who had suffered some kind of trauma or pathogenic disease which involves the temporomandibular joint (TMJ), where the bone reposition is not applicable may have the joint replaced by a prostheses. Different kinds of prostheses have been proposed, some of them with success. The present work has, as main objective, to develop a specific methodology to evaluate the wear behavior of TMJ prostheses. It was, therefore, created an *in vitro* methodology which reproduces the characteristics *in vivo*, regarding the movements and dimensions of the implanted TMJ prostheses. In order to reach the considered objective, was projected and assembled a specific equipment for the test. The equipment was developed in order to reproduce parameters *in vivo* of the TMJ prostheses users such as buccal opening with condilar rotational movement of 28° and frequency of 2 Hz, data extracted from clinical literature. A force of 200 N was applied during 7 million of cycles, which correspond to 10 years of use of the prostheses. As lubricant, bovine fetal serum was used with antibiotic and EDTA added to it. The materials selected for this study were the most common that have been used in this type of prostheses, which is, pin made on Chromium-Cobalt-Molybdenum alloy (CoCrMo) sliding against ultra high molecular polyethylene (UHMWPE). The samples were weighted at each 1,4 million of cycles and it was calculated the wear rates form the first to the fifth weight measurement. The result of the test showed characteristics of adhesion wear followed by three body wear, which is a typical behavior found during sliding of pairs of materials having different hardness. It was concluded that the methodology of the *in vitro* test proposed simulated the *in vivo* characteristics of an implanted TMJ prostheses and the equipment constructed represented the methodology proposed. The wear tests for total hip replacement (THR) prostheses present different results from that found during the test proposed in this work for specific analysis of TMJ prostheses.

Key words: TMJ; joint prostheses; wear in TMJ prostheses.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Articulação Temporomandibular.....	15
Figura 2: Representação da abertura inicial da boca (20 mm)	18
Figura 3: Representação da abertura bucal máxima.....	19
Figura 4: Representação da protrusão da mandíbula.....	19
Figura 5: Posicionamento do músculo Pterigóideo Lateral.....	20
Figura 6: Equipamento proposto pela ASTM. Promove o deslizamento de uma superfície esférica contra uma outra plana.	21
Figura 7 ASTM 732-82. Promove deslizamento entre duas superfícies planas.	22
Figura 8: Equipamento proposto por Wimmer em 2001. Pino metálico envolvido por esfera metálica em toda sua superfície, promovendo um contato de 360° na realização do movimento rotacional.	22
Figura 9: Simulador disco sobre plano proposto por Schwenke e colaboradores em 2005	23
Figura 10: Dispositivo utilizado em 2000 para análise de desgaste em ATM. F representa a força aplicada, as esferas representam o côndilo protético e os discos o componente da fossa protética.	23
Figura 11: Equipamento proposto em 1999. A,B e C mostram a direção dos movimentos realizados pelo equipamento nos eixos X,Y e Z, respectivamente. F mostra a direção da força aplicada.....	24
Figura 12: Dispositivo de pressão para aplicação da força nos discos para compressão da esfera, no equipamento proposto em 1999 por Van Loon.....	24
Figura 13: Projeto do pino com as dimensões para fabricação.	28
Figura 14: Pino microfundido em Cr-Co-Mo, fabricado para o ensaio.	28
Figura 15: Desenho da fossa protética em UHMWPE com dimensões utilizadas no ensaio....	29
Figura 16: Foto da fossa de UHMWPE usinada.....	29
Figura 17: Inserção do pino na fossa protética de UHMWPE.	30
Figura 18: Ilustração da direção da força aplicada sobre os componentes protéticos durante o ensaio. A flecha corresponde ao sentido da força.	31
Figura 19: Motor com as características originais.....	35
Figura 20: Projeto da engrenagem fabricada para substituição da original.....	35
Figura 21: Motor mostrando a engrenagem usinada, indicada pela flecha.	36
Figura 22: Cuba usinada em UHMWPE para comportar serum bovino, o termômetro, o aquecedor e para encaixe da fossa, mostrada através da flecha.	36
Figura 23: Aquecedor utilizado durante o ensaio.....	37
Figura 24: Projeto do equipamento. Vista lateral.....	38
Figura 25: Projeto do equipamento. Vista superior, mostrando os dois estágios para ensaio simultâneo.....	38
Figura 26: Projeto do equipamento. Vista frontal mostrando os basculantes representando o deslocamento de 28°.	39
Figura 27: Projeto do basculante, mostrando o movimento do pino durante o ensaio.....	39
Figura 28: Sistema basculante.	40
Figura 29: Basculante mostrando o acoplamento do pino e posicionamento da fossa.....	40
Figura 30: Confeção da peça de chumbo.....	41
Figura 31: Posicionamento da peça de chumbo.	42
Figura 32: Equipamento em vista superior, mostrando o posicionamento dos basculantes (A e B) e do eixo para o motor.	42
Figura 33: Equipamento montado em vista superior, mostrando o posicionamento do motor e a instalação do transformador.....	43
Figura 34: Afundamento de 2mm na superfície do UHMWPE, provocado pelo ensaio.	44

Figura 35: Valores das massas, em gramas, registrados nas 5 pesagem realizadas a cada 1,4 milhão de ciclos, para as fossas protéticas em UHMWPE.....	46
Figura 36: Valores das massas, em gramas, registrados nas 5 pesagem realizadas a cada 1,2 milhão de ciclos, para os pinos em Cr-Co-Mo	47
Figura 37: Superfície do pino em Cr-Co-Mo após o término do ensaio e limpeza da peça, mostrando riscos na superfície que manteve contato com o polietileno (setas).	47
Figura 38: Superfície da fossa UHMWPE após o término do ensaio, mostrando riscos na superfície em sentido único (região interna ao círculo).	48
Figura 39: Dano na superfície da fossa em UHMWPE, em fotografia com contraste de iluminação.	48
Figura 40: Profundidade (cerca de 2 mm) do dano causado pelo pino durante o ensaio. A haste horizontal mostra a superfície da canaleta original.	49
Figura 41: Comparação das taxas de desgaste obtidas por Van Loon em 2000, no teste proposto para análise de desgaste em próteses de ATM e o ensaio realizado. Os valores estão em mm ³ / milhão de ciclos	53
Figura 42: Círculo mostrando, em detalhe, os arranhões na superfície do UHMWPE	55
Figura 43: Arranhões presentes na superfície do pino após o ensaio, mostrados pelas setas ..	55

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Massa inicial das amostras.	33
Tabela 2: Volumes perdidos pelas peças durante o ensaio.	45
Tabela 3: Valores das taxas de desgaste obtidas no ensaio.	45

LISTA DE EQUAÇÕES

Equação (1) para cálculo de ganho de massa por absorção de fluidos.....	33
Equação (2) para obtenção da massa perdida pela amostra durante o ensaio	34
Equação (3) para obtenção do volume de desgaste	34
Equação (4) para obtenção da taxa de desgaste	34

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

A: ampère

ATM: Articulação Temporomandibular

ASTM: American Society for Testing Materials (Sociedade Americana para Ensaio dos Materiais)

°C: graus Celsius

Cr-Co-Mo: liga de Cromo, Cobalto e Molibdênio

EDTA: ácido etilenodiaminatetracético

FDA: Food and Drugs Administration (Administração de Alimentos e Medicamentos)

HV: Dureza Vickers

Hz: Hertz

KOH: Hidróxido de Potássio

mL: mililitros

mM: milimolar

mm³: milímetros cúbicos

N: Newtons

Nm : Newtons metro

THR: total hip replacement

UHMWPE: Ultra Hight Molecular Weight Polyethylene (Polietileno de Ultra alto peso molecular)

µm: micrometro

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	13
2.OBJETIVO	14
3. REVISÃO DA LITERATURA	15
3.1 Próteses de ATM.....	15
3.2 ATM e a articulação de quadril.....	17
3.3 Prótese de ATM implantada.....	19
3.4 Ensaios para análise de desgaste em próteses articulares.....	21
3.4.1 ASTM G133-95	21
3.4.2 ASTM F 732-82	21
3.4.3 Pino em esfera (Pin-on-Ball)	22
3.4.4 Simulador disco sobre plano (Wheel-on-Flat)	23
3.4.5 Equipamentos de ensaio de desgaste em próteses de ATM	23
3.5 Parâmetros para metodologia de ensaio de desgaste em próteses de ATM	25
4. MÉTODOS.....	27
4.1 Materiais	27
4.2 Parâmetros de ensaio	29
4.2.1 Superfície de contato	29
4.2.2 Força Aplicada.....	30
4.2.3 Distância percorrida.....	31
4.2.4 Frequência oscilatória.....	31
4.2.5 Lubrificação.....	32
4.2.6 Limpeza das amostras.....	32
4.2.7 Pesagem das amostras	33
4.3 Cálculo do volume e da taxa de desgaste	33
4.4 Equipamento.....	34
5. RESULTADOS	38
5.1 Equipamento.....	38
5.2 Taxa de desgaste	45
6. DISCUSSÃO	50
6.1 Equipamento.....	50
6.2 Desgaste.....	51
7. CONCLUSÃO.....	57
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	59
ANEXO A.....	65

1. INTRODUÇÃO

A articulação temporomandibular (ATM) encontra-se entre a mandíbula e o osso temporal e realiza movimentos amplos de abertura bucal, bem como de deslocamentos anterior e lateral. Na instalação de próteses de ATM, o ato cirúrgico de acesso e fixação da fossa protética e do componente condilar ocasiona lesão dos músculos inseridos no ramo da mandíbula e fossa mandibular, desta intervenção decorrem limitações nos movimentos mandibulares. (MADEIRA,1998;ANDRADE JR et al., 1998). A instalação destas próteses articulares vem sendo objeto de estudo e, observações a respeito de perdas assépticas destas próteses vem sendo o foco destes estudos, já que a corrosão e o desgaste são os fatores relacionados à perda destes componentes. (SCOTT et al, 2001)

Os estudos referentes a desgaste de próteses de ATM trazem, como referência, os ensaios de desgaste das próteses articulares de quadril e de joelho. Embora estas articulações tenham características anatômicas semelhantes à articulação temporomandibular não podem ser consideradas como iguais. A mandíbula tem comportamento mecânico diferente do quadril e do joelho, tem tensões e movimentos exclusivos que não devem ser desconsiderados. (VAN LOON et al.,1999)

Sabendo que os movimentos realizados pela ATM e pela articulação do quadril são diferentes, que o tamanho, tipo e forma das partículas liberadas pelo material protético utilizado dependem de fatores pontuais como o material, o projeto da prótese, a técnica ortopédica, a característica da carga e a quantidade de movimento na interface, este trabalho propõe uma metodologia de ensaio específica para próteses de ATM, a qual engloba os parâmetros relacionados aos movimentos, projeto, cargas e dimensões da mesma. (EDIDIN et al, 2001)

2.OBJETIVOS

A meta do presente trabalho é desenvolver uma metodologia de ensaio para análise de desgaste de próteses de ATM *in vitro*. Para tanto, os seguintes objetivos são necessários:

1. Projeto e construção de um equipamento que represente mecanicamente os movimentos e as forças envolvidas na prótese de ATM *in vivo* para análise de desgaste;
2. Projeto de fabricação de corpos de prova para adaptação nos porta amostras do equipamento, com dimensões e geometria que respeitasse as próteses atuais;
3. Realização do ensaio com análise do desgaste sofrido pelas amostras, seguindo parâmetros encontrados na literatura.

3. REVISÃO DA LITERATURA

3.1 Próteses de ATM

A ATM, ilustrada na Figura 1, envolve o ramo da mandíbula, precisamente sua porção chamada de cabeça da mandíbula (ou côndilo) com um osso fixo, o temporal, em sua porção chamada fossa mandibular.

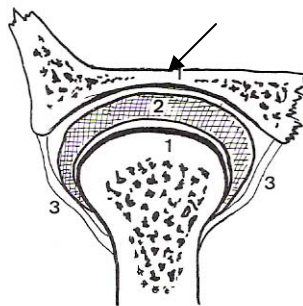


Figura 1: Articulação Temporomandibular: 1) representa o côndilo mandibular. 2) o disco articular. 3) os ligamentos articulares e a flecha indica a fossa temporal. (MADEIRA, 1998)

A ATM é uma articulação sinovial e, portanto, permite amplos movimentos da mandíbula em torno da fossa mandibular (MADEIRA, 1998). É uma articulação muito utilizada pelo corpo humano, tendo em vista que exerce sua função sempre que o indivíduo está se alimentando, falando e até mesmo no apertamento dental durante o sono. (AMEMORI et al., 2001)

Desordens de ATM fazem parte de um grupo de problemas relacionados à articulação mandibular. Estas desordens podem causar dores de cabeça, dores de ouvido, problemas de mordida e outros sintomas que podem afetar a qualidade de vida dos pacientes. (THE PATIENT EDUCATION INSTITUTE, 2004)

Algumas doenças degenerativas da ATM causam sérias restrições dos movimentos da mandíbula e parecem estar relacionadas com a intensidade e frequência das tensões na articulação (PALLA et al., 2003)

Devido à sua importância, a ATM vem sendo objeto de estudo há vários anos e desde o início da década de 60 vem-se propondo tratamentos protéticos articulares. (SPECULAND; HENSHER; POWEL, 2000 e MCLEOD; SAEED; HENSHER, 2001)

Próteses articulares são indicadas em casos em que o tratamento conservativo não é possível como em necrose avascular da articulação, artrite reumatóide, lupus, anquilose, deformidades congênitas, traumas ou ainda tumores envolvendo o ramo da mandíbula. (WOLDFORD; MEHRA, 2000 e MCLEOD; SAEED; HENSHER, 2001)

Dentre as contra indicações dos implantes de ATM estão: alergia a algum componente do implante; infecção ou potencial maligno na região de cabeça ou pescoço; habilidade em exercer excesso de atividade muscular pós-operatória gerando forças que podem provocar falha no implante. (TMJ IMPLANTS INCORPORATED, 2004)

As fraturas mais comuns de mandíbula são as que envolvem o processo condilar e a dificuldade de utilização de enxertos de costela como tratamento de reposição de ATM faz com que as próteses articulares apareçam como uma excelente alternativa de tratamento. (SPECULAND; HENSHER; POWEL, 2000 e UMSDTADT et al., 2000)

Para obter sucesso no tratamento de reposição articular as próteses devem satisfazer alguns requisitos básicos, dentre eles e um dos mais importantes, é o baixo desgaste. Algumas próteses, ainda hoje utilizadas, não conseguiram aprovação do FDA devido à suas baixas resistências ao desgaste e conseqüente liberação de partículas. (WOLDFORD; MEHRA, 2000)

A escolha inadequada de alguns materiais ou o processo de obtenção deste não só pode promover maior desgaste como também está relacionada com: as reações adversas dos tecidos adjacentes, deslocamento e fratura da prótese. (SPECULAND; HENSHER; POWEL, 2000)

Análises histológicas demonstraram reações inflamatórias no tecido periprotético devido às partículas liberadas no processo de desgaste nas próteses que sofreram perda asséptica. (WIMMER et al, 2004)

Embora as próteses de ATM estejam sendo utilizadas há vários anos, pouco tem se publicado a respeito dos sucessos e fracassos das mesmas. (MCGEE et al.,1997 e MCLEOD; SAEED; HENSHER, 2001)

Muitos trabalhos relacionados à ATM fazem comparações do desgaste e das partículas liberadas com os que ocorrem em articulações de quadril. Por isso, o próximo tópico aborda esse assunto.

3.2 ATM e a articulação de quadril

Ao longo dos anos, tem-se estudado a ATM comparando-a com a articulação do quadril. Alguns autores afirmam que a longevidade de uma prótese de ATM pode ser comparada com a longevidade de uma de quadril. Outros afirmam que a articulação temporomandibular consiste de uma cabeça esférica rotacionando contra um cubo. (VAN LOON et al., 1999 e WOLDFORD; MEHRA, 2000)

Estas suposições são duvidosas, pois, os movimentos realizados pela ATM são diferentes dos movimentos da articulação do quadril e, portanto, as tensões aplicadas em cada articulação são diferentes. (VAN LOON et al., 1999)

Os músculos inseridos na mandíbula e os adjacentes a ela são os responsáveis pelo posicionamento e movimentação da mandíbula, bem como da dinâmica da articulação temporomandibular. (THE PATIENT EDUCATION INSTITUTE, 2004)

A rotação e a translação são os movimentos básicos da ATM. Rotação é uma ação na qual o corpo em movimento gira ao redor de um eixo. Translação é definida como uma ação na qual todos os pontos do corpo em movimento têm em qualquer momento a mesma velocidade e direção de ação. (DUBRUL, 1991)

Em cada abertura e fechamento de boca o movimento de rotação é realizado, como ilustrado na Figura 2. Após aproximadamente 20 mm de abertura, o movimento de translação passa a fazer parte da dinâmica, como ilustrado na Figura 3, e este movimento não é comparável com o realizado pela articulação do quadril. (MADEIRA, 1998 e OKESON, 1992)

Na abertura de boca o côndilo primeiramente rotaciona 15 graus para depois começar o movimento translatório. (DEVOCHT et al., 2000)

O movimento de translação acontece quando é realizada abertura bucal maior do que 20 mm, ilustrado na Figura 3, e na protrusão mandibular, ilustrado na Figura 4, onde a mandíbula baixa ligeiramente projetando-se para frente e fazendo com que o côndilo deslize na vertente posterior da eminência articular ou nos movimentos de lateralidade. (MADEIRA, 1998 e EBERHARD; BANTLEON; STEGER, 2000)

Desta forma, sabendo-se que os movimentos realizados pela ATM e pela articulação do quadril são diferentes, e que o tamanho, tipo e forma das partículas liberadas pelo material protético utilizado dependem de fatores locais como o material, projeto da prótese, técnica ortopédica, característica da carga e quantidade de movimento na interface, existe a necessidade do desenvolvimento de uma metodologia de ensaio diferenciado do utilizado para análise de próteses de quadril, com características que englobem os movimentos da ATM

aproximando-se das características reais de desgaste desta região. (REVELL; AL-SAFFAR; KOBAYASHI, 1997 e MCGEE et al., 1997)

O tamanho e forma das partículas liberadas durante a utilização da prótese são fundamentais para se prever as reações dos tecidos vizinhos, a análise das mesmas é de fundamental importância. As partículas do desgaste deverão ser toleradas pelo organismo para garantia do sucesso da prótese. (VAN LOON et al., 2002)

Sob força e condições funcionais, fragmentos dos materiais liberam partículas microscópicas. O corpo humano não consegue degradar estas partículas, e reações locais ou sistêmicas podem ocorrer. (WOLFORD, 1997)

Estas partículas submicroscópicas liberadas nos tecidos adjacentes promovem uma reação liderada por macrófagos e células gigantes, que podem levar a dor, reabsorção óssea e má oclusão. (SPAGNOLI ; KENT, 1992)

Se não toleradas estas partículas de desgaste podem provocar reação a corpo estranho promovendo reabsorção do côndilo e da fossa glenóide, que se continuada pode promover exposição do cérebro. (MENDENHALL; COWLEY, 1995)

Em ensaios de desgaste em próteses de quadril o tamanho do componente femoral, chamado de cabeça protética, é um fator considerado de grande importância nos resultados. (CLARKE et al., 1997)

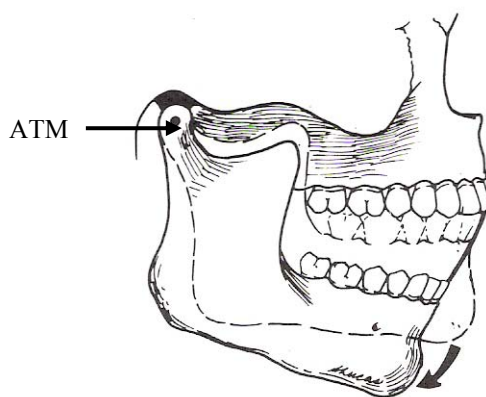


Figura 2: Representação da abertura inicial da boca (20 mm). (Adaptado de OKESON, 1992)

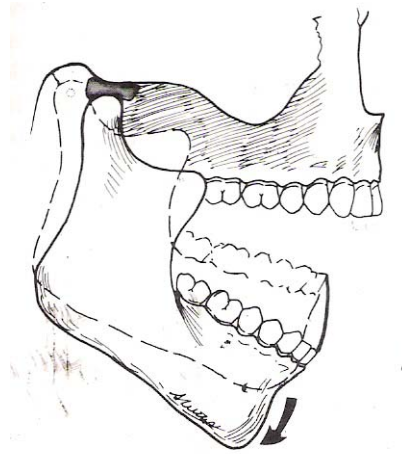


Figura 3: Representação da abertura bucal máxima. (OKESON,1992)

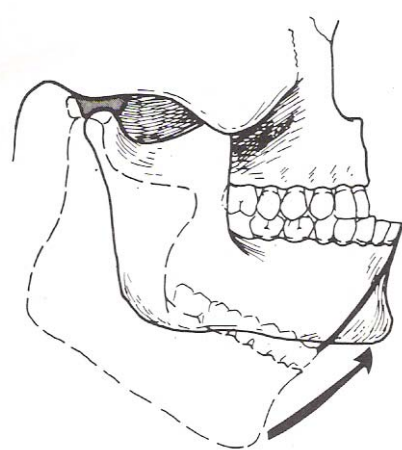


Figura 4: Representação da protrusão da mandíbula. (OKESON,1992)

3.3 Prótese de ATM implantada

Após a implantação de uma prótese de ATM, a estrutura muscular é alterada com conseqüente limitação de movimentos mandibulares e com alteração das forças mastigatórias.

Na ATM natural, os músculos mastigatórios são o Temporal, o Masseter e os Pterigóideos Laterais e Mediais.(BERRETIN; GENARO; TRINDADE JR, 2000)

O músculo inserido no côndilo mandibular, que está relacionado anatômica e funcionalmente com a mecânica articular é o músculo Pterigóideo Lateral com sua porção superior e sua porção inferior (PUTZ; PABST, 1995). A porção superior do Pterigóideo Lateral tem inserção no disco articular, enquanto que a porção inferior do músculo se insere

diretamente no côndilo mandibular e está envolvido nos movimentos de abertura, protrusão e lateralidade, como pode ser visto na ilustração da Figura 5. (MONGINI, 1998 e MURRAY et al., 2004)

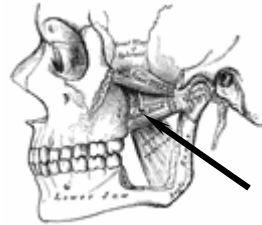


Figura 5: Posicionamento do músculo Pterigóideo Lateral.(ONLINE DICTIONARY, 2003)

No processo cirúrgico de remoção do côndilo mandibular para a reposição protética, o cirurgião retira o disco articular bem como o côndilo como um todo e, desta forma, remove a inserção muscular presente na cabeça da mandíbula (côndilo). (VAN LOON et al., 1998)

Como resultado do ato cirúrgico, tem-se uma limitação dos movimentos mandibulares e uma alteração das tensões sofridas pela articulação temporomandibular. (ANDRADE JR et al., 1998)

O movimento de translação mandibular em uma prótese de ATM implantada fica reduzido a não mais de 2 mm de amplitude. Uma ATM normal tem movimentos excursivos de 7 mm para esquerda, 7 mm para a direita e 7 mm de movimento excursivo na protrusão mandibular. (VAN LOON; DE BONT; BOERING, 1995 e GÖKALP; TÜRKKAHRAMAN, 2000)

Este movimento anterior e lateral limitado é atribuído à ausência do ligamento inserido na região posterior do côndilo, que poderia bloquear o movimento. (VAN LOON; DE BONT; BOERING, 1995).

O movimento rotacional na abertura mandibular promove uma angulação de 28 graus nas próteses de ATM implantadas e as forças apresentam valores próximos a 100 N, enquanto que em uma ATM normal verifica-se forças próximas a 900 N, pelo fato da musculatura e estruturas adjacentes estarem intactas, diferentemente da ATM implantada, onde o processo de instalação dos componentes promove danos anatômicos na região. . (OSBORN; BARAGAR, 1992 e VAN LOON et al., 1998, 2000 e KOMISTEK et al., 1998)

3.4 Ensaios para análise de desgaste em próteses articulares

3.4.1 ASTM G133-95

O mecanismo proposto pela ASTM G133-95 (Standard Test Method for Linearly Reciprocating Ball-on-Flat Sliding Wear) promove um arrastamento da superfície esférica na superfície plana. Desta forma, não representa os movimentos encontrados na ATM, ou seja, a superfície de contato não obedece à encontrada *in vivo*, onde a fossa contém todo o diâmetro da esfera em contato e o movimento realizado no ensaio é de deslizamento, enquanto na ATM é rotacional. A Figura 6 ilustra o ensaio.

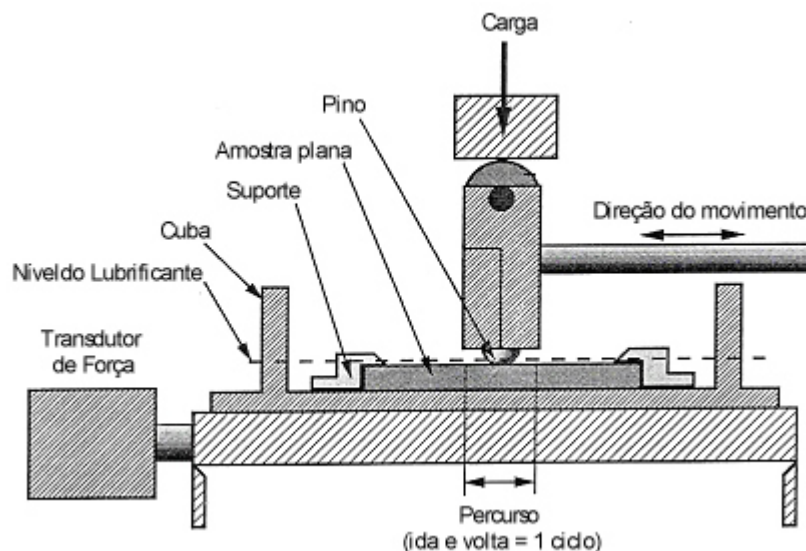


Figura 6: Equipamento proposto pela ASTM. Promove o deslizamento de uma superfície esférica contra uma outra plana. (adaptado de ASTM G133-95, 1997)

3.4.2 ASTM F 732-82

A norma ASTM 732-82 (Standard Practice for Reciprocating Pin-on-Flat Evaluation of Friction and Wear Properties of Polymeric Materials for Use in Total Joint Prostheses), promove o deslizamento entre duas superfícies planas. Este movimento não consegue representar o movimento da fossa protética, que não é uma superfície plana e que contém a superfície esférica do pino não representando, portanto, os movimentos articulares das próteses de ATM.

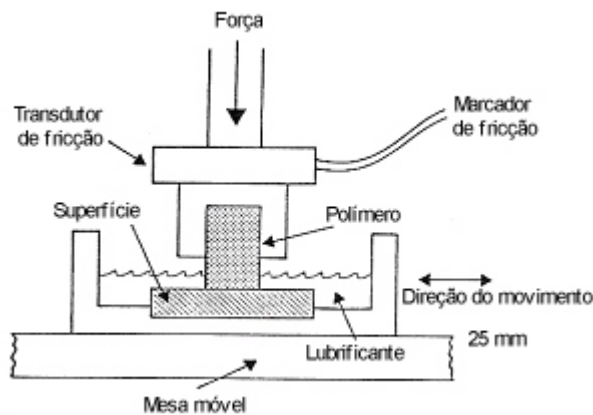


Figura 7 ASTM 732-82. Promove deslizamento entre duas superfícies planas. (adaptado de ASTM F732-82, 1997)

3.4.3 Pino em esfera (Pin-on-Ball)

Para análise de desgaste em próteses de quadril Wimmer e colaboradores, em 2001, propuseram um dispositivo que proporcionou o contato entre um pino e uma esfera metálica, como mostra na Figura 8.

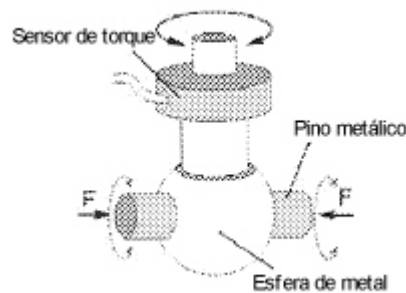


Figura 8: Equipamento proposto por Wimmer em 2001. Pino metálico envolvido por esfera metálica em toda sua superfície, promovendo um contato de 360° na realização do movimento rotacional. (adaptado de WIMMER, 2001)

Este equipamento fornece a rotação de um pino que está envolvido por uma esfera metálica. A inadequação deste ensaio para uma prótese de ATM está no giro do pino, fazendo com que toda a superfície do mesmo entre em contato com a esfera, em movimento de 360°, aumentando a superfície de contato e excedendo o movimento articular da ATM, que é de apenas 28°.

3.4.4 Simulador disco sobre plano (Wheel-on-Flat)

Este equipamento tem, como objetivo, a representação da articulação de joelho. Para tanto, propõe-se o giro de uma esfera juntamente com o deslocamento horizontal de uma superfície plana, como ilustra na Figura 9.

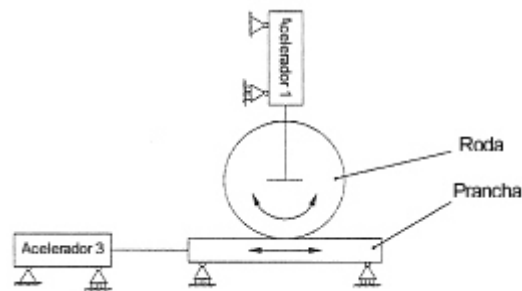


Figura 9: Simulador disco sobre plano proposto por Schwenke e colaboradores em 2005

Neste dispositivo, a superfície plana não envolve a área de contato da superfície esférica como ocorre nas próteses de ATM. Ao promover a rotação da esfera, excede-se a rotação máxima realizada por uma prótese temporomandibular.

3.4.5 Equipamentos de ensaio de desgaste em próteses de ATM

O equipamento proposto por Van Loon em 2000, para análise de próteses mandibulares, tentando representar todas as características da ATM.

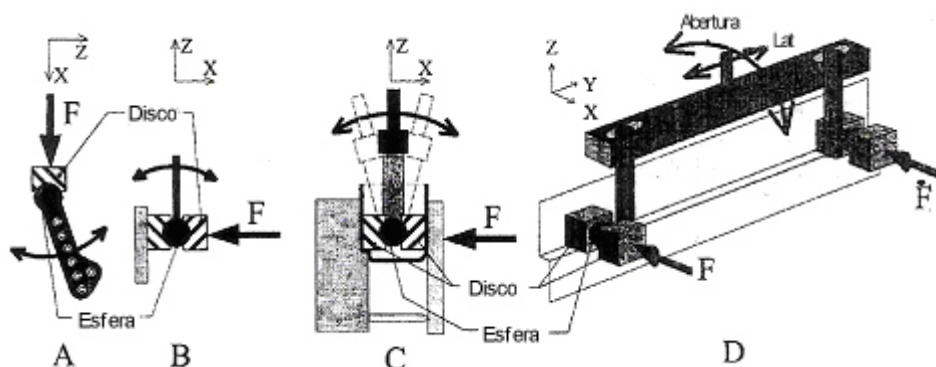


Figura 10: Dispositivo utilizado em 2000 para análise de desgaste em ATM. F representa a força aplicada, as esferas representam o côndilo protético e os discos o componente da fossa protética. (adaptado de VAN LOON 2000)

No equipamento mostrado na Figura 10, a aplicação da força, F está aplicada no sentido do disco (fossa protética) para o pino (esfera). Na condição *in vivo*, a direção da força ocorre da mandíbula para a fossa articular, proveniente da mastigação e dos exercícios mandibulares, ou seja, é a mandíbula que se movimenta e não a fossa mandibular, que é um componente ósseo fixa ao crânio.

E, para representar a superfície de contato da fossa com o côndilo protético (esfera), foram posicionados dois discos de modo a interpor a esfera entre eles, que representam a fossa condilar contendo o côndilo. Desta forma, aumentou-se a superfície de contato bem como promoveu-se uma melhor distribuição das forças envolvidas entre estes discos.

Este ensaio já havia sido proposto por Van Loon em 1999 com outros colaboradores, como pode ser visto pela ilustração das Figuras 10, 11 e 12.

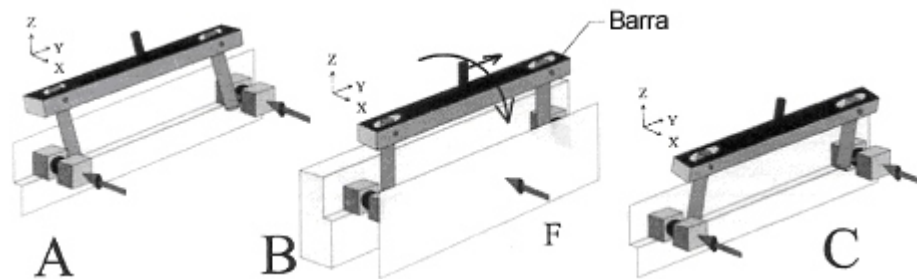


Figura 11: Equipamento proposto em 1999. A,B e C mostram a direção dos movimentos realizados pelo equipamento nos eixos X,Y e Z, respectivamente. F mostra a direção da força aplicada.(adaptado de VAN LOON, 1999)

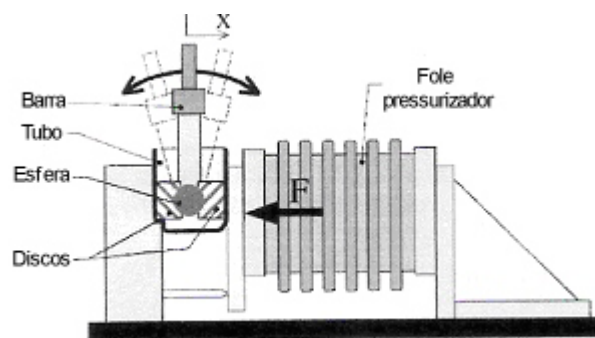


Figura 12: Dispositivo de pressão para aplicação da força nos discos para compressão da esfera, no equipamento proposto em 1999 Van Loon. (adaptado de VAN LOON, 1999)

3.5 Parâmetros para metodologia de ensaio de desgaste em próteses de ATM

Dentre os requisitos para uma prótese de ATM atingir o sucesso destaca-se a baixa taxa de desgaste. (VAN LOON et al., 2002)

Segundo a norma ASTM F732, desgaste é definido como o volume perdido da espécie em análise em função da distância percorrida ou número de ciclos. O volume perdido é determinado pela razão entre a massa perdida pelo polímero em teste e a sua massa específica. (ASTM, 1997)

A taxa de desgaste é medida pela razão entre o volume perdido em função do número de ciclos do ensaio. Outro parâmetro extraído de um ensaio de desgaste é o fator de desgaste que é o volume perdido dividido pela força aplicada e multiplicado pela distância percorrida durante o ensaio. (VAN LOON et al., 2000)

O desgaste deve ocorrer entre duas superfícies: uma esférica, representando o côndilo mandibular protético, e uma superfície côncava, representando a fossa mandibular protética. (VAN LOON; DE BONT; BOERING, 1995)

A superfície de contato consiste na pequena área de contato entre a superfície esférica que representa o côndilo com a superfície abaulada que representa a parte craniana. (VAN LOON et al., 2000)

O comportamento mecânico de uma prótese de ATM muda conforme a magnitude da força aplicada e a direção da aplicação da força pode ser a responsável por diferenças no perfil de desgaste nas peças em análise. (EDIDIN et al., 2001) (CALONIUS; SAIKKO, 2002)

A força encontrada *in vivo*, resultante na articulação temporomandibular, em pacientes portadores de prótese articular, é de 100 N, no entanto, a magnitude da força utilizada em ensaios de desgaste deve ser maior do que o máximo encontrado *in vivo*, segundo recomendação do FDA. (FDA, 1999)

O valor recomendado pela ASTM G133-95, que encontra suporte na literatura, é maior do que o encontrado nos pacientes portadores de próteses de ATM, 200 N. (KOMISTEK et al., 1998 e VAN LOON et al., 2002)

Existem discordâncias entre os autores com relação à frequência mastigatória que deve ser utilizada nos ensaios. Alguns defendem a utilização de 1 Hz e outros o valor de 2 Hz. Sabe-se que a liberação de partículas aumenta com o aumento da frequência e que a velocidade do ensaio influencia no desgaste das peças (SCHWENKE et al., 2005).

Em condições *in vivo* as proteínas têm um importante papel como lubrificante no líquido sinovial. *In vitro*, serum bovino é utilizado como alternativa de fluido articular. (LIAO; McNULTY; HANES, 2003)

O líquido no qual as peças estão submersas tem a função de fazer a lubrificação e a refrigeração das superfícies de atrito (REIS, ZAVAGLIA, 1999)

O Fluido sinovial formado pelo serum bovino contém: Sódio, Potássio, Cálcio, Cloreto e proteínas (WIMMER et al., 2001). Os ensaios conduzem à desnaturação das proteínas do lubrificante (CHANDRASEKARAN, LOH, 2001), por isso, o lubrificante deve ser renovado pelo menos duas vezes por semana. (VAN LOON et al., 2000)

Dentre as recomendações para utilização da uma prótese articular está em mantê-la limpa e livre de partículas para implantação. (TMJ IMPLANTS INCORPORATED, 2004)

Uma limpeza cuidadosa das peças é importante porque remove contaminação e sujeira das superfícies das ATM protéticas. (ASTM F1714, 1997)

4. MÉTODOS

A fim de se desenvolver a metodologia adequada à análise de desgaste das próteses de ATM, foram realizadas as etapas discutidas nos tópicos seguintes.

4.1 Materiais

Os materiais escolhidos foram os mais utilizados em próteses temporomandibulares, ou seja, a liga Co-Cr-Mo para o pino e o polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE), para a fossa.

Para que fossem contempladas todas as características da ATM a preparação das amostras seguiu as orientações da ASTM F732.

O pino foi fabricado através do processo de microfundição e sua composição consistiu de: Cromo (27 a 30%), Molibdênio (5 a 7%), Nickel (até 1%), Ferro (até 0,75%), Carbono (até 0,35%), Silício (até 1%), Magnésio (até 1%) e Cobalto para completar 100%.

A rugosidade superficial dos pinos, como fornecidos pelo fabricante, foi medida com o auxílio de um rugosímetro Taylor Hobson LTD, pertencente ao laboratório de Metrologia da PUCPR. Os valores obtidos foram de 4,04 μm para o pino 1 e de 4,29 μm para o pino 2.

As dimensões do pino estão mostradas na Figura 13 e uma foto do mesmo encontra-se na Figura 14.

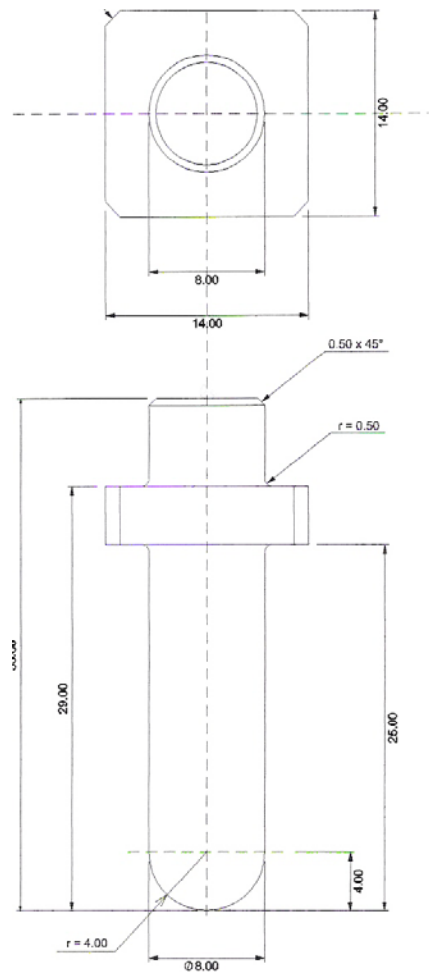


Figura 13: Projeto do pino com as dimensões para fabricação.



Figura 14: Pino microfundido em Cr-Co-Mo, fabricado para o ensaio.

As peças de polietileno (UHMWPE) foram usinadas de acordo com as dimensões necessárias para o ensaio, mostradas na Figura 15. A Figura 16 mostra a foto da fossa protética usinada para o ensaio.

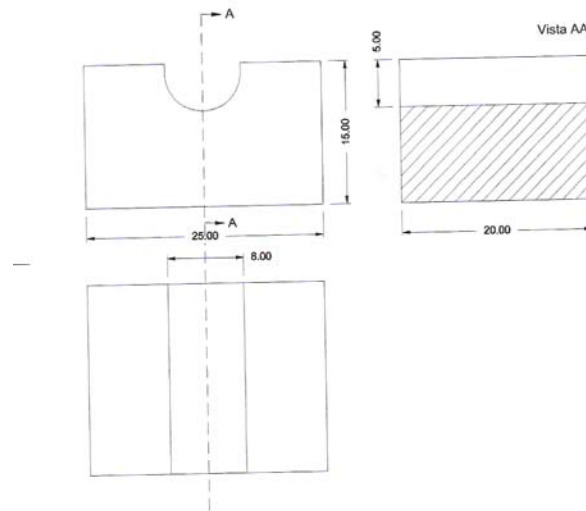


Figura 15: Desenho da fossa protética em UHMWPE com dimensões utilizadas no ensaio.

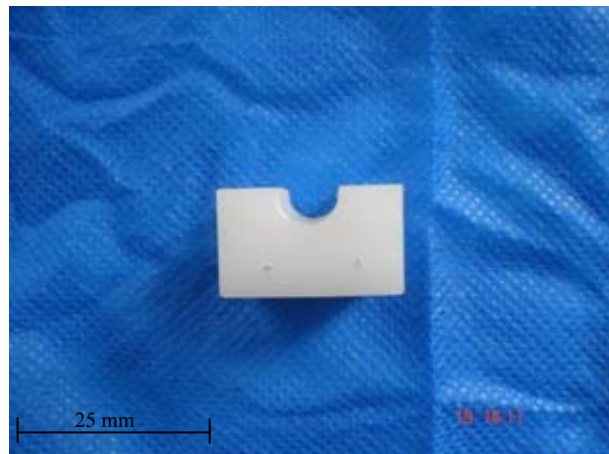


Figura 16: Foto da fossa de UHMWPE usinada.

4.2 Parâmetros de ensaio

4.2.1 Superfície de contato

O tamanho da área de contato corresponde ao contato estabelecido entre as superfícies do pino e da fossa encontrado nas próteses de ATM comercializadas. A parte protética

mandibular consiste em um pino com uma cabeça esférica de diâmetro de 8 mm. A parte protética da fossa consiste em uma superfície levemente côncava, que envolve 5 dos 8 mm de diâmetro da esfera condilar protética. (VAN LOON et al., 1999, 2000, 2002)

A área de contato é determinada pela abertura bucal, ou seja, 28° . (VAN LOON et al., 2000).

A Figura 17, mostra a inserção do pino na fossa protética de UHMWPE.

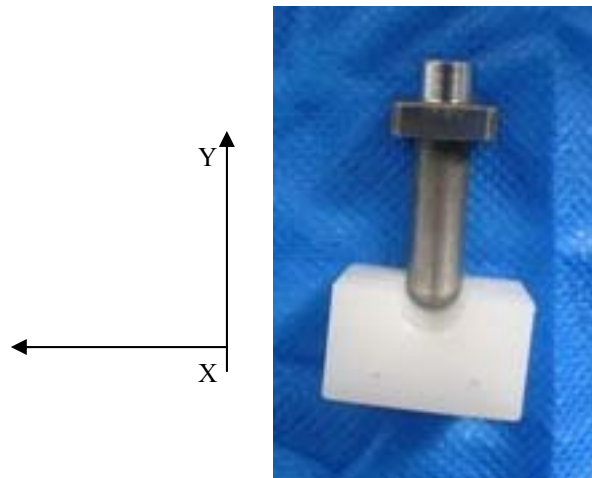


Figura 17: Inserção do pino na fossa protética de UHMWPE.

4.2.2 Força Aplicada

Como a direção da força tem implicação no desgaste, a força aplicada foi vertical (eixo Y), no sentido da superfície esférica contra a superfície côncava. (TANAKA et al., 2003)

A Figura 18 ilustra a direção da força aplicada.

A força utilizada foi maior do que o máximo encontrado *in vivo*, seguindo as recomendações da FDA. (FDA, 1999)

A força encontrada *in vivo*, em pacientes portadores de prótese articular, é de 100N, portanto, o valor utilizado foi de 200N. Este valor é o recomendado pela ASTM G133-95. (KOMISTEK et al., 1998 e VAN LOON et al., 2002)



Figura 18: Ilustração da direção da força aplicada sobre os componentes protéticos durante o ensaio. A flecha corresponde ao sentido da força.

4.2.3 Número de ciclos

A distância percorrida foi definida levando-se em consideração a utilização da ATM durante 10 anos, o que correspondeu a 7 milhões de ciclos em uma frequência oscilatória de 2 Hz.

Para atingir o número de ciclos propostos, foram necessários 30 dias de ensaio.

4.2.4 Frequência oscilatória

A frequência oscilatória esteve de acordo com a frequência definida na mastigação. Há discordâncias entre os autores com relação à frequência mastigatória que deverá ser utilizada nos ensaios. Alguns defendem a utilização de 1 Hz e outros o valor de 2 Hz. Optou-se pela utilização de 2 Hz.

A contagem de ciclos, neste trabalho, foi realizada considerando-se um ciclo como o deslocamento completo (ida e volta) do pino sobre a fossa protética. Dois deslocamentos completos por segundo, equivaleram a 2 Hz.

4.2.5 Lubrificação

O lubrificante utilizado foi o recomendado pela ASTM F723, ou seja, o serum bovino diluído em concentração de 1:1 com água destilada. Foi adicionado um antibiótico para retardar a degradação bacteriana do serum. (VAN LOON et al., 2000; CLARKE et al., 1997).

A fim de evitar que a degradação protéica do serum bovino interferisse na lubrificação, durante o período do ensaio, o serum foi trocado a cada 72 horas. Água destilada foi adicionada periodicamente para compensar a perda por evaporação. (ASTM F1714)

A temperatura durante o ensaio foi controlada para evitar que atingisse valores superiores a 37°C.

Antes de ser utilizado, o serum foi congelado com a adição de antibiótico para retardar degradação bacteriana. Foi adicionado, também EDTA (ácido etilenodiaminatetracético), na concentração de 20 mM, para aglutinar com o cálcio na solução e minimizar precipitação de fosfatos de cálcio nas superfícies. (SCHWENKE et al., 2005; ASTM, 1997)

4.2.6 Limpeza das amostras

Dentre as recomendações para utilização de uma prótese articular está em mantê-la limpa e livre de partículas para implantação. (TMJ IMPLANTS INCORPORATED, 2004)

A limpeza das amostras seguiu a norma ASTM F732, através das etapas:

1. Enxágüe com água para remoção da contaminação grosseira;
2. Lavagem em cuba ultrassônica de limpeza com solução detergente a 1% por 15 minutos;
3. Enxágüe com água destilada;
4. Lavagem em ultrasson com água destilada por 5 minutos;
5. Enxágüe com água destilada corrente;
6. Secagem com tecido livre de fiapos;
7. Imersão em álcool metílico por 3 minutos (somente para polímeros não solúvel ao álcool metílico, como o UHMWPE);
8. Secagem com tecido livre de fiapos;
9. Secagem ao ar ambiente livre de poeira por 30 minutos.

Após a limpeza, as amostras foram esterilizadas em autoclave, por calor úmido, por 30 minutos a 121° C.

4.2.7 Pesagem das amostras

Os pinos de Co-Cr-Mo e as fossas de UHMWPE, foram pesados, antes do início do ensaio, utilizando-se uma balança analítica da marca Sartorius, modelo MA50, com precisão de 0,001g.

A pesagem para análise do desgaste foi feita a cada 1,2 milhões de ciclos, que corresponderam a uma semana de ensaio. (VAN LOON et al., 2000)

Durante o ensaio, as peças foram limpas e secadas antes de cada pesagem para remover substâncias que podem interferir na pesagem do material. (ASTM F1714, 1997)

Após a imersão em soro bovino por 30 dias as peças que foram utilizadas no ensaio, apresentaram as massas mostradas na Tabela 1, onde o pino 1 (Co-Cr-Mo) formou par com a fossa 1 (UHMWPE) e o pino 2 formou par com a fossa 2.

Tabela 1 – Massa inicial das amostras.

Amostra	Massa (g)
Pino 1	19,066
Pino 2	19,060
Fossa 1	6,319
Fossa 2	6,318

4.3 Cálculo do volume e da taxa de desgaste

Segundo a norma ASTM F1714, o cálculo do desgaste deve obedecer ao procedimento descrito a seguir. O ganho de massa por absorção de líquido das amostras ensaiadas é determinado através de três amostras de controle, que permanecem imersas no serum bovino durante o período de ensaio. O cálculo do ganho é determinado através da Equação 1:

$$S_n = \frac{1}{3}(S_a + S_b + S_c) \quad (1)$$

Onde S_a é a massa final da amostra controle A, S_b é a massa final da amostra B e S_c é a massa final da amostra C.

O volume perdido pelo desgaste é definido como a razão entre a massa perdida pelo material e a massa específica do mesmo.

Através da Equação 2, obtém-se o valor da massa perdida pela amostra durante o ensaio.

$$W_n = (W_1 - W_2) + (S_2 - S_1) \quad (2)$$

Onde: W_1 = massa inicial da peça, W_2 = massa final da peça incluindo o ganho pela absorção de fluidos, S_1 = valor inicial a massa das três peças submersas no lubrificante, S_2 = valor final a massa das três peças submersas no lubrificante.

Através da Equação 3 obtém-se o volume de desgaste.

$$V_n = \frac{W_n}{\rho} \quad (3)$$

Onde ρ é a massa específica do polímero, em g/cm^3 .

A massa específica do UHMWPE é $0,94 \text{ g/cm}^3$ e da liga Cr-Co-Mo é $8,3 \text{ g/cm}^3$. (ASTM, 1997; METALÚRGICA RIOSULENSE, 2006)

Nos ensaios de desgaste onde as massas específicas dos materiais são diferentes é preferível comparar as taxas de desgaste, que é definida como a razão entre o volume de desgaste e o número de ciclos, como mostra a Equação 4. (ASTM F1714, 1997)

$$\text{Taxa de desgaste} = \frac{V_n}{n^\circ \text{ ciclos}} \quad (4)$$

4.4 Equipamento

O equipamento foi especialmente desenvolvido para o ensaio e construído em aço inoxidável 304.

Um contador de ciclos foi acoplado no protótipo do simulador para registrar o número de ciclos do ensaio, seguindo as recomendações da norma ASTM F1714. (ASTM, 1997). O motor elétrico utilizado, modelo FPG 0 130 821 968 Bosch, possui as seguintes características: 85 rpm, 6 A, 12 Nm de torque e redução 73:1. A Figura 19 mostra o motor utilizado.



Figura 19: Motor com as características originais.

Para que o funcionamento do motor obedecesse aos parâmetros do ensaio, realizando os movimentos adequados para a análise de desgaste, foi necessária a usinagem de uma nova engrenagem acoplada ao eixo do motor. As alterações estão mostradas nas Figuras 20 e 21.

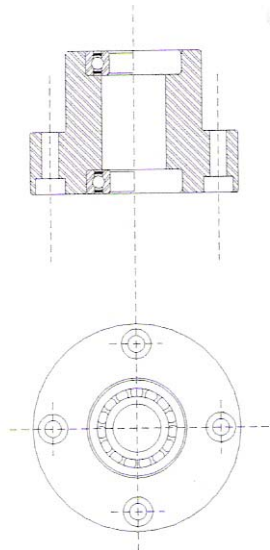


Figura 20: Projeto da engrenagem fabricada para substituição da original.



Figura 21: Motor mostrando a engrenagem usinada, indicada pela flecha.

Foi construído um transformador de voltagem para converter 12 V em 110 V, a fim de permitir utilização de corrente elétrica alternada. Um limitador de corrente em 5 A foi instalado, impedindo que picos de corrente fossem transferidos para o motor, nos momentos em que eventualmente houvesse sobrecarga. Esse limitador funcionou como dispositivo de segurança, impedindo a danificação do motor e do transformador. A sobrecarga era indicada através de um led, que entrava em funcionamento quando a corrente chegava a 5 A.

Um recipiente foi confeccionado para manter os componentes ensaiados submersos no lubrificante, onde estiveram imersos um termômetro e um aquecedor. Este recipiente foi usinado em UHMWPE, para evitar corrosão e contaminação por partículas de material estranho aos materiais utilizados no ensaio. A Figura 22 e a Figura 23 mostram a cuba com a fossa encaixada e o aquecedor utilizado, respectivamente.

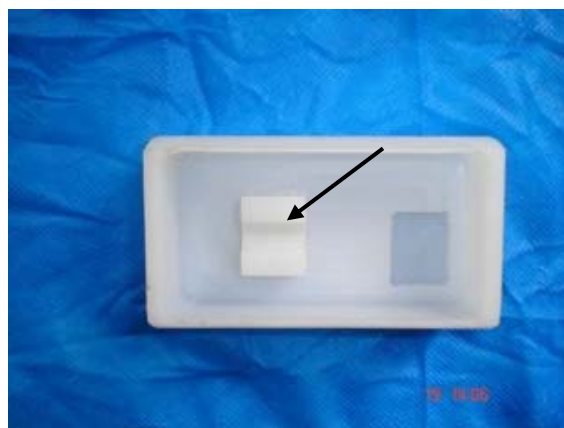


Figura 22: Cuba usinada em UHMWPE para comportar serum bovino, o termômetro, o aquecedor e para encaixe da fossa, mostrada através da flecha.



Figura 23: Aquecedor utilizado durante o ensaio.

5. RESULTADOS

5.1 Equipamento

O equipamento mostrado nas Figuras 24, 25 e 26 foi construído para representar os movimentos de uma ATM protética implantada.

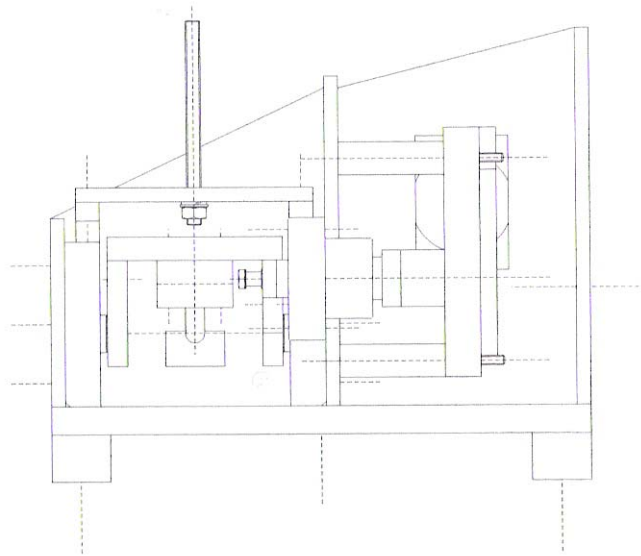


Figura 24: Projeto do equipamento. Vista lateral.

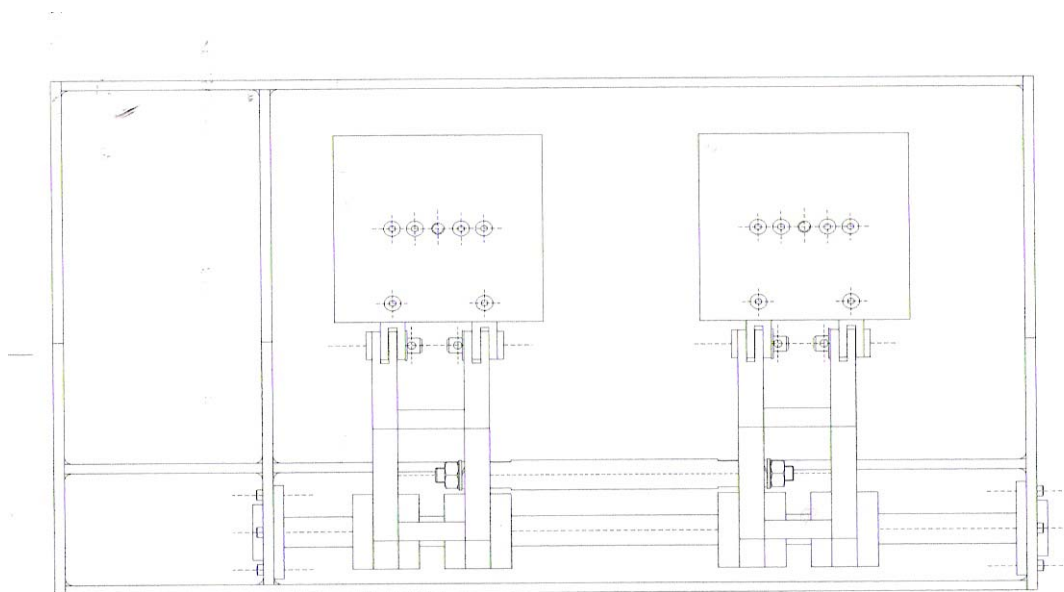


Figura 25: Projeto do equipamento. Vista superior, mostrando os dois estágios para ensaio simultâneo.

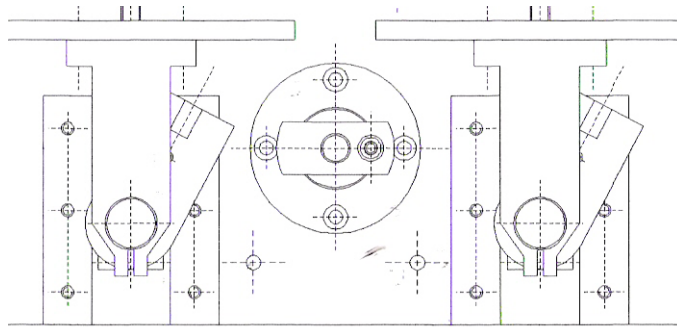


Figura 26: Projeto do equipamento. Vista frontal mostrando os basculantes representando o deslocamento de 28° .

A Figura 27 mostra em detalhe o projeto do basculante e a Figura 28 mostra a vista superior do equipamento montado.

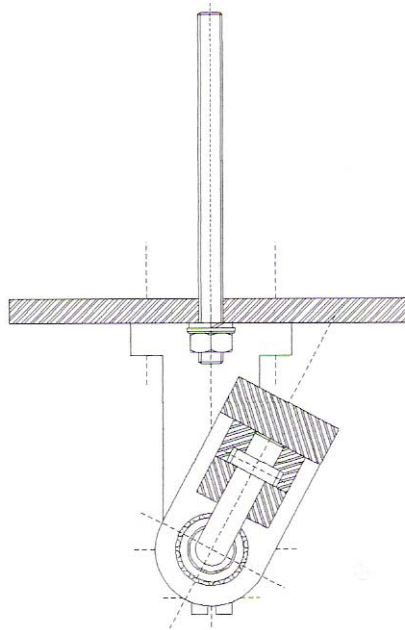


Figura 27: Projeto do basculante, mostrando o movimento do pino durante o ensaio.



Figura 28: Sistema basculante.

A Figura 28 mostra o basculante e a Figura 29 mostra a montagem do sistema para o ensaio de desgaste.



Figura 29: Basculante mostrando o acoplamento do pino e posicionamento da fossa.

A fossa protética usinada e o pino microfundido ficaram acoplados de forma que 5 mm dos 8 mm da cabeça do pino em Cr-Co-Mo ficaram contidos e em contato íntimo com a superfície da fossa protética em UHMWPE.

A carga aplicada sobre o sistema foi conseguida através de blocos de chumbo, especialmente confeccionados para o ensaio, como mostra a Figura 30. A Figura 31 mostra o bloco e a Figura 32 o posicionamento sobre o sistema basculante.



Figura 30: Confeção da peça de chumbo



Figura 31: Peça de chumbo utilizada como carga

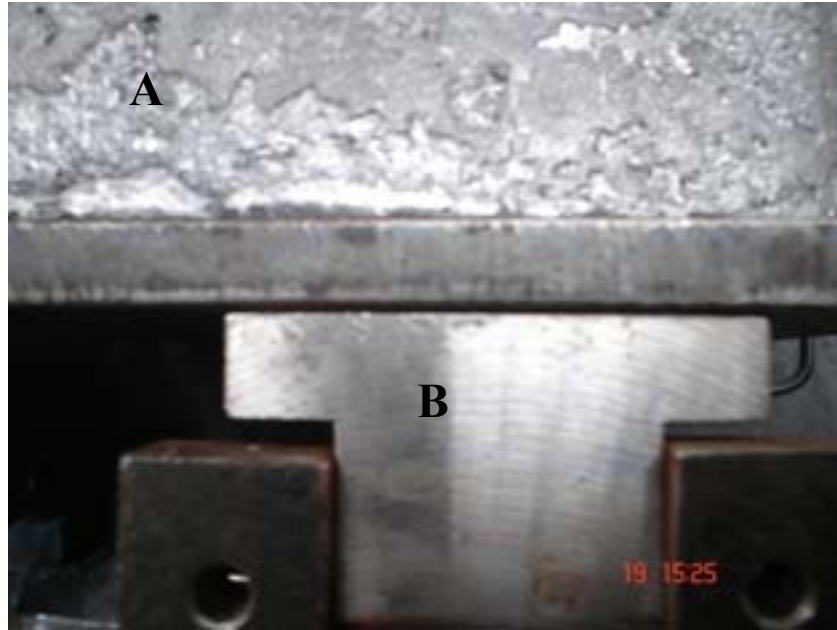


Figura 32: Posicionamento da peça de chumbo. O indicador **A** representa a peça de chumbo e o **B** o basculante.

O bloco de chumbo, fabricado por vazamento em molde de silicone de alta temperatura, proporcionou uma aplicação de 200 N de força sobre o pino em direção à superfície de UHMWPE. Isso permitiu a simulação da direção da força atuante na ATM implantada.

As Figuras 33 e 34 mostram o equipamento montado.



Figura 33: Equipamento em vista superior, mostrando o posicionamento dos basculantes (A e B) e do eixo para o motor.



Figura 34: Equipamento montado em vista superior, mostrando o posicionamento do motor e a instalação do transformador.

O motor especificado tornou possível a realização de 7 milhões de ciclos, por um período de aproximadamente 30 dias, que corresponderam a 10 anos de uso de uma prótese de ATM. Portanto, mostrou-se adequado para a carga aplicada de 200 N.

A frequência de 2 Hz foi atingida durante todo o tempo do ensaio, mostrando a eficiência do sistema motor, transformador e do dispositivo de segurança.

Com o desgaste das superfícies de UHMWPE e do pino, como mostra a Figura 35, houve um abaixamento do sistema basculante como um todo, o que provocou o acionamento do sistema de segurança instalado no transformador, decorrente da perda de paralelismo do sistema e do contato entre a alavanca e os basculantes. A correção desta perda de altura foi realizada com o levantamento do sistema. Para prevenir futuros problemas deste tipo o equipamento foi reprojetoado, compensando estes desgastes.

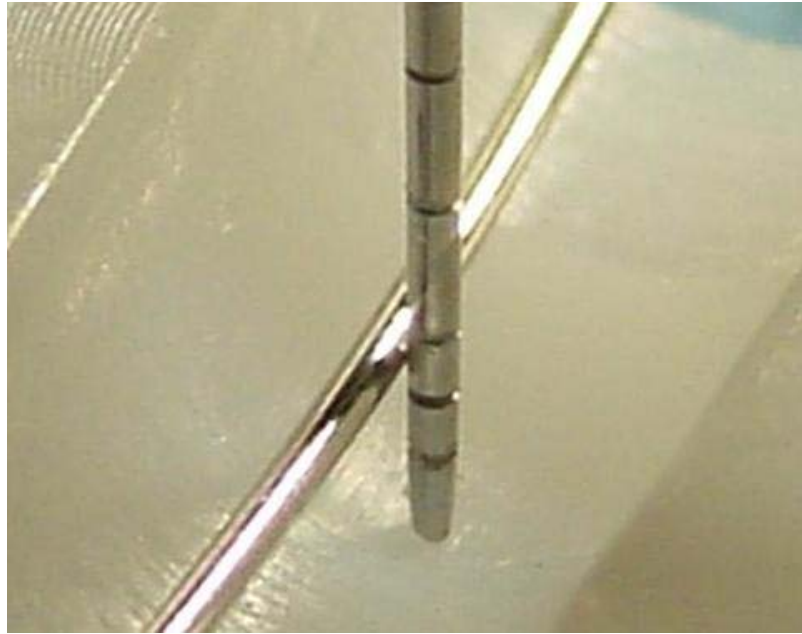


Figura 35: Afundamento de 2mm na superfície do UHMWPE, provocado pelo ensaio.

O transformador, fabricado com um dispositivo de aviso, em forma de led, para indicar possíveis excessos decorrentes de má utilização do equipamento, funcionou como previsto. Este dispositivo indicou, com o acendimento do led, picos de corrente, fato este que ocorria sempre que o motor era sobrecarregado, seja por falta de paralelismo entre os basculantes, desvio do eixo do motor ou travamento do sistema. O limitador de corrente presente no transformador impediu possíveis danos ao motor e ao transformador.

O motor funcionou de forma eficiente durante todo o período de ensaio. Percebeu-se apenas um aquecimento, corrigido com a colocação de um ventilador direcionado a ele.

Serum bovino diluído na proporção de 1:1 em água destilada foi utilizado para lubrificação dos componentes durante o ensaio.

O aspecto do serum bovino mostrava desnaturação protéica por volta de 72 horas após início da utilização. Mostrava-se viscoso já nas primeiras 30 horas de uso, o que evidenciava a evaporação.

Antes da primeira pesagem, antes dos primeiros 1,4 milhões de ciclos, pode-se observar adesão das partículas de UHMWPE liberadas pela fossa protética na superfície do pino.

Como as partículas tinham dimensões possíveis de serem observadas a olho nu, pode-se notar que a quantidade de partículas de polietileno, dispersas no lubrificante, diminuiu com o tempo do ensaio e foi sensivelmente menor em 4,2 milhões de ciclos.

A liberação de partículas metálicas do pino foi notada em maior quantidade nos primeiros 1,4 milhões de ciclos, chegando a valores não visíveis na segunda pesagem, voltando a aumentar nos 2,8 milhões de ciclos subsequentes e diminuindo nos últimos 1,4 milhões de ciclos.

O serum bovino com as partículas liberadas foi congelado para futura avaliação de tamanho e forma das partículas e conclusões complementares sobre o desgaste.

O equipamento possibilitou o ensaio de duas amostras simultâneas.

5.2 Taxa de desgaste

Os volumes perdidos, calculados pela Equação 3, utilizados para obtenção das taxas de desgaste, calculadas pela Equação 4, estão representados na Tabela 2:

Tabela 2: Volumes perdidos pelas peças durante o ensaio.

Amostra	Volume (mm ³)				
	1ª. pesagem	2ª. pesagem	3ª. pesagem	4ª. pesagem	5ª. pesagem
UHMWPE 1	37,23	32,98	6,38	17,02	3,19
UHMWPE 2	29,79	21,28	6,38	13,83	4,26
Pino 1	0,36	0,00	0,12	0,36	0,12
Pino 2	0,72	0,00	0,12	0,24	0,12

As taxas de desgaste do ensaio estão apresentadas na Tabela 3.

Tabela 3: Valores das taxas de desgaste obtidas no ensaio.

Amostra	Taxa de desgaste (10 ⁻⁶ mm ³ /ciclos)				
	1ª. pesagem	2ª. pesagem	3ª. pesagem	4ª. pesagem	5ª. pesagem
UHMWPE 1	24,82	17,73	5,32	11,53	3,55
UHMWPE 2	31,03	27,48	5,32	14,18	2,66
Pino 1	0,31	0,00	0,10	0,31	0,10
Pino 2	0,60	0,00	0,10	0,20	0,10

As taxa de desgaste para as peças de UHMWPE mostrou valores maiores do que para os pinos de Cr-Co-Mo, do início ao fim do ensaio, o que era esperado, pois o polietileno apresenta menor dureza do que a liga de cromo-cobalto, sofrendo, portanto, maior desgaste no par sob fricção.

De acordo com os valores da Tabela 3, pode-se notar que ambas as fossas protéticas tiveram uma taxa de desgaste que atingiu seu maior valor nos primeiros 1,4 milhões de ciclos (primeira pesagem), mantendo-se elevada, atingindo o seu segundo maior valor nos 2,8 milhões de ciclos (segunda pesagem). Apresentou valores mais baixos na terceira pesagem, aos 4,2 milhões de ciclos, voltando a aumentar aos 5,6 milhões de ciclos (quarta pesagem), para apresentar os menores valores registrados na quinta pesagem.

Os pinos ensaiados também apresentaram os maiores valores na primeira pesagem, para atingir valores não perceptíveis pela balança utilizada para registro das massas na segunda pesagem. Apresentou um aumento da taxa de desgaste aos 4,2 milhões de ciclos (terceira pesagem), que continuou aumentando por mais 1,4 milhões de ciclos, para reduzir a valores iguais aos da terceira pesagem nos ciclos finais.

Os valores das taxas de desgaste registrados em cada pesagem estão mostrados nas Figuras 36 e 37.

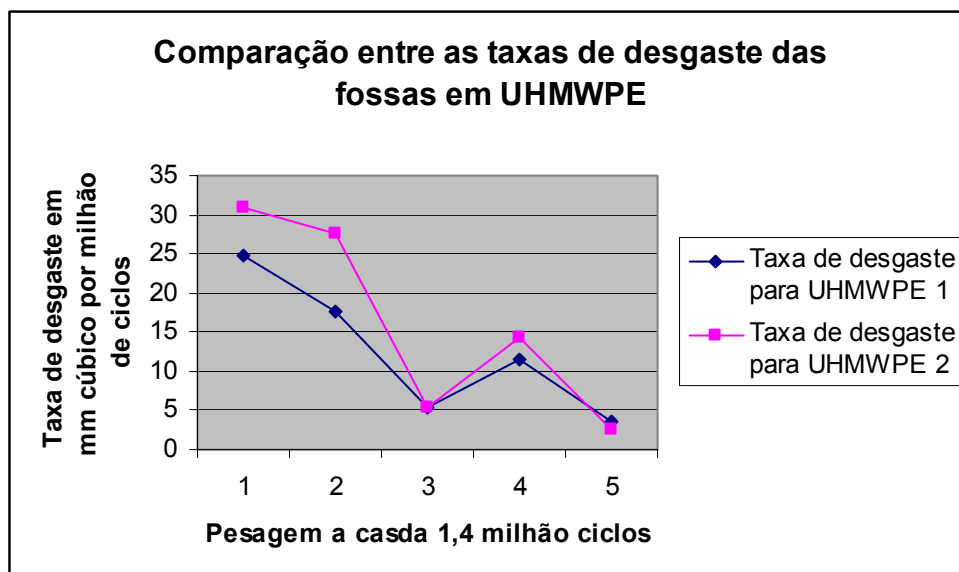


Figura 36: Valores das taxas de desgaste, registrados nas 5 pesagem realizadas a cada 1,4 milhão de ciclos, para as fossas protéticas em UHMWPE.

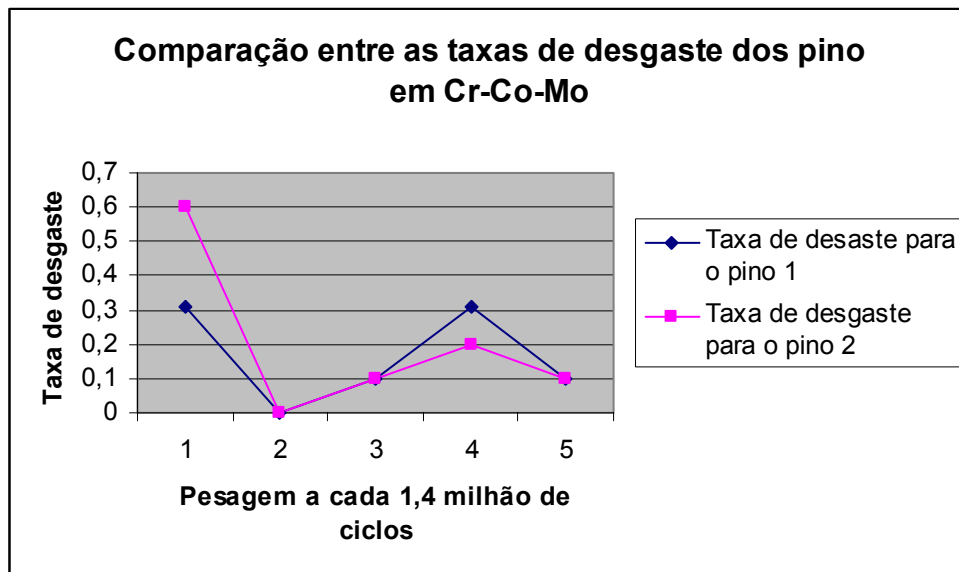


Figura 37: Valores das taxas de desgaste, em $\text{mm}^3/\text{milhão de ciclos}$, registrados nas 5 pesagem realizadas a cada 1,4 milhão de ciclos, para os pinos em Cr-Co-Mo

Observando as Figuras 36 e 37, que as peças de UHMWPE e os pinos de Cr-Co-Mo, apresentaram um comportamento similar, em relação à perda de massa.

As amostras foram ensaiadas simultaneamente, em estágios diferentes (A e B), mostrados nas Figuras 33 e 34. Devido à este comportamento similar, em relação ao desgaste, pode-se verificar que os dois conjuntos (fossa e pino) estiveram sob as mesmas condições de ensaio, confirmando a eficiência do sistema projetado.

As Figuras 38 e 39 mostram as superfícies do pino e da fossa, respectivamente, após o término do ensaio.



Figura 38: Superfície do pino em Cr-Co-Mo após o término do ensaio e limpeza da peça, mostrando riscos na superfície que manteve contato com o polietileno (setas).

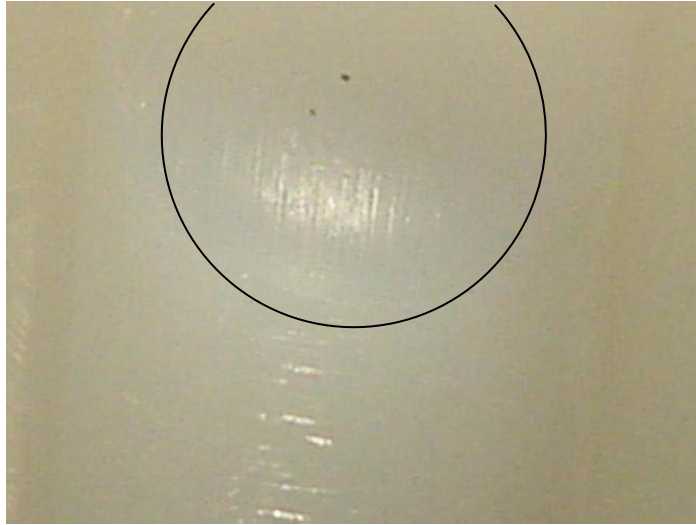


Figura 39: Superfície da fossa UHMWPE após o término do ensaio, mostrando riscos na superfície em sentido único (região interna ao círculo).

A superfície de contato das amostras apresentou riscos em vários sentidos na peça de Cr-Co-Mo. Já a peça de UHMWPE apresentou riscos apenas no sentido do ensaio.

Houve um desgaste em forma circular com afundamento na superfície de UHMWPE, medindo pouco mais de 2 mm de profundidade e com o mesmo da cabeça do pino, ou seja, 8 mm, como mostram as Figuras 40 e 41.

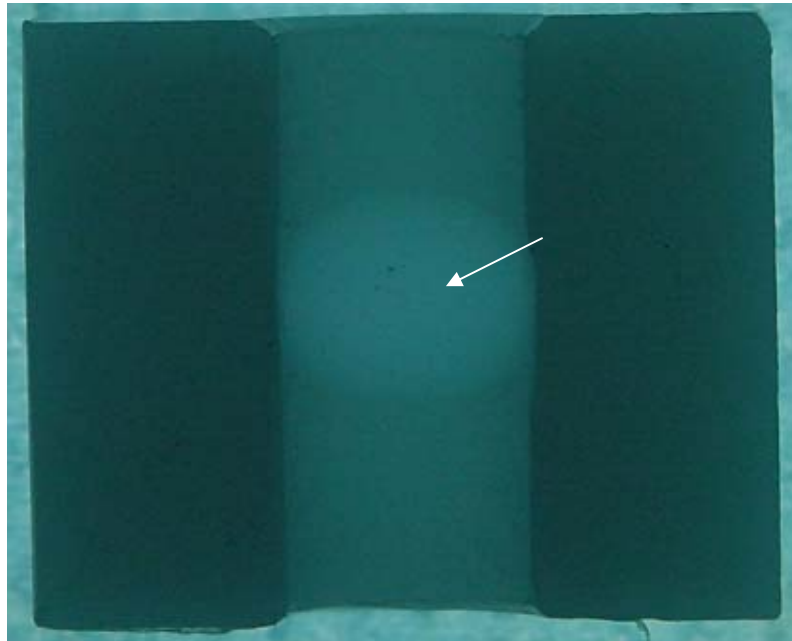


Figura 40: Dano na superfície da fossa em UHMWPE, em fotografia com contraste de iluminação. A flecha indica o dano na superfície.

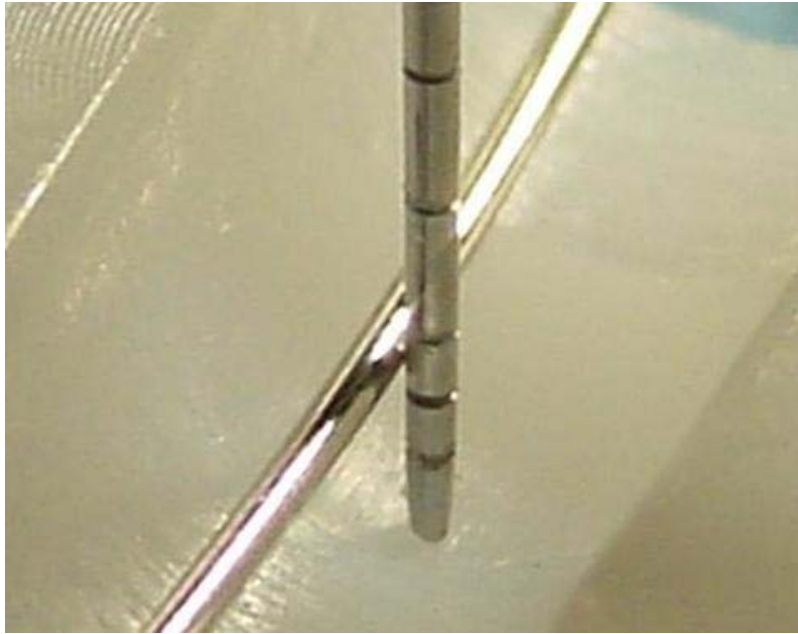


Figura 41: Profundidade (cerca de 2 mm) do dano causado pelo pino durante o ensaio. A haste horizontal mostra a superfície da canaleta original.

6. DISCUSSÃO

6.1 Equipamento

O equipamento simulou todas as características necessárias para representar uma ATM implantada proteticamente *in vivo* em um ensaio *in vitro*.

Com a superfície de contato do pino contida em 5 dos seus 8 mm de diâmetro pela peça de UHMWPE, que representava a fossa protética, o ensaio correspondeu à superfície de contato necessária, segundo Van Loon e colaboradores, em seus trabalhos publicados em 1999, 2000 e 2002. Desta forma pode-se afirmar que foi satisfatório o ajuste de contato entre as peças utilizadas no ensaio.

O próprio Van Loon e seus colaboradores propõem dois equipamentos, um em 1999 e outro em 2000, que proporcionam uma área de contato maior entre as amostras decorrentes da utilização de dois discos para conter a cabeça protética do pino confeccionada em Cr-Co-Mo.

O peso de chumbo posicionado de forma a exercer força sobre o pino de Cr-Co-Mo proporcionou um direcionamento da carga durante o desgaste no sentido do pino para a fossa protética em UHMWPE, obedecendo a orientação de Tanaka e colaboradores em seu trabalho publicado em 2003.

A quantidade de chumbo fundida e utilizada no ensaio foi de 200 N, obedecendo a recomendação da FDA, em 1999, que propôs uma utilização de uma força maior do que a encontrada *in vivo* para ensaios *in vitro*. Este valor obedece também a orientação dos autores Komistek e colaboradores, em 1998, Van Loon, em 2002 e a norma técnica ASTM G133-95.

A direção da carga utilizada neste ensaio (do pino para a fossa) representou a direção da força de mastigação, que vai da mandíbula para a maxila, ou seja, do componente condilar, representado pelo pino, para o componente posicionado na maxila de maneira fixa, a fossa protética em UHMWPE. Os ensaios descritos por Van Loon em 1999 e 2000, apresentam uma direção de força no sentido da fossa para o pino, não correspondendo às características *in vivo*.

O número de ciclos foi estabelecido pela quantidade de movimentos realizados, ou seja, pela quantidade de ciclos do equipamento. O número de ciclos foi de 7 milhões, seguindo as orientações de Van Loon e colaboradores em 2000, o que corresponde a 10 anos de utilização de uma prótese de ATM *in vivo*.

A frequência oscilatória esteve de acordo com a frequência definida na mastigação. Há discordâncias entre os autores com relação à frequência mastigatória que deverá ser utilizada nos ensaios. Alguns defendem a utilização de 1 Hz e outros o valor de 2 Hz. Sabe-se que a liberação de partículas aumenta com o aumento da frequência e que a velocidade do ensaio influencia no desgaste das peças (SCHWENKE et al., 2005). Como o ensaio deve validar a utilização das próteses de ATM optou-se pelo valor de 2 Hz, que seria um caso mais extremo. (GALLO et al., 2000 e VAN LOON et al., 2000 e TANAKA et al., 2003)

O equipamento realizou os ensaios com velocidade constante, de forma a promover dois ciclos completos por segundo, equivalendo a uma frequência de 2 Hz, o que obedeceu à recomendação de Gallo e colaboradores, em 2000, Van Loon e colaboradores, também em 2000 e de Tanaka e colaboradores, em 2003. Contou-se como um ciclo completo um exercício total de abertura e fechamento de boca, ou seja, um movimento completo de ida e volta do basculante.

O serum bovino foi o lubrificante escolhido para o ensaio, obedecendo as orientações da norma ASTM F723, sendo trocado a cada 72 horas para evitar a desnaturação protéica. A cuba projetada e usinada, como recipiente para o serum, permitiu que a superfície analisada no ensaio ficasse submersa no fluido lubrificante, durante todo o período do ensaio.

O equipamento apresentou um movimento de desgaste semicircular com amplitude de 28°, que representou a amplitude de abertura bucal em pacientes portadores de próteses de ATM. Este movimento foi diverso dos mostrados pelos equipamentos propostos na literatura, norma ASTM G133 e F732, que promoviam arrasto da superfície em ensaio, e do equipamento proposto por Schwenke e colaboradores em, 2005, que propôs rotação da esfera e deslizamento da superfície plana simultaneamente.

6.2 Desgaste

Segundo Clarke et al., em 1997, durante o ensaio de desgaste entre dois materiais diferentes, pode haver um ganho inicial da massa da amostra de uma das duas peças em análise, decorrente da incorporação de partículas de uma superfície para a outra antes da liberação na solução. Isso não foi observado em nenhuma das amostras neste trabalho.

Segundo recomendação da norma ASTM F732, as peças devem ser lavadas e secadas antes das pesagens, o que pode ter removido as partículas que estavam aderidas sobre as superfícies das amostras, evitando que as mesmas apresentassem ganho de massa.

Afattato *et al.*, em 2001, em análises de próteses de quadril, observaram que os tamanhos das partículas coletadas mostraram, independente da combinação de materiais ensaiados, grande variação, desde tamanhos submicroscópicos, em maior número, até várias centenas de micra. As partículas submicroscópicas encontravam-se sempre fortemente aglomeradas em grupos esféricos ou alongados. Esta variação pode ser atribuída aos diferentes mecanismos de desgaste que ocorrem durante o ensaio. Neste trabalho, não foi possível a avaliação da morfologia e tamanho das partículas liberadas, o que impede conclusões sobre o tipo de desgaste ocorrido durante o ensaio.

Van Loon, em 2000 em um ensaio utilizando UHMWPE e esferas de aço inoxidável obteve resultados para próteses de ATM: taxa de desgaste inicial de $0,06 \text{ mm}^3/\text{milhão de ciclos}$, taxa de $0,47 \text{ mm}^3/\text{milhão de ciclo}$ em dois milhões de ciclos e logo depois $0,1 \text{ mm}^3/\text{milhão de ciclo}$. Após 4,6 milhões de ciclos a taxa de desgaste mostrou um súbito aumento. A partir de 4,6 milhões de ciclos a taxa foi de $0,47 \text{ mm}^3/\text{milhão de ciclo}$.

No presente trabalho, a taxa de desgaste inicial do pino 1 foi de $0,31 \text{ mm}^3/\text{milhão de ciclos}$ e do pino 2 foi de $0,6 \text{ mm}^3/\text{milhão de ciclo}$. Esses valores foram bastante superiores aos encontrados pelo autor citado anteriormente.

Na segunda pesagem, com 2,8 milhões de ciclos, não houve perda de volume pela peça, o que levou à uma taxa de desgaste igual a zero. Já no ciclo 4,2 milhões, a taxa de desgaste ficou em $0,1 \text{ mm}^3/\text{milhão de ciclos}$ para ambos os pinos, demonstrando novo aumento no desgaste. Em 5,6 milhões de ciclos as taxas de desgaste foram de $0,31 \text{ mm}^3/\text{milhão de ciclos}$ para pino 1 e $0,2 \text{ mm}^3/\text{milhão de ciclos}$ para o pino 2 e, finalmente, aos 7 milhões de ciclos obteve-se valores de $0,1 \text{ mm}^3/\text{milhão de ciclos}$ para os dois pinos.

Embora os valores de desgaste entre os dois pares de amostras e os encontrados na literatura tenham sido diferentes, o comportamento dos resultados foi similar, mostrando picos de desgaste e momentos onde a taxa de desgaste foi menor, como comentado anteriormente.

Este comportamento pode ser explicado pela alternância no tipo de desgaste sofrido durante o ensaio. Em um primeiro momento, considerando os materiais utilizados neste trabalho, ocorre o desgaste adesivo onde o material mais duro do par (Cr-Co-Mo), retira uma quantidade do material menos duro (UHMWPE), que fica aderida à superfície do material mais duro. Neste período ocorre uma alta taxa de desgaste do UHMWPE.

A aderência do UHMWPE na superfície do pino provoca, em um segundo momento, um deslizamento do UHMWPE sobre si mesmo. Isso faz com que a taxa de desgaste atinja valores bem menores.

Continuando o movimento de deslizamento entre as peças, o UHMWPE aderido ao pino é arrancado e as partículas, posicionadas entre as superfícies, provocam o desgaste por três corpos, aumentando novamente a taxa de desgaste. Estas partículas são trituradas até atingirem tamanhos menores e serem retiradas do local pelo lubrificante. Com a continuação do ensaio os processos de desgaste se repetem. Pode-se observar este comportamento no diagrama comparativo da Figura 42.

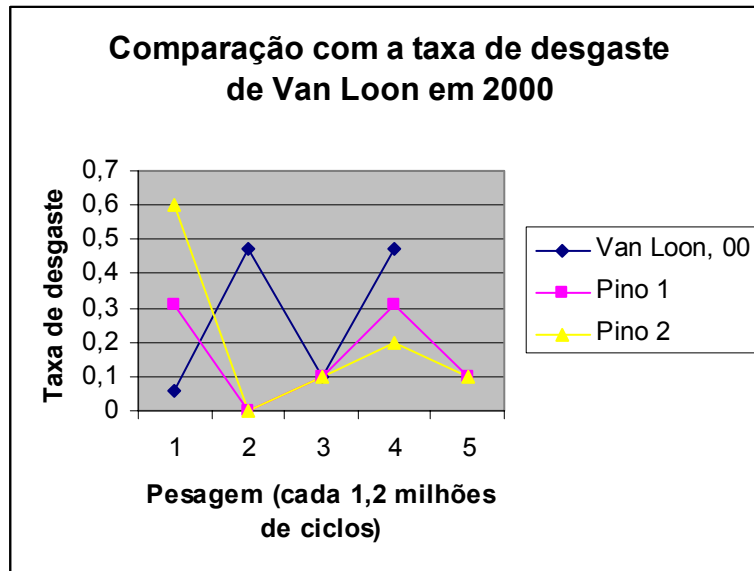


Figura 42: Comparação das taxas de desgaste obtidas por Van Loon em 2000, no teste proposto para análise de desgaste em próteses de ATM e o ensaio realizado. Os valores estão em $\text{mm}^3/\text{milhão de ciclos}$

Para as fossas de UHMWPE obteve-se, também, uma taxa inicial maior, de $24,82 \text{ mm}^3/\text{milhão de ciclos}$ para a peça 1 e $31,03 \text{ mm}^3/\text{milhão de ciclos}$ na peça 2. Na segunda pesagem, em 2,4 milhões de ciclos, as taxas de desgaste ficaram em $17,73 \text{ mm}^3/\text{milhão de ciclos}$ para a peça 1 e $27,48 \text{ mm}^3/\text{milhão de ciclos}$ para a peça 2. Em 4,6 milhões de ciclos, as taxas de desgaste reduziram para valores de $5,32 \text{ mm}^3/\text{milhão de ciclos}$ para as duas peças. Aos 5,8 milhões de ciclos as taxas corresponderam a valores de $11,53 \text{ mm}^3/\text{milhão de ciclos}$ para peça 1 e $14,18 \text{ mm}^3/\text{milhão de ciclos}$ para a peça 2. Ao atingir o número de ciclos final, 7 milhões, obteve-se os valores de $3,55 \text{ mm}^3/\text{milhão de ciclos}$ para peça 1 e $2,66 \text{ mm}^3/\text{milhão de ciclos}$ para a peça 2, como taxa de desgaste.

As taxas de desgaste obtidas no presente trabalho apresentaram valores maiores do que os encontrados na literatura, que podem ser decorrentes de diferenças metodológicas utilizadas. Van Loon, em 2000, utilizou uma superfície de contato distribuída em dois discos de UHMWPE, que continham a esfera, enquanto que a metodologia proposta preconizou o contato pontual entre o pino e a fossa, como ocorre *in vivo*. Desta forma, uma carga

distribuída em uma superfície de contato menor aumenta a pressão no ponto de contato, aumentando a retirada de material da superfície menos dura (UHMWPE).

Os valores de desgaste apresentados por Van Loon, em 2000, referentes às próteses de quadril, mostram uma taxa de desgaste de 25 a 133 mm³/ milhão de ciclos. Ainda, Queiroz e colaboradores, em 2001, obtiveram um volume de desgaste anual de 16 mm³. Estes valores estão mais próximos do encontrado nos 2,8 milhões de ciclos iniciais deste trabalho, para as peças de UHMWPE, que obtiveram taxas de desgaste de 24,82 mm³/ milhão de ciclos e 17,73 mm³/ milhão de ciclos na primeira fossa, nas duas pesagens, e, 31,03 mm³/ milhão de ciclos e 27,48 mm³/ milhão de ciclos para a segunda fossa.

Foram obtidos volumes de desgaste, na primeira pesagem, correspondendo a cerca de 2 anos de uso *in vivo*, de 37,23 mm³ para a primeira fossa e 29,79 mm³ para a segunda fossa. Os valores de 32,98 mm³ para a primeira fossa e 21,28 mm³ para a segunda fossa, foram encontrados na segunda pesagem, correspondendo a cerca de 4 anos de utilização. Estes valores estão próximos aos propostos por Queiroz, em 2001, de 32 mm³ em dois anos, para prótese de quadril.

Outro fator contribuinte para obtenção de valores maiores da taxa de desgaste é o fato de que, no presente trabalho, utilizou-se a liga de Cr-Co-Mo assim como no trabalho de Queiroz no seu estudo de próteses de quadril, enquanto que Van Loon, 2000, utilizou aço inoxidável. A liga de Cr-Co-Mo possui dureza entre 380 e 400 HV, maior do que a dureza do aço inox 316 L, 225 HV (METALÚRGICA RIOSULENSE, 2006) (ASSDA, 2006)

A superfície do pino, no trabalho de Van Loon e colaboradores, em 1999, apresentou riscos em todas as direções, como o ocorrido no presente trabalho.

Ainda de acordo com Van Loon, em 2000, após os primeiros 2,2 milhões de ciclos, as marcas na superfície do UHMWPE não foram muito expressivas e a superfície tinha uma aparência lisa. Após 4,6 milhões de ciclos todos os discos (UHMWPE) apresentaram delaminação, aproximadamente no centro da superfície articular. No presente trabalho, no entanto, a superfície das fossas em UHMWPE apresentou riscos em sentido único, no mesmo sentido no qual foi realizado o ensaio. As Figuras 43 e 44 mostram os riscos das superfícies da fossa e do pino, respectivamente.

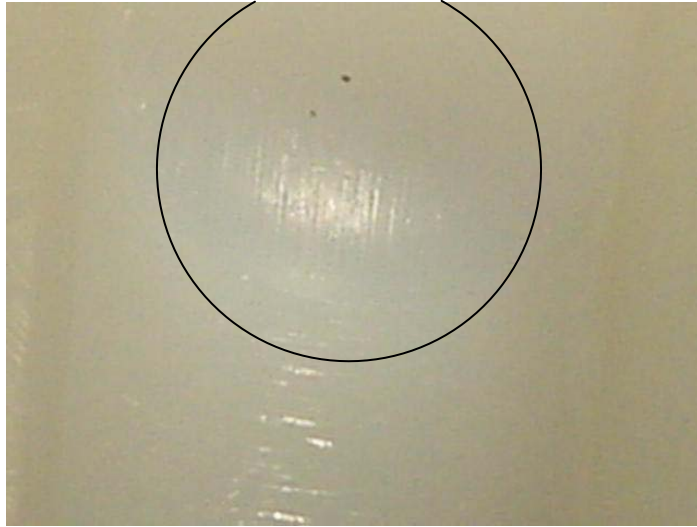


Figura 43: Círculo mostrando, em detalhe, os arranhões na superfície do UHMWPE

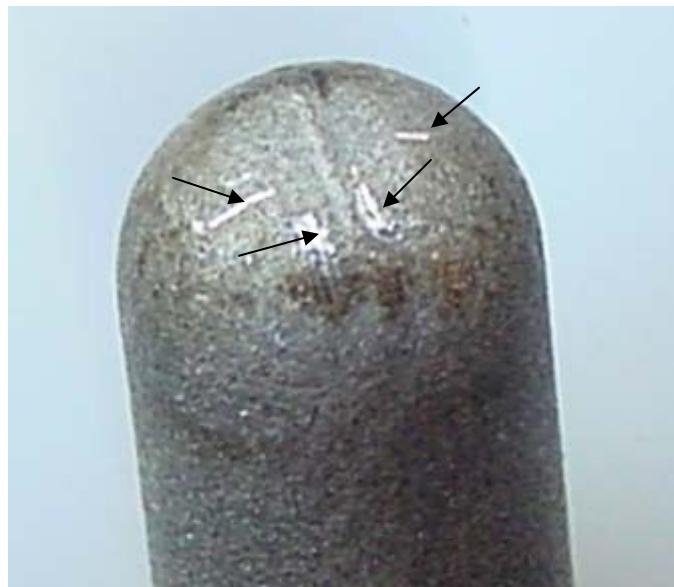


Figura 44: Arranhões presentes na superfície do pino após o ensaio, mostrados pelas setas

Em 1999 Van Loon, realizou ensaio em próteses de ATM utilizando como materiais o UHMWPE e aço inoxidável. A massa dos cubos de UHMWPE foram medidas uma vez por semana, correspondendo a intervalos de aproximadamente 1,2 milhões de ciclos. A taxa de desgaste foi de $0,47 \text{ mm}^3/\text{milhão de ciclos}$. Foi observado um aumento súbito na taxa de desgaste após 4,6 milhões de ciclos, quando observou-se delaminação na parte central da superfície da amostra em UHMWPE. A superfície do UHMWPE era LISA, exceto na área central, a utilização de um microscópio mostrou a presença de pequenos cristais.

Estes cristais, observados na região central nos testes de Van Loon, em 1999, podem ser resultado da deposição de cristais de cálcio durante o ensaio. No presente trabalho não foi

observada a deposição de cristais devido a utilização de EDTA, que impediu a deposição de cálcio na superfície da amostra.

Scott et al., 2001, na sua análise de desgaste realizada em um simulador de marcha para próteses de quadril, utilizando como materiais UHMWPE e Cr-Co, observou que as partículas liberadas eram predominantemente submicroscópicas e arredondadas. A maior parte das partículas apresentou tamanho entre 0,08 μm e 0,25 μm . Apenas 2,8% do total apresentaram diâmetro menor do que 0,05 μm .

Não foi realizada a análise do tamanho e forma das partículas em MEV no presente trabalho, embora o material coletado, juntamente com serum bovino, tenha sido congelado para análise futura.

7. CONCLUSÃO

A partir dos resultados obtidos neste trabalho, pode-se concluir que:

- O equipamento simulou, de forma eficiente, os parâmetros encontrados em prótese de ATM implantada;
- A metodologia proposta mostrou ser adequada com o ensaio *in vitro* para a análise de desgaste em próteses de ATM;
- Os valores encontrados para a taxa de desgaste mostraram a importância de uma metodologia específica para próteses de ATM, visto serem diferentes dos valores encontrados em ensaios em próteses de quadril.

8. SUGESTÃO PARA TRABALHOS FUTUROS

A partir dos resultados e conclusões do presente trabalho, sugere-se a realização das seguintes pesquisas:

- A análise de forma e tamanho de partículas liberadas durante o ensaio, que podem fornecer maiores informações em relação ao tipo de desgaste e auxiliar na previsão de possíveis reações adversas do organismo;
- Realização de mais ensaios para confirmar os resultados obtidos em relação ao volume, superfície das amostras e taxa de desgaste;
- Prorrogação do tempo de ensaio para verificação do comportamento de desgaste dos materiais envolvidos;
- Realização de ensaio com variação da concentração do *serum* bovino, a fim de verificar a influência da concentração nas taxas de desgaste;
- Avaliação dos materiais em MEV (microscópio eletrônico de varredura).

9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AFFATATO S, FERNANDES B, TUCCI A, ESPÓSITO L, TONI A. Isolation and morphological characterisation of UHMWPE wear debris generated in vitro. *Biomaterials*. 22: 2325-2331. 2001.

AMEMORI Y, YAMASHITA S, A M, SHINODA H, SATO M, TAKAHASHI J. Influence of nocturnal bruxism on the stomatognathic system. Part I: a new device for measuring mandibular movements during sleep. *Journal of Oral Rehabilitation*. 28: 943-949. 2001.

ANDRADE Jr FC, ANDRADE FC, ARAÚJO FILHO CM, CARCAGNOLO FILHO J. Disfunction of the temporalis muscle after pterional craniotomy for intracranial aneurysms. *Arq Neuropsiquiatr*. 56 (2):200-205. 1998.

ASSDA. Austrian Stainless Steel Development Association. Technical information. Properties of stainless steel. Disponível em: www.assda.asn.au Acessado em: 20 de agosto 2006.

ASTM F732-82. Standard Practice for Reciprocating Pin-on-Flat Evaluation of Friction and Wear Properties of Polymeric Materials for Use in Total Joint Prostheses. 172-177. 1997.

ASTM G 133 – 95. Standard Test Method for Linearly Reciprocating Ball-on-Flat Sliding Wear. Annual Book of ASTM Standards. Section 3 Metals Test Methods and Analytical Procedures.03(02): 529-536. 1997

ASTM F 1714-96. Standard guide for gravimetric wear assessment of prosthetic hip-designs in simulator devices. Designation F1714-96. Annual Book os ASTM Standards. Medical Devices: Emergency Medical Services. V13. 1098-1104. 1997.

BUNEA D, BOJIN D, ZAMFIR S, MICULESCU F, MICULESCU M. Experimental researches concerning the Co-Cr-Mo alloys used in Implantology. *European Cells and Materials*. V5. Suppl 1. 53-54. 2003

BERRETIN G, GENARO KF, TRINDADE Jr AL. Características do sistema mastigatório de indivíduos com disfunção craniomandibular. *Jornal Brasileiro de Fonoaudiologia*. out/nov/dez: 5. 2000

CALONIUS O, SAIKKO V. Slide track analysis of eight contemporary hip simulator designs. *Journal of Biomechanics*. V35. 1439-1450. 2002.

CHANDRASEKARAN M, LOH NL. Effect of counterface on the tribology of UHMWPE in the presence of proteins. *Wear*. 250. 237-241. 2001.

CLARKE IC, GOOD V, ANISSIAN L, GUSTAFSON A. Charnley wear model for validation of hip simulators- ball diameter versus polytetrafluorethylene wear. *Proc Instn Mech Engrs*. V211. Part H. 1997.

DeVOCHT JW, GOEL VK, ZEITLER DL, LEW D, Hoffman EA. Development of a finite element model to simulate and study the biomechanics of the temporomandibular joint. *Journal of Radiology* [serial on line]. 2000 disponível em: www.jradiology.com.

DUBRUL EL. Capítulo 4. In: *Anatomia Oral de Sicher e Dubrul*. 8ª. edição. Editora Artes Médicas. 1991

EBERHARD D, BANTLEON HP, STEGER W. Funcional magnetic resonance imaging of temporomandibular joint disorders. *European Journal of Orthodontics*; 22: 489-497. 2000.

EDIDIN A A, RIMNAC CM, GOLDBERG VM, KURTZ SM. Mechanical behavior, wear surface morphology, and clinical performance of UHMWPE acetabular components after 10 years of implantation. *Wear*; 250: 152-158. 2001.

FDA. Dental products panel meeting summaries-May 10-11, 1999. Disponível em: www.fda.gov/cdrh/panel/summary/dpp051099.html. Acesso em: 10 de novembro de 2004.

GÖKALP H, TÜRKKAHRAMAN H. Changes in position of the temporomandibular joint disc and condyle after disc repositioning appliance therapy: a functional examination and magnetic resonance imaging study. *Angle Orthodontist*; 70 (5): 400-408. 2000.

GALLO LM, NICKEL JC, IWASAKI LR, PALLA S. Stress-field translation in the healthy human temporomandibular joint. *J Dent Res*; 79(10): 1740-1746. 2000.

HART RT, HENNEBEL W, THONGPREDA N, BUSKIRK WV, Anderson R. Modeling the biomechanics of the mandible: a three-dimensional finite element study. *J Biomechanics*. V25. N3. 261-286. 1992.

KOMISTEK RD, DENNIS DA, MABE JA, ANDERSON DT. In Vivo Kinematics and Kinetics of the Normal and Implanted; TMJ 11 Conference of the ESB. Toulouse, France : 13. 1998.

LIAO YS, McNULTY D, HANES M. Wear rate and surface morphology of UHMWPE cups are affected by the serum lubricant concentration in a hip simulation test. Wear; 225:1051-1056. 2003.

MADEIRA MC. Capítulo 4. In: Anatomia da Face. Bases Anátomo-Funcionais para a Prática Odontológica. 2ª edição. Editora Sarvier. 1998.

McGEE MA, HOWIE DW, NEALE SD, HAYNES DR, PEARCY MJ. The role of polyethylene wear in joint replacement failure. Proc Instn Mech Engrs; 211(part H): H01096. 1997

McLEOD NMH, SAEED NR, HENSHER R. Internal derangement of the temporomandibular joint treated by discectomy and hemi-arthroplasty with a Christensen fossa-eminense prosthesis. British Journal of Maxillofacial Surgery. 39: 63-66. 2001

MENDENHALL S, COWLEY T. TMJ implants: lessons for all of us. Orthopedic network news. April; 6(2). 1995.

METALÚRGICA RIOSULENSE. Disponível em:
www.riosulense.com.br/superligas/pt/produtos/resilientplus.php
 Acessado em: 14 de agosto de 2006.

MONGINI F. Capítulo 4. In: ATM e músculos craniocervicofaciais fisiologia e tratamento. 1ª. edição. Editora Santos livraria e editora. 1998

MURRAY GM, PHANACHET I, UCHIDA S, WHITTLE T. The human lateral pterygoid muscle: a review of some experimental aspects and possible clinical relevance. Australian Dental Journal. 49:1. 2004

OKESON JP. Capítulo 4. In: Fundamentos de Oclusão e Desordens Temporomandibulares.. 2.a edição. Editora Artes Médicas. 1992

ON LINE DICTIONARY. Disponível em:
<http://www.webster-dictionary.org/definition/pterygoid%20muscle>
 Acessado em: 10 de novembro de 2004.

OSBORN JW, BARAGAR FA. Predicted and observed shapes of human mandibular condyles. J. Biomechanics. 25(9): 967-974. 1992.

PALLA S, GALLO LM, GÖSSI D. Dynamic stereometry of the temporomandibular joint. Orthod Craniofacial Res. V6. Suppl 1. 37-47. 2003.

PUTZ R, PABST R. Sobotta Atlas de anatomia humana. Volume 1. 20^a. edição. Ed Guanabara Koogan. 1995

QUEIROZ, RD, LIMA RG, DEL PINO GG, MESTRINER LA , TAKATA ET. Análise do desgaste do polietileno do componente acetabular da prótese total do quadril, utilizando o método de elementos finitos de simulação computadorizada. Revista Brasileira de Ortopedia. Maio. 2001

QUINN PD. Color Atlas of Temporomandibular Joint Surgery. Editora Mosby, 1998.

REVELL PA, AL-SAFFAR N, KOBAYASHI A. Biological reaction to debris in relation to joint prostheses. Proc Instn Mech Engrs; 211(part H): H03696. 1997.

REIS MC, ZAVAGLIA CAC. Projeto de construção de um equipamento para ensaios de desgaste de materiais para uso em próteses ortopédicas. Revista Brasileira de Engenharia Biomédica. V15. N1-2. 31-38. jan/ago. 1999.

SAIKKO V, CALONIUS O, KERÄNEN J. Effect of counterface roughness on the wear of conventional and crosslinked ultrahigh molecular weight polyethylene studied with a multi-directional motion pin-on-disk device. Journal of Biomedical Materials Research.. 506-512.2001.

SCHWENKE T, BORGSTEDE L, SCHNEIDER E, ROSENBERG AG, JACOBS JJ, ANDRIACCHI TP, WIMMER MA. Slip velocities and their influence on wear in TKA. 51st Annua Meeting of Orthopaedic Research Society. 20-23. Washington. USA. Feb. 2005

SCOTT M, WIDDING K, JANI S. Do current wear particle isolation procedures underestimate the number of particles generated by prosthetic bearing components? Wear; 251: 1213-1217. 2001.

SPECULAND B, HENSHER R, POWELL D. Total prosthetic replacemant of the TMJ: experience with two systems 1988 – 1997. British Journal of Maxillofacial Surgery; 38:360-369. 2000.

SPAGNOLI D, KENT JN. Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology. October; 74 (4): 411-21. 1992.

TANAKA E, HANAOKA K, Van EIJDEN T, TANAKA M, WATANABE M, NISHI M, KAWAI N, MURATA H, HAMADA T, TANNE K. Dynamic shear properties of the temporomandibular joint disc. J Dent Res; 82(3): 228-231. 2003

THE PATIENT EDUCATION INSTITUTE, Inc. Temporomandibular joint disorders reference summary. Disponível em: www.x-plain.com Acessado em: junho de 2004.

TMJ IMPLANTS INCORPORATED. TMJ fossa-eminence prosthesis system. www.tmj.com. Acessado em: 17 junho 2004.

TMJ IMPLANTS INCORPORATED. TMJ metal-on-metal total joint replacement prosthesis systems. www.tmj.com. Acessado em 17 junho 2004.

UMSTADT HE, ELLERS M, MÜLLER HH, AUSTERMANN KH. Functional reconstruction of the TM join in cases of severely displaced fractures and fracture dislocation. Journal of Cranio-Mxillofacial Surgery; 28: 97-105. 2000.

VAN LOON JP, de BONT LGM, BOERING G. Evaluation of temporomandibular joint prostheses: review of the literature from 1946 to 1994 and implications for future prosthesis designs. J Oral Maxillofac Surg; 53:984-996. 1995.

VAN LOON JP, OTTEN E, FALKENSTRÖM CH, de BONT LGM, VERKERKE GJ. Loading of unilateral temporomandibular joint prosthesis: a three-dimensional mathematical study. J Dent Res. November; 77 (11): 1939-1947. 1998.

VAN LOON JP, VERKERKE GJ, de BONT LGM, LIEM RSB. Wear-testing of a temporomandibular joint prosthesis: UHMWPE and PTFE against a metal ball, in wter and in serum .Biomaterials; 20:1471 – 1478. 1999.

VAN LOON JP, VERKERKE GJ, de VRIES MP, de BONT LGM. Design and wear of a temporomandibular joint prosthesis articulation. J Dent Res; 79(2): 715-721. 2000.

VAN LOON JP, de BONT LGM, STEGENGA B, SPIJKERVET FKL, VERKERKE GJ. Groningen. Temporomandibular joint prosthesis. Development and first clinical application. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 31:44-52. 2002.

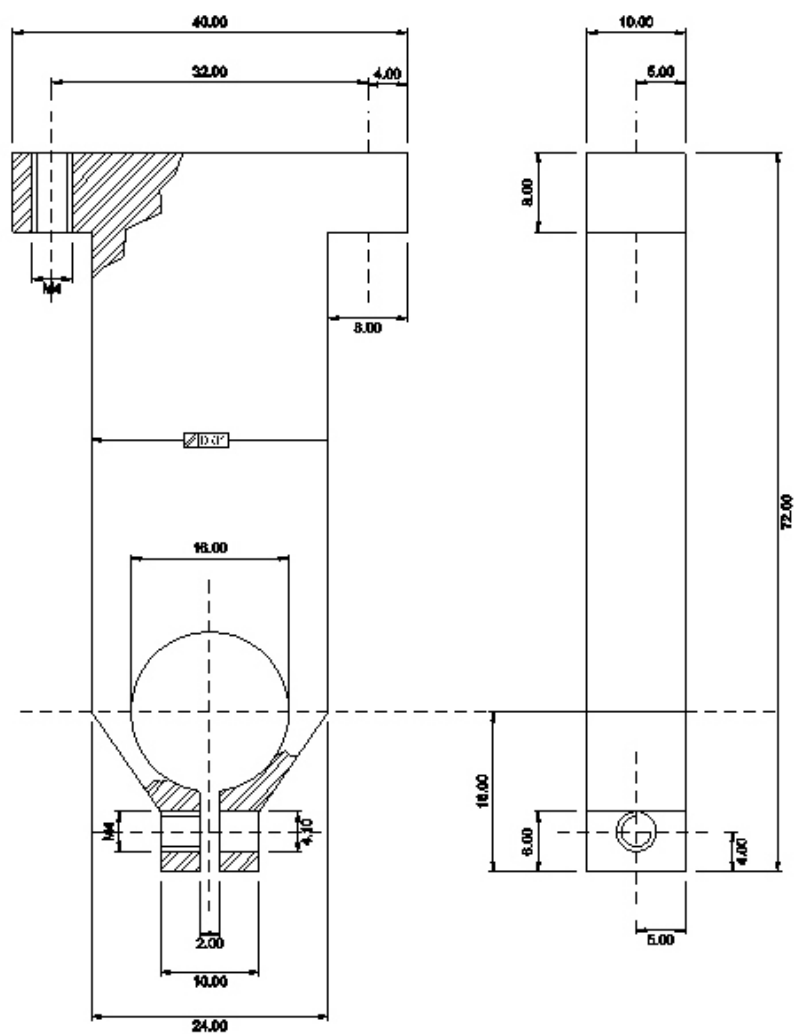
WIMMER MA, LOOS J, NASSUTT R, HEITKEMPER M, FISCHER A. The acting wear mechanisms on metal-on-metal hip joint bearings: in vitro results. *Wear.* 250. 129-139. 2001

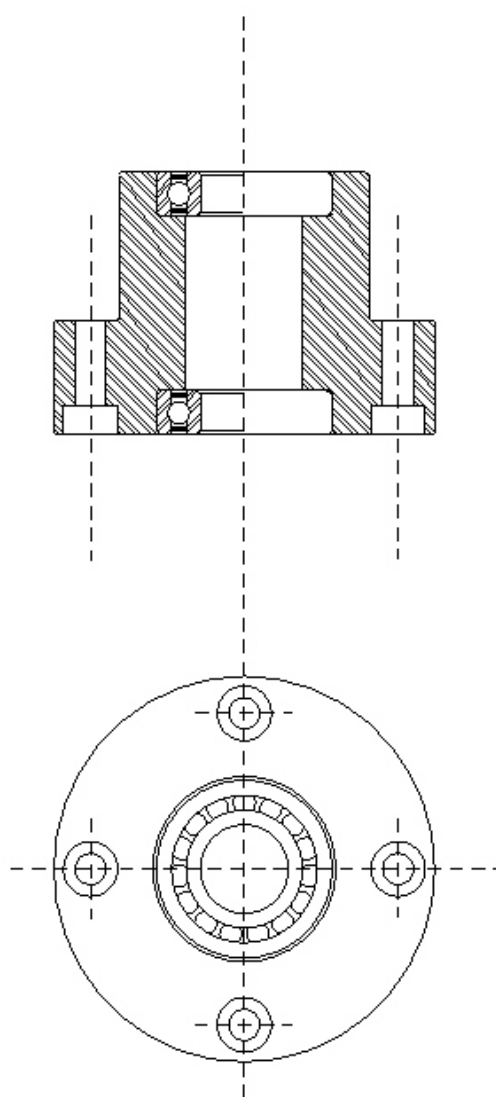
WIMMER MA, MOISIO KC, GENGE R, ROSENBERG AG, JACOBS JJ, ANDRIACCHI TP, MARTELL J. Hip joint moments predict polyethylene wear in total hip arthroplasty. *Orthop Res Soc Conf San Francisco, CA.* Mar 2004.

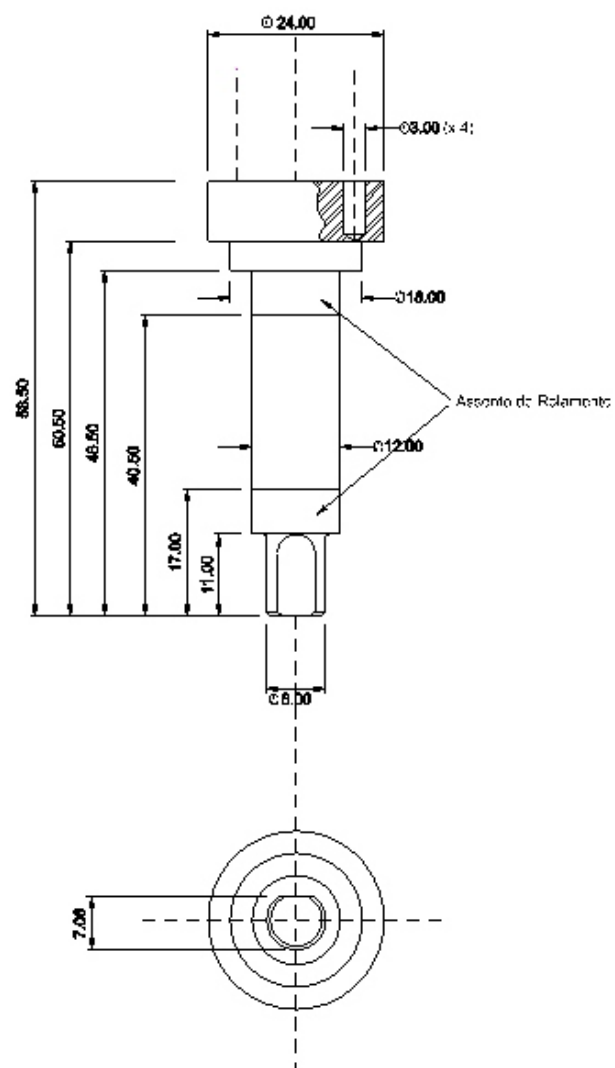
WOLFORD LM. Temporomandibular joint devices: treatment factors and outcomes. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology.* January; 83 (1): 143-149. 1997

WOLFORD LM, MEHRA P. Custom-made total joint prostheses for temporomandibular joint reconstruction. *BUMC Proceedings.*;13: 135-138. 2000.

.

ANEXO A – Projeto para a fabricação do equipamento





Arredondamento Geral R = 0.5 mm

