

**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ**  
**ESCOLA POLITÉCNICA**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIA EM SAÚDE**

**JORGE FERREIRA DE SÁ JÚNIOR**

**DESENVOLVIMENTO DE EQUIPAMENTO E MÉTODO DE ANÁLISE DE  
DESGASTE DE BIOMATERIAIS UTILIZADOS NA CONFECÇÃO DE PRÓTESES  
DE ARTICULAÇÃO TEMPOROMANDIBULAR**

**CURITIBA**

**2021**

**JORGE FERREIRA DE SÁ JÚNIOR**

**DESENVOLVIMENTO DE EQUIPAMENTO E MÉTODO DE ANÁLISE DE  
DESGASTE DE BIOMATERIAIS UTILIZADOS NA CONFEÇÃO DE PRÓTESES  
DE ARTICULAÇÃO TEMPOROMANDIBULAR**

Tese de doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, como requisito para a obtenção do título de Doutor em Tecnologia em Saúde – Linha de Pesquisa: Bioengenharia.

Orientador(a): Prof<sup>a</sup>. Dra. Beatriz Luci Fernandes

**CURITIBA**

**2021**

Dados da Catalogação na Publicação  
Pontifícia Universidade Católica do Paraná  
Sistema Integrado de Bibliotecas – SIBI/PUCPR  
Biblioteca Central  
Edilene de Oliveira dos Santos CRB-9/1636

S111d  
2021 Sá Junior, Jorge Ferreira de  
Desenvolvimento de equipamento e método de análise de desgaste de  
biomateriais utilizados na confecção de próteses de articulação  
temporomandibular / Jorge Ferreira de Sá Júnior; orientadora: Beatriz Luci  
Fernandes. -- 2021  
[89] f. : il. ; 30 cm

Tese doutorado) – Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba,  
2021.  
Inclui bibliografia

1. Tecnologia médica. 2. Prótese. 3. Articulação temporomandibular. 4.  
Bioengenharia. 5. Biomateriais. I. Fernandes, Beatriz Luci.  
II, Pontifícia Universidade Católica do Paraná. Programa de Pós-Graduação em  
Tecnologia em Saúde. III. Título

CD D. 20.ed. – 610.28



ESCOLA  
**POLITÉCNICA**

**Pontifícia Universidade Católica do Paraná**  
**Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde**

#### **TERMO DE APROVAÇÃO DE TESE Nº 019**

A Tese de Doutorado intitulada: **“DESENVOLVIMENTO DE EQUIPAMENTO E MÉTODO DE ANÁLISE DE DESGASTE DE BIOMATERIAIS UTILIZADOS NA CONFEÇÃO DE PRÓTESES DE ARTICULAÇÃO TEMPOROMANDIBULAR”** defendida em sessão pública pelo(a) candidato(a) **Jorge Ferreira de Sá Júnior** no dia **31 de março de 2021**, foi julgada para a obtenção do título de Doutor em Tecnologia em Saúde, e aprovada em sua forma final, pelo Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde.

#### **BANCA EXAMINADORA:**

Prof. Dr. Beatriz Luci Fernandes – Orientador e Presidente – PUCPR

Prof. Dr. João Antonio Palma Setti - UTFPR

Prof. Dr. Giuseppe Pintaúde - UTFPR

Prof. Dr. Mauren Abreu de Souza – PUCPR

Prof. Dr. Sergio Ossamu Ioshii - PUCPR

A via original deste documento encontra-se arquivada na Secretaria do Programa, contendo a assinatura da Coordenação após a entrega da versão corrigida do trabalho.

Curitiba, 17 de junho de 2021.

Prof. Dr. Percy Nohama,  
**Coordenador do PPGTS PUCPR**

## RESUMO

**Introdução:** A articulação temporomandibular é uma articulação presente na região do crânio e está localizada na extremidade da mandíbula. Sua finalidade é permitir que um indivíduo fale, mastigue e respire. Quando a funcionalidade desta articulação está comprometida é necessário substituí-la por uma prótese. Os métodos de análise de desgaste em próteses de ATM, adotados até o presente, estão relacionados com o acompanhamento do paciente ao longo do uso e por meio da simulação numérica.

**Objetivo:** desenvolver um equipamento e método para estudos de desgaste em biomateriais utilizados em próteses de articulação temporomandibular. **Método:** O início do presente trabalho se deu com a revisão do projeto original, planificação das peças, definição dos materiais e fabricação. Os corpos de prova foram projetados simulando a geometria das estruturas que sofrem movimento relativo in vivo, ou seja, do côndilo e da fossa mandibular. Os corpos de prova referentes ao côndilo foram fabricados em liga CoCrMo e os da fossa em Polietileno de Ultra Alta Densidade (UHMWPE). Depois de montado o equipamento, foi realizado um ensaio para avaliar a sua funcionalidade usando soro bovino como fluido lubrificante e operação de 7 milhões de ciclos. Os corpos de prova tiveram sua massa e a rugosidade superficial medidas no início e durante o ensaio com interrupções entre 0,7 e 1,4 milhões de ciclos. **Resultados:** Com as alterações e melhorias realizadas no projeto, as estações apresentaram ótima estabilidade e confiabilidade para trabalhar em longos períodos. As rugosidades Ra e Rp apresentaram um percentual médio de redução de 89,2% e 94%, respectivamente, ao comparar os resultados das medições obtidos entre o início e o final do ensaio. O valor de rugosidade Ra encontrado no final do ensaio, apresentou um valor médio de  $0,190 \pm 0,029 \mu\text{m}$ . e para a rugosidade Rp de  $0,288 \pm 0,099 \mu\text{m}$ . A perda de material total obtida foi, em média,  $21,32 \pm 3,85 \text{ mg}$  após o término. Entre as etapas de ensaio, a perda de material apresentada alcançou um pico de 5,08 mg no início, chegando a uma perda estável média de 2,35 mg. O desgaste volumétrico médio máximo alcançado foi de  $22,9 \pm 4,1 \text{ mm}^3$ , tendo apresentado um comportamento crescente em relação ao número de ciclos. O coeficiente de desgaste máximo encontrado foi de  $2,51 \pm 0,65 \cdot 10^{-6} \text{ mm}^3/\text{Nm}$  para 0,7 milhões de ciclos, reduzindo e estabilizando em torno de  $0,16 \pm 0,06 \cdot 10^{-6} \text{ mm}^3/\text{Nm}$ . Um protocolo para estudos futuros da funcionalidade de biomateriais aplicados em próteses de ATM e utilizando este equipamento foi elaborado. **Conclusão:** O equipamento projetado e avaliado neste estudo apresentou resultados que seguem o comportamento das próteses de joelho e de quadril, demonstrando a possibilidade de ser adotado como ferramenta de avaliação de desgaste em próteses de ATM. No entanto, mais ensaios de avaliação da funcionalidade devem ser realizados para constatar a reprodutibilidade dos resultados e, comparações dos resultados com avaliações clínicas são necessárias para a validação do equipamento.

Palavras chaves: Desgaste, Articulação temporomandibular (ATM), Prótese de ATM, Bioengenharia e Biomateriais

## ABSTRACT

**Introduction:** The temporomandibular joint is located in the skull region at the extremity of the mandible. Its purpose is to allow the person to speak, chew, and breathe. When its functionality is compromised, it is necessary to replace it with a prosthesis. Presently, the methods to analyze the wear of the prosthetic components are related to the patient follow-up and numerical simulations. **Objective:** to develop equipment and protocol for studies of wear in biomaterials used in temporomandibular joint prostheses. **Method:** The present work started revising the original design, drawing the parts, defining the materials, and fabrication the equipment. The specimens were designed to simulate the geometries of the structures subject to relative movements in vivo, namely the condyle and the mandibular fossa. The samples referring to the condyle were manufactured in CoCrMo alloy, and those referring to the fossa were manufactured in Ultra High Molecular Weight Polyethylene (UHMWPE). After the equipment was assembled, a test was performed to evaluate its functionality using the bovine serum as a lubricating fluid and operation of 7 million cycles. The specimens had their weight and surface roughness measurements done initially and during the test with interruptions between 0.7 and 1.4 million cycles. **Results:** The changes and improvements to the stations' design showed excellent stability and reliability to work for long periods. Ra and Rp's roughnesses showed an average reduction percentage of 89.2% and 94%, respectively, when comparing the measurement results obtained between the beginning and the end of the test. The Ra value found at the end of the test was  $0,190 \pm 0,029 \mu\text{m}$ , and the Rp value was  $0,288 \pm 0,099 \mu\text{m}$ . The total wear mass loss obtained was  $21.32 \pm 3.85 \text{ mg}$  at the end of the test. Between the steps, the loss wear mass reached a value of  $5.08 \pm 2.04 \text{ mg}$  at the beginning, and at the end of the test, a stable loss of  $2.35 \pm 2.04 \text{ mg}$ . The maximum average volumetric wear achieved was  $22.9 \pm 4.1 \text{ mm}^3$ , with an increasing behavior concerning the cycle number. The maximum wear factor found was  $2.51 \pm 0.65 \cdot 10^{-6} \text{ mm}^3/\text{Nm}$  for 0.7 million cycles, reducing and stabilizing around  $0.16 \pm 0.06 \cdot 10^{-6} \text{ mm}^3/\text{Nm}$ . A protocol was developed for future studies of the functionality of biomaterials applied to TMJ prostheses using the equipment proposed. **Conclusion:** The equipment designed and evaluated in this study showed results that follow the behavior of knee and hip prostheses, demonstrating the possibility of being adopted as a tool for assessing wear in TMJ prostheses. However, further functionality tests must be performed to verify the reproducibility of the results, and comparisons of the results with clinical assessments are necessary to validate the equipment.

Key words: Wear, Temporomandibular Joint, Temporomandibular Joint prostheses, Bioengineering and biomaterial

## AGRADECIMENTO

Agradeço aos meus pais, irmã, esposa, filhas e familiares próximos pelo apoio e paciência nesta longa jornada;

Agradeço a minha orientadora Dra. Beatriz Luci Fernandes por permitir fazer parte de sua equipe de orientados e pela excelente capacidade em me orientar e auxiliar nos momentos que foram necessários;

Aos colegas e professores de pós-graduação do PPGTS pelo apoio, orientação e auxílio ao longo do percurso deste trabalho;

Agradeço a Ana Claudia Kampa, secretária do PPGTS, pela atenção, presteza e apoio nos assuntos administrativos;

Agradeço ao corpo técnico dos laboratórios de metrologia Leonardo Luiz da Silva e do laboratório de química André;

Agradeço aos ex-colegas de trabalho e a Robert Bosch, Paulo Laskoski e Sérgio de Almeida Anderson, pertencentes ao laboratório de metrologia, pelo apoio no processo de medição, porque sem o auxílio deles este trabalho não teria sido concluído;

Agradeço a Fundação Araucária pelo apoio e suporte financeiro.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Partes da ATM .....	9
Figura 2 – Dimensões da ATM: (a) Profundidade da fossa mandibular, (b) ângulo posterior da parede da articulação tubercular, (c) Espaçamento entre a fossa mandibular e o côndilo .....	10
Figura 3 – Imagem do conjunto da prótese de ATM .....	11
Figura 4 - Movimento da ATM: (a) mandíbula fechada, (b) pequena abertura somente rotação, (c) abertura total - translação. ....	12
Figura 5 – Força de fechamento da mandíbula aplicada na ATM .....	14
Figura 6 – Modelo de superfícies esféricas.....	15
Figura 7 – Posicionamento da prótese total de ATM.....	17
Figura 8 - Esquema do equipamento para a avaliação do desgaste em prótese de ATM. A, B e C representam deslocamentos realizados pelo equipamento e F representa a força aplicada.....	18
Figura 9 – Comportamento da rugosidade Ra, no disco, em relação ao tempo de ensaio.....	21
Figura 10 – (a) gráfico perda de massa pela força e (b) gráfico perda de massa pelo número de ciclos .....	25
Figura 11– Diagrama de blocos dos métodos da etapa 1 e etapa 2 .....	26
Figura 12– Diagrama de blocos do processo de fabricação do protótipo.....	28
Figura 13 – Equipamento de ensaio de desgaste em material de próteses de atm: (1) chassi, (2) divisória central, (3) conjunto basculante, (4) motor, (5) estações de ensaio .....	29
Figura 14 – Estação de ensaio mostrando: (1) sistema basculante, (2) base para suporte de peso, (3) pino da biela, (4) base da cuba .....	30
Figura 15 – Cuba de ensaio mostrando: (1) pino condilar, (2) fossa, (3) cuba, (4) resistência elétrica.....	30
Figura 16 – Dimensões do Pino Condilar .....	32
Figura 17 - Simulação para a determinação do comprimento do arco de contato entre o pino condilar e a fossa –Primeira simulação: (a) Ângulo formado pelo deslocamento máximo do conjunto basculante e distância total percorrida pelo mesmo, (b) Ângulo máximo formado pelo contato entre o pino com a fossa e o raio correspondente a este. ....	33
Figura 18 - Avaliação do Comprimento do arco de contato –Segunda simulação: Ângulo máximo formado pelo contato entre o pino com a fossa e o raio correspondente ao mesmo.....	34
Figura 19 – Corpo de prova referente à Fossa mandibular para primeira simulação (utilizando na etapa 1): (a) vista superior, (b) vista lateral .....	35
Figura 20 – Corpo de prova referente à Fossa mandibular para segunda simulação (utilizando na etapa 2): (a) vista superior, (b) vista lateral (c) fabricada .....	36
Figura 21 – Componente basculante responsável pelo movimento relativo do pino com a força aplicada nas simulações. ....	38

Figura 22 – Malha aplicada para a simulação de tensões no componente basculante. ....	38
Figura 23 – Resultado da simulação numérica mostrando os pontos de maior tensão (setas) – tensões de Von Mises. ....	39
Figura 24 – Dimensões dos Cilindros usados como carga nas estações. Cilindros com 10 kg cada.....	40
Figura 25 - Motor de Acionamento (DC Bosch 9 390 453 042, 2018).....	41
Figura 26 – Fonte de alimentação Chaveada de 12V .....	42
Figura 27 – Cuba com o corpo de prova posicionado: (1) pino condilar, (2) fossa, (3) cuba, (4) resistência elétrica.....	43
Figura 28 - Resistência Elétrica blindada (260 mm de comprimento com aquecimento máximo de 45 °C).....	43
Figura 29 – Termostato Digital .....	44
Figura 30 – Placa Arduíno.....	45
Figura 31– Fim de curso óptico .....	45
Figura 32 - <i>Display</i> .....	46
Figura 33 - Shield SD Card .....	46
Figura 34 - Placa de protoboard.....	47
Figura 35 - Diagrama de blocos do processo de avaliação do equipamento - Etapa 1 .....	48
Figura 36 – Medida da rugosidade superficial da fossa mandibular em UHMWPE. .	49
Figura 37 – Representação das medidas de rugosidade em uma amostra. ....	49
Figura 38 - Diagrama de blocos do processo de avaliação do equipamento - Etapa 2 .....	50
Figura 39 – Chassi planejado .....	54
Figura 40 – Sistema de acionamento: (a) Canaleta; (b) Divisória central .....	55
Figura 41 – Sistema basculante: (a) Suporte do cõndilo parte 1 e parte 2; (b) Coluna .....	56
Figura 42 – Sustentação: (a) Coluna de sustentação; (b) Coluna deslizante.....	57
Figura 43 – Pinos condilares fabricados na Liga CoCrMo. ....	58
Figura 44 – Fossa mandibular fabricada em UHMWPE.....	58
Figura 45 – Sistema basculante fabricado em aço ao carbono SAE 1020 com tratamento químico a base de Ni.....	59
Figura 46 - Pesos usados como cargas durante os ensaios de desgaste, fabricados em aço ao carbono SAE 1020.....	59
Figura 47 – Conjunto Canaleta.....	60
Figura 48 – Guia Linear: (a) dimensões do trilho; (b) dimensões do patin. ....	60
Figura 49 – Peça de condução: (a) Projeção isométrica; (b) Peça fabricada, vista frontal (c) Dimensões .....	61
Figura 50 – Porca rebite de rosca .....	61
Figura 51 - Equipamento de ensaio montado: (A) estação de ensaio, (B) carga de 10 kg, (C) motor, (D) sistemas de controle de ciclos, (E) sistema de controle de temperatura, (F) fonte de energia.....	62
Figura 52 – Novo projeto da estação .....	63

Figura 53 – Estrutura das estações.....	64
Figura 54 – Estação de ensaio.....	64
Figura 55 – Protótipo 2.....	65
Figura 56 – Amostra de UHMWPE com o desgaste .....	68
Figura 57 – Gráfico do comportamento da rugosidade Ra em relação ao número de ciclos .....	69
Figura 58 – Gráfico do comportamento da rugosidade Rp em relação ao número de ciclos. ....	71
Figura 59 – (a) Perda de massa (massa inicial-massa atual) (b) Perda de massa (massa anterior-massa atual).....	72
Figura 60 – Comportamento em desgaste das amostras ao longo dos 7 milhões de ciclos. ....	74
Figura 61 – Gráfico coeficiente de desgaste por número de ciclos .....	75
Figura 62 – Amostra com indicação do local de medição .....	77

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Perda de massa no UHMWPE – Resumo literatura estudada .....	24
Tabela 2 – Propriedade dos principais materiais usados .....	27
Tabela 3 – Dados de entrada na simulação de esforço no componente basculante.	37
Tabela 4 - Especificação do motor de acionamento (DC Bosch 9 390 453 042, 2018). .....	41
Tabela 5 - Ficha técnica do termostato digital .....	44
Tabela 6 – Taxa de desgaste volumétrico - ensaio de funcionamento.....	66
Tabela 7 – Rugosidade antes e depois do ensaio de funcionamento do equipamento. .....	67
Tabela 8 – Média das Rugosidade Ra após 7 milhões de ciclos .....	68
Tabela 9 – Média das Rugosidade Rp após 7 milhões de ciclos .....	70
Tabela 10 – Análise do desgaste volumétrico por n <sup>o</sup> de ciclos.....	73

## LISTA DE EQUAÇÕES

Equação 1 - Equação para a determinar a pressão de contato entre superfícies esféricas.....	16
Equação 2 – Equação para obter o volume de material removido .....	20
Equação 3 – Equação da profundidade do desgaste .....	20
Equação 4 – Equação modelo para analisar desgaste .....	20
Equação 5 - Determinação da distância percorrida pelo pino condilar.....	20
Equação 6 - Determinação do comprimento do arco de contato – ensaio de funcionalidade. ....	33
Equação 7 - Determinação do comprimento do arco de contato para o ensaio de avaliação. ....	34
Equação 8 – Obtenção da pressão de contato entre o pino e a cavidade. ....	35
Equação 9 - Determinação das dimensões dos cilindros.....	40
Equação 10 – Determinação do desgaste volumétrico .....	52
Equação 11 – Determinação do coeficiente de desgaste .....	52

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

A	-	Âmperes
ABNT	-	Associação Brasileira de Normas Técnicas
AISI	-	American Iron and Steel Institute
ATM	-	Articulação Temporomandibular
ASTM	-	American Society Testing Materials
DTM	-	Desordem da Articulação Temporomandibular
Co	-	Cobalto
cm		Centímetro
Cr	-	Cromo
CCW	-	Counter Clockwise (Anti-horário)
CW	-	Clockwise (Horário)
°C	-	Graus Celsius
I2C	-	Inter-Integrated Circuit
INPI	-	Instituto Nacional da Propriedade Industrial
ISO	-	International Organization of Standardization
kg	-	Kilograma
LCD	-	Liquid-Crystal Display (Tela de Cristal Líquido)
m	-	Metro
Mo	-	Molibdênio
N	-	Newton
PUCPR	-	Pontifícia Universidade Católica do Paraná
Ra	-	Rugosidade Média
rpm	-	Rotação por minuto
s	-	Segundo
SAE	-	Society of Automotive Engineers
SD		Desvio padrão
SPI	-	Serial Peripheral Interface
ToTo	-	Tratamento Térmico
UHMWPE	-	Polietileno de Ultra Alto Peso Molecular
V	-	Volts
W	-	Watts

## SUMÁRIO

<b>1. INTRODUÇÃO</b> .....	<b>6</b>
1.1 OBJETIVOS.....	8
1.1.1 Objetivo Geral .....	8
1.1.2 Objetivos Específicos .....	8
<b>2. REVISÃO DA LITERATURA</b> .....	<b>9</b>
2.1 ARTICULAÇÃO TEMPOROMANDIBULAR (ATM) .....	9
2.1.1 Localização e dimensões .....	9
2.1.2 Movimentos durante o uso .....	12
2.1.3 Forças atuantes.....	13
2.2 PRÓTESES DE ATM.....	16
2.3 MECANISMO DE DESGASTE ENTRE MATERIAIS .....	18
2.4 <b><i>RUNNING-IN</i></b> – TRANSIÇÃO DE REGIME NOS ENSAIOS DE DESGASTE.....	21
2.5 AVALIAÇÃO DO DESGASTE EM PRÓTESES .....	22
<b>3. MATERIAIS E MÉTODOS</b> .....	<b>26</b>
3.1 MATERIAIS.....	27
3.2 MÉTODOS.....	27
3.2.1 Planificação do projeto original.....	28
3.2.2 Componentes mecânicos do protótipo .....	31
3.2.3 Fabricação dos corpos de prova .....	31
3.2.3.1 Pino Condilar.....	31
3.2.3.2 Fossa Mandibular .....	32
3.2.4 Sistema basculante .....	36
3.2.5 Componentes estruturais e auxiliares .....	39
3.2.6 Cargas para o ensaio de desgaste.....	40
3.2.7 Componentes Eletrônicos e Eletromecânicos .....	41
3.2.7.1 Motor de Acionamento .....	41
3.2.7.2 Fonte de Alimentação.....	42
3.2.7.3 Controlador da Temperatura .....	42
3.2.7.4 Contador de Ciclos .....	44
3.2.8 Ensaio para avaliação da funcionalidade do equipamento (Etapa 1) .....	47
3.2.9 Ensaio para a avaliação do equipamento (Etapa 2).....	50
<b>4. RESULTADOS E DISCUSSÃO</b> .....	<b>53</b>

4.1 PLANIFICAÇÃO DO PROJETO ORIGINAL .....	53
4.2 COMPONENTES MECÂNICOS DO PROTÓTIPO .....	58
4.2.1 Corpos de prova .....	58
4.2.2 Componentes estruturais e auxiliares .....	59
4.3 ENSAIO PARA AVALIAÇÃO DA FUNCIONALIDADE DO EQUIPAMENTO (ETAPA 1) .....	62
4.3.1 Resultados obtidos no ensaio Etapa 1 .....	65
4.4 ENSAIO PARA AVALIAÇÃO DA FUNCIONALIDADE DO EQUIPAMENTO (ETAPA 2) .....	67
4.4.1 Resultado da rugosidade Ra .....	68
4.4.2 Resultado rugosidade Rp .....	70
4.4.3 Perda de massa .....	71
4.4.4 Desgaste volumétrico .....	73
4.4.5 Coeficiente de desgaste .....	74
4.4.6 Protocolo para estudo da funcionalidade de biomateriais aplicados em próteses da ATM, utilizando o equipamento .....	76
<b>5. CONCLUSÃO .....</b>	<b>78</b>
<b>6. SUGESTÕES DE TRABALHOS FUTUROS .....</b>	<b>79</b>
<b>7. REFERÊNCIAS .....</b>	<b>80</b>
<b>ANEXO 1 – CERTIFICADO DE FABRICAÇÃO DA LIGA COCRMO .....</b>	<b>87</b>
<b>ANEXO 2 – RELAÇÃO COMPONENTES COM PROCESSOS DE FABRICAÇÃO .....</b>	<b>88</b>
<b>ANEXO 3 – PROGRAMAÇÃO DO ARDUÍNO .....</b>	<b>89</b>

## 1. INTRODUÇÃO

A articulação temporomandibular (ATM) apresenta, entre as articulações no corpo humano, a maior frequência de utilização, permitindo ao indivíduo comer, respirar ou falar (MERCURI *et al.* (2014) . A ATM é composta, basicamente, pela maxila que se desmembra em maxilar superior e maxilar inferior ou mandíbula, sendo este o único osso móvel da cabeça que está conectada aos ossos temporais localizados no crânio. Na maxila, a parte funcional é composta, principalmente, pela fossa mandibular do osso temporal, pelo côndilo da mandíbula, pelo disco articular, pelos músculos e pelos ligamentos. Problemas que impossibilitem o perfeito funcionamento deste sistema ocasionam a chamada desordem da articulação temporomandibular (DTM). Indivíduos que sofrem com DTM podem apresentar sintomas tais como: dores ou ruídos na ATM, dores e/ou fadiga no músculo de mastigação, mobilidade parcial do maxilar, dores faciais, dores de cabeça e odontalgia (YOON *et al.* (2007; YOUNG (2015) . As principais fontes geradoras de um ou mais sintomas são o estresse e a ansiedade que levam ao surgimento de bruxismo ou ranger de dentes que, conseqüentemente, pode ocasionar lesão nos maxilares, má oclusão, ou encaixe incorreto dos dentes CHANG *et al.* (2018) . Quando um ou mais sintomas se apresentam em um nível muito elevado e a funcionalidade se encontra muito comprometida, a solução é a intervenção cirúrgica para a substituição da ATM natural por uma prótese. Outros fatores que levam à substituição da ATM são defeitos congênitos no maxilar, deformidades ocorridas em acidentes e anomalias na formação do maxilar. A prótese de ATM, para ser funcional, deve apresentar alguns requisitos importantes, tais como, biocompatibilidade dos materiais utilizados, resistência ao desgaste, propriedades mecânicas compatíveis com a aplicação e viabilidade economicamente (MERCURI *et al.* (2014; CHANG *et al.* (2018) .

Uma prótese de ATM é composta por uma cabeça condilar em liga CoCrMo que substitui o côndilo, corpo mandibular fabricado em titânio puro, e uma cavidade em Polietileno de Ultra Alto Peso Molecular (UHMWPE) que substitui a fossa mandibular (ABNT-NBR\_ISO-5832-2 (2001) ; ABNT-NBR\_ISO-5832-12 (2008) ; ABNT-NBR\_ISO-5834-2 (2013) .

Segundo KERWELL *et al.* (2016), uma prótese de ATM deve apresentar uma vida útil de, no mínimo, 15 anos sem apresentar falhas na sua funcionalidade, como observado em outras próteses ortopédicas como as de quadril e de joelho, que são

bastante estudadas. Próteses fabricadas com materiais inadequados para a sua função, levam à necessidade de revisão de partes ou substituição total em tempos inferiores àqueles esperados para a sua vida útil, acarretando danos severos nos tecidos.

Em 1999, Van Loon et al., apresentaram um equipamento que teria como finalidade avaliar o desgaste de materiais utilizados em próteses de ATM, porém estudos utilizando aquele equipamento não tiveram continuidade. Desgaste por atrito entre componentes da prótese submetidos a movimento relativo, e o processo de corrosão são fatores que têm levado muitos pesquisadores a buscarem novos materiais visando reduzir a quantidade de partículas oriundas do processo de desgaste que se alojam nos tecidos adjacentes. Se o acúmulo de partículas for muito elevado, ou se as partículas forem muito grandes, poderá ocorrer um processo inflamatório e uma intervenção cirúrgica poderá ser necessária para realizar sua revisão ou substituição (KERWELL *et al.* (2016) .

Existem equipamentos e protocolos de ensaios bem estabelecidos para o estudos e simulação da funcionalidade de próteses de quadril e de joelho e, alguns trabalhos têm apresentado comparações dos resultados destes estudos com aqueles esperados em próteses de ATM. No entanto, em virtude das diferenças geométricas, da maior complexidade de movimento (translação e rotação tridimensional) e dos diferentes esforços envolvidos nas próteses de quadril e de joelho, as comparações com as de ATM não são adequadas. Estas últimas apresentam uma geometria com baixa complexidade e os movimentos principais envolvidos são a rotação e a translação unidirecional.

Por não existir um equipamento específico para o ensaio de biomateriais em próteses de ATM, métodos alternativos de avaliação são usados por cirurgiões dentistas e pesquisadores como é o caso do acompanhamento pós cirúrgico em longo prazo que depende do retorno do paciente, o que nem sempre ocorre. Outro método é a simulação numérica com base em imagens médicas que depende de validação experimental que, por sua vez depende de equipamento para ensaios *in vitro* (GONZALEZ-PEREZ-SOMARRIBA *et al.* (2018), desconhecidos até o momento.

De acordo com o exposto, com a intenção de oferecer um equipamento que auxilie no aprimoramento dos projetos das próteses de ATM, assim como no conhecimento e melhor entendimento dos parâmetros relacionados à funcionalidade e à longevidade dos materiais empregados nestas próteses, foi idealizado e

patenteado um equipamento de ensaio de desgaste que respeitou os graus de liberdade e as forças atuantes em uma prótese de ATM em uso.

O presente trabalho, portanto, tem como finalidade aprimorar o projeto, fabricar e testar a funcionalidade do equipamento a fim de disponibilizar um recurso, junto aos fabricantes de próteses de ATM e aos pesquisadores, que possibilite a realização de ensaios *in vitro* para a avaliação dos biomateriais envolvidos na fabricação das próteses, facilitando a avaliação de novos projetos. Neste contexto, foi aprimorado o projetado, fabricado e avaliado um equipamento de ensaio de desgaste de biomateriais utilizados em prótese de ATM, por meio do estudo de desgaste de corpos de prova específicos, respeitando as forças aplicadas e os graus de liberdade da prótese *in vivo*.

Por ser um equipamento sem similar no mercado, foi também elaborado o protocolo de uso. Desta forma, o método apresentado para a realização do ensaio servirá como referência para estudos futuros envolvendo tanto novos projetos de próteses da ATM, como novos biomateriais e, ainda, a elaboração de norma técnica para qualificação destas próteses.

## 1.1 OBJETIVOS

### 1.1.1 Objetivo Geral

Confeccionar e avaliar equipamento e elaborar protocolo de execução de estudos de desgaste em biomateriais utilizados em próteses de articulação temporomandibular.

### 1.1.2 Objetivos Específicos

- Construir equipamento para análise de desgaste;
- Avaliar a funcionalidade do equipamento por meio do movimento das estações de ensaio e das suas estabilidades;
- Avaliar o desgaste do UHMWPE por meio da perda de massa, do desgaste volumétrico e do coeficiente de desgaste;
- Elaborar um protocolo para avaliar o comportamento funcional de biomateriais utilizados em próteses de ATM.

## 2. REVISÃO DA LITERATURA

Neste tópico serão abordados os temas que têm relevância para o entendimento da localização e funcionalidade da articulação temporomandibular, as forças e movimentos envolvidos durante o uso da articulação, os biomateriais adequados para a fabricação das próteses, e suas propriedades relevantes para uso em próteses articulares. Aborda também, temas que tratam do mecanismo de desgaste entre materiais em movimento relativo.

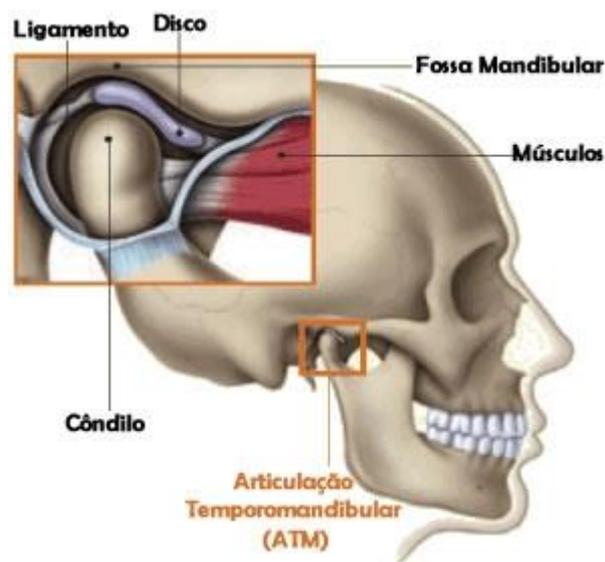
### 2.1 ARTICULAÇÃO TEMPOROMANDIBULAR (ATM)

#### 2.1.1 Localização e dimensões

A ATM tem, como funcionalidade primária, permitir que um indivíduo fale e mastigue e está localizada na região craniana.

Consiste, basicamente, do ligamento, do côndilo, do disco articular, da fossa mandibular e dos músculos MARTINEZ CHOY *et al.* (2017), como ilustra a Figura 1.

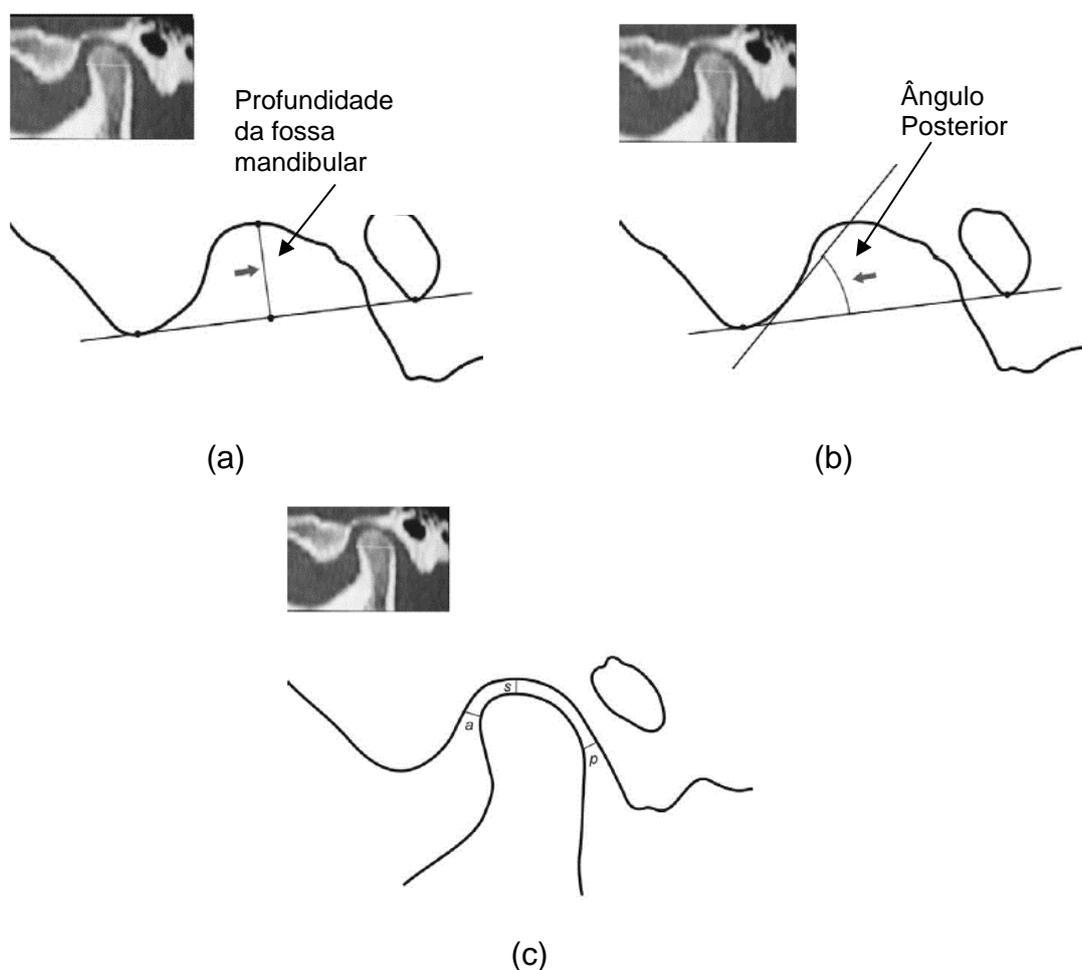
Figura 1 - Partes da ATM



FONTE: Adaptada de INGAVALÉ e GOSWAMI (2009)

VITRAL *et al.* (2004) utilizaram em seu estudo trinta pessoas entre 12 e 42 anos, todos com os dentes permanentes menos o terceiro molar. Nenhuma pessoa apresentava desvio funcional na mandíbula ou desvio facial evidente. Para obter as informações dimensionais, como profundidade da fossa, ângulo da parede posterior da articulação tubercular e o espaçamento entre a fossa e o côndilo, utilizaram como recurso a tomografia computadorizada. Os valores encontrados para a profundidade da fossa estavam entre 8,26 mm e 8,30 mm, Figura 2a, e os ângulos para a parede posterior da articulação tubercular entre 51,37° e 52,40°, Figura 2b. O espaçamento entre a fossa e o côndilo apresentaram três dimensões distintas: posição *a* variando entre 1,23 mm e 1,32 mm, posição *s* entre 1,29 mm e 1,41 mm, e posição *p* variando entre 1,85 mm e 1,86 mm, Figura 2c.

Figura 2 – Dimensões da ATM: (a) Profundidade da fossa mandibular, (b) ângulo posterior da parede da articulação tubercular, (c) Espaçamento entre a fossa mandibular e o côndilo

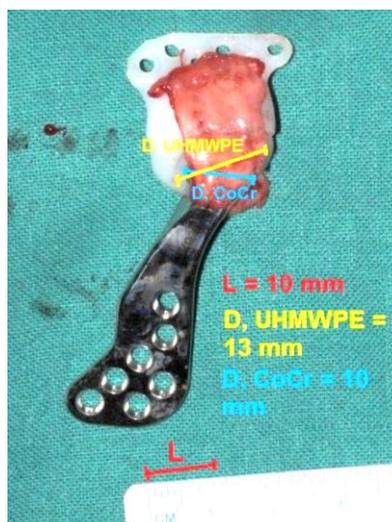


FONTE: VITRAL *et al.* (2004) .

KENT *et al.* (1986) utilizaram moldes em cera no formato de um crânio para encontrar o modelo de prótese da fossa mandibular mais adequado a ser empregado em pacientes que necessitavam a substituição da ATM natural por uma prótese. Vários modelos com variações dimensionais foram desenvolvidos nos estudos da prótese da fossa mandibular para a avaliação da relação entre a espessura da prótese da fossa e a sua profundidade, o que os levaram a concluir que uma fossa apresentando uma grande profundidade poderia dificultar o movimento de translação. Caso essa profundidade atingisse 8,5 mm a mesma não poderia mais ser utilizada, por impedimento da translação do côndilo. Outra observação foi que a profundidade mínima da fossa, para que a prótese possa funcionar adequadamente, deve ser de 2,5 mm.

O estudo realizado por LEO BROSSOLLET *et al.* (2016), onde simularam a fadiga dos componentes protéticos da ATM usando simulação no software MATLAB, apresenta o raio no componente condilar igual a 5 mm e no componente da fossa igual a 6 mm. Estes valores tornaram-se referência depois de determinados por meio da medição da imagem do conjunto da prótese de ATM, Figura 3, com o auxílio do software *SolidWorks e ImageJ*.

Figura 3 – Imagem do conjunto da prótese de ATM



FONTE: LEO BROSSOLLET *et al.* (2016)

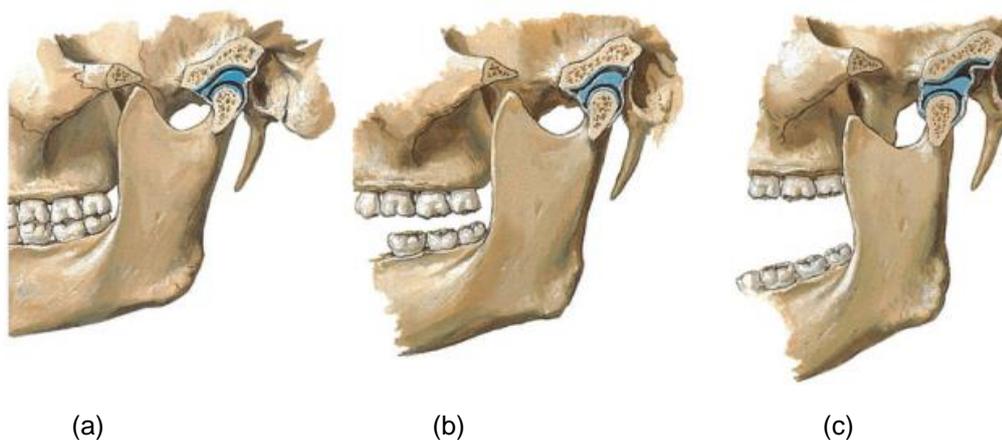
VAN LOON *et al.* (2000) realizaram um estudo de desgaste em prótese de ATM e adotaram, neste estudo, a profundidade de 5 mm para a fossa mandibular e o

diâmetro de 8 mm para o pino condilar. O valor adotado na profundidade da fossa mandibular teve como referência os estudos realizados em próteses de quadril nos quais recomenda-se que a profundidade mínima seja de 5 mm. Já para as próteses de joelho o valor mínimo recomendado é de 6 mm. Além das referências dimensionais utilizadas em relação as próteses de quadril e joelho, também realizaram um estudo usando o método de elementos finitos com auxílio do programa ANSYS 5.4, das tensões geradas na fossa mandibular visando a garantia das dimensões que gerassem baixas tensões no componente de UHMWPE. Detalhe do estudo de desgaste pode ser visto no item 2.2 – Próteses de ATM.

### 2.1.2 Movimentos durante o uso

Por ser a mandíbula um componente móvel da ATM, os movimentos observados neste componente, ilustrados na Figura 4, são de rotação (4b) e de translação (4c) (SMITH (1985) ; KOMISTEK *et al.* (1998) ; DANĚK *et al.* (2012) ; LEO BROSSOLLET *et al.* (2016) .

Figura 4 - Movimento da ATM: (a) mandíbula fechada, (b) pequena abertura somente rotação, (c) abertura total - translação.



FONTE: Movimento da ATM (2019)

Quando é realizada a substituição da articulação natural por uma prótese de ATM o movimento observado é predominantemente de rotação, ou seja, o movimento de translação é, praticamente, inexistente (KOMISTEK *et al.* (1998) .

Como a limitação do movimento de translação limita a abertura da boca, diversos estudos de melhorias dos componentes protéticos que envolvem a fossa mandibular e o côndilo vêm sendo realizados permitindo o movimento de translação, juntamente com o de rotação, como acontece com a ATM natural (BRICEÑO *et al.* (2013) ).

A movimentação, seja pelo processo de mastigação ou pela fala, é orientada pelo formato dos ossos, músculos, ligamentos e pelo fechamento dos dentes.

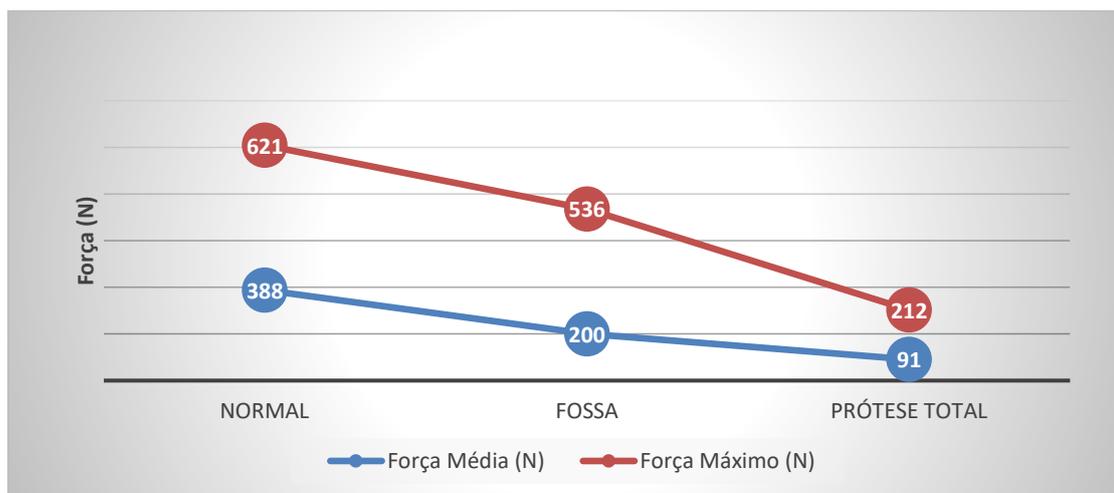
O movimento da mandíbula, nos seres humanos, está relacionado, principalmente, com o processo de falar e mastigar. A fala requer que o deslocamento condilar em translação ocorra entre 3 e 4 mm sendo que, o máximo que pode ser alcançado está entre 18 e 20 mm. Num processo de mastigação normal o deslocamento condilar em translação alcança até 10 mm (SMITH (1985) ).

Em relação ao número de ciclos, no processo de mastigação, a movimentação da ATM pode chegar, em média, a 2.000 ciclos/dia, o que corresponde a 730.000 ciclos por ano em uma frequência média de 1,29 Hz (LEO BROSSOLLET *et al.* (2016); PASINATO *et al.* (2017) ).

### 2.1.3 Forças atuantes

Em um estudo *in vivo* utilizando um exame de videofluoroscopia e um transdutor de força posicionado junto ao dente molar, KOMISTEK *et al.* (1998) realizaram um experimento comparando a força da mordida entre a ATM natural e íntegra, a prótese total de ATM, e a substituição somente da fossa. Os resultados obtidos estão apresentados na Figura 5, onde os valores em azul representam a média das forças na ATM natural (388 N), na prótese total de ATM (200 N) e na prótese da fossa (91 N). As forças máximas estão em vermelho para a ATM natural íntegra (621 N), para a prótese total de ATM (536 N) e para a prótese da fossa (212 N). Portanto, a força máxima exercida pelo fechamento da mandíbula na prótese total de ATM representa 34% daquela possível de ser exercida na articulação natural íntegra.

Figura 5 – Força de fechamento da mandíbula aplicada na ATM



FONTE: Adaptado KOMISTEK *ET AL.* (1998)

VAN LOON *et al.* (1998) e (2002) identificaram que a força de mastigação normal em cada fossa condilar do ATM natural pode alcançar até 100 N. Estudos mais recentes do que o anterior mostram que, depois de implantada a prótese total de ATM, a força de mastigação média alcança, aproximadamente, 102,4 N e a força máxima pode alcançar, na mordida, 409,8 N (ACKLAND *et al.* (2015) ).

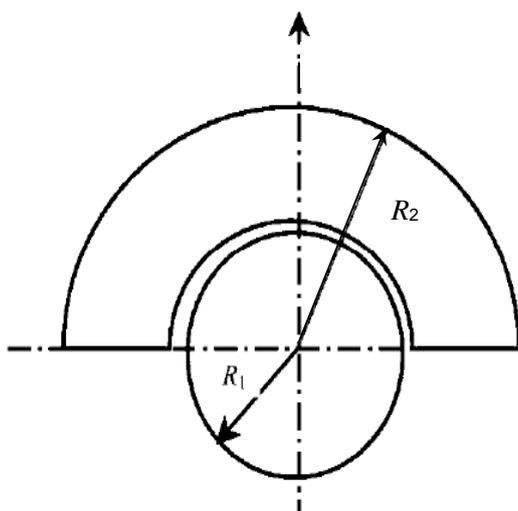
Levando em consideração as forças atuantes para a prótese total apresentadas acima, e considerando um contato esférico, é possível obter a pressão de contato existente no local. O estudo da pressão de contato é estabelecido pela área definida como mecânica do contato. Segundo HILLS *et al.* (2016), a mecânica do contato estuda os fenômenos associados à interação entre corpos sólidos que sofrem pressão ou que são mantidos em contato, com o propósito de compreender as características adequadas para selecionar os materiais envolvidos quando submetidos a um determinado esforço, os efeitos exercidos por uma superfície rugosa, o efeito da utilização de lubrificantes, e o atrito entre as superfícies. A mecânica do contato está presente em rolamentos de rolo ou de esfera, engrenagens dentadas, sistemas que envolvam cames, próteses articulares, etc.

O estudo das superfícies com este enfoque teve início em 1882 com Heinrich Hertz que observou uma deformação elástica de uma lente em virtude da força aplicada para fixá-la, ocasionando influências nos padrões das franjas de interferência.

CILINGIR (2010) utilizou em seu estudo, a teoria de contato de Hertz adaptando-a para determinar a pressão de contato entre superfícies e cavidades esféricas, Figura 6. Este tipo de superfície de contato é semelhante àquela encontrada nas articulações de quadril, joelho, ATM, entre outras.

A pressão de contato entre as superfícies pode ser determinada por meio da Equação 1.

Figura 6 – Modelo de superfícies esféricas



FONTE: Adaptado de CILINGIR (2010)

Equação 1 - Equação para a determinar a pressão de contato entre superfícies esféricas.

$$a^3 = \frac{4}{3} * \frac{k * F * R}{E_1}$$

$$R = \frac{R1 * R2}{R2 - R1}$$

$$k = \frac{9}{16} * \left[ (1 - \nu_1^2) + \frac{E_1}{E_2} * (1 - \nu_2^2) \right]$$

$$a = \left[ 0,75 * F * \left( \frac{R1 * R2}{R2 - R1} \right) * \left( \frac{1 - \nu_1^2}{E_1} + \frac{1 - \nu_2^2}{E_2} \right) \right]^{\frac{1}{3}}$$

$$p_m = \frac{F}{\pi * a^2}$$

a – Raio do círculo de contato (m)

F – Força normal aplicada (N)

R1 – Raio da esfera (pino) (m)

R2 – Raio da esfera (cavidade) (m)

$\nu_1$  – Coeficiente de Poisson do material do pino

$\pi = 3,14$

$\nu_2$  – Coeficiente de Poisson do material da cavidade

$E_1$  – Módulo de elasticidade do material do pino (Pa)

$E_2$  – Módulo de elasticidade do material da cavidade (Pa)

$p_m$  – Pressão média de contato (Pa)

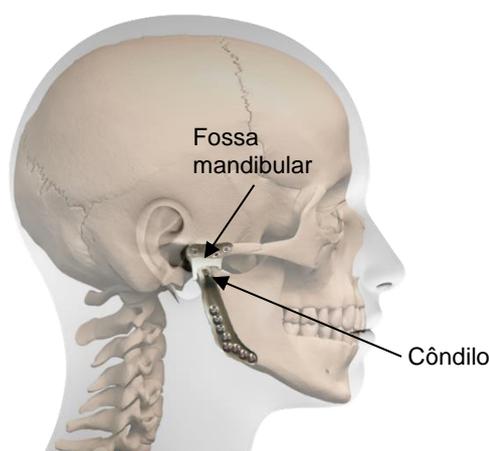
FONTE: Adaptado de FISCHER-CRIPPS (1999; CILINGIR (2010)

## 2.2 PRÓTESES DE ATM

Desordens da articulação temporomandibular causam dores severas e podem ser observadas nas regiões articulares e/ou nos músculos solicitados durante a mastigação, pela diminuição da amplitude de abertura do maxilar inferior, ou pela presença de ruídos como clics, rangidos e estalos. Além das dores localizadas, são relatadas dores de cabeça, nos ouvidos, no maxilar e outras faciais (CHANG *et al.* (2018) ). Quando o problema detectado não pode ser resolvido por fisioterapia, tratamento odontológico, ou pela fonoaudiologia, a intervenção cirúrgica de substituição da ATM natural pela prótese é necessária.

As próteses de ATM são importante recurso na substituição das articulações que não apresentam mais sua funcionalidade normal, pois eliminam ou reduzem sensivelmente o problema que leva a grandes desconfortos. Segundo MERCURI *et al.* (2014) duas são as categorias de próteses de ATM adotadas, uma utilizada nos Estados Unidos e tendo sua aprovação pela *Food and Drug Administration* e em outra categoria estão as próteses personalizadas fabricadas usando como recurso as imagens tomográficas e a tecnologia CAD-CAM (*Computer Assisted Design/Computer Assisted Manufacture*), possibilitando a adaptação da prótese para os diferentes formatos cranianos (WESTERMARK *et al.* (2011) ; MERCURI *et al.* (2014) . Uma prótese total de ATM instalada pode ser vista na Figura 7.

Figura 7 – Posicionamento da prótese total de ATM.



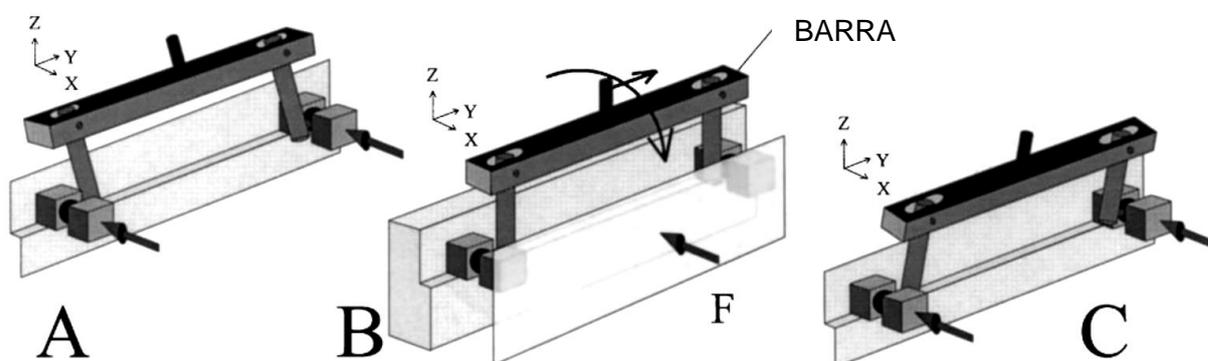
FONTE: Adaptado de WOLFORD (2020)

Alguns fatores relevantes devem ser considerados quando se projeta uma prótese tais como: durabilidade (vida útil de no mínimo 15 anos); baixa taxa de desgaste dos componentes em movimento relativo a fim de evitar o acúmulo de partículas de desgaste que podem desencadear reação inflamatória; movimentos da prótese próximos àqueles da ATM natural; e boa resistência mecânica dos componentes às tensões impostas durante o uso (KERWELL *et al.* (2016) .

Segundo WOLFORD *et al.* (2015), a longevidade das próteses está diretamente relacionada ao tipo de biomaterial utilizado no seu projeto, à sua estabilidade durante o uso, e às forças aplicadas.

Com a intenção de avaliar o desgaste em próteses de ATM, VAN LOON *et al.* (2000), idealizaram e criaram um simulador simplificado, Figura 8. Para o ensaio consideraram parâmetros que se aproximavam daqueles encontrados nas próteses *in vivo* incluindo a força de 100 N, e arco de contato entre os materiais em movimento relativo igual a 1,72 mm. O fluido lubrificante usado foi o soro fetal bovino diluído em água destilada na proporção 1:1. A rugosidade,  $R_a$ , na esfera em aço inoxidável AISI 304 que representava o côndilo, foi de  $0,05 \mu\text{m}$ , porém esta medição não foi realizada no espécime representante da fossa condilar de UHMHPE. O ensaio teve duração de 7 milhões de ciclos correspondendo a, aproximadamente, 10 anos de uso. A taxa de desgaste volumétrica do UHMWPE encontrada foi de  $2,31 \pm 0,55 \text{ mm}^3/\text{milhão de ciclos}$ . De acordo com os autores, a taxa de desgaste volumétrica esperada era de  $0,65 \text{ mm}^3/\text{ano}$  ou  $19,5 \text{ mm}^3$  por 30 anos.

Figura 8 - Esquema do equipamento para a avaliação do desgaste em prótese de ATM. A, B e C representam deslocamentos realizados pelo equipamento e F representa a força aplicada.



FONTE: Adaptado de VAN LOON *et al.* (1999)

### 2.3 MECANISMO DE DESGASTE ENTRE MATERIAIS

O desgaste por atrito é um processo que envolve a remoção gradativa do material de uma superfície por meio do movimento relativo entre duas ou mais superfícies em contato. Abrasão, erosão, adesão, são exemplos de mecanismos de desgaste, e problemas que envolvem estes mecanismos são estudados de forma empírica ou por meio das simulações computacionais (ZMITROWICZ (2006) ).

De acordo com ARCHARD (1953) , Holm em 1946, estabeleceu uma relação entre o volume de material removido pelo desgaste, desgaste esse adotado como um processo em nível atômico, e a distância percorrida no processo por um material deslizando sobre outro, que foi denominada de taxa de desgaste. A taxa de desgaste leva em consideração o número de átomos removidos por átomo localizado, a força aplicada e o fluxo de pressão na superfície desgastada. Em seu estudo, Holm assumiu que a área real de contato é aquela formada pela deformação plástica do contato. Em 1953, Archard utilizando a equação desenvolvida por Holm, conseguiu demonstrar que para garantir a existência de uma relação de linearidade entre a taxa de desgaste e a força aplicada seria necessário a elaboração de algumas hipóteses referentes à forma das partículas removidas e o tipo de deformação o que conduziria a uma nova compreensão sobre o mecanismo efetivo de remoção do material. Com isso, Archard conseguiu obter uma relação teórica entre a taxa de desgaste e a força aplicada pela associação do tipo de deformação, elástica e plástica, e do formato das partículas desprendidas (DA SILVA e PINTAUDE (2008) ).

Tanto o atrito e o desgaste são condições estudadas quando há a interação entre duas superfícies sólidas em contato e entre elas ocorre um movimento relativo. Força normal, velocidade de deslizamento, qualidade superficial, e as propriedades dos materiais envolvidos, são alguns dos fatores que influenciam no estudo. Os parâmetros envolvidos na equação de Archard, Equação 2, são:  $v$ , o volume do material removido ( $\text{mm}^3$ );  $s$ , a distância percorrida (m);  $F$ , a força normal (N);  $k$ , o coeficiente de desgaste (adimensional);  $H$ , a dureza da superfície mais dúctil ( $\text{N/m}^2$ ).

Segundo PÕDRA e ANDERSSON (1999), em aplicações de engenharia, a profundidade do desgaste ( $h$ ) gera maior interesse nos estudos do que o volume do material removido, pelo risco da perda de funcionalidade da peça. Para se obter a profundidade do desgaste divide-se ambos os lados da equação de Archard pela área de contato aparente, obtendo-se a Equação 3, onde  $p$  é a pressão de contato (Pa). Para se avaliar a profundidade do desgaste em qualquer região pode-se usar Equação 3 em sua forma diferencial (Equação 4).

A distância percorrida é obtida com base na Equação 5 que consta na norma técnica ASTM\_G133-05(2016) (2016). O desgaste pode ser quantificado por meio do coeficiente de desgaste definido como a massa ou volume de material removido por unidade de distância percorrida. É também comum, expressar o desgaste em termos da taxa de desgaste adimensional ( $k$ ) ou como o coeficiente de desgaste específico

que define o volume de desgaste por unidade de força normal aplicada, por unidade de distância de deslizamento no contato entre os dois materiais ( $\text{mm}^3/\text{Nm}$ ). O coeficiente de desgaste pode ser usado para comparar a severidade do desgaste dos materiais quando se alteram as condições do sistema (KAWAKAME; BRESSAN, 2000).

Equação 2 – Equação para obter o volume de material removido

$$v = k * \frac{F * s}{H}$$

FONTE: ZMITROWICZ (2006)

Equação 3 – Equação da profundidade do desgaste

$$\frac{v}{s * A} = \frac{h}{s} = k * p$$

FONTE: PÖDRA e ANDERSSON (1999)

Equação 4 – Equação modelo para analisar desgaste

$$\frac{dh}{ds} = k * p \text{ sendo } \frac{dh}{ds} = f \text{ (força, velocidade, temperatura, parâmetros do material, lubrificação)}$$

FONTE: PÖDRA e ANDERSSON (1999)

Equação 5 - Determinação da distância percorrida pelo pino condilar.

$$s = 0,002 \times N \times L$$

s – Distância total percorrida pelo pino condilar (m)

N – n° de ciclos realizados (CICLOS)

L – Comprimento do arco de contato (mm)

FONTE: ASTM\_G133-05(2016) (2016)

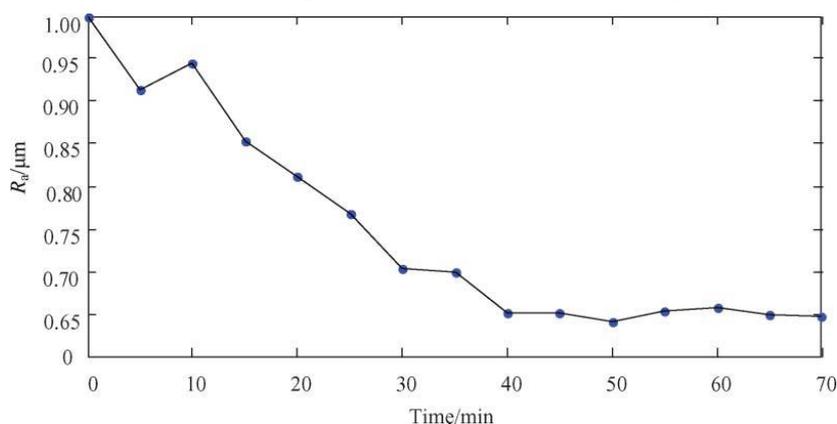
## 2.4 ***RUNNING-IN*** – TRANSIÇÃO DE REGIME NOS ENSAIOS DE DESGASTE

***Running-in*** é definido como sendo um processo de transição que pode ser observado em alterações nas amplitudes em diagramas que representam os resultados dos ensaios de desgaste tais como coeficiente de desgaste, coeficiente de atrito nominal, ou rugosidade superficial. Estas alterações cessam quando o sistema em estudo se estabiliza (BLAU (1991) ).

A fase *running-in* envolve mudanças geométricas, deformação elástica e plástica, alterações microestruturais, e alterações térmicas e químicas na região do contato. Por isso, a sua análise é bastante complexa. Segundo BLAU (1991), este fenômeno é, geralmente, associado ao acabamento superficial das partes em contato, que pode ser analisada pelos parâmetros de rugosidade.

LI *et al.* (2013), estudou o *running-in* em ensaio de desgaste entre o anel do pistão e o cilindro de um motor Diesel (pino contra disco). O pino possuía rugosidade inicial,  $R_a$ , igual a  $3,7 \mu\text{m}$  e dureza de 650 HV. O disco,  $R_a$  de  $1 \mu\text{m}$  e dureza de 350 HV. O lubrificante CD40, massa específica de  $0,8957 \text{ g/cm}^3$  e viscosidade 139,6 cSt em  $40^\circ\text{C}$ , foi utilizado no ensaio. A Figura 9 mostra os resultados da rugosidade em função do tempo de ensaio.

Figura 9 – Comportamento da rugosidade  $R_a$ , no disco, em relação ao tempo de ensaio



FONTE: Adaptado de LI *et al.* (2013)

Observa-se o comportamento instável dos resultados até 40 minutos quando, então, ocorre uma tendência à estabilização. Segundo BLAU (1991), uma causa provável para esse período, de 0 à 40 minutos, é a acomodação do sistema às

imperfeições superficiais, que se ajustam ao movimento e à carga aplicada. A rugosidade irregular da superfície no início do ensaio ocasiona maior desgaste com amaciamento da superfície mais dúctil e possível desprendimento de partículas.

## 2.5 AVALIAÇÃO DO DESGASTE EM PRÓTESES

Um dos métodos bastante utilizado para se avaliar a perda de massa em próteses articulares é o gravimétrico, onde o componente polimérico ou metálico tem a sua massa determinada no início, em intervalos pré-definidos, e no final do ensaio. Este tipo de análise é comum na área ortopédica, pois a perda de massa está diretamente relacionada com partículas liberadas nos tecidos adjacentes às próteses, as quais são consideradas como a principal causa de perda asséptica das mesmas.

Apesar de serem sistemas distintos, as comparações entre próteses de joelho e quadril e próteses de ATM são procedimentos comuns pela ausência de estudos em equipamentos específicos para próteses de ATM, como o apresentado no presente trabalho.

AFFATATO *et al.* (2008) analisaram o desgaste em próteses de joelho. No ensaio o componente tibial era fabricado em Polietileno de Ultra Alto Peso Molecular (UHMWPE) e o componente femoral em liga CoCrMo. Três próteses acabadas foram ensaiadas por 5 milhões de ciclos tendo como lubrificante a solução aquosa de sêrum bovino 25% em volume, a temperatura mantida em  $37 \pm 2$  °C, e a frequência da carga cíclica de 1,1 Hz. O método gravimétrico foi o adotado para a avaliação do desgaste, com medida das massas a cada 500.000 ciclos. A rugosidade Ra inicial média do componente femoral foi de 0,02  $\mu\text{m}$  e, terminado os 5 milhões de ciclos, a perda de massa dos três componentes esteve entre  $11,16 \pm 0,07$  mg e  $19,74 \pm 0,09$  mg.

JOYCE (2010), realizou a simulação de desgaste em prótese de dedo, metacarpofalangeana, fabricada em aço inoxidável e UHMWPE. O ensaio teve duração de 7,1 milhões de ciclos, com frequência de 1,5 Hz, força normal de 12,5 N, e temperatura constante de 37°C. O lubrificante utilizado era composto por 1/3 em volume de sêrum bovino e 2/3 de solução Ringer. O método gravimétrico foi utilizado para obter a perda de massa em intervalos regulares definidos, porém não informados. Antes do início do ensaio a rugosidade Ra no UHMWPE era igual a 1,3  $\mu\text{m}$ , e no final 0,27  $\mu\text{m}$ . Na parte em aço inoxidável (cabeça do metacarpo) o Ra inicial foi 0,147  $\mu\text{m}$ .

A perda de massa total foi de 2,2 mg e o coeficiente de desgaste calculado foi de  $2,2 \times 10^{-6} \text{ mm}^3/\text{Nm}$ .

Em outro estudo de desgaste em próteses de joelho realizado por AFFATATO *et al.* (2013), foi utilizado o UHMWPE como substituto do menisco no componente tibial. O processo envolveu tanto o desgaste por abrasão como por adesão. Foram utilizadas seis próteses acabadas tendo o componente femoral em liga CoCrMo. A carga máxima aplicada foi de 2600 N, e o intervalo de medição da massa foi de 0,25 milhões de ciclos até 1 milhão de ciclos quando, então, as paradas ocorreram a cada 0,5 milhões até a finalização do ensaio em 3 milhões de ciclos. A perda de massa foi crescente até 2 milhões de ciclos apresentando, em seguida, uma perda constante de  $4,8 \pm 1,0 \text{ mg}$ . A perda volumétrica foi crescente até 1,5 milhões de ciclos, a partir dos quais estabilizou-se em valor  $16,4 \pm 0,8 \text{ mm}^3$ .

Para análise de desgaste em biomateriais usados em próteses de joelho, SAIKKO (2014b) utilizou pinos confeccionados em liga de CoCr e discos em UHMWPE. Os pinos apresentavam rugosidade superficial, Ra, inicial média de  $0,010 \pm 0,002 \text{ }\mu\text{m}$  e os discos Ra inicial médio de  $2 \text{ }\mu\text{m}$ . Foram utilizadas 16 amostras. A velocidade de deslizamento média foi de  $15,5 \text{ mm/s}$ , com a força normal de 142 N. O lubrificante utilizado foi a solução aquosa de soro bovino 1:1. O ensaio ocorreu em 5 milhões de ciclos, com frequência de 1 Hz, e intervalo de paradas para medição da massa do UHMWPE a cada 0,5 milhões de ciclos. Para calcular o coeficiente de desgaste foi adotado a massa específica do polietileno igual a  $0,94 \text{ mg/mm}^3$ . O valor médio encontrado para a perda de massa foi de  $11,63 \pm 0,31 \text{ mg}$ , sendo o valor máximo de 12,02 mg. O coeficiente de desgaste calculado foi de  $2,04 \pm 0,06 \times 10^{-6} \text{ mm}^3/\text{Nm}$ . A pressão de contato determinada foi de 26 MPa. O autor concluiu que o desgaste neste sistema foi diretamente proporcional à distância percorrida no deslocamento.

BURCHARDT *et al.* (2017), realizaram seu estudo em próteses de joelho utilizando simulação numérica. Para o componente tibial foi especificado o UHMWPE (módulo de elasticidade  $E = 220 \text{ GPa}$  e coeficiente de Poisson  $\nu = 0,31$ ) e para o femoral a liga CoCrMo ( $E = 1,1 \text{ GPa}$  e  $\nu = 0,42$ ). A força normal adotada foi de 2600 N. Para simulação, foi estabelecido o coeficiente de desgaste igual a  $2,0 \times 10^{-7} \text{ mm}^3/\text{Nm}$  e 5 milhões de ciclos, sendo os intervalos de parada considerados a cada 50.000 ciclos. A perda de massa máxima encontrada foi de 84,65 mg. Segundo os

autores, é perceptível que a perda de massa é diretamente proporcional ao tempo de ensaio, ou seja, aumentando o tempo aumenta a perda de massa.

Em ensaio em próteses de quadril acabadas, AFFATATO (2018), avaliou a perda de massa em 1,6 milhões de ciclos. As próteses eram confeccionadas em UHMWPE (componente acetabular) e em liga CoCrMo (cabeça femoral). O lubrificante usado foi solução aquosa de sêrum bovino (25% em volume). A massa foi determinada em cada parada a cada 0,4 milhões de ciclos. A perda de massa total atingiu o valor aproximado de 27 mg. O comportamento, no ensaio, mostrou um aumento crescente da perda da massa com o aumento do tempo de ensaio.

Próteses de joelho com os mesmos materiais dos ensaios realizados pelos autores anteriores (UHMWPE e liga CoCrMo) foram avaliadas em desgaste por BAHÇE e EMIR (2019). O ensaio ocorreu até 3 milhões de ciclos, com força normal de 2400 N. Terminado o ensaio, a perda de massa foi de 3,91 mg.

A Tabela 1 apresenta os parâmetros e resultados de sete trabalhos que tiveram, como objetivo, avaliar a perda de massa em próteses articulares. Os resultados foram utilizados para construir os diagramas da Figura 10. Para a construção da curva da Figura 10(a), utilizou-se os dados da Tabela 1 referentes apenas à prótese de joelho, dividiu-se o valor da perda de massa pela força encontrando-se, portanto, a perda de massa por unidade de força. Adotou-se a força como variável independente cuja faixa de estudo ficou entre 0,1 e 3,0 kN, com incremento de 0,7 kN. Para a Figura 10(b) dividiu-se o valor da perda de massa pelo número de ciclos encontrando-se, portanto, a perda de massa por ciclos. Adotou-se o número de ciclos como variável independente cuja faixa de estudo ficou entre 0,7 e 7,0 milhões, com incremento de 0,7 milhões de ciclos.

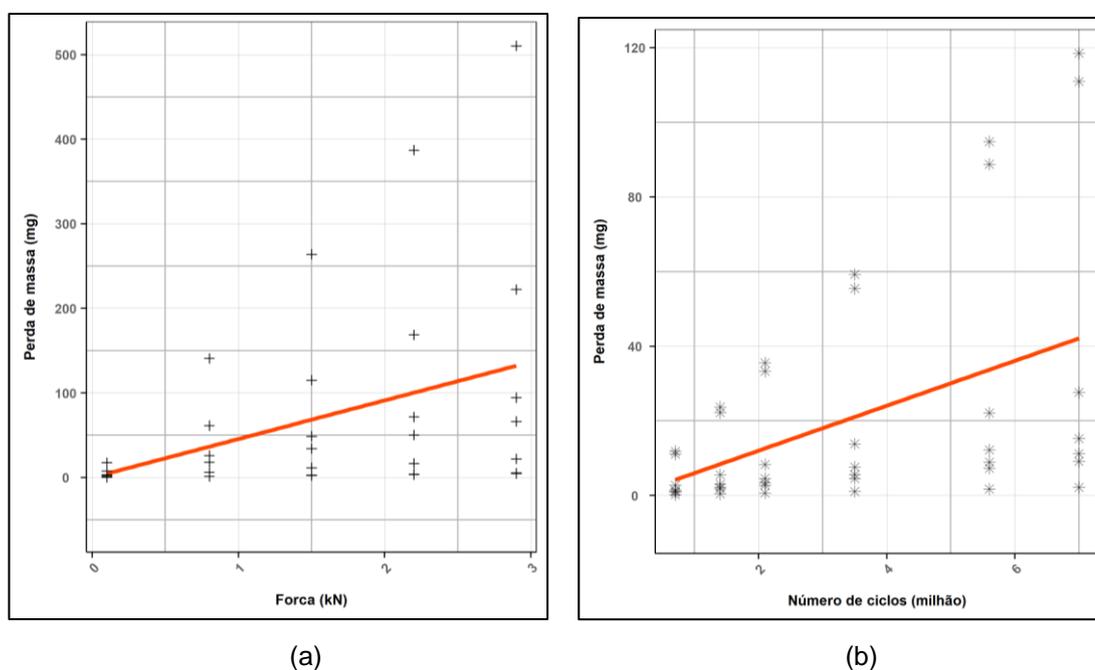
Tabela 1 - Perda de massa no UHMWPE – Resumo literatura estudada

	Autor	Nº de ciclos (milhão)	Força Normal máxima (N)	Aplicação	Perda de massa máxima (mg)
1	AFFATATO <i>et al.</i> (2008)	5	2600	Joelho	19,74
2	JOYCE (2010)	7,1	12,5	Metacarpofalangeana	2,20
3	AFFATATO <i>et al.</i> (2013)	3	2600	Joelho (menisco)	5,90

4	SAIKKO (2014b)	5	142	Joelho	10,89
5	BURCHARDT <i>et al.</i> (2017)	5	2600	Joelho	84,65
6	AFFATATO (2018)	1,6	4500	Quadril	27,00
7	BAHÇE e EMIR (2019)	3	2400	Joelho	3,91

FONTE: O autor (2021)

Figura 10 – (a) gráfico perda de massa pela força e (b) gráfico perda de massa pelo número de ciclos



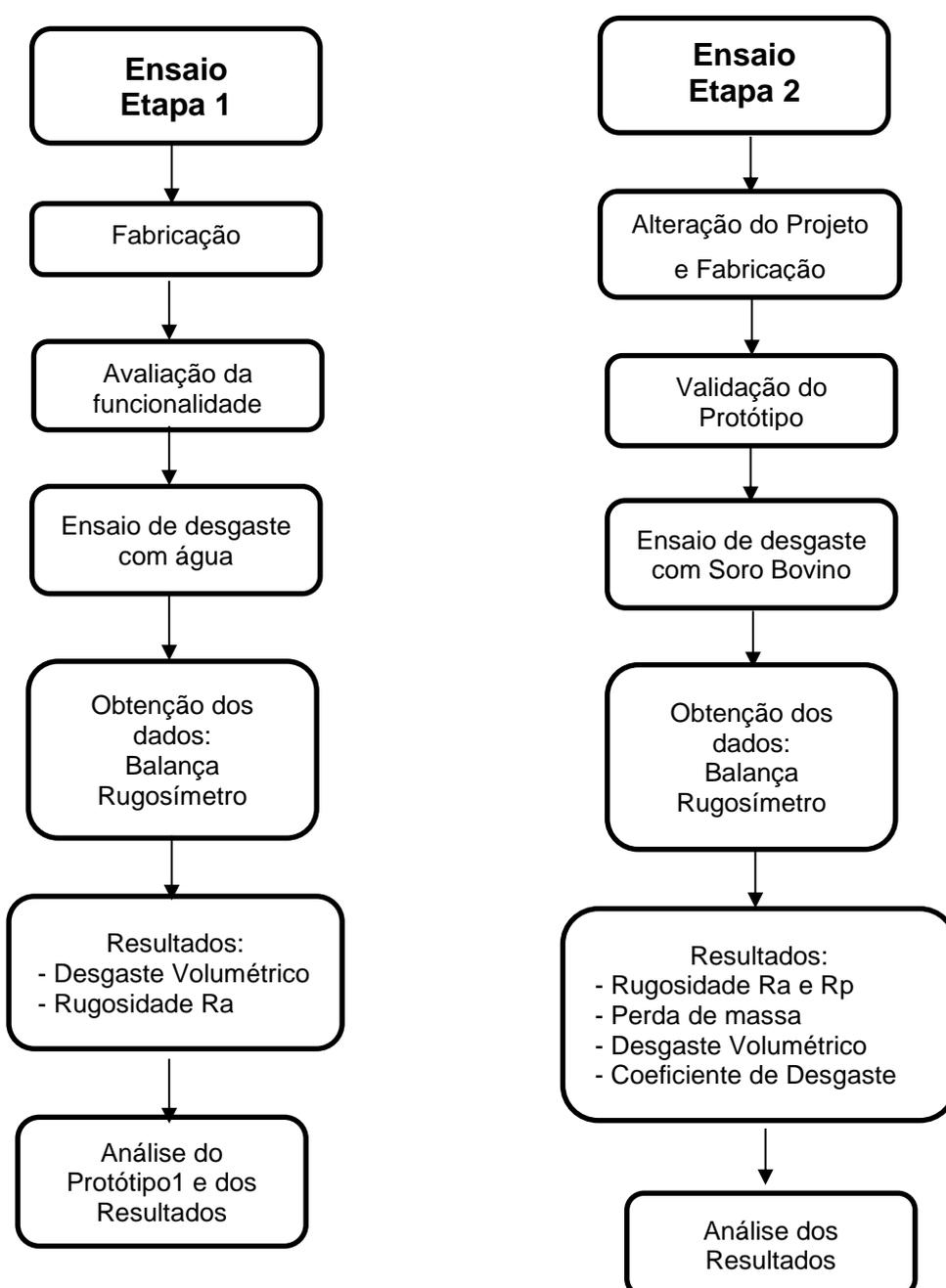
FONTE: O autor (2021)

Pode-se notar, pelos diagramas da Figura 10, que a perda de massa do componente polimérico é diretamente proporcional à força, ou seja, aumentando-se a força aplicada, aumenta-se a perda de massa e, conseqüentemente, o desgaste. O mesmo acontece com o tempo de ensaio, ou seja, aumentando-se o tempo de ensaio, aumenta-se o desgaste.

### 3. MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo são apresentadas todas as considerações matemáticas, geométricas e o materiais usados na fabricação do equipamento, assim como o processo de montagem e ensaios para a avaliação da sua funcionalidade. O diagrama de blocos da Figura 11 apresenta todas as etapas para melhor visualização.

Figura 11– Diagrama de blocos dos métodos da etapa 1 e etapa 2



### 3.1 MATERIAIS

Os materiais utilizados na fabricação dos componentes mecânicos foram: aço SAE 1020, aço SAE 304, liga de CoCrMo (ANEXO 1), Nylon 6 e polietileno UHMWPE. Na

Tabela 2 são apresentadas as propriedades mecânicas e físicas dos principais materiais utilizados.

Tabela 2 – Propriedade dos principais materiais usados

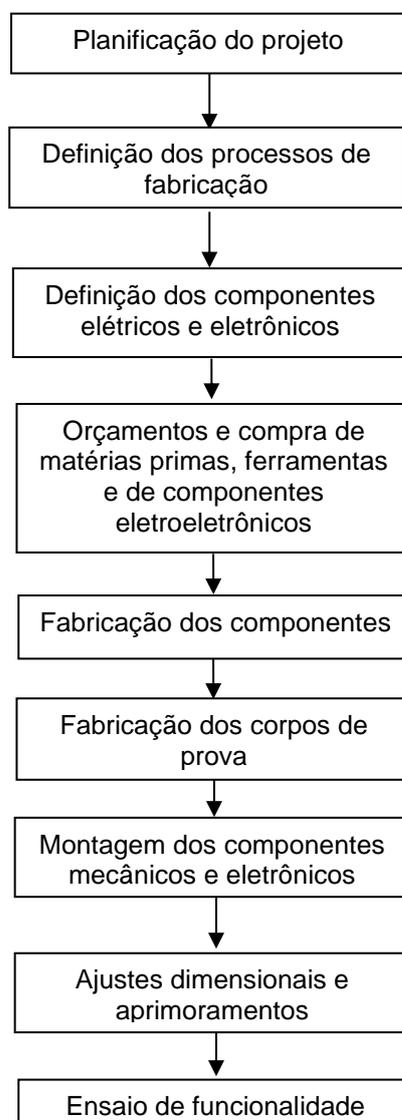
Propriedade	SAE 1020	Liga CoCrMo	UHMWPE
Resistência à tração (MPa)	400	1172	21
Tensão de escoamento (MPa)	250	827	-----
Alongamento na ruptura (%)	25	12	350
Módulo de elasticidade (GPa)	200	190	0,69
Massa específica (g/cm <sup>3</sup> )	7,85	8,3	0,93
Dureza	130-150 HB	35-45HRC	HR <sub>R</sub> 70
Coefficiente de Poisson	0,20	0,30	0,43

FONTE: Adaptada ASTM\_A36/A36M-14 (2014), ASTM\_A167-99(2009) (2009), ASTM\_F1537-11 (2011), ASTM\_F2759-11 (2011), RUGGIERO *et al.* (2018)

### 3.2 MÉTODOS

Na Figura 12, é apresenta a sequência das etapas do processo de fabricação do protótipo para os ensaios da etapa 1.

Figura 12– Diagrama de blocos do processo de fabricação do protótipo.

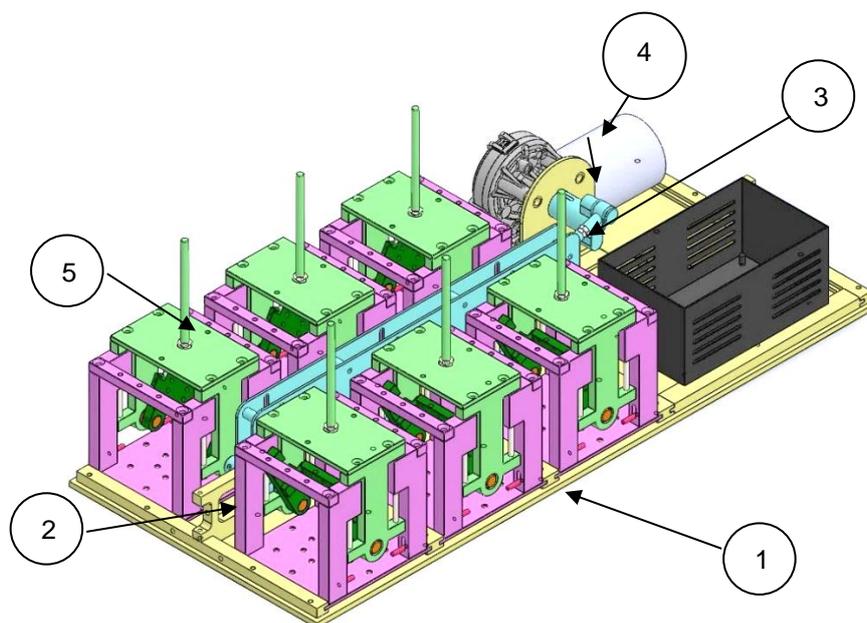


### 3.2.1 Planificação do projeto original

O projeto original do equipamento no qual se baseia o presente trabalho está mostrado na Figura 13, e faz parte de uma patente de invenção depositada pela orientadora deste trabalho em conjunto com a PUCPR. O projeto é composto por uma base retangular (chassi) contendo uma divisória central posicionada ao longo da extensão do chassi. Sobre o chassi encontra-se um conjunto basculante ligado a um motor de acionamento. De forma simétrica e acompanhando o conjunto basculante estão dispostas seis estações de ensaio. O motor apresenta um movimento de rotação

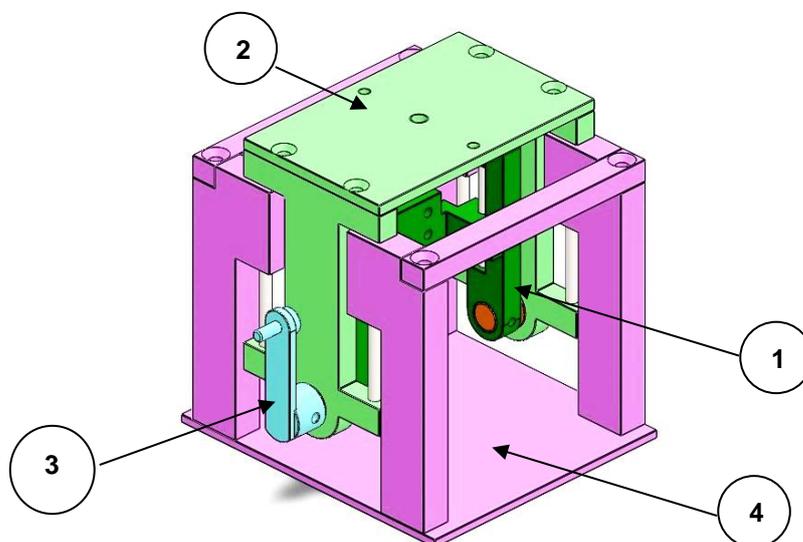
que, ao ser ligado ao conjunto basculante, se transforma em movimento linear de vai e vem com o auxílio do conjunto de canaleta. Com a ligação das estações no conjunto basculante, as amostras nelas instaladas, sofrem movimento angular. O controle da contagem dos ciclos e da temperatura é realizado por uma unidade eletrônica de controle. A Figura 14 mostra uma estação de ensaio isolada do conjunto.

Figura 13 – Equipamento de ensaio de desgaste em material de próteses de atm: (1) chassi, (2) divisória central, (3) conjunto basculante, (4) motor, (5) estações de ensaio



FONTE: FERNANDES *et al.* (2016)

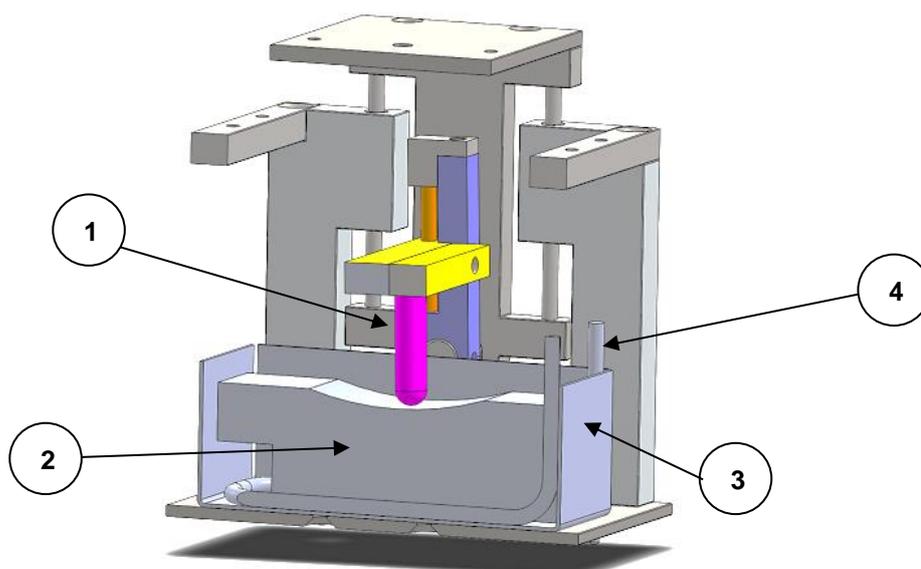
Figura 14 – Estação de ensaio mostrando: (1) sistema basculante, (2) base para suporte de peso, (3) pino da biela, (4) base da cuba



FONTE: FERNANDES *et al.* (2016)

A Figura 15 mostra a configuração da cuba de ensaio onde os componentes da prótese correspondentes à fossa e ao côndilo são fixados.

Figura 15 – Cuba de ensaio mostrando: (1) pino condilar, (2) fossa, (3) cuba, (4) resistência elétrica



FONTE: Adaptada FERNANDES *et al.* (2016)

Como o equipamento protegido pela patente não havia ainda sido fabricado, o processo de confecção do protótipo necessitou que algumas etapas fossem executadas tais como: o estudo do projeto original, a fabricação dos componentes, a definição dos componentes eletrônicos e eletromecânicos, a montagem e os ajustes dimensionais, o aprimoramento dos sistemas e, finalmente, os testes para avaliar o desempenho dos sistemas e do protótipo em si, como ilustra a Figura 13 apresentada anteriormente.

### 3.2.2 Componentes mecânicos do protótipo

O projeto mecânico, composto por seis estações de trabalho interligadas por uma canaleta central apresentava seus componentes já desenhados, porém todos no formato tridimensional (FERNANDES *et al.* (2016) ).

Antes da fabricação dos componentes foi necessário realizar a conversão do projeto na forma tridimensional para a forma planificada, ou seja, transformá-los em vistas bidimensionais com suas respectivas dimensões, tolerâncias, materiais, e tratamentos quando necessário. O projeto planificado é fundamental para quem fabrica a peça, pois informa detalhadamente as características dimensionais, os materiais, tolerâncias e características superficiais.

### 3.2.3 Fabricação dos corpos de prova

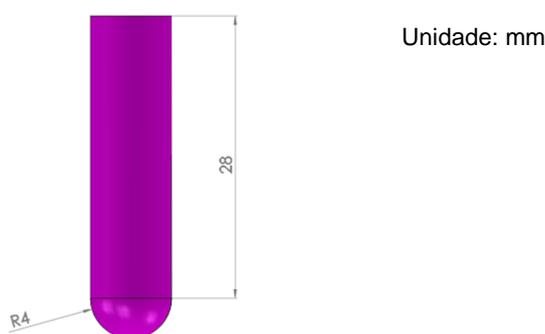
#### 3.2.3.1 Pino Condilar

Para confecção do pino condilar, Figura 16, foi usada uma barra cilíndrica da liga de CoCrMo (Sandinox - ASTM\_F1537-11 (2011) ), com 1 m de comprimento e 8 mm de diâmetro.

A usinagem da calota esférica foi realizada pela empresa Solve Indústria Mecânica Ltda, e o processo de polimento, realizado de forma manual, teve início em um torno (Diplomat Mascote MS205), com a utilização de lixa de papel com grãos em carbeto de silício (SiC) 220 (Norton – Masilla Advance A257). Em seguida, foram usadas as lixas P500 e P1000 (Struers) instaladas em lixadeira/politriz manual (Struers Labopol-5 - PUCPR). Para o acabamento foi utilizado disco com feltro e com suspensão de partículas de alumina com 1  $\mu\text{m}$  de diâmetro.

A determinação do raio condilar no pino teve como referência o estudo realizado por LEO BROSSOLLET *et al.* (2016) no qual utilizaram o processador de imagem, ImageJ®, e o software para medição Solidworks®. Por meio destes recursos conseguiram identificar que o raio condilar deveria se aproximar de 5 mm. Nos ensaios, o raio utilizado foi de 4 mm. A escolha teve como critério a disponibilidade comercial do material nesta dimensão.

Figura 16 – Dimensões do Pino Condilar



FONTE: O autor (2019)

### 3.2.3.2 Fossa Mandibular

O projeto dos corpos de prova que representam a fossa mandibular da ATM natural levou em consideração o deslocamento que ocorre na calota esférica do pino condilar, que inclui o movimento de translação e de rotação.

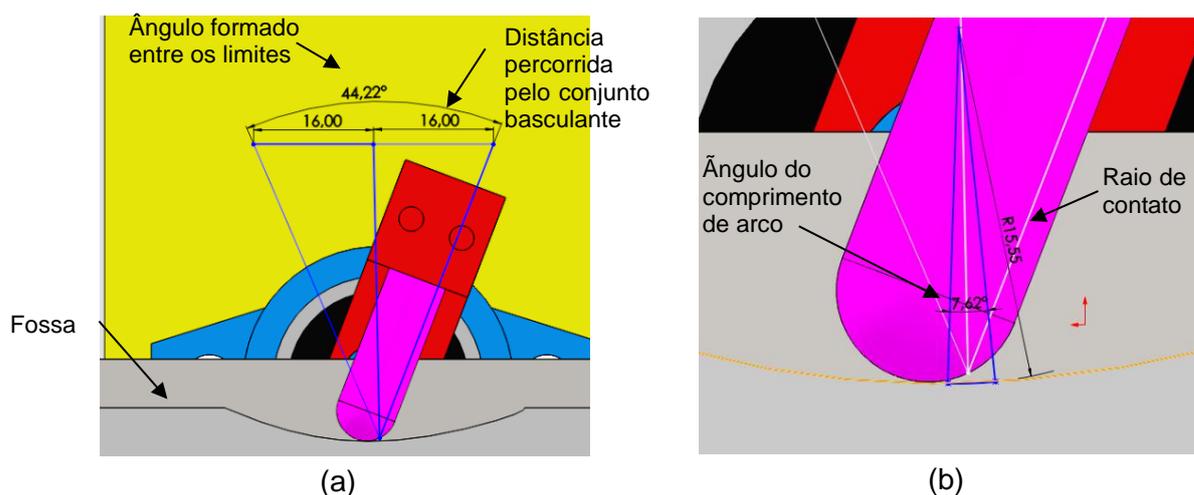
O comprimento do arco de contato entre o corpo de prova metálico que representa o côndilo e o polimérico que representa a fossa na ATM natural, foi determinado por simulações tendo como base os dados da literatura. Por meio destas simulações foi possível identificar a curvatura na fossa que se aproximasse do ensaio realizado por VAN LOON *et al.* (2000) e do deslocamento real da ATM que, conforme Smith (1985), corresponde a um valor máximo entre 18 e 20 mm.

O movimento do pino condilar é angular e seu alcance chega, em linha reta, a 16 mm para cada sentido (esquerda e direita) ou 32 mm, o que equivale a 1 ciclo realizado pelo motor. A determinação do comprimento do arco de contato se dá quando ocorre o alcance máximo do pino em cada sentido. Desta forma, foi possível localizar o ponto limite de contato entre o pino e a fossa para posterior identificação do raio da cavidade da fossa e do ângulo formado, que compreende os limites de

contato do pino com a fossa. De posse das informações, o comprimento do arco de contato entre os corpos de prova foi determinado.

Na primeira simulação, a curvatura do corpo de prova da fossa mandibular teve como referência o comprimento do arco de contato de 1,72 mm, utilizado no estudo de VAN LOON *et al.* (2000). O valor adotado, no ensaio de funcionalidade foi de 2,067 mm, uma aproximação do valor utilizado por VAN LOON *et al.* (2000). A diferença entre esses valores não é significativa pois, neste comprimento, o movimento é exclusivamente de rotação, conforme SMITH (1985) (Figura 17 e Equação 6).

Figura 17 - Simulação para a determinação do comprimento do arco de contato entre o pino condilar e a fossa –Primeira simulação: (a) Ângulo formado pelo deslocamento máximo do conjunto basculante e distância total percorrida pelo mesmo, (b) Ângulo máximo formado pelo contato entre o pino com a fossa e o raio correspondente a este.



FONTE: O autor (2019)

Equação 6 - Determinação do comprimento do arco de contato – ensaio de funcionalidade.

Determinação da circunferência completa (C):

$$C = 2 * \pi * r$$

$$r = 15,55 \text{ mm}$$

$$C = 97,65 \text{ mm}$$

$$360^\circ \rightarrow 97,65$$

$$7,62^\circ \rightarrow X$$

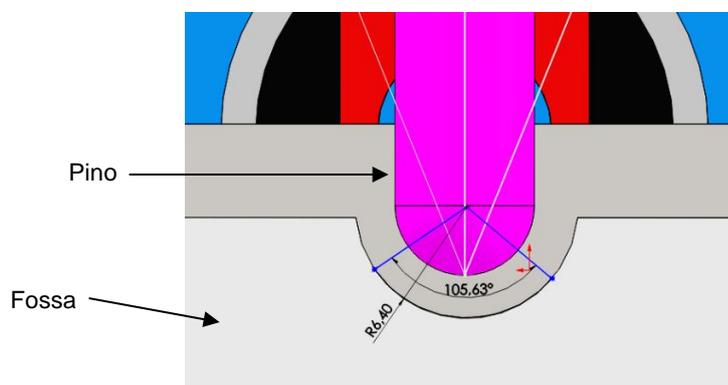
$$X = \text{Comprimento do arco de contato} = 2,067 \text{ mm}$$

Obs.: Um círculo completo corresponde à 360° e 7,62° corresponde ao ângulo obtido no comprimento do arco.

FONTE: O autor (2019)

Na segunda simulação, a curvatura da fossa na amostra, Figura 18, teve como base o estudo de LEO BROSSOLLET *et al.* (2016). Neste estudo, os autores mediram, utilizando o processador de imagem, ImageJ®, e o software Solidworks®, o raio da fossa mandibular. O valor obtido foi de 6,5 mm o que reflete um valor mais próximo da realidade. Com base neste valor, um novo modelo da fossa mandibular foi desenhado sendo o valor da profundidade da fossa encontrado de 5,8 mm e o raio de 6,4 mm, o que corresponde ao comprimento do arco de contato de 11,80 mm, Equação 7. Este valor corresponde à associação do movimento de rotação e de translação durante a mastigação, conforme SMITH (1985). Como no processo de mastigação o deslocamento condilar em translação pode chegar a 10 mm e, sendo este o valor mais comum durante a vida, o valor encontrado de 11,8 mm demonstra que os valores obtidos tanto para o pino como para a fossa são coerentes com os estudos anteriores e, portanto, poderão ser adotados no ensaio de avaliação do equipamento (SMITH (1985)).

Figura 18 - Avaliação do Comprimento do arco de contato –Segunda simulação: Ângulo máximo formado pelo contato entre o pino com a fossa e o raio correspondente ao mesmo.



FONTE: O autor (2019)

Equação 7 - Determinação do comprimento do arco de contato para o ensaio de avaliação.

Determinação da circunferência completa (C):

$$C = 2 * \pi * r$$

$$r = 6,40 \text{ mm}$$

$$C = 40,2 \text{ mm}$$

$$360^\circ \rightarrow 40,19$$

$$105,63^\circ \rightarrow X$$

$$X = \text{Comprimento do arco de contato} = 11,80 \text{ mm}$$

Obs.: Um círculo completo corresponde à 360° e 105,63° corresponde ao ângulo obtido no comprimento do arco.

entre as superfícies do pino em liga CoCrMo e a cavidade em UHMWPE, Figura 18, sendo encontrado o valor de 32,49 MPa, conforme Equação 1 e Equação 8.

Equação 8 – Obtenção da pressão de contato entre o pino e a cavidade.

$$a = \left[ 0,75 * F * \left( \frac{R1 * R2}{R2 - R1} \right) * \left( \frac{1 - \nu1^2}{E1} + \frac{1 - \nu2^2}{E2} \right) \right]^{\frac{1}{3}} = 0,983mm$$

$$pm = \frac{F}{3,14 * a^2} = 32,9 \text{ MPa}$$

a – raio do círculo de contato (m)

F – 100 (N)

R1 – 0,004 (m) (pino)

R2 – 0,0064 (m) (cavidade)

$\nu1$  – 0,3 (pino)

$\nu2$  – 0,43 (cavidade)

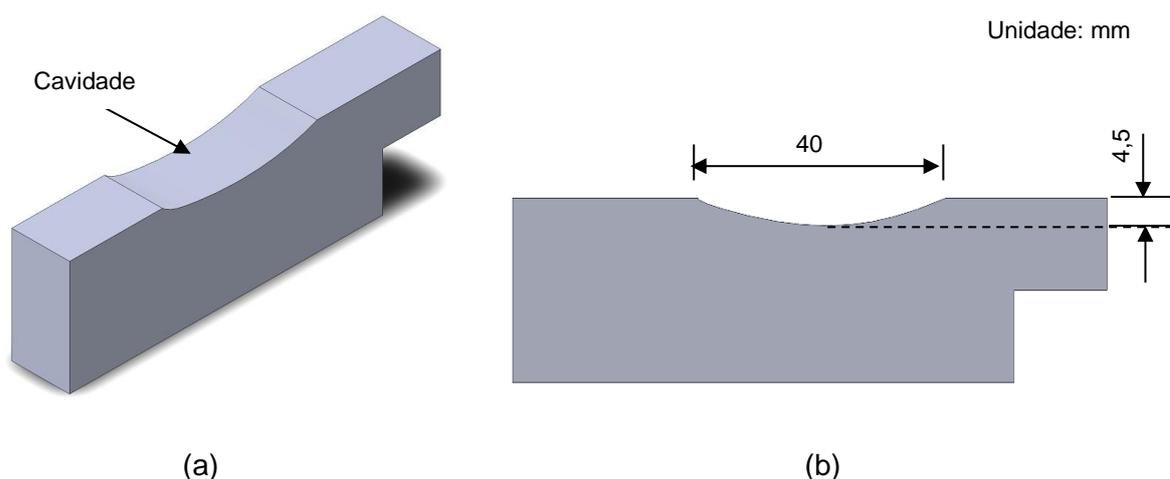
E1 –  $190 \times 10^9$  (Pa) (pino)

E2 –  $690 \times 10^6$  (Pa) (cavidade)

pm – Pressão de contato (Pa)

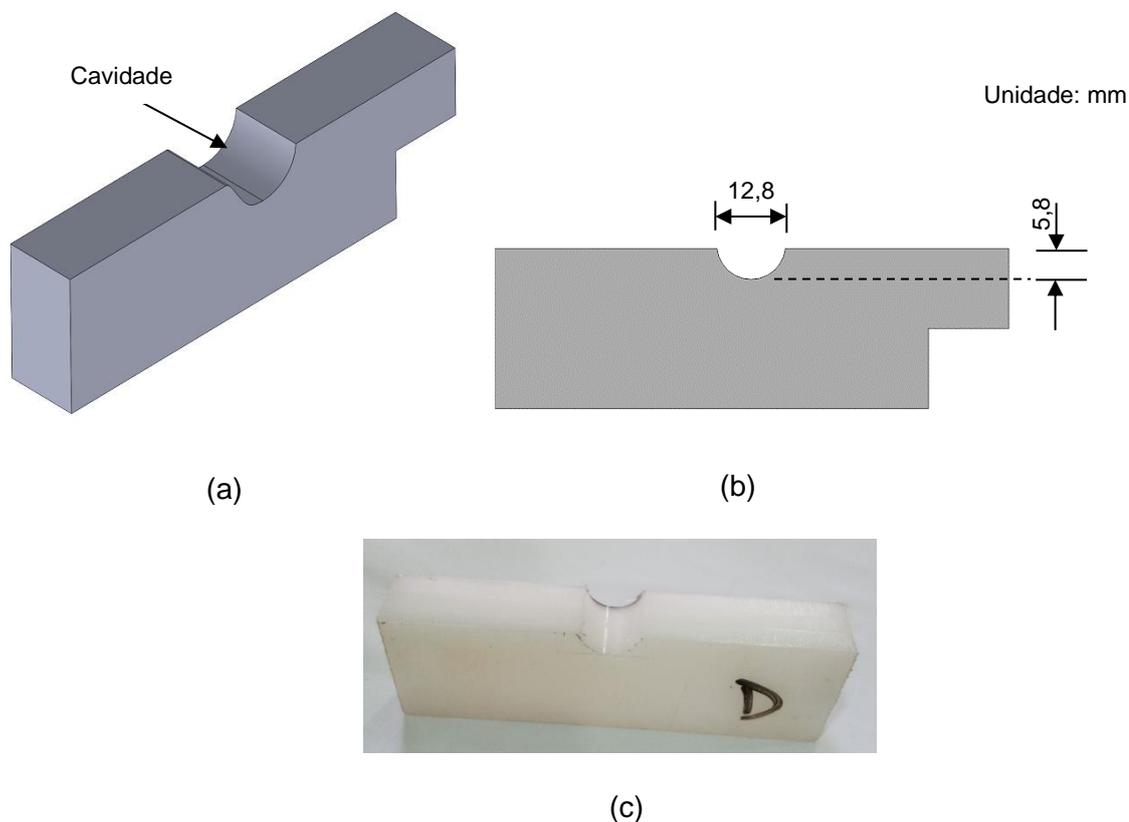
Para a confecção dos corpos de prova que representam a fossa mandibular, Figura 19 e Figura 20, foi adquirida uma barra de Polietileno de Ultra Alto Peso Molecular (UHMWPE) (Nitaplast e Metaltrom) com seção retangular de 8 mm x 30 mm, e 2000 mm de comprimento.

Figura 19 – Corpo de prova referente à Fossa mandibular para primeira simulação (utilizando na etapa 1): (a) vista superior, (b) vista lateral



FONTE: O autor (2019)

Figura 20 – Corpo de prova referente à Fossa mandibular para segunda simulação (utilizando na etapa 2): (a) vista superior, (b) vista lateral (c) fabricada



FONTE: O autor (2019)

A primeira etapa para confecção das amostras de UHMWPE foi o corte da barra retangular em partes com comprimentos de aproximadamente 90 mm utilizando uma Serra Fita de Bancada (ETT – SS-450).

A cavidade mostrada na Figura 19, foi confeccionada manualmente utilizando uma microretífica com escareador de carbeto de tungstênio ( $\varnothing 1/8''$ ). O polimento foi realizado utilizando cera de carnaúba tipo 1 pura e feltro.

A cavidade mostrada na Figura 20 foi fabricada em fresadora CNC (Modelo Arrow 500, Cincinnati Milacron - PUCPR).

### 3.2.4 Sistema basculante

Para a definição das dimensões e materiais do sistema basculante que sofrem esforços mecânicos consideráveis, foram realizados estudos por meio de simulações

numéricas usando o software Solidworks® (Licença disponível no laboratório de Engenharia de Reabilitação - PUCPR).

O desenho do basculante sobre o qual é imposta carga normal de 100 N está mostrado na Figura 21. Uma força de reação de 100 N, na vertical e no sentido contrário à normal, foi aplicada na região da calota do pino condilar que tem como pontos de apoio as hastes laterais conectadas aos eixos.

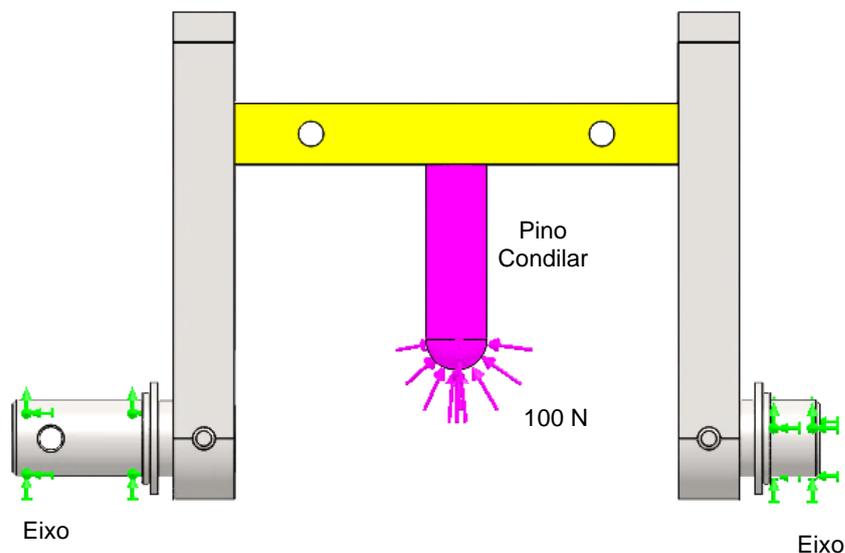
Para realizar a simulação estática do componente basculante os dados de entrada utilizados são mostrados na Tabela 3.

Tabela 3 – Dados de entrada na simulação de esforço no componente basculante.

Identificação do material dos componentes basculantes	AISI 1020
Tipo de modelo	Isotrópico linear elástico
Limite de escoamento	3,51571e+08 N/m <sup>2</sup>
Resistência à tração	4,20507e+08 N/m <sup>2</sup>
Módulo elástico	2e+11 N/m <sup>2</sup>
Coefficiente de Poisson	0,29
Massa específica	7900 kg/m <sup>3</sup>
Módulo de cisalhamento	7,7e+10 N/m <sup>2</sup>
Identificação do material do pino	Liga Co28Cr6Mo
Tipo de modelo:	Isotrópico linear elástico
Limite de escoamento:	8e+08 N/m <sup>2</sup>
Resistência à tração:	1,2e+09 N/m <sup>2</sup>
Módulo elástico:	1,9e+11 N/m <sup>2</sup>
Coefficiente de Poisson:	0,2
Massa específica:	8300 kg/m <sup>3</sup>
Tipo de malha	Malha sólida
Pontos Jacobianos	4 Pontos
Tamanho do elemento	2,97243 mm
Total de nós	25317
Total de elementos	15089
Força de reação(N) em Y	51,231

FONTE: O autor (2018)

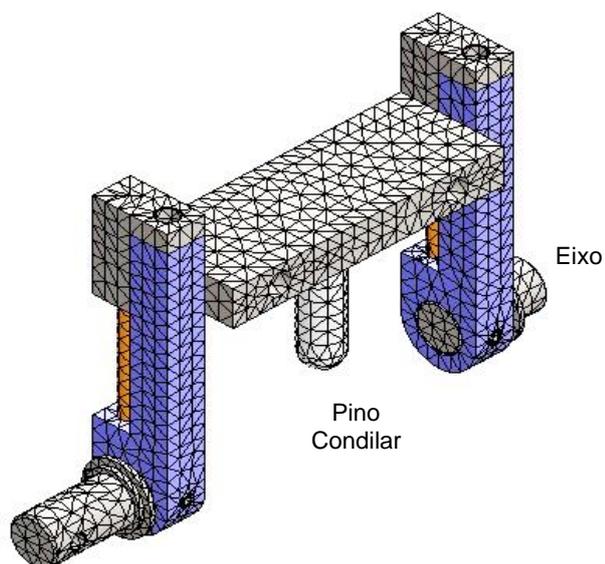
Figura 21 – Componente basculante responsável pelo movimento relativo do pino com a força aplicada nas simulações.



FONTE: O autor (2019)

O resultado analisado foi a tensão de *Von Mises*. A Figura 22 mostra a malha aplicada ao componente basculante.

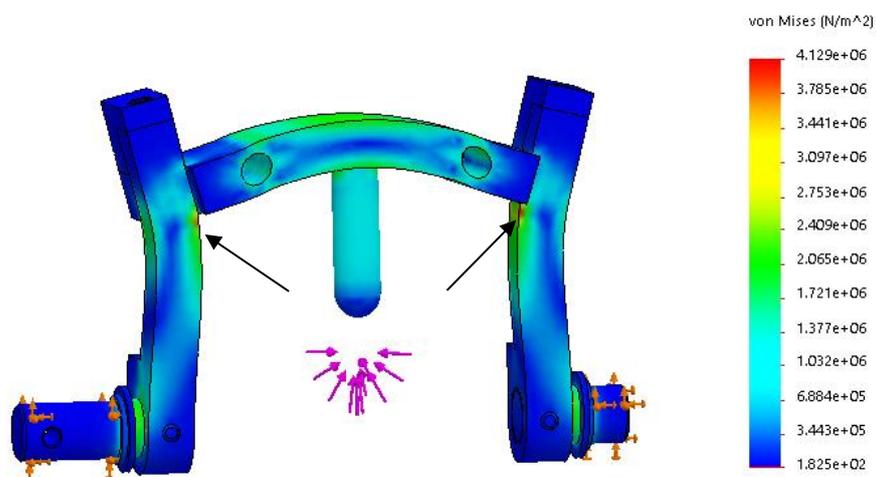
Figura 22 – Malha aplicada para a simulação de tensões no componente basculante.



FONTE: O autor (2019)

A Figura 23 mostra os resultados da simulação numérica do sistema basculante.

Figura 23 – Resultado da simulação numérica mostrando os pontos de maior tensão (setas) – tensões de Von Mises.



FONTE: O autor (2019)

Como pode ser visto na Figura 23, a maior tensão de Von Mises encontrada foi de  $4,129 \times 10^6$  N/m<sup>2</sup>, localizada nas hastes laterais, o que significa que o sistema não sofrerá deformação plástica, pois o valor encontrado está abaixo da tensão de escoamento do aço que é de  $8,10 \times 10^8$  N/m<sup>2</sup>.

### 3.2.5 Componentes estruturais e auxiliares

Para o material de fabricação dos componentes estruturais optou-se inicialmente pelo aço inoxidável AISI 304. No entanto, devido às dificuldades de usinagem e custo elevado da matéria prima, o material escolhido foi o aço ao carbono SAE 1020 com posterior revestimento com níquel químico para proteção à corrosão.

Com todos os componentes planificados, dimensões e materiais definidos, foi possível definir os processos de fabricação e, para isso, foi elaborada uma planilha, em Excel, relacionando os componentes e seus respectivos processos de fabricação (ANEXO 2).

Com os processos de fabricação definidos, foi realizada a busca por locais de fabricação das peças.

O corte das chapas foi realizado, inicialmente, por plasma (Empresa CSA Tecnologia Ltda, Quatro Barras). Porém, como o resultado do corte para chapas com espessura superior a 3 mm não apresentou bons resultados (qualidade e instabilidade

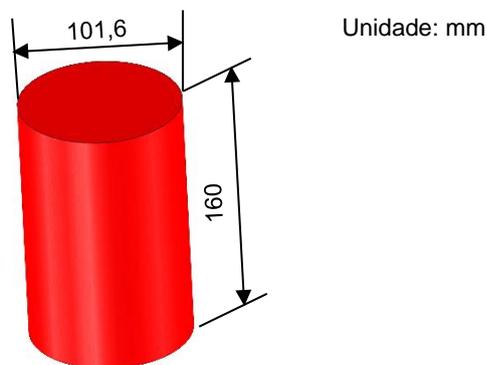
dimensional), a opção foi realizar o corte com o processo laser (Empresa CorteMetal Ltda, Curitiba). Algumas peças foram cortadas por meio de eletroerosão à fio (Charmilles Robofil 290, PUCPR).

Para as furações foi utilizada uma furadeira/fresadora de bancada (Modelo MD-30B, Sunlike, PUCPR). As peças torneadas foram manufaturadas com torno Diplomat (Modelo Mascote MS205, Nardini, PUCPR).

### 3.2.6 Cargas para o ensaio de desgaste

As massas utilizadas nos ensaios, uma sobre cada estação, foram confeccionadas em aço ao carbono SAE 1020. Para tanto, foi adquirida barra redonda com diâmetro de 101,6 mm e cortada em seis peças com 160 mm de comprimentos. Com estas dimensões, considerando que a massa específica do aço 1020 é de 7.800 kg/m<sup>3</sup>, cada peça possui a massa de 10 kg (Equação 9). A determinação das dimensões, assim como o desenho da peça são mostrados na Figura 24.

Figura 24 – Dimensões dos Cilindros usados como carga nas estações. Cilindros com 10 kg cada.



Equação 9 - Determinação das dimensões dos cilindros

$$h = \frac{m}{\rho \cdot \pi \cdot r^2}$$

massa específica do aço =  $\rho = 7.800 \text{ kg/m}^3$

Volume do cilindro (V),

Altura do cilindro (h),

Massa desejada (m),

Pi ( $\pi$ ) – 3,14,

Raio da base do cilindro(r) –  $r = 0,0508 \text{ m}$  (Diâmetro do aço comercializado -  $\varnothing 4''$  ou 101,6 mm).

### 3.2.7 Componentes Eletrônicos e Eletromecânicos

#### 3.2.7.1 Motor de Acionamento

O motor escolhido para o acionamento do sistema basculante, Figura 25, do fabricante Bosch, foi o modelo CEP 9 390 453 042, por apresentar rotação de 96 rpm e frequência de 1,6 Hz. Esta frequência é relevante, pois, mesmo não havendo uma definição clara de qual é a frequência de mastigação, sabe-se que se encontra entre 1 Hz e 2 Hz. Os dados técnicos do motor encontram-se na Tabela 4.

Figura 25 - Motor de Acionamento (DC Bosch 9 390 453 042, 2018).



FONTE: Motor DC Bosch 9 390 453 042 (2018)

Tabela 4 - Especificação do motor de acionamento (DC Bosch 9 390 453 042, 2018).

TENSÃO:	12 V
POTÊNCIA:	56 W
ROTAÇÃO:	80 rpm
CORRENTE (nominal):	10,5 A
CORRENTE (máxima):	47,0 A
TORQUE (nominal):	7 Nm
TORQUE (máximo):	38 Nm
SENTIDO DE GIRO:	CW/CCW
GRAU DE PROTEÇÃO:	IP 23
PESO:	1,300 Kg

FONTE: Motor DC Bosch 9 390 453 042 (2018)

### 3.2.7.2 Fonte de Alimentação

Para que seja possível fornecer energia para o sistema eletrônico e eletromecânico foi adquirida uma fonte chaveada de 12 V, potência de 600 W, e que suporta corrente máxima de 50 A, Figura 26.

Figura 26 – Fonte de alimentação Chaveada de 12V



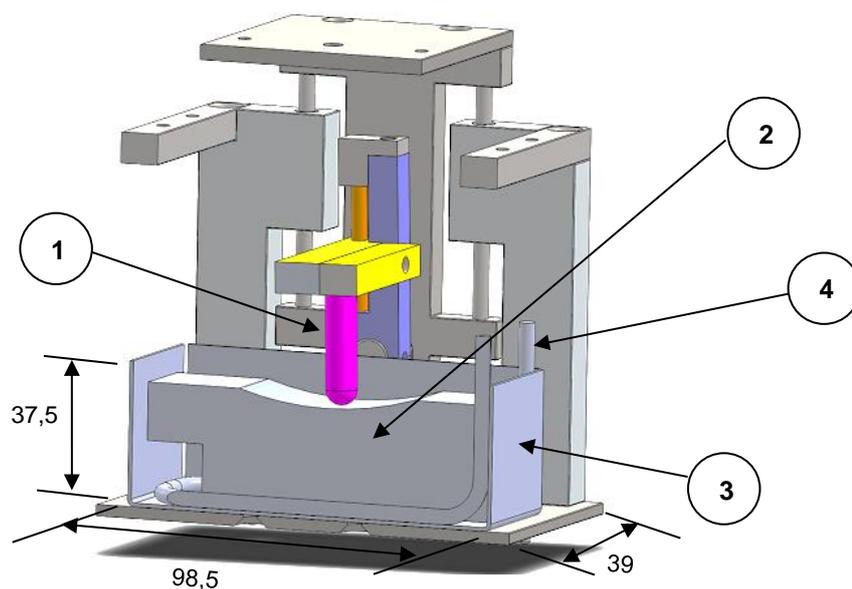
FONTE: Fonte Chaveada (2018)

### 3.2.7.3 Controlador da Temperatura

Em cada estação, o corpo de prova representante da fossa mandibular é fixado em uma cuba de aço e, sobre ele, é posicionado o corpo de prova representante do côndilo, Figura 27. Durante os ensaios, ambos devem permanecer imersos no fluido lubrificante mantido em 37 °C por meio de uma resistência elétrica blindada (Resispar), conformada para as dimensões da cuba, Figura 28. Esta condição simula o meio corpóreo.

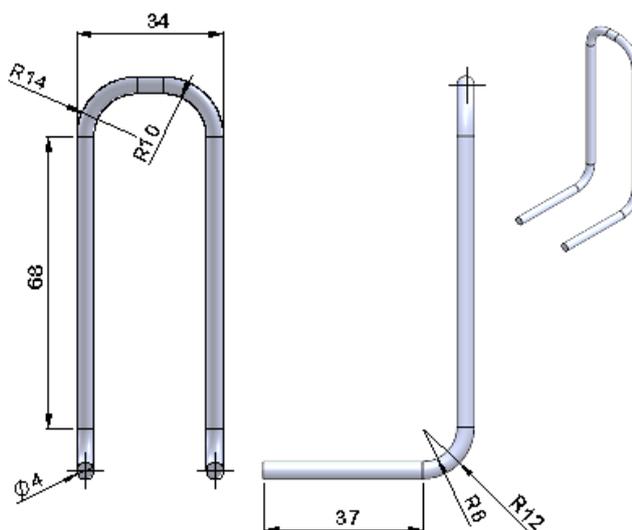
Figura 27 – Cuba com o corpo de prova posicionado: (1) pino condilar, (2) fossa, (3) cuba, (4) resistência elétrica

Unidade: mm



FONTE: Adaptada FERNANDES *et al.* (2016)

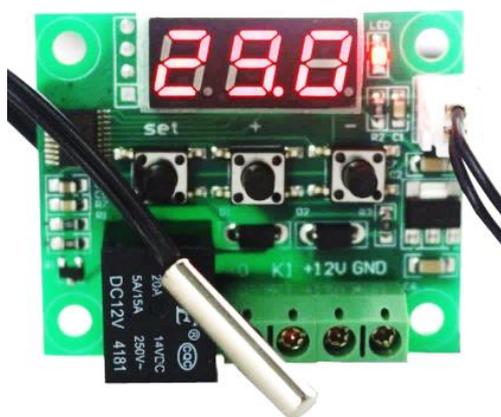
Figura 28 - Resistência Elétrica blindada (260 mm de comprimento com aquecimento máximo de 45 °C)



FONTE: O autor (2018)

Para o controle de temperatura, adquiriu-se o termostato Digital W1209 (Controlador Temperatura Chocadeira), Figura 29, cujos dados técnicos são apresentados na Tabela 5.

Figura 29 – Termostato Digital



FONTE: Termostato Digital (2018)

Tabela 5 - Ficha técnica do termostato digital

Faixa de Controle	-50 a 110°C
Alimentação	DC 12V
Resolução	-9,9 – 99,9: 0,1°C / acima de 99,9: 1°C
Precisão da Medição	0,1°C
Taxa de Atualização	0,5 s

FONTE: O autor (2018)

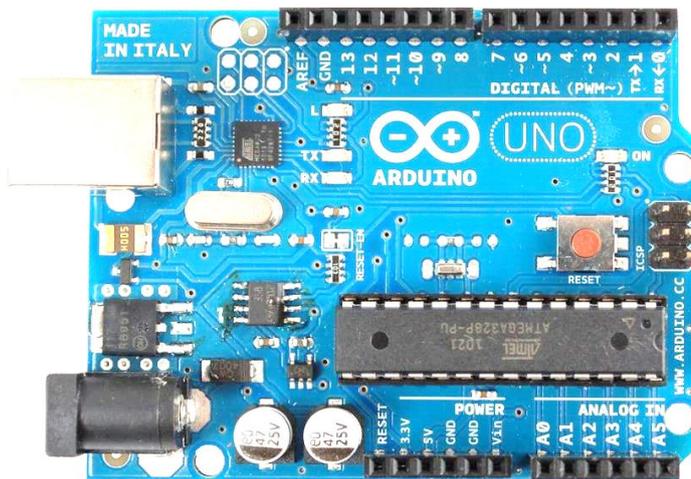
#### 3.2.7.4 Contador de Ciclos

O contador tem a finalidade de registrar o número de ciclos de mastigação simulados no equipamento, para que seja possível determinar a vida útil da prótese. Para tanto, os seguintes componentes eletrônicos foram adquiridos:

- a) Placa Arduino Uno R3: o Arduino, Figura 30, é uma plataforma tecnológica composta de uma placa física com diversos componentes eletrônicos que interagem entre si, ou seja, é uma placa microcontroladora que utiliza software livre. Esta placa é equipada com vários pinos de entrada/saída digitais e analógicas que possibilitam a conexão com outros dispositivos Arduino Uno (2018). A aquisição do Arduino foi necessária por ser ele o

responsável pela comunicação do contador com o sensor de fim de curso óptico, por intermédio de uma programação e permitir a contagem e o armazenamento desta informação.

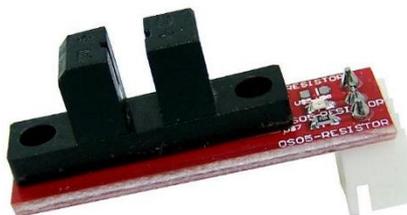
Figura 30 – Placa Arduino



FONTE: Arduino Uno (Blue) (2018)

- b) Sensor de Fim de Curso Óptico: este componente (sensor de fim de curso óptico impressora 3d cabo 50cm endstop ramps), Figura 31, é necessário para enviar sinal para o contador realizar a contagem. Este, em conexão com o Arduino, possibilita que a contagem seja realizada. A contagem ocorre quando o vão entre os sensores é interrompido pela passagem de um objeto.

Figura 31– Fim de curso óptico



FONTE: Sensor Fim De Curso Óptico (2018)

- c) *Display 2x16*: este componente, Figura 32, tem a função de apresentar, em tempo real, a contagem dos ciclos. É uma tela de LCD que possui duas linhas e dezesseis colunas. Seu fundo é azul e a sua escrita em branco.

Acompanha, também, o Módulo Serial I2C que é responsável em realizar a comunicação do display LCD 16x2 junto ao Arduino.

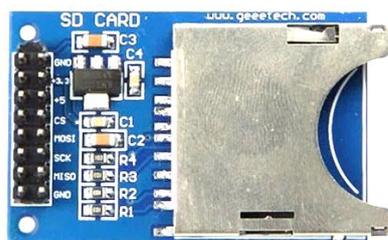
Figura 32 - Display



FONTE: Display Lcd (2018)

- d) *Shield SD Card* Arduino: Este é um módulo utilizado para armazenar os dados em um cartão SD e permitir a leitura das informações armazenadas no cartão. Possui comunicação SPI, e a tensão de alimentação pode ser de 3,3 V ou de 5 V (Figura 33).

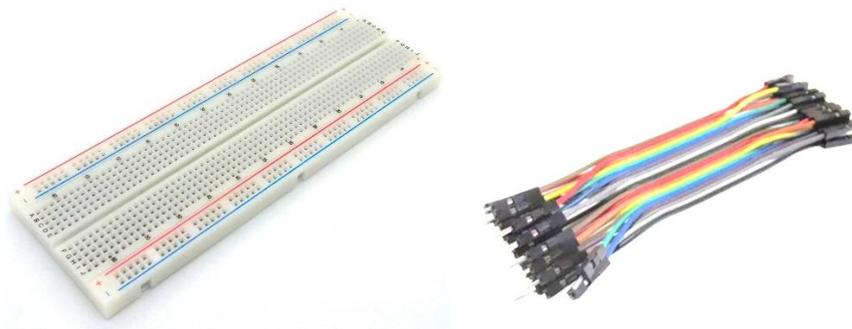
Figura 33 - Shield SD Card



FONTE: Shield Sd Card Arduino (2018)

Todos os componentes descritos nos itens anteriores, foram integrados por meio da placa de protoboard e jumpers, Figura 34. Para que esta integração fosse possível foi realizada uma programação em linguagem própria do Arduino associada à linguagem de programação C (ANEXO 3).

Figura 34 - Placa de protoboard

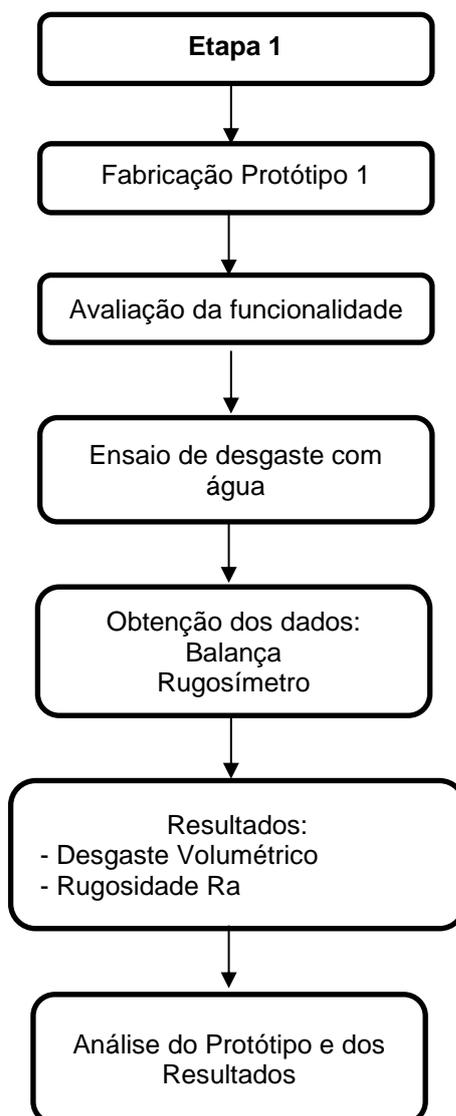


FONTE: Placa de Protoboard 830 pontos (2018; Jumper Cabinho Macho-fêmea (2018)

### 3.2.8 Ensaio para avaliação da funcionalidade do equipamento (Etapa 1)

A Figura 35, apresenta o diagrama de blocos para o ensaio de avaliação do funcionamento do primeiro protótipo, buscando nesta etapa conhecer a confiabilidade e a estabilidade do sistema.

Figura 35 - Diagrama de blocos do processo de avaliação do equipamento - Etapa 1



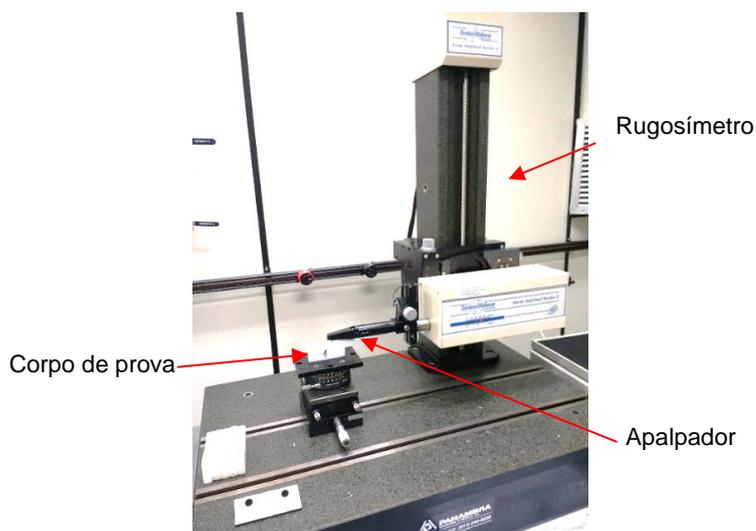
Finalizada a montagem dos sistemas, o equipamento foi posto em funcionamento, inicialmente, durante 2 dias. A intenção foi de realizar um acompanhamento contínuo a fim de identificar possíveis ajustes necessários para o perfeito funcionamento durante os ensaios de funcionalidade e de validação.

Para o ensaio de funcionalidade o equipamento foi mantido em operação até que completasse 3 milhões de ciclos. A região de contato entre os corpos de prova foi mantida imersa em água durante todo o experimento, tendo a temperatura dentro da cuba oscilado entre 27 °C e 37 °C. Durante o ensaio, a temperatura ambiente variou entre 15 °C e 24 °C e a umidade relativa esteve em, aproximadamente, 66%.

Antes de iniciar o ensaio, os 6 corpos de prova em UHMWPE (fossa mandibular) foram identificadas por estação de 1 a 6, e tiveram suas superfícies de

ensaio avaliadas em rugosímetro (Taylor Hobson, modelo Form TalySurf, Série 2 – PUCPR) Figura 36. Todos os parâmetros de ajuste para a realização das medições de rugosidade, neste trabalho, adotaram como referência as normas ABNT-NBR\_ISO\_4287:2002 (2002) e ABNT-NBR\_ISO\_4288:2008 (2008). Nesta etapa o comprimento de amostragem adotado, cut-off, foi de 0,8 mm com comprimento total de 4 mm.

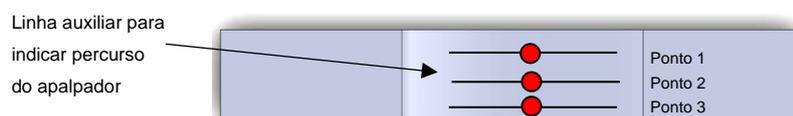
Figura 36 – Medida da rugosidade superficial da fossa mandibular em UHMWPE.



FONTE: O autor (2019)

As medições, dentro da região de estudo do desgaste, foram realizadas em 3 pontos distintos, como mostra a Figura 37. Como resultado, foi adotada a média aritmética com seu respectivo desvio.

Figura 37 – Representação das medidas de rugosidade em uma amostra.



FONTE: O autor (2019)

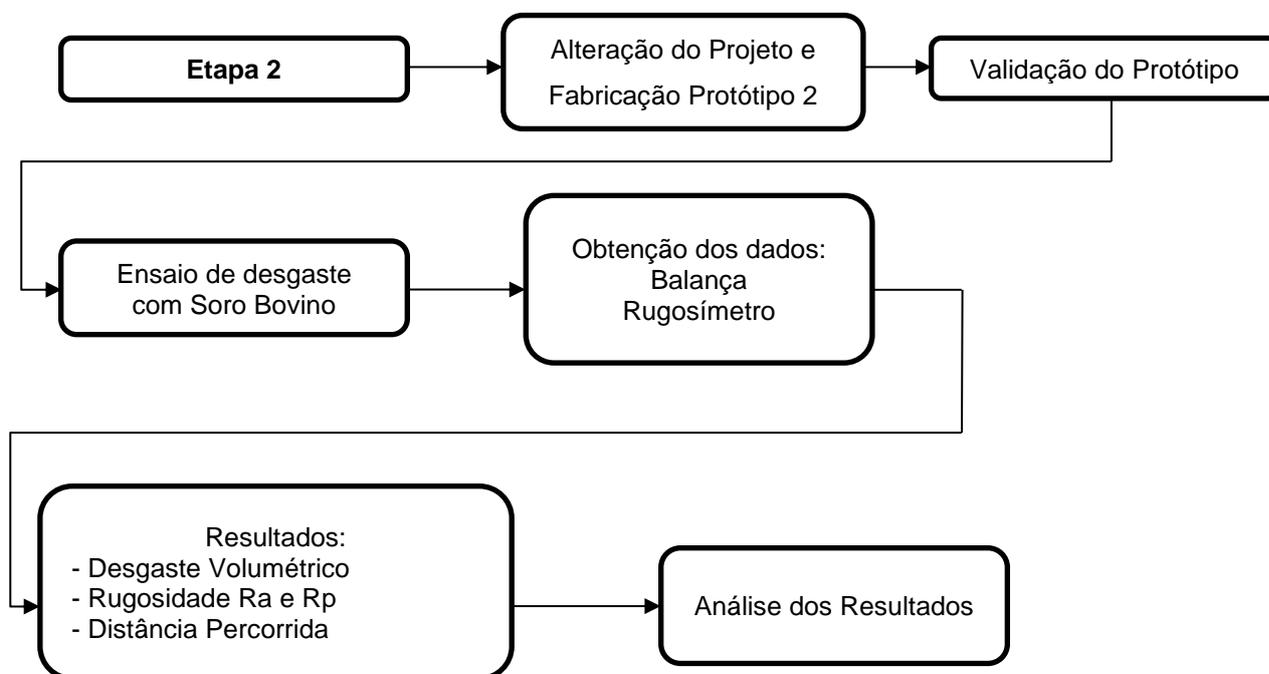
Depois de medidas as rugosidades, antes de iniciado o ensaio, as amostras foram mergulhadas em água deionizada para possibilitar a absorção da água pelo polímero, porém, segundo dados técnicos fornecidos pelo fabricante Nitalplast, este polímero não absorve quantidade significativa de água.

No entanto, as amostras foram avaliadas, após imersas, a cada 24 h até o total de 3 dias. As massas das amostras foram medidas em balança de precisão (Marte Científico, Modelo AL500). Cada amostra teve sua massa medida 3 vezes e o resultado apresentado como a média aritmética das medidas.

### 3.2.9 Ensaio para a avaliação do equipamento (Etapa 2)

Após melhorias realizadas no projeto da etapa 1, nova avaliação do equipamento seguiram as etapas apresentas na Figura 38.

Figura 38 - Diagrama de blocos do processo de avaliação do equipamento - Etapa 2



Antes de ser disponibilizada para o ensaio, a calota esférica do pino condilar passou pela medição da sua rugosidade superficial média, Ra, no seu ponto central em direções perpendiculares entre si. Foram realizadas 3 medidas em cada direção e o corpo de prova somente foi liberado para o ensaio quando a média das 3 medidas em cada direção apresentou valor de Ra menor ou igual a 2  $\mu\text{m}$  (ALVAREZ-VERA *et al.* (2013) ). A rugosidade foi medida com rugosímetro (Taylor Hobson, Modelo Form TalySurf, serie 2 – PUCPR).

Assim como o pino condilar, os corpos de prova que representavam a fossa mandibular tiveram a rugosidade superficial medida, e o critério de liberação para ensaio foi o Ra menor ou próximo a 2,5  $\mu\text{m}$  (BORTEL *et al.* (2015) ). A medição da rugosidade, Ra e Rp, foi realizada somente no centro da semiesfera, onde o pino tem o contato com a cavidade, por três vezes, sendo o resultado apresentado como a média das três medições. A região de desgaste fora do centro apresenta uma leve curvatura o que inviabiliza uma medição confiável pelo sistema de medição por apalpação.

Depois de posicionados os corpos de prova nas estações, o ensaio ocorreu até que 7 milhões de ciclos fossem completados correspondendo a, aproximadamente, 9 anos e 8 meses de uso de uma prótese de ATM (LEO BROSSOLLET *et al.* (2016).

Durante o ensaio as superfícies das amostras que mantiveram o movimento relativo permaneceram imersas em solução aquosa contendo 25% em volume ou 18,5 ml de soro bovino, completada com água deionizada (ABNT\_NBR\_ISO\_14243-1 (2009) ; BORTEL *et al.* (2015) ; ASTM\_F732-17 (2017) ; SU *et al.* (2017)). A fim de evitar a contaminação e a degradação do soro bovino, este foi armazenado em um congelador com temperaturas abaixo de 10°C negativos, até o momento do ensaio. Também foi adicionado um agente antibacteriano, a penicilina cristalina, na proporção de 0,15% em volume, ou 0,25% em massa, o que equivale a 0,11 ml ou 0,04 mg por estação (BROWN e CLARKE (2006) ;ASTM\_F732-17 (2017) ).

Foi também adicionado o ácido etilenodiamino tetra-acético – EDTA para minimizar a precipitação do fosfato de cálcio, na concentração de 20 mM [7,45 g/l] o que equivale a 0,55 g por estação. Tanto a penicilina cristalina como o EDTA foram dissolvidas em água deionizada e depois filtradas em filtro de 0,2  $\mu\text{m}$  antes de serem adicionados ao soro bovino. A troca da solução, em cada estação, ocorreu a cada 700.000 ciclos, sendo o número de ciclos aumentado ou reduzido conforme resultados apresentados ao longo do ensaio (MASKIEWICZ *et al.* (2010)).

Durante a troca do lubrificante, cada um dos corpos de prova em UHMWPE foi limpo, seco e sua massa medida. A perda de massa, assim como a medida da distância percorrida, Equação 5, foram usadas para determinar o desgaste volumétrico.

O desgaste volumétrico foi obtido tendo como base a norma técnica (ASTM\_F1714-96(2018), 2018) e a Equação 10.

Equação 10 – Determinação do desgaste volumétrico

$$W_n = W_1 - W_3 \quad \text{Eq. (7a)}$$

$$V_n = W_n / \rho \quad \text{Eq. (7b)}$$

$W_n$  – massa removida após ensaio de desgaste (g)  
 $W_1$  – massa inicial antes do ensaio (g)  
 $W_3$  – massa final após ensaio (g)  
 $V_n$  – desgaste volumétrico (mm<sup>3</sup>)  
 $\rho$  - massa específica do polímero (g/mm<sup>3</sup>)

FONTE:ASTM\_G133-05(2016) (2016)

O coeficiente de desgaste é obtido por meio da

Equação 11 tendo como referência a Equação 2 e Equação 5 e conforme apresentado no trabalho da JOYCE (2010) .

Equação 11 – Determinação do coeficiente de desgaste

$$k = \frac{V}{F * s}$$

$$s = 0,002 \times N \times L$$

$k$  – coeficiente de desgaste (mm<sup>3</sup> / Nm)  
 $V$  – desgaste volumétrico (mm<sup>3</sup>)  
 $F$  – força dinâmica (N)  
 $s$  – distância percorrida (m)  
 $L = 11,80$  mm obtido na Equação 7

FONTE:JOYCE (2010)

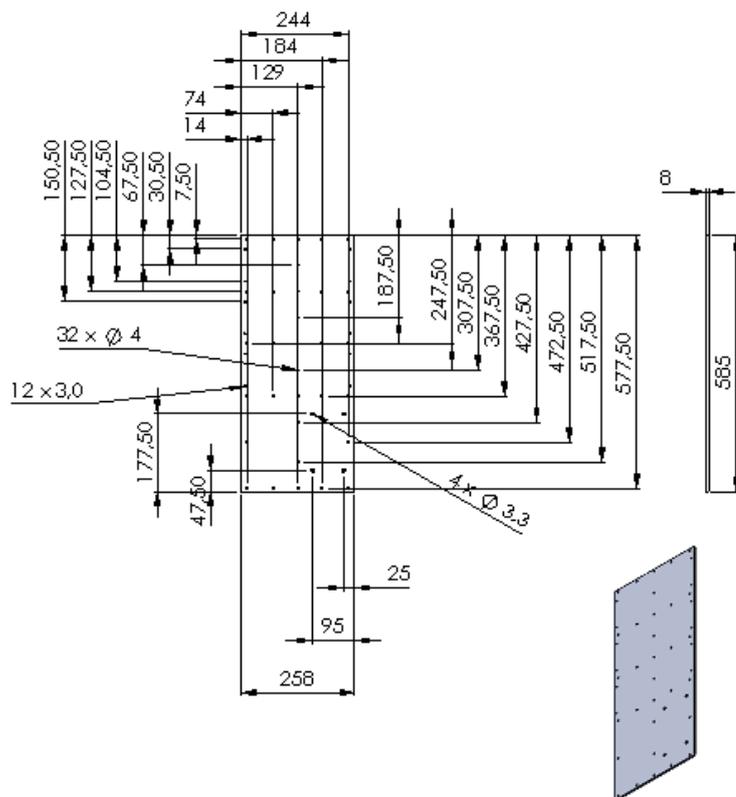
## 4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste capítulo, os resultados e discussões se concentram em quatro subcapítulos distintos. No primeiro, subcapítulo 4.1, são apresentadas as informações sobre a planificação do projeto original por transformação do desenho em três dimensões para duas dimensões com suas respectivas cotas, tolerâncias, materiais e outras informações necessárias para realizar a fabricação de cada componente. No segundo, subcapítulo 4.2, são apresentadas informações importantes e imagens de alguns componentes e subsistemas fabricados. No terceiro, subcapítulo 4.3, são apresentados os resultados obtidos, a análise do comportamento funcional das estações e as indicações de melhorias necessárias a serem realizadas após a execução do ensaio de funcionalidade (Etapa 1). No quarto, subcapítulo 4.4, são apresentados e discutidos resultados das rugosidades  $R_a$  e  $R_p$ , da perda de massa, do desgaste volumétrico e do coeficiente de desgaste, referentes ao ensaio de funcionalidade (Etapa 2), além do protocolo que orienta a realização de estudos futuros que envolvam análise de desgaste em biomateriais aplicados em próteses de ATM com o uso do equipamento.

### 4.1 PLANIFICAÇÃO DO PROJETO ORIGINAL

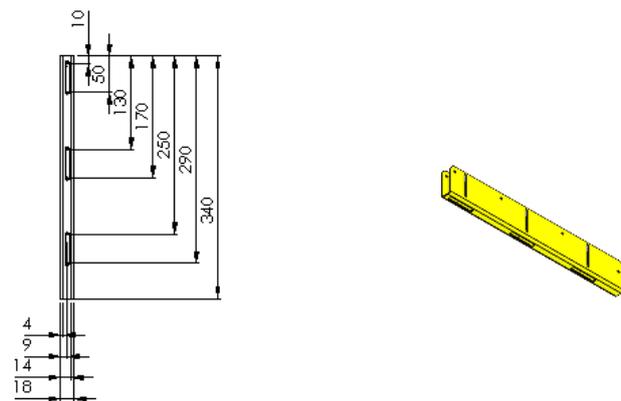
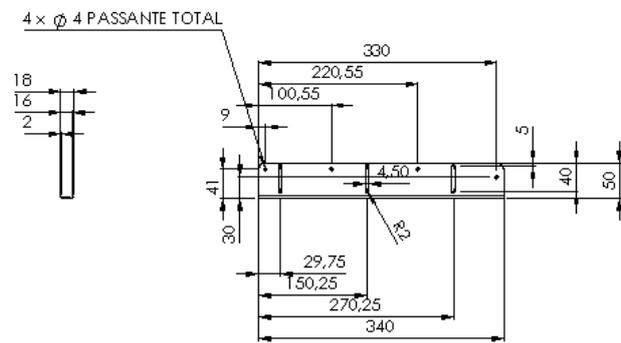
As Figuras de 39 a 42 mostram os desenhos planificados dos principais componentes do equipamento.

Figura 39 – Chassi planificado

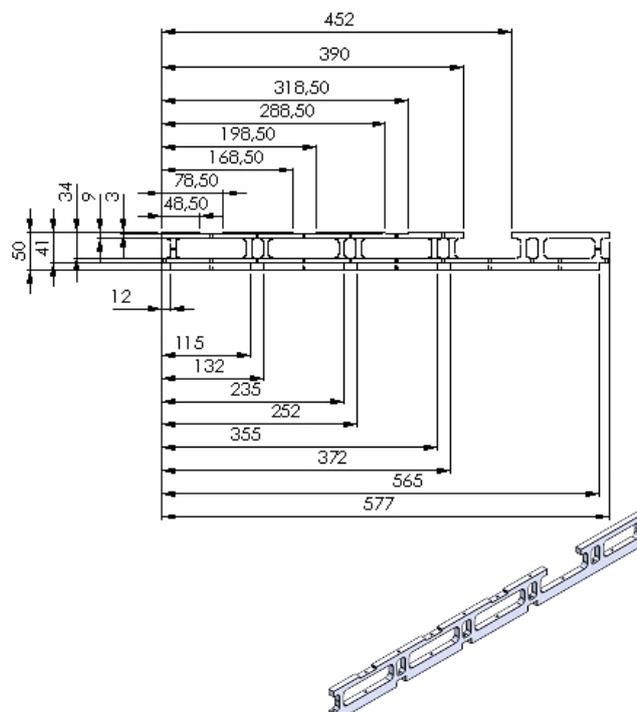


FONTE: O autor (2019)

Figura 40 – Sistema de acionamento: (a) Canaleta; (b) Divisória central



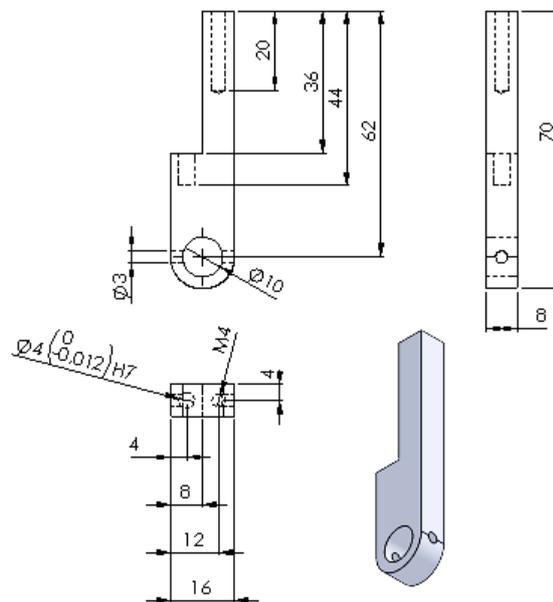
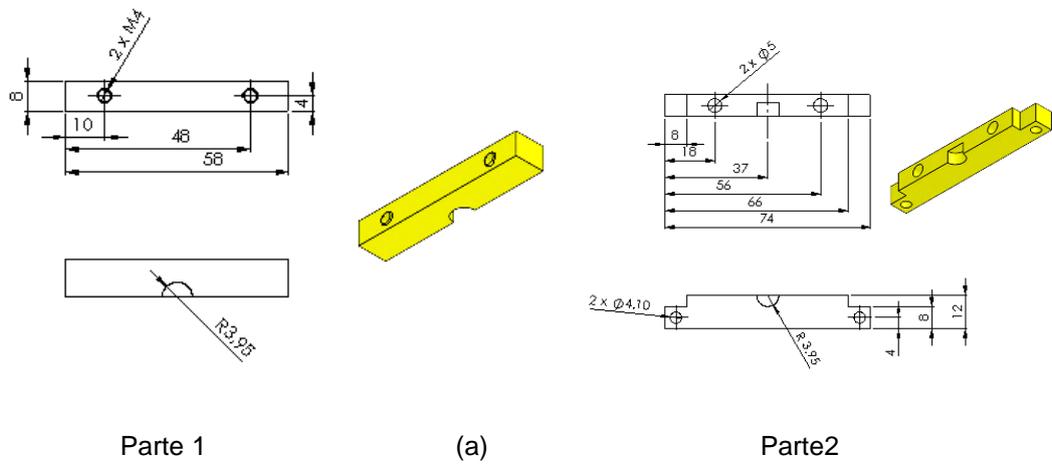
(a)



(b)

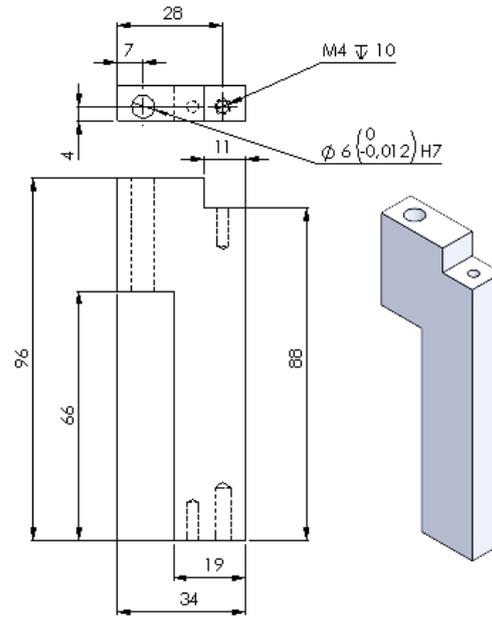
FONTE: O autor (2019)

Figura 41 – Sistema basculante: (a) Suporte do cône parte 1 e parte 2; (b) Coluna

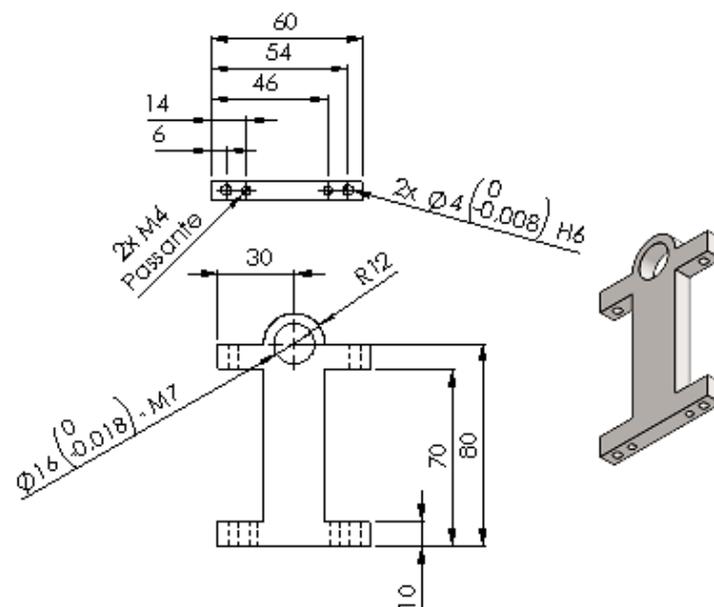


FONTE: O autor (2019)

Figura 42 – Sustentação: (a) Coluna de sustentação; (b) Coluna deslizante



(a)



(b)

FONTE: O autor (2019)

## 4.2 COMPONENTES MECÂNICOS DO PROTÓTIPO

### 4.2.1 Corpos de prova

As Figura 43 e Figura 44 mostram os corpos de prova como fabricados. Os valores de rugosidade média encontrados depois do polimento dos pinos foram: Ra igual a  $0,037 \pm 0,011 \mu\text{m}$  e Rp igual a  $0,119 \pm 0,031 \mu\text{m}$ . O resultado obtido para Ra é um pouco maior que o encontrado pelo SAIKKO (2014b) de  $0,010 \pm 0,001 \mu\text{m}$ . Mesmo não tendo um valor comparativo para a rugosidade Rp, o valor apresentado poderia ser melhorado com outro processo de polimento como, por exemplo, o polimento eletroquímico.

Figura 43 – Pinos condilares fabricados na Liga CoCrMo.



FONTE: O autor (2019)

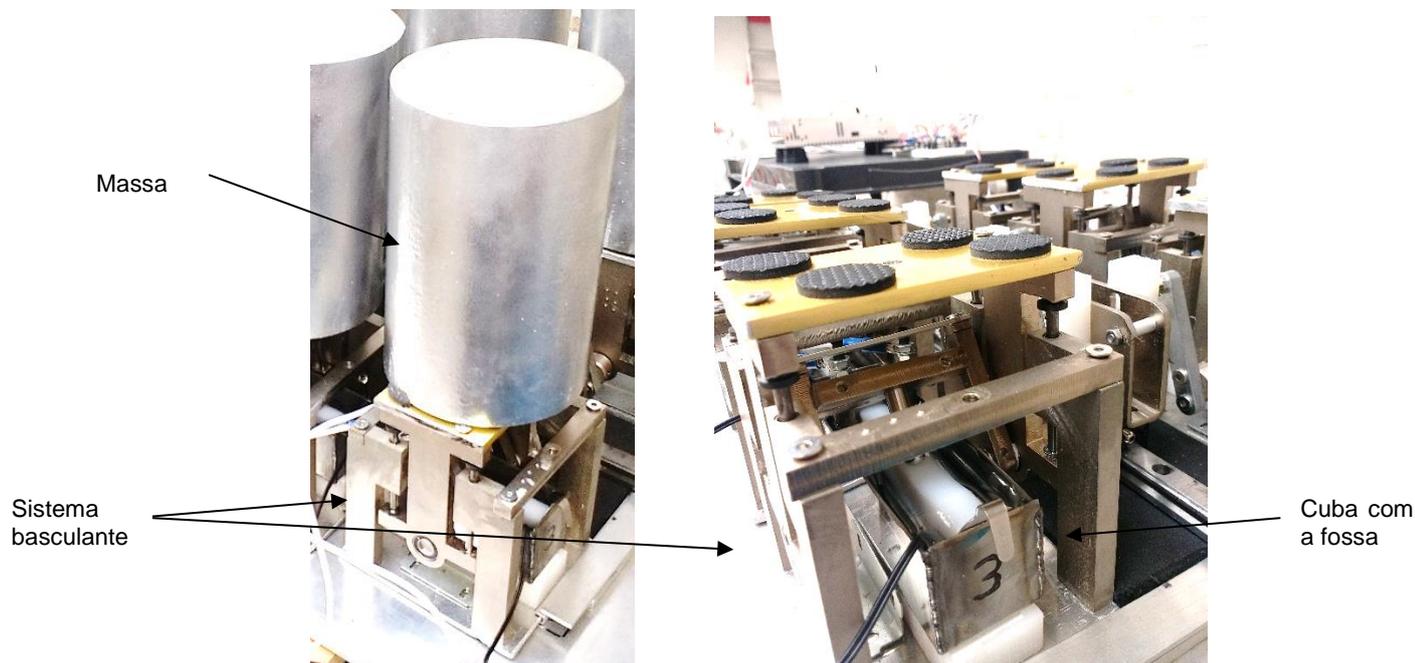
Figura 44 – Fossa mandibular fabricada em UHMWPE.



FONTE: O autor (2019)

Com a previsão de que o sistema suportará as tensões em serviço, o sistema basculante foi fabricado e o produto é mostrado na Figura 45.

Figura 45 – Sistema basculante fabricado em aço ao carbono SAE 1020 com tratamento químico a base de Ni.



FONTE: O autor (2019)

#### 4.2.2 Componentes estruturais e auxiliares

Os pesos usados como cargas durante os ensaios de desgaste são mostrados na Figura 46, pesos representados por um cilindro em cada estação, com massa de 10 kg.

Figura 46 - Pesos usados como cargas durante os ensaios de desgaste, fabricados em aço ao carbono SAE 1020



FONTE: O autor (2019)

A canaleta necessária para a acomodação do sistema que transforma a rotação do motor em movimento linear foi projetada, inicialmente, para correr sobre uma divisória central fixa e apoiada sobre uma base em nylon, Figura 47. Em virtude da limitação em fabricar a base em nylon procurou-se por outro material que pudesse substituí-la. Optou-se então, por uma guia linear que possui um trilho de 370 mm de comprimento, 15 mm de largura, 14 mm de altura, e dois patins, sendo as dimensões do modelo DFH 15B, mostradas na Figura 48. Com a implantação da guia linear, a divisória foi eliminada e a canaleta apresentou-se mais estável durante a operação do sistema.

Figura 47 – Conjunto Canaleta

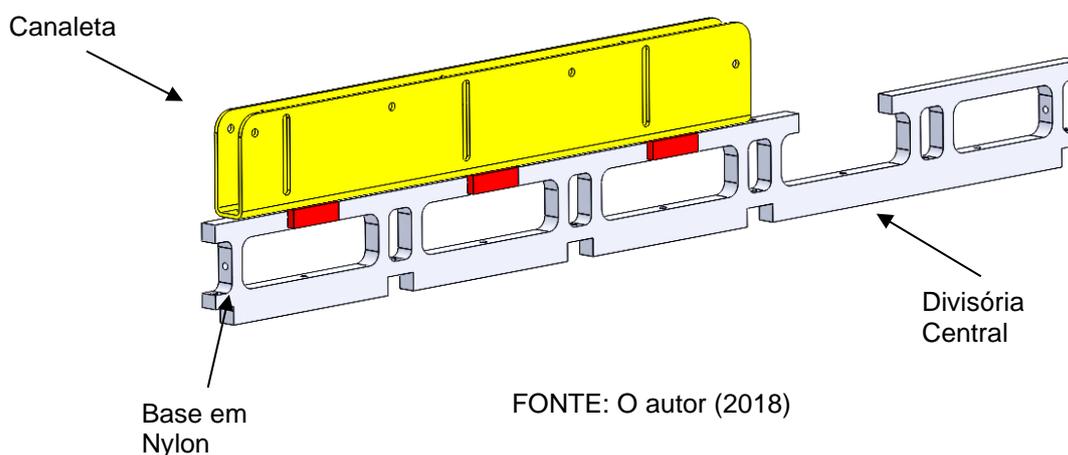
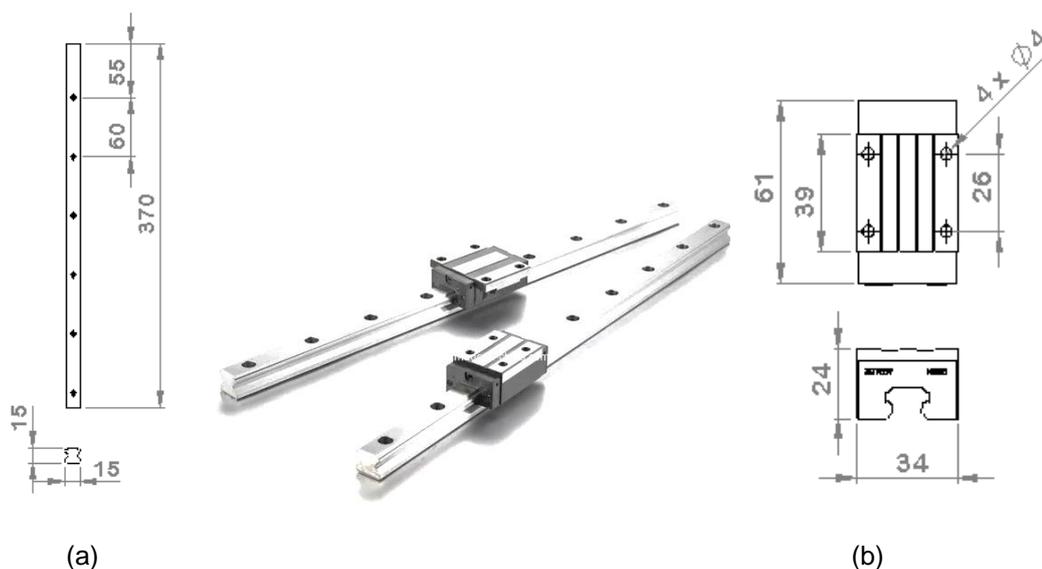


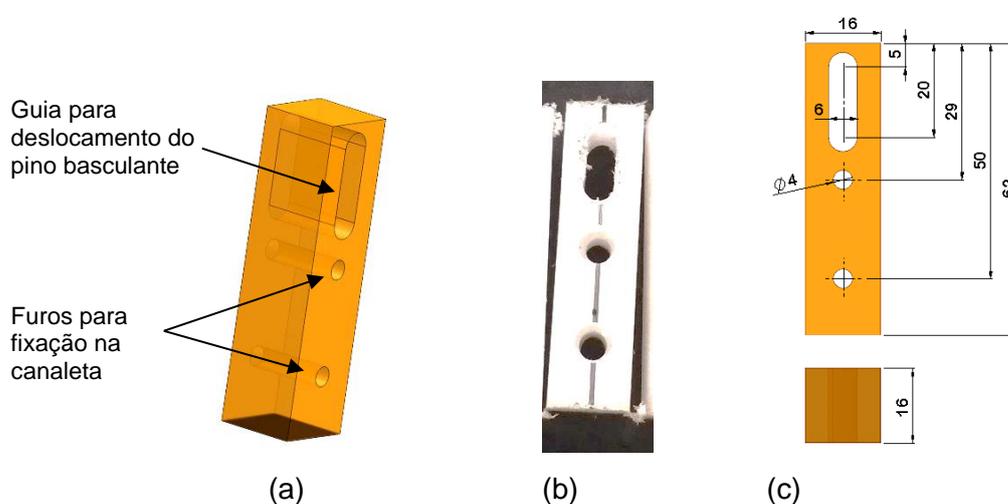
Figura 48 – Guia Linear: (a) dimensões do trilho; (b) dimensões do patin.



FONTE: ROLEMIX\_ROLAMENTOS (2018)

A conexão do sistema basculante da estação com a canaleta foi realizada por meio de um parafuso em aço inoxidável revestido por um espaguete termo retrátil em polietileno. Em virtude de o rasgo na canaleta ser de aço e possuir arestas cortantes, o parafuso mesmo revestido sofreu amassamento e desgaste rápido em virtude da pressão e do atrito entre as superfícies. Optou-se, então, em desenvolver uma peça em nylon mostrada Figura 49, e substituir o espaguete termo retrátil em polietileno por uma porca rebite M4, Figura 50.

Figura 49 – Peça de condução: (a) Projeção isométrica; (b) Peça fabricada, vista frontal (c) Dimensões



FONTE: O autor (2018)

Figura 50 – Porca rebite de rosca

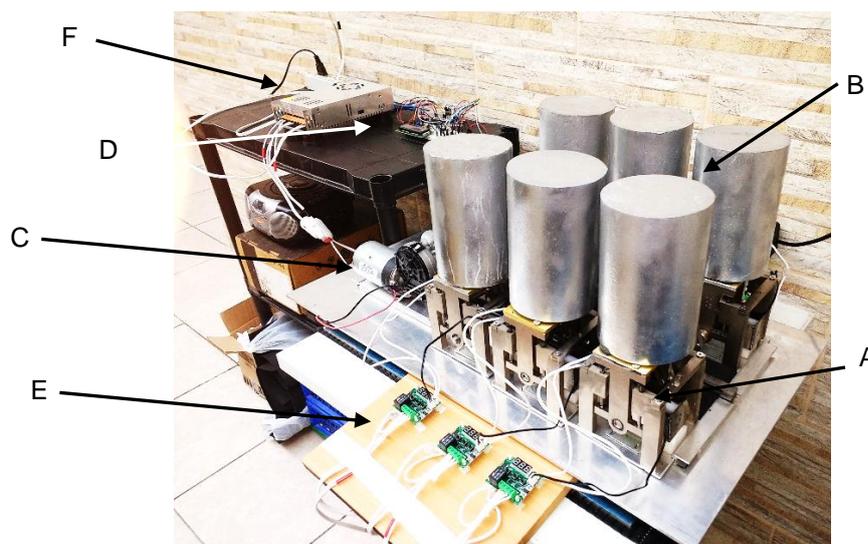


FONTE: Porca Rebite de Rosca M4 (2018)

### 4.3 ENSAIO PARA AVALIAÇÃO DA FUNCIONALIDADE DO EQUIPAMENTO (ETAPA 1)

Para o ensaio de funcionalidade, o equipamento foi montado, como mostra a Figura 51.

Figura 51 - Equipamento de ensaio montado: (A) estação de ensaio, (B) carga de 10 kg, (C) motor, (D) sistemas de controle de ciclos, (E) sistema de controle de temperatura, (F) fonte de energia.

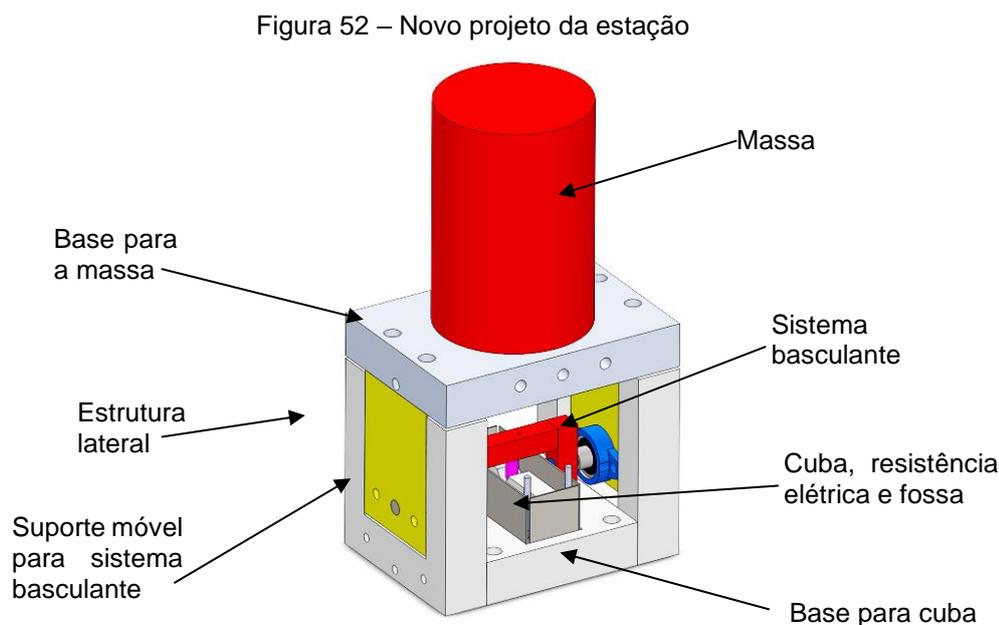


FONTE: O autor (2019)

Para a avaliação da funcionalidade do equipamento e análise de seu desempenho em 3 milhões de ciclos (aproximadamente 21 dias), foi realizado um ensaio usando água como meio lubrificante. Durante o ensaio foram observadas as necessidades de adequações do projeto físico, que são comentadas neste tópico.

Devido à alguns problemas mecânicos, tais como folgas excessivas em alguns componentes, a estação 4 e a estação 5 foram removidas do estudo. A estação 6 chegou aos 2 milhões de ciclos e somente as estações 1, 2 e 3 alcançaram os 3 milhões de ciclos. Os problemas detectados foram avaliados e as soluções foram definidas. Um dos principais problemas foi o aumento das folgas ocasionado pela acomodação dos componentes durante o funcionamento dos sistemas. Este problema está relacionado ao projeto original da estação que apresenta muitos componentes móveis, o que acarretou o surgimento de vários graus de liberdade durante os ciclos. Outro problema esteve relacionado aos processos de fabricação das peças que

exigiam a utilização de máquinas que garantissem grande precisão, o que não ocorreu em virtude do alto custo envolvido na fabricação. Para solucionar este problema um novo projeto das estações foi realizado, Figura 52, tendo como objetivo aumentar a estabilidade dos sistemas mecânicos.



FONTE: O autor (2019)

Uma das alterações ocorreu na estrutura das estações onde se utilizou perfil estrutural em alumínio com canal de 8 mm. Outra melhoria realizada foi a alteração do conjunto canaleta em aço por uma canaleta em aço e nylon e fixada na guia linear com mancal de escorregamento (patin) (Figura 53). A Figura 54 apresenta uma das seis estações com a cuba, a resistência elétrica, a estrutura e a amostra (fossa). Na Figura 55 tem-se o protótipo 2 com seus principais componentes e pronto para executar o ensaio da Etapa 2.

Figura 53 – Estrutura das estações



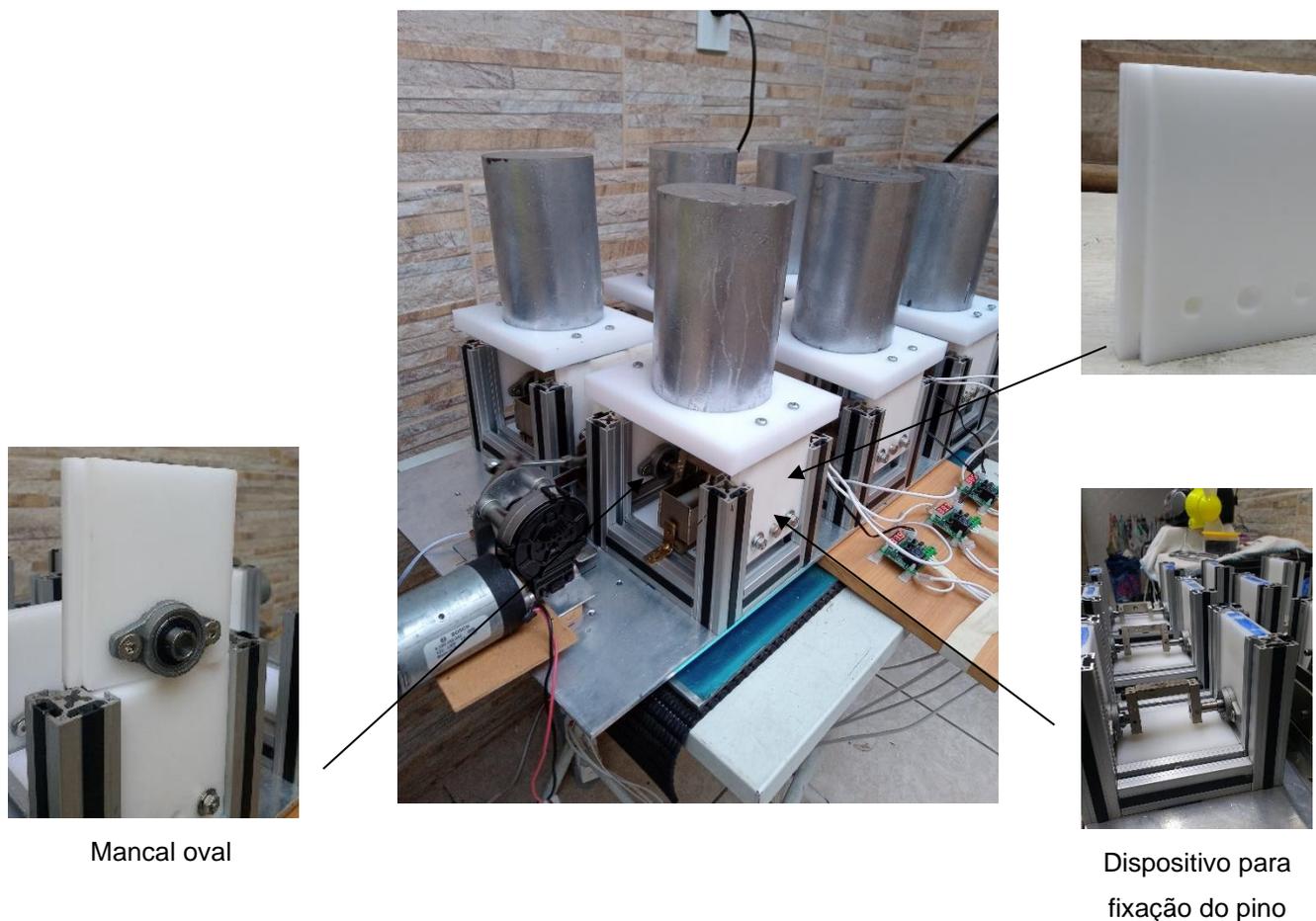
FONTE: O autor (2020)

Figura 54 – Estação de ensaio



FONTE: O autor (2020)

Figura 55 – Protótipo 2



#### 4.3.1 Resultados obtidos no ensaio Etapa 1

Nesta etapa do ensaio, o objetivo foi avaliar o funcionamento e a confiabilidade do equipamento, sendo assim, todos resultados obtidos nesta etapa não permitem tirar conclusões que possam servir de referência em uma análise de desgaste. Os resultados apresentados são referentes a apenas um ciclo de ensaio (início e fim).

A medida da perda de massa do componente em UHMWPE foi obtida somente nas estações 1, 2, 3 e 6, conforme mencionado anteriormente. Na Tabela 6, são apresentados os resultados dos tempos de ensaio, da massa das amostras antes e depois do ensaio, do valor correspondente à massa perdida e, também, do valor do desgaste volumétrico.

Para a determinação do desgaste volumétrico foi adotada a massa específica do material UHMWPE igual a  $0,936 \text{ mg/mm}^3$  conforme apresentado em BORTEL et al. (2015).

A massa perdida do UHMWPE variou de 4,666 mg a 33,333 mg e o desgaste volumétrico variou de  $2,49 \pm 4,34$  mm<sup>3</sup>/milhões de ciclos a  $11,87 \pm 4,34$  mm<sup>3</sup>/milhões de ciclos.

Tabela 6 – Taxa de desgaste volumétrico - ensaio de funcionamento.

Estação	Ciclos (milhões)	Massa Antes (g)	Desvio Padrão (g)	Massa Depois (g)	Desvio Padrão (g)	Massa Perdida (mg)	Desgaste Volumétrico (mm <sup>3</sup> /milhão de ciclos)
1	3	28,3330	±0,0027	28,3257	±0,0004	8,333	2,97
2	3	28,1560	±0,0027	28,1370	±0,0020	19,000	6,77
3	3	29,8070	±0,0033	29,7747	±0,0011	33,333	11,87
6	2	30,3420	±0,0027	30,3373	±0,0018	4,667	2,49

FONTE: O autor (2019)

Apesar das limitações deste ensaio, os resultados mostram que a massa perdida segue um comportamento esperado, ou seja, conforme o tempo de ensaio aumenta, aumenta também o desgaste. O maior desgaste ocorreu nas estações 2 e 3. Porém, não é possível inferir sobre o motivo da grande diferença entre os resultados apresentados entre as estações 1 e 6 e entre as 2 e 3, que funcionaram nas mesmas condições e durante o mesmo tempo.

Antes do início do ensaio, a rugosidade média, Ra, encontrada nas superfícies dos corpos de prova de UHMWPE, esteve entre 2,013 µm e 3,043 µm (Tabela 7). Outros pesquisadores conseguiram obter superfícies com Ra entre 0,4 µm e 1,293 µm (BORTEL *et al.* (2015); SCHOLETS *et al.* (2016)). Isso indica que o polimento superficial deve ser mais adequado para os futuros ensaios de desgaste.

Terminado o ensaio, as superfícies das cavidades do biomaterial UHMWPE passaram por uma nova avaliação da rugosidade e os resultados (Tabela 7) mostraram redução de 42,2% na estação 1; 51,4% na estação 2; 61,9% na estação 3; e 32,9% na estação 6. Esta redução impacta muito na quantidade das partículas liberadas durante o ensaio.

As folgas entre os componentes, que variam entre as estações, podem estar relacionadas aos resultados apresentados.

Outro possível fator, que pode ter auxiliado na elevação da taxa de desgaste, é o processo de corrosão sofrido na região das soldas que unem as faces da cuba.

Estas partículas de corrosão, ao se acumularem nas superfícies dos corpos de prova, funcionam como terceiros corpos e favorecem o desgaste. Para evitar este fator de interferência nos resultados dos ensaios, para a continuidade do trabalho (ensaio de avaliação), as cubas passaram por um tratamento termoquímico com níquel.

Tabela 7 – Rugosidade antes e depois do ensaio de funcionamento do equipamento.

Estação	Antes		Depois		Percentual de redução
	Rugosidade – Ra ( $\mu\text{m}$ )	Desvio Padrão ( $\mu\text{m}$ )	Rugosidade – Ra ( $\mu\text{m}$ )	Desvio Padrão ( $\mu\text{m}$ )	
1	2,954	$\pm 0,453$	1,707	$\pm 0,254$	42,2%
2	2,743	$\pm 0,254$	1,332	$\pm 0,117$	51,4%
3	3,043	$\pm 0,308$	1,158	$\pm 0,212$	61,9%
6	2,013	$\pm 0,371$	1,351	$\pm 0,424$	32,9%

FONTE: O autor (2019)

#### 4.4 ENSAIO PARA AVALIAÇÃO DA FUNCIONALIDADE DO EQUIPAMENTO (ETAPA 2)

Concluída a etapa da fabricação e montagem, o protótipo 2 teve seu funcionamento avaliado durante 4 h apresentando, neste período, ótima estabilidade. A próxima etapa foi, portanto, acioná-lo para o ensaio de 7 milhões de ciclos.

Até 2,8 milhões de ciclos, a operação foi interrompida a cada 0,7 milhões de ciclos com objetivo de se medir o Ra, o Rp, e a massa do UHMWPE. Após os 2,8 milhões as interrupções ocorreram a cada 1,4 milhões de ciclos. As medições superficiais foram realizadas no laboratório de metrologia da empresa Robert Bosch, em Curitiba, em rugosímetro modelo Marsurf (fabricante Mahr), sendo utilizado o dispositivo de medição padrão PGK, o corpo do apalpador MFW 250 nº 6851801 e o braço do apalpador nº 6851805. Para a medida da massa foi utilizada uma balança analítica com resolução de 0,0001g. Na Figura 56 é apresentada a amostra com o local de medição realizada e a região em que ocorreu o desgaste.



FONTE: O autor (2021)

#### 4.4.1 Resultado da rugosidade Ra

A Tabela 8 apresenta os valores encontrados da rugosidade Ra na amostra de UHMWPE, por ciclo e ao longo do ensaio. Para melhor visualização, os dados são também apresentados em forma de gráfico na Figura 56, onde os pontos verdes são os resultados das medidas realizadas em cada ciclo. O percentual de redução, após 7 milhões de ciclos chegou, em média, a 90,1%. O valor médio do Ra no início foi de  $1,923 \pm 0,592 \mu\text{m}$  e no final depois dos 7 milhões de ciclos de  $0,190 \pm 0,029 \mu\text{m}$ .

Tabela 8 – Média das Rugosidade Ra após 7 milhões de ciclos

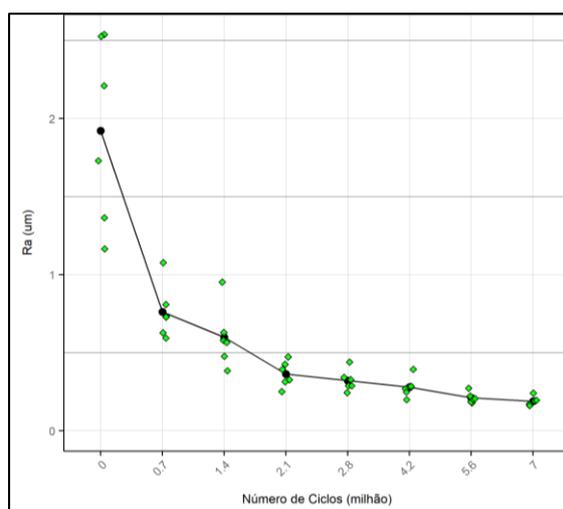
<i>Nº de Ciclos (milhão)</i>	<i>Rugosidade média – Ra (<math>\mu\text{m}</math>)</i>	<i>Desvio Padrão (<math>\mu\text{m}</math>)</i>
0,0	1,923	$\pm 0,592$
0,7	0,762	$\pm 0,173$
1,4	0,599	$\pm 0,194$
2,1	0,364	$\pm 0,082$
2,8	0,322	$\pm 0,067$
4,2	0,280	$\pm 0,064$
5,6	0,211	$\pm 0,034$
7,0	0,190	$\pm 0,029$

FONTE: O autor (2021)

JOYCE (2010) encontrou um valor inicial de Ra de  $1,3 \mu\text{m}$  e de  $0,27 \mu\text{m}$  depois de 7 milhões de ciclos o que representou uma melhora do acabamento da superfície de 79,2%, em ensaio realizado com prótese de dedo. Observa-se que o ensaio em

biomateriais simulando a geometria, as cargas e os movimentos das próteses de ATM, apresentou maior variação da rugosidade entre o início e final do ensaio. No entanto, devido às diferenças expostas, não é possível fazer sugestões sobre os motivos das diferenças neste parâmetro.

Figura 57 – Gráfico do comportamento da rugosidade Ra em relação ao número de ciclos



FONTE: O autor (2021)

Como observado na Figura 57, entre 2,1 e 2,8 milhões de ciclos o comportamento da rugosidade Ra começa a apresentar um valor médio mais estável, sem muita variação, e com tendência a rugosidade constante. Este comportamento pode indicar significativa redução de picos da superfície por esmagamento ou arrancamento de material e pela acomodação do sistema, também conhecida como *running-in* (BLAU (1991) ).

O elevado desvio padrão, no início do ensaio da etapa 2, pode ser justificado pelo valor inicial da rugosidade apresentar uma grande variação na medição, entre 1,165 µm e 2,527 µm. A causa mais provável é o processo manual de acabamento a que a superfície foi submetida. A solução seria adotar um processo automatizado de polimento da superfície da cavidade do UHMWPE. Um processo que ajude a melhorar o acabamento superficial permitirá a diminuição da rugosidade e, conseqüentemente, redução na remoção das partículas. Além disso, a diminuição da rugosidade superficial parece ter influência na antecipação do início da estabilização do sistema,

como observado em outros estudos mencionados neste trabalho que conseguiram resultados estáveis de perda de massa entre 2 e 5 milhões de ciclos.

#### 4.4.2 Resultado rugosidade Rp

Outra medida da rugosidade superficial de grande importância, mas não tratada nos ensaios que envolvem próteses de joelho e quadril, é a rugosidade Rp, diretamente ligada aos picos em uma irregularidade superficial. Para impedir arrancamento de partículas grandes, principalmente no início da operação do sistema, é necessário que o valor de Rp seja a menor possível. Como já descrito anteriormente, um processo de polimento adequado irá proporcionar uma superfície com menores alturas entre picos e vales, proporcionando valores baixos de Rp, e diminuído o desvio padrão. O Rp médio encontrado no ensaio da etapa 2, depois dos 7 milhões de ciclos, foi  $0,288 \pm 0,099 \mu\text{m}$  (Tabela 9).

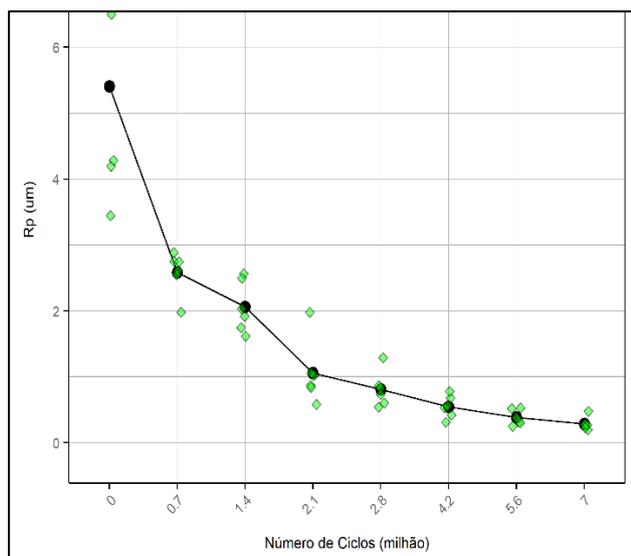
Tabela 9 – Média das Rugosidade Rp após 7 milhões de ciclos

<i>Nº de Ciclos (milhão)</i>	<i>Rugosidade média – Rp (<math>\mu\text{m}</math>)</i>	<i>Desvio Padrão (<math>\mu\text{m}</math>)</i>
0,0	5,405	$\pm 1,615$
0,7	2,588	$\pm 0,321$
1,4	2,063	$\pm 0,391$
2,1	1,059	$\pm 0,482$
2,8	0,810	$\pm 0,267$
4,2	0,547	$\pm 0,170$
5,6	0,383	$\pm 0,117$
7,0	0,288	$\pm 0,099$

FONTE: O autor (2021)

O percentual de redução depois dos 7 milhões de ciclos foi 94%. Na Figura 58 está apresentado o comportamento da rugosidade Rp em relação ao tempo de execução do ensaio.

Figura 58 – Gráfico do comportamento da rugosidade Rp em relação ao número de ciclos.



FONTE: O autor (2021)

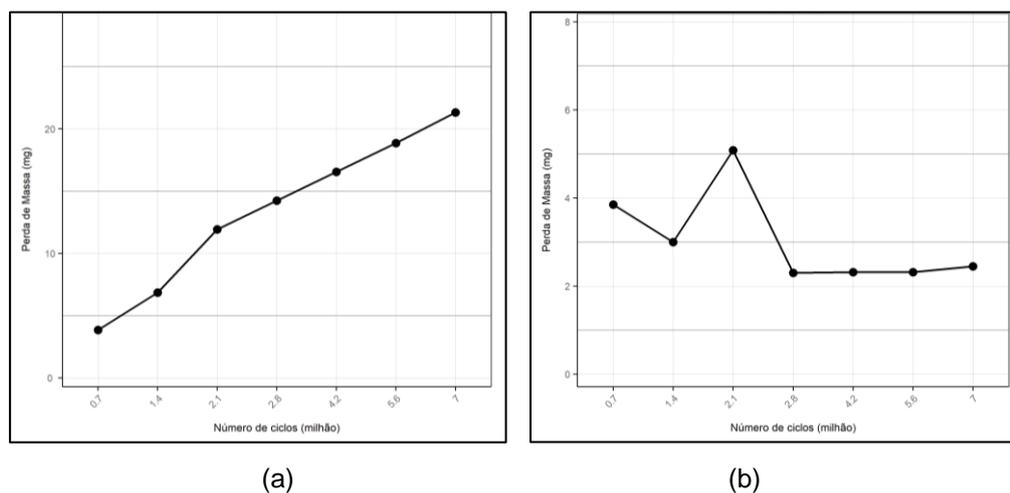
Analisando A Figura 57 é possível perceber que, a partir de 2,1 milhões de ciclos, a dispersão dos valores diminui significativamente, assim como os valores de Rp. Portanto, ocorreu significativa redução na altura dos picos e, conseqüentemente, uma redução na dispersão dos valores entre as estações, com tendência de estabilidade do valor médio da rugosidade se projetado para estudos com mais ciclos. Ficou evidente pelas Figuras 56 e 57 que Ra e Rp apresentam uma correlação ( $R^2$ ) de 0,96. As dispersões observadas, Ra e Rp, antes de iniciar o ensaio podem ser atribuídas à dificuldade de acesso ao equipamento de medição para medidas mais frequentes. As considerações feitas para os valores de Ra podem ser repetidas para os valores de Rp.

#### 4.4.3 Perda de massa

A perda de massa, depois de terminado o ensaio, foi avaliada utilizando duas sistemáticas diferentes que levaram em consideração o método de desgaste gravimétrico ASTM\_F1714-96(2018). A primeira sistemática de análise considerou o valor da massa medida nas paradas e o valor da massa medida no início da operação, ou seja, a perda de massa foi obtida pela subtração da massa medida no início com a massa medida nas paradas (Figura 59(a)). A outra levou em consideração a massa

atual medida e a massa anterior, ou seja, a perda de massa foi obtida pela subtração da massa medida no ciclo anterior com a massa medida no ciclo atual (Figura 59(b)).

Figura 59 – (a) Perda de massa (massa inicial-massa atual) (b) Perda de massa (massa anterior-massa atual)



FONTE: O autor (2021)

Analisando o comportamento da perda de massa em (a), visivelmente o aumento do tempo de ensaio incorre no aumento da perda de massa. Para 7 milhões de ciclos a massa perdida alcançou a média entre as estações de  $21,32 \pm 3,85$  mg. Este resultado segue a mesma tendência, crescimento da perda de massa em relação ao número de ciclos, em comparação com a Figura 10(b)

Na Figura 59(b) é possível observar que a perda de massa alcançou o valor máximo de  $5,08 \pm 1,70$  mg e, depois do desgaste apresentado entre etapas, mostrou-se praticamente estável em torno de  $2,35 \pm 2,00$  mg. Essa estabilidade está associada, principalmente, à acomodação do sistema como mostrado pelas Figuras 56 e 57. Pode-se também sugerir que, pelo soro bovino, o fluido lubrificante, ser composto por proteínas, o mesmo pode ter se aderido às superfícies em movimento, evitando o desgaste excessivo.

#### 4.4.4 Desgaste volumétrico

Após finalizado os 7 milhões de ciclos, o desgaste volumétrico médio foi obtido utilizando a Equação 10, considerando-se a massa específica do UHMWPE de  $0,93 \text{ g/cm}^3$ , conforme Tabela 2. O resultado foi  $22,9 \pm 4,1 \text{ mm}^3$  sendo que, o aumento do desgaste em relação ao aumento do tempo de ensaio, está apresentado na Figura 60. BATTAGLIA *et al.* (2014) realizaram ensaio de desgaste em próteses de joelho e ao final de 2 milhões de ciclos obtiveram um desgaste volumétrico médio máximo entre  $21 \pm 0,17 \text{ mm}^3$  e  $41 \pm 2 \text{ mm}^3$ . Depois de 4 milhões de ciclos os valores registrados foram de  $69 \pm 3 \text{ mm}^3$  e  $88 \pm 4 \text{ mm}^3$ .

AFFATATO *et al.* (2013) realizaram um ensaio em prótese de joelho com duração de 3 milhões de ciclos e alcançaram um resultado entre  $14,5 \pm 0,9 \text{ mm}^3$  e  $16,4 \pm 0,8 \text{ mm}^3$ .

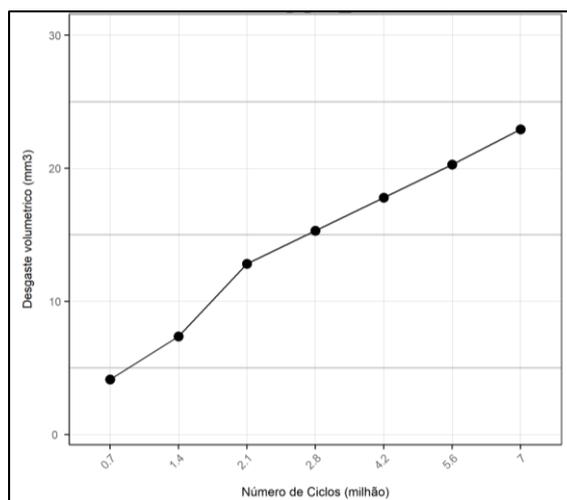
No entanto, as próteses de joelho possuem área de contato e forças maiores do que as próteses de ATM. Portanto, espera-se que o desgaste seja maior nas primeiras.

Tabela 10 – Análise do desgaste volumétrico por nº de ciclos

Autor	Nº de ciclos (milhão)	Desgaste volumétrico ( $\text{mm}^3$ )	Desgaste Volumétrico / nº de ciclos
AFFATATO <i>et al.</i> (2013)	3	16,4	5,46
BATTAGLIA <i>et al.</i> (2014)	2	41	20,5
BATTAGLIA <i>et al.</i> (2014)	4	88	22
Ensaio de ATM	7	22,9	3,27

FONTE: O autor (2021)

Figura 60 – Comportamento em desgaste das amostras ao longo dos 7 milhões de ciclos.



FONTE: O autor (2021)

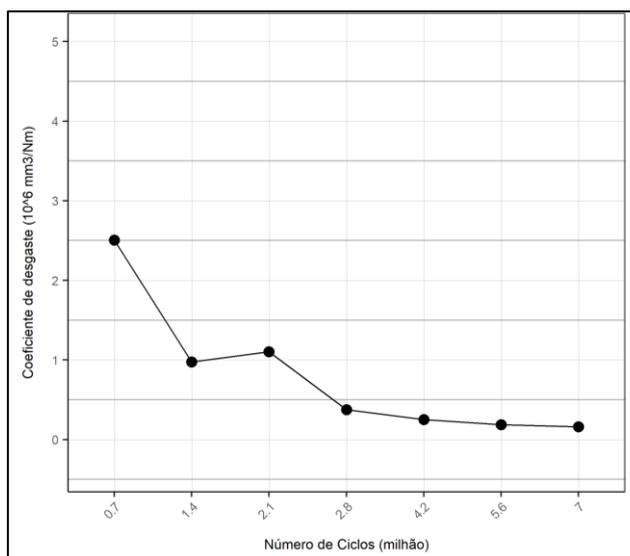
Portanto, com 7 milhões de ciclos, se comparado com os ensaios em próteses de joelho, Tabela 10, os quais abrangem somente o desgaste volumétrico e o nº de ciclos, o desgaste dos biomateriais em condições de serviço em próteses de ATM mostra desgaste inferior. No entanto, as próteses de joelho possuem área de contato e forças maiores do que as próteses de ATM. Portanto, espera-se que o desgaste seja maior nas primeiras. Não se deve deixar de considerar, no entanto, a influência do acabamento superficial traduzido nos valores das rugosidades  $R_p$  e  $R_a$ .

#### 4.4.5 Coeficiente de desgaste

O coeficiente de desgaste foi obtido utilizando-se a

Equação 11. O coeficiente de desgaste máximo encontrado foi de  $2,51 \pm 0,65 \times 10^{-6} \text{ mm}^3/\text{Nm}$ , valor observado nos primeiros 0,7 milhões de ciclos, com redução subsequente. A Figura 60 mostra o coeficiente de desgaste em função do número de ciclos.

Figura 61 – Gráfico coeficiente de desgaste por número de ciclos



FONTE: O autor (2021)

Na Figura 61, observa-se que o coeficiente de desgaste tende a se estabilizar a partir de 2,8 milhões de ciclos alcançando, em média,  $0,16 \pm 0,06 \times 10^{-6} \text{ mm}^3/\text{Nm}$ . Antes de 2,8 milhões de ciclos observa-se instabilidade que não oferece informações precisas para análises. Somente depois dos 2,8 milhões de ciclos, quando o sistema apresenta estabilidade, pode-se avaliar o comportamento de desgaste.

No ensaio realizado por VAN LOON *et al.* (1999), a amostra utilizada simulava componentes da prótese de ATM e após 7 milhões de ciclos obtiveram o coeficiente de desgaste de  $0,68 \pm 0,25 \times 10^{-6} \text{ mm}^3/\text{Nm}$ . Já no ensaio de SAIKKO (2014b), o valor do coeficiente de desgaste médio foi de  $2,04 \pm 0,06 \times 10^{-6} \text{ mm}^3/\text{Nm}$  o que, para o autor, foi considerado como moderado quando comparado com o estudo de SAIKKO (2014a) que encontrou um valor de  $6,4 \times 10^{-5} \text{ mm}^3/\text{Nm}$  até  $1,6 \times 10^{-3} \text{ mm}^3/\text{Nm}$ .

Se comparado com os estudos anteriormente apresentados, é possível concluir que o resultado deste trabalho está entre moderado e baixo e, provavelmente, este resultado pode ser melhorado com o aprimoramento do acabamento superficial das peças de UHMWPE. A melhora no acabamento fornecerá novo gráfico que, embora tenha o mesmo aspecto que o observado na Figura 61, provavelmente apresentará menor período de acomodação até que atinja a estabilidade, e menos desprendimento de partículas.

#### 4.4.6 Protocolo para estudo da funcionalidade de biomateriais aplicados em próteses da ATM, utilizando o equipamento

Finalizada as etapas dos ensaios e da análise dos resultados é possível apresentar uma sequência metodológica para a realização do estudo de desgaste em biomateriais utilizadas em próteses de ATM conforme apresentado a seguir:

- 1- Seleção dos biomateriais a serem estudados;
- 2- Preparação das superfícies das amostras:
  - Pino condilar: raio da ponta de 4 mm, e comprimento de 32 mm. Acabamento superficial com rugosidade Ra e Rp igual ou menor do que 0,05  $\mu\text{m}$  e 0,2  $\mu\text{m}$ , respectivamente;
  - Fossa mandibular: largura do semicírculo de 12,8 mm, e profundidade de 5,8 mm. Acabamento superficial com rugosidade Ra e Rp igual ou menor que 1,5  $\mu\text{m}$  e 2,0  $\mu\text{m}$ , respectivamente;
- 3- Seleção do fluido lubrificante e dos parâmetros a serem utilizados no ensaio:
  - Se utilizado o soro bovino, preparar solução com água deionizada ou destilada contendo 25% de soro em volume. Também adicionar ácido etilenodiamino tetraacético – EDTA para minimizar a precipitação do fosfato de cálcio, na concentração de 7,45 g/l, além de penicilina cristalina, na proporção de 0,15% em volume, ou 0,25% em massa, conforme a norma técnica ASTM\_F732-17 (2017) ;
  - Utilizar uma força normal de 100 N;
  - A temperatura deverá ser de  $37^{\circ} \pm 2^{\circ}\text{C}$  durante o ensaio,
- 4- Definir o número de ciclos totais para o ensaio e o número de ciclos intermediários para a medição da massa e rugosidade superficial. Os resultados, tais como, massa, rugosidade, e coeficiente de desgaste devem ser obtidos a partir de, no mínimo, 2,1 milhões de ciclos, em virtude dos resultados apresentarem maior estabilidade;
- 5- Executar o ensaio;
- 6- Realizar as medições da massa em cada parada do sistema conforme definido no item 4, adotando o método gravimétrico ASTM\_F1714-96(2018) (2018) , em balança de precisão com resolução mínima de 0,001 g, e da rugosidade (Ra, Rp) na região do semicírculo com a medição paralela à face maior da amostra conforme indicada na Figura 62, e na região central. Adotar como referência para

o ajuste dos parâmetros de medição da rugosidade as normas ABNT-NBR\_ISO\_4287:2002 (2002) e ABNT\_NBR\_ISO\_4288:2008 (2008);



FONTE: O autor (2021)

- 7- Coletar, em um recipiente identificado, por estação, o fluido com as partículas desprendidas e armazená-lo em refrigeração ( $-10^{\circ}\text{C}$ ), para futura análise morfológica as partículas (forma, tamanho e aspecto), como sugerido por AFFATATO *et al.* (2001) ;

Calcular, finalizado o ensaio, a perda de massa, desgaste volumétrico (Equação 10), e o coeficiente de desgaste (Equação 2, Equação 5 e

- 8- Equação 11);
- 9- Analisar os resultados obtidos.

## 5. CONCLUSÃO

Considerando a construção do equipamento, este foi concebido seguindo o projeto original, porém algumas alterações e adaptações foram necessárias para permitir que o ensaio de funcionalidade pudesse ser executado.

No ensaio de funcionalidade, etapa 2, após melhorias realizadas, as estações foram colocadas em funcionamento durante 4 horas e durante este período apresentaram ótima estabilidade e confiabilidade para trabalharem longos períodos. Mesmo o equipamento apresentado um ótimo comportamento, não foi possível quantificar a estabilidade do sistema e a sua influência nos resultados. O equipamento operou, então, durante 7 milhões de ciclos sem apresentar problemas ao longo do ensaio.

De acordo com a avaliação das rugosidades superficiais do UHMWPE, Ra e Rp, ocorreu redução sensível durante o ensaio e a estabilização do processo foi visível a partir de, aproximadamente, 2,8 milhões de ciclos. A dispersão dos valores diminuiu com o tempo de ensaio. Os resultados apresentaram dispersões e valores altos no início com geração e desprendimento de considerável volume de partículas, o que não é desejável. Considerando outros ensaios apresentados na literatura, o sistema demorou mais do que o esperado para alcançar a sua estabilização, sugerindo sua redução com a melhoria no acabamento da superfície. A perda de massa e o desgaste volumétrico, ao longo do ensaio, mostraram um comportamento crescente, sendo compatível com os resultados encontrados em estudos de desgaste em próteses de quadril e de joelho. O coeficiente de desgaste no início foi elevado, reduzindo e estabilizando-se depois de 2,8 milhões de ciclos.

Terminado o ensaio e a análise dos resultados, um protocolo foi elaborado para ser adotado em estudos futuros de biomateriais utilizados em próteses de ATM utilizando o equipamento proposto neste trabalho.

O equipamento projetado e avaliado neste estudo apresentou resultados que seguem o comportamento das próteses de joelho e de quadril, demonstrando a possibilidade de ser adotado como ferramenta de avaliação de desgaste em próteses de ATM.

No entanto, mais ensaios de avaliação da funcionalidade devem ser realizados para constatar a reprodutibilidade dos resultados e, comparações dos resultados com avaliações clínicas são necessárias para a validação do equipamento.

## 6. SUGESTÕES DE TRABALHOS FUTUROS

Com base nos resultados apresentados, sugere-se como trabalhos futuros:

- Pelo menos mais três ensaios reproduzindo os tratamentos superficiais e 7 milhões de ciclos para confirmar a reprodutibilidade dos resultados;
- Busca por dados clínicos que possam comprovar a vida útil das próteses de ATM em serviço para comparação com a vida útil estimada pelo equipamento;
- Análise comparativa entre a medição de rugosidade com e sem contato nas superfícies em estudo;
- Análise das superfícies e das partículas, em estudo utilizando Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) a cada parada;
- Estudo de desgaste envolvendo outros pares de biomateriais como cerâmica-cerâmica, metal-cerâmica, outros polímero-metal;
- Estudo utilizando outros fluidos lubrificantes, a fim de se analisar o comportamento do sistema e das superfícies de desgaste.
- Avaliar e identificar as possíveis instabilidade do sistema e apresentar melhorias, se necessário;
- Estudos que comprovem ou não a relação entre os acabamentos superficiais e as rugosidades com o ***Running-in***.

## 7. REFERÊNCIAS

ABNT-NBR\_ISO-5832-2. Implantes para cirurgia - Materiais metálicos Parte 2: Titânio puro Brasil: ABNT: 3 p. 2001.

ABNT-NBR\_ISO-5832-12. Implantes para cirurgia - Materiais metálicos Parte 12: Liga conformada de cobalto-cromo-molibdênio. Brasil: ABNT: 2 p. 2008.

ABNT-NBR\_ISO-5834-2. Implantes para cirurgia — Polietileno de Ultra-Alto Peso Molecular Parte 2: Produtos na forma moldada Brasil: ABNT: 5 p. 2013.

ABNT-NBR\_ISO\_4287:2002. Especificações geométricas do produto (GPS) - Rugosidade: Método do perfil - Termos, definições e parâmetros da rugosidade: 18 p. 2002.

ABNT\_NBR\_ISO\_4288:2008. Especificações geométricas de produto (GPS) - Rugosidade: Método do perfil - Regras e procedimentos para avaliação de rugosidade: ABNT: 10 p. 2008.

ABNT\_NBR\_ISO\_14243-1. Implantes para cirurgia — Desgaste de próteses totais de articulação de joelho. Brasil: ABNT: 17 p. 2009.

ACKLAND, DAVID C.; MOSKALJUK, ADRIAN; HART, CHRIS; VEE SIN LEE, PETER; DIMITROULIS, GEORGE. Prosthesis Loading After Temporomandibular Joint Replacement Surgery: A Musculoskeletal Modeling Study. **Journal of Biomechanical Engineering**, v. 137, n. 4, p. 041001-041001-9, 2015. ISSN 0148-0731. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1115/1.4029503> >.

AFFATATO, S.; FERNANDES, B.; TUCCI, A.; ESPOSITO, L.; TONI, A. Isolation and morphological characterisation of UHMWPE wear debris generated in vitro. **Biomaterials**, v. 22, n. 17, p. 2325-2331, 2001. ISSN 0142-9612.

AFFATATO, SAVERIO. Towards wear testing of high demanding daily activities on total hip replacement: preliminary results. **Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering**, Berlin/Heidelberg, v. 40, n. 5, p. 1-6, 2018. ISSN 1678-5878.

AFFATATO, SAVERIO; CRISTOFOLINI, LUCA; LEARDINI, WALTER; ERANI, PAOLO; ZAVALLONI, MARA; TIGANI, DOMENICO; VICECONTI, MARCO. A New Method of In Vitro Wear Assessment of the UHMWPE Tibial Insert in Total Knee Replacement. **Artificial Organs**, Malden, USA, v. 32, n. 12, p. 942-948, 2008. ISSN 0160-564X.

AFFATATO, SAVERIO; MODENA, ENRICO; CARMIGNATO, SIMONE; GRUPP, THOMAS M.; TADDEI, PAOLA. Quantification of Wear Rates and Plastic Deformation on Mobile Unicompartamental UHMWPE Tibial Knee Inserts.(Report). **Tribology Letters**, v. 52, n. 1, p. 57, 2013. ISSN 1023-8883.

ALVAREZ-VERA, M.; ORTEGA-SAENZ, J. A.; HERNANDEZ-RODRÍGUEZ, M. A. L. A study of the wear performance in a hip simulator of a metal–metal Co–Cr alloy with different boron additions. **Wear**, v. 301, n. 1-2, p. 175-181, 2013. ISSN 0043-1648.

ARCHARD, JOHN FREDERICK. Contact and Rubbing of Flat Surfaces. **Journal of Applied Physics**, v. 24, n. 8, p. 981-988, 1953. ISSN 0021-8979.

Arduino Uno. Arduino Site, 07/10/ 2018. Disponível em: < <https://www.arduino.cc/> >. Acesso em: 25/11/2018.

Arduino Uno (Blue). 2018. Disponível em: < <https://www.flipkart.com/hitron-arduino-uno/p/itme5356trzzwgbx> >. Acesso em: 30/11/2018.

ASTM\_A36/A36M-14. Standard Specification for Carbon Structural Steel. West Conshohocken: ASTM International: 11 p. 2014.

ASTM\_A167-99(2009). Standard Specification for Stainless and Heat-Resisting Chromium-Nickel Steel Plate, Sheet, and Strip (Withdrawn 2014). West Conshohocken: ASTM International 2009.

ASTM\_F732-17. Standard Test Method for Wear Testing of Polymeric Materials Used in Total Joint Prostheses. West Conshohocken: ASTM International: 11 p. 2017.

ASTM\_F1537-11. Standard Specification for Wrought Cobalt-28Chromium-6Molybdenum Alloys for Surgical Implants (UNS R31537, UNS R31538, and UNS R31539). West Conshohocken: ASTM International: 4 p. 2011.

ASTM\_F1714-96(2018). Standard Guide for Gravimetric Wear Assessment of Prosthetic Hip Designs in Simulator Devices. West Conshohocken: ASTM International: 8 p. 2018.

ASTM\_F2759-11. Standard Guide for Assessment of the Ultra High Molecular Weight Polyethylene (UHMWPE) Used in Orthopedic and Spinal Devices. West Conshohocken: ASTM International: 6 p. 2011.

ASTM\_G133-05(2016). Standard Test Method for Linearly Reciprocating Ball-on-Flat Sliding Wear. West Conshohocken: ASTM International: 9 p. 2016.

BAHÇE, ERKAN; EMIR, ENDER. Investigation of wear of ultra high molecular weight polyethylene in a soft tissue behaviour knee joint prosthesis wear test simulator. **Journal of materials research and technology**, v. 8, n. 5, p. 4642-4650, 2019. ISSN 2238-7854.

BATTAGLIA, SANTINA; TADDEI, PAOLA; TOZZI, SILVIA; SUDANESE, ALESSANDRA; AFFATATO, SAVERIO. Toward the interpretation of the combined effect of size and body weight on the tribological performance of total knee prostheses. **International Orthopaedics**, Berlin/Heidelberg, v. 38, n. 6, p. 1183-1190, 2014. ISSN 0341-2695.

BLAU, PETER J. Running-in: Art or engineering? **Journal of Materials Engineering**, v. 13, n. 1, p. 47-53, 1991/03/01 1991. ISSN 0931-7058. Disponível em: < <https://doi.org/10.1007/BF02834123> >.

BORTEL, EMELY; CHARBONNIER, BAPTISTE; HEUBERGER, ROMAN. Development of a Synthetic Synovial Fluid for Tribological Testing. **Lubricants**, Basel, v. 3, n. 4, p. 664-686, 2015.

BRICEÑO, FERNANDO; AYALA, RONMELL; DELGADO, KARLINA; PIÑANGO, SABRINA. Evaluation of temporomandibular joint total replacement with alloplastic prosthesis: observational study of 27 patients. **Craniomaxillofacial trauma & reconstruction**, v. 6, n. 3, p. 171, 2013. ISSN 1943-3875.

BROWN, SHARON S.; CLARKE, IAN C. A Review of Lubrication Conditions for Wear Simulation in Artificial Hip Replacements. **Tribology Transactions**, v. 49, n. 1, p. 72-78, 2006/04/01 2006. ISSN 1040-2004. Disponível em: < <https://doi.org/10.1080/05698190500519223> >.

BURCHARDT, ANSGAR; ABICHT, CHRISTIAN; SANDER, OLIVER. Simulating Wear On Total Knee Replacements. 2017.

CHANG, CHIH-LING; WANG, DING-HAN; YANG, MU-CHEN; HSU, WUN-ENG; HSU, MING-LUN. Functional disorders of the temporomandibular joints: Internal derangement of the temporomandibular joint. **The Kaohsiung journal of medical sciences**, v. 34, n. 4, p. 223-230, 2018. ISSN 1607-551X.

CILINGIR, AHMET C. Finite Element Analysis of the Contact Mechanics of Ceramic-on-Ceramic Hip Resurfacing Prostheses. **Journal of Bionic Engineering**, v. 7, n. 3, p. 244-253, 2010/09/01/ 2010. ISSN 1672-6529. Disponível em: < <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1672652910602478> >.

DA SILVA, CLÁUDIO R. ÁVILA; PINTAUDE, GIUSEPPE. Uncertainty analysis on the wear coefficient of Archard model. **Tribology international**, v. 41, n. 6, p. 473-481, 2008. ISSN 0301-679X.

DANĚK, JOSEF; DOSTALOVA, TATJANA; HUBÁČEK; MAHDIAN; NEDOMA. Stress-strain Analysis of the Temporomandibular Joint with Subtotal Prosthesis. **World Congress on Engineering and Computer Science**, v. I, p. 6, 2012. ISSN 2078-0958 (Print); 2078-0966 (Online).

Display Lcd. p. 16x2 1602 Fundo Azul + Modulo I2c Arduino, 2018. Disponível em: < <https://produto.mercadolivre.com.br/MLB-938313280-display-lcd-16x2-1602-fundo-azul-modulo-i2c-arduino- JM?quantity=1> >. Acesso em: 30/11/2018.

FERNANDES, BEATRIZ LUCI; FERNANDES, CARLOS ROBERTO; BICHINHO, GERSON LINCK. **EQUIPAMENTO MÚLTIPLO E BASCULANTE PARA ENSAIOS DE DESGASTES EM PRÓTESES DE ARTICULAÇÕES TEMPOROMANDIBULARES**. INPI - Instituto Nacional da Propriedade Industrial. Brasil: 59 p. 2016.

FISCHER-CRIPPS, A. The Hertzian contact surface. **Journal of Materials Science**, Dordrecht, v. 34, n. 1, p. 129-137, 1999. ISSN 0022-2461.

Fonte Chaveada. p. 12V 50A 600W Bivolt Som Cameras Cftv Fita Led, 2018. Disponível em: < [https://www.google.com.br/search?hl=pt-BR&authuser=0&rlz=1C1GCEA\\_enBR819BR819&biw=1366&bih=626&tbm=isch&sa=1&ei=4JD6W\\_2fGleMwgSNv5JA&q=fonte+chaveada+12v+50a&oq=fonte+chaveda+12v&gs\\_l=img.1.1.0l10.1454411.1461591..1464225...0.0..0.156.2132.0j18.....1....1..gws-wiz-img.....35i39j0i67.qqx-gWUcm-E#imgrc=7uvKB50Eu4wDZM](https://www.google.com.br/search?hl=pt-BR&authuser=0&rlz=1C1GCEA_enBR819BR819&biw=1366&bih=626&tbm=isch&sa=1&ei=4JD6W_2fGleMwgSNv5JA&q=fonte+chaveada+12v+50a&oq=fonte+chaveda+12v&gs_l=img.1.1.0l10.1454411.1461591..1464225...0.0..0.156.2132.0j18.....1....1..gws-wiz-img.....35i39j0i67.qqx-gWUcm-E#imgrc=7uvKB50Eu4wDZM) >. Acesso em: 30/11/2018.

GONZALEZ-PEREZ-SOMARRIBA, B.; CENTENO, G.; VALLELLANO, C.; GONZALEZ-PEREZ, L. M. On the Analysis of the Contact Conditions in Temporomandibular Joint Prostheses.(Research Article). **Advances in Materials Science and Engineering**, v. 2018, 2018. ISSN 1687-8434.

HILLS, D. A.; NOWELL, D.; BARBER, J. R. KL Johnson and contact mechanics. **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C: Journal of Mechanical Engineering Science**, v. 231, n. 13, p. 2451-2458, 2017/07/01 2016. ISSN 0954-4062. Disponível em: < <https://doi.org/10.1177/0954406216634121> >. Acesso em: 2021/01/17.

INGAWALÉ, SHIRISH; GOSWAMI, TARUN. Temporomandibular Joint: Disorders, Treatments, and Biomechanics. **Annals of Biomedical Engineering**, Boston, v. 37, n. 5, p. 976-996, 2009. ISSN 0090-6964.

JOYCE, THOMAS. Wear testing of a DJOA finger prosthesis in vitro. **Journal of Materials Science: Materials in Medicine**, Boston, v. 21, n. 8, p. 2337-2343, 2010. ISSN 0957-4530.

Jumper Cabinho Macho-fêmea. 2018. Disponível em: < <https://produto.mercadolivre.com.br/MLB-792671445-jumper-cabinho-macho-fmea-20pcs-de-10cm-protoboardarduino-JM?quantity=1> >. Acesso em: 04/12/2018.

KENT, JOHN N.; BLOCK, MICHAEL S.; HOMSY, CHARLES A.; PREWITT, JOHN M.; REID, RAYMOND. Experience with a polymer glenoid fossa prosthesis for partial or total temporomandibular joint reconstruction. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 44, n. 7, p. 520-533, 1986/07/01/ 1986. ISSN 0278-2391. Disponível em: < <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0278239186800921> >.

KERWELL, S.; ALFARO, M.; POURZAL, R.; LUNDBERG, H. J.; LIAO, Y.; SUKOTJO, C.; MERCURI, L. G.; MATHEW, M. T. Examination of failed retrieved temporomandibular joint (TMJ) implants. **Acta biomaterialia**, v. 32, p. 324, 2016.

KOMISTEK, R. D.; DENNIS, D. A.; MABE, J. A.; ANDERSON, D. T. In Vivo Kinematics and Kinetics of the Normal and Implanted TMJ. **Journal of Biomechanics**, v. 31, p. 13-13, 1998. ISSN 0021-9290.

LEO BROSSOLLET; KRISTY IP; LULU LI; WU, JOSEPHINE. **Total Temporomandibular Joint Replacement (Group 4)**. 2016. 35 (Graduate in

Mechanical Engineering). BIOE/ME C117 Project II - Biomechanical Engineering, University of California, Bekerley.

LI, GUOBIN; HUANG, YEHUA; LIN, YUANHUA; PAN, XINXIANG. Multifractal Analysis of Frictional Vibration in the Running-In Process. **Tribology transactions**, v. 56, n. 2, p. 284-289, 2013. ISSN 1040-2004.

MARTINEZ CHOY, S. E.; LENZ, J.; SCHWEIZERHOF, K.; SCHMITTER, M.; SCHINDLER, H. J. Realistic kinetic loading of the jaw system during single chewing cycles: a finite element study. **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 44, n. 5, p. 375-384, 2017/05/01 2017. ISSN 0305-182X. Disponível em: < <https://doi.org/10.1111/joor.12501> >. Acesso em: 2018/07/02.

MASKIEWICZ, VICTORIA K.; WILLIAMS, PAUL A.; PRATES, SARAH J.; BOWSHER, JOHN G.; CLARKE, IAN C. Characterization of protein degradation in serum-based lubricants during simulation wear testing of metal-on-metal hip prostheses. **Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials**, v. 94B, n. 2, p. 429-440, 2010. ISSN 1552-4981. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1002/jbm.b.31671> >.

MERCURI, L. ; MATHEW, M. ; KERWELL, S. ; LUNDBERG, H. ; SUKOTJO, C. . Temporomandibular Joint Replacement Device Research Wear and Corrosion Technology Transfer from Orthopedics. **Journal of Bio- and Tribo-Corrosion**, Cham, v. 1, n. 1, p. 1-3, 2014. ISSN 2198-4220.

Motor DC Bosch 9 390 453 042. 2018. Disponível em: < <http://www.kalatec.com.br/motores-bosch/9390453042-2/> >. Acesso em: 30/11/2018.

Movimento da ATM. p. Movimentação da mandíbula: posição fechada, abertura (20mm) e abertura total, 2019. Disponível em: < <https://www.google.com/url?sa=i&source=images&cd=&cad=rja&uact=8&ved=2ahUK EwixlsOYvLLhAhX7IrkGHZKQA9EQjRx6BAgBEAU&url=http%3A%2F%2Fodontoup.com.br%2Fatm-articulacao-temporo-mandibular%2F&psig=AOvVaw0RCEoIMJ22kvV0 NoMnFvf&ust=1554330924013612> >. Acesso em: 02.04.2019.

PASINATO, FERNANDA; OLIVEIRA, ANDRÉIA GUSSI DE; SANTOS-COUTO-PAZ, CLARISSA C.; ZEREDO, JORGE LUIS LOPES; BOLZAN, GEOVANA DE PAULA; MACEDO, SERGIO BRUZADELLI; CORRÊA, ELIANE C. R. Estudo das variáveis cinemáticas da mastigação unilateral e habitual de indivíduos saudáveis. **CoDAS**, v. 29, n. 2, 2017. ISSN 2317-1782.

Placa de Protoboard 830 pontos. 2018. Disponível em: < <https://www.vidadesilicio.com.br/protoboard-830> >. Acesso em: 04/12/2018.

PÖDRA, PRIIT; ANDERSSON, SÖREN. Simulating sliding wear with finite element method. **Tribology international**, v. 32, n. 2, p. 71-81, 1999. ISSN 0301-679X.

Porca Rebite de Rosca M4. 2018. Disponível em: < <https://produto.mercadolivre.com.br/MLB-1020543308-porca-rebite-de-rosca-m3->

500pcs-

[JM?matt\\_tool=60151816&matt\\_word&gclid=CjwKCAiAl7PgBRBWEiwAzFhmmg7qQA2y4r95HAibrWHiKqJklrmnekNZ2Vx6wSbWIsx5lf5zYHhnMRoCPqgQAvD\\_BwE&q\\_uantity=1](https://www.mercadolivre.com.br/produto/500pcs-JM?matt_tool=60151816&matt_word&gclid=CjwKCAiAl7PgBRBWEiwAzFhmmg7qQA2y4r95HAibrWHiKqJklrmnekNZ2Vx6wSbWIsx5lf5zYHhnMRoCPqgQAvD_BwE&q_uantity=1) >. Acesso em: 10/12/2018.

ROLEMIX\_ROLAMENTOS. Guia Linear p. 1 Trilho 15 x 400 mm + 2 Patins 15mm Com Aba, 2018. Disponível em: < <https://produto.mercadolivre.com.br/MLB-820792033-guia-linear-1-trilho-15-x-400-mm-2-patins-15mm-com-aba- JM> >. Acesso em: 08/12/2018.

RUGGIERO, ALESSANDRO; MEROLA, MASSIMILIANO; AFFATATO, SAVERIO. Finite Element Simulations of Hard-On-Soft Hip Joint Prosthesis Accounting for Dynamic Loads Calculated from a Musculoskeletal Model during Walking. **Materials**, v. 11, 04/09 2018.

SAIKKO, VESA. Effect of shelf versus accelerated aging of UHMWPE on delamination in knee wear simulation. **Tribology international**, v. 73, n. C, p. 10-16, 2014a. ISSN 0301-679X.

SAIKKO, VESA. In vitro wear simulation on the RandomPOD wear testing system as a screening method for bearing materials intended for total knee arthroplasty. **Journal of biomechanics**, v. 47, n. 11, p. 2774-2778, 2014b. ISSN 0021-9290.

SCHOLES, SUSAN; COLLEDGE, CORAL; NAYLOR, ANDREW; MAHDI, MOHAMMED; SMITH, ALAN; JOYCE, THOMAS. Potential Synthetic Biolubricant as an Alternative to Bovine Serum. **Lubricants**, Basel, v. 4, n. 4, p. 38, 2016.

Sensor Fim De Curso Óptico. 2018. Disponível em: < <https://www.soldafria.com.br/sensor-fim-de-curso-optico-p-8243.html> >. Acesso em: 30/11/2018.

Shield Sd Card Arduino. p. Pic Modulo Leitor Cartão, 2018. Disponível em: < <https://produto.mercadolivre.com.br/MLB-1005128867-shield-sd-card-arduino-pic-modulo-leitor-carto- JM?quantity=1> >. Acesso em: 30/11/2018.

SMITH, R. J. Functions of condylar translation in human mandibular movement. **American Journal of Orthodontics**, n. 0002-9416 (Print), 1985.

SU, CHEN-YING; CHEN, CHIA-CHUN; HUANG, YI-LIN; CHEN, SHU-WEN; FANG, HSU-WEI. Optimization of biomolecular additives for a reduction of friction in the artificial joint system.(Report). **Tribology International**, v. 111, p. 220, 2017. ISSN 0301-679X.

Termostato Digital. p. W1209 Controlador Temperatura Chocadeira, 2018. Disponível em: < [https://www.google.com.br/search?q=termostato+Digital%20+W1209+Controlador+Temperatura+Chocadeira&rlz=1C1GCEA\\_enBR819BR819&source=%20Inms&tbm=isch&sa=X&ved=0ahUKEwi1rq2Jve7eAhVCfZAKHcq9DuYQ\\_AUIECgD&biw%20=1366&bih=626#imgsrc=e2LHDyepKlywmM:](https://www.google.com.br/search?q=termostato+Digital%20+W1209+Controlador+Temperatura+Chocadeira&rlz=1C1GCEA_enBR819BR819&source=%20Inms&tbm=isch&sa=X&ved=0ahUKEwi1rq2Jve7eAhVCfZAKHcq9DuYQ_AUIECgD&biw%20=1366&bih=626#imgsrc=e2LHDyepKlywmM:) >. Acesso em: 30/11/2018.

VAN LOON, J. P.; OTTEN, E.; FALKENSTRÖM, C. H.; DE BONT, L. G. M.; VERKERKE, G. J. Loading of a Unilateral Temporomandibular Joint Prosthesis: A Three-dimensional Mathematical Study. **Journal of Dental Research**, v. 77, n. 11, p. 1939-1947, 1998. ISSN 0022-0345.

VAN LOON, J. P.; VERKERKE, G. J.; DE BONT, L. G. M.; LIEM, R. S. B. Wear-testing of a temporomandibular joint prosthesis: UHMWPE and PTFE against a metal ball, in water and in serum. **Biomaterials**, v. 20, n. 16, p. 1471-1478, 1999. ISSN 0142-9612.

VAN LOON, J. P.; VERKERKE GJ FAU - DE VRIES, M. P.; DE VRIES MP FAU - DE BONT, L. G.; DE BONT, L. G. Design and wear testing of a temporomandibular joint prosthesis articulation. **Biomaterials & Bioengineering**, n. 0022-0345 (Print), 2000.

VITRAL, ROBERT WILLER FARINAZZO; TELLES, CARLOS DE SOUZA; FRAGA, MARCELO REIS; OLIVEIRA, ROBERTO SOTTO MAIOR FORTES DE; TANAKA, ORLANDO MOTOHIRO. Computed tomography evaluation of temporomandibular joint alterations in patients with class II division 1 subdivision malocclusions: condyle-fossa relationship. **American Journal of Orthodontics & Dentofacial Orthopedics**, v. 126, n. 1, p. 48-52, 2004. ISSN 0889-5406.

WESTERMARK, A.; LEIGGENER, C.; AAGAARD, E.; LINDSKOG, S. Histological findings in soft tissues around temporomandibular joint prostheses after up to eight years of function. **International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery**, v. 40, n. 1, p. 18-25, 2011. ISSN 0901-5027.

WOLFORD, LARRY M. Total Temporomandibular Joint (TMJ) Replacement. <http://www.drlarrywolford.com/tmj-temporomandibular-joint-disorders/total-temporomandibular-joint-tmj-replacement-2/>, 2020. Acesso em: 23/07/2020.

WOLFORD, LARRY M.; MERCURI, LOUIS G.; SCHNEIDERMAN, EMET D.; MOVAHED, REZA; ALLEN, WILL. Twenty-Year Follow-up Study on a Patient-Fitted Temporomandibular Joint Prosthesis: The Techmedica/TMJ Concepts Device. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 73, n. 5, p. 952-960, 2015. ISSN 0278-2391.

YOON, HYUN-JOONG; BALTALI, EVRE; ZHAO, KRISTIN D.; REBELLATO, JOE; KADEMANI, DEEPAK; AN, KAI-NAN; KELLER, EUGENE E. Kinematic Study of the Temporomandibular Joint in Normal Subjects and Patients Following Unilateral Temporomandibular Joint Arthrotomy With Metal Fossa-Eminence Partial Joint Replacement. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 65, n. 8, p. 1569-1576, 2007. ISSN 0278-2391. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1016/j.joms.2006.10.009> >. Acesso em: 2017/07/17.

YOUNG, ANDREW. Internal derangements of the temporomandibular joint: A review of the anatomy, diagnosis, and management.(Review Article)(Report). **The Journal of Indian Prosthodontic**, v. 15, n. 1, p. 2, 2015. ISSN 0972-4052.

ZMITROWICZ, ALFRED. Wear Patterns And Laws Of Wear-A Review. **Journal of Theoretical and Applied Mechanics**, v. 44, n. 2, p. 219-253, 2006. ISSN 1429-2955.

## ANEXO 1 – CERTIFICADO DE FABRICAÇÃO DA LIGA CoCrMo



**Certificado de Qualidade N.º: 31872/18**

**Cliente :** JORGE FERREIRA DE SÁ JUNIOR

**Pedido Cliente :** Jorge Junior

**Referências Internas:** SANDINOX

**Nota Fiscal N.º:** 12208

**Certificado de Origem N.º:** 12100317920 -

<b>Liga / Material:</b> Cobalto-Cromo	<b>Especificações:</b> ASTM F1537	<b>Tratamento Térmico:</b> Recozido	
<b>Acabamento:</b> Retificado	<b>Produto ( Estado Físico ):</b> Barras redondas	<b>Dimensões (mm):</b> 8,00	<b>Tolerância:</b> -0,036
<b>Comprimento (mm):</b> 3000 a 3200	<b>Peso:</b> 0,42 KG	<b>Quantidade:</b> 1,00 metros	
<b>Composição Química (%)</b> Corrida : U49119			
<b>C</b> (Max. 0,14) 0,045	<b>Si</b> (Max. 1,00) 0,39	<b>Mn</b> (Max. 1,00) 0,43	<b>Cr</b> (26,00 - 30,00) 27,75
<b>Ti</b> 0,0050	<b>Ni</b> (Max. 1,00) 0,18	<b>Fe</b> (Max. 0,75) 0,44	<b>N</b> (Max. 0,25) 0,18
<b>Mo</b> (5,00 - 7,00) 5,06			
<b>Propriedades Mecânicas</b>			
<b>Alongamento:</b> 25 %	Min. 12%		
<b>Esguamento:</b> 804 MPa	Min. 700 MPa		
<b>Resistência a Tração:</b> 1400 MPa	Min. 1000 MPa		
<b>Dureza:</b> 46,00 HRC			
<b>Obs :</b>			
Alguns dados foram extraídos do certificado de origem do fabricante da matéria prima.			
Redução de área: 26%			

**Data**      22/05/2019 14:37:01

## ANEXO 2 – RELAÇÃO COMPONENTES COM PROCESSOS DE FABRICAÇÃO

ITEM	Arquivo de desenho relacionado / OBS	Quant.	Quant. Total	MATERIAL	Corte Plasma / Laser	Dobra	Furar	Fresar	Torno	ToTo	Retifica	Eletro erosão	Corte disco	Solda
1	Assy Geral.jpg	1	1	Vários	9	4	25	10	18	6	2	10	3	1
2	Action dw_05a- Canaleta - 5A	1	1	SAE 1020	1									
3	Action dw_06a- Componentes da Canaleta - 5A	3	3	POLIACETAL			1	1					1	
4	Action dw_07a- Componentes da Canaleta - 5A	3	3	POLIACETAL			1		1				1	
5	Action dw_08a- Componentes da Canaleta - 5A	3	3	POLIACETAL			1		1				1	
6	Action dw_09a- Componentes Acionamento motor - 3	1	1	POLIACETAL			1		1					
7	Action dw_10a- Componentes Acionamento motor - 3	1	1	SAE 1020			1	1	1					
8	Action dw_11a- Componentes Acionamento motor - 3	1	1	SAE 1020			1					1		
10	Gab dw_01a- Chassi 2	1	1	ALUMINIO	1									
11	Gab dw_02a- Conj. de Apoio Inf. laterais 2B	1	2	SAE 1020			1	1		1				
12	Gab dw_03a- Conj. de Apoio Inf. 2B	1	3	SAE 1020			1	1		1				
13	Gab dw_4a- Divisória Central - 2A	1	1	SAE 1020	1		1			1				
14	Gab dw_06a- Pino limitador lateral	2	2	SAE 1020					1					
15	Gab dw_07a- Pino limitador central	6	6	SAE 1020					1					
16	Gab dw_08a- Conj. de Apoio Inf. menor 2B	1	2	SAE 1020			1	1						
17	Gab dw_09a- Corrigido Planificado	1	1	SAE 1020	1	1								
18	Gab dw_10a- Bucha Circular - Necessário localizar sua aplicação													
19	Gab dw_11a- Suporte Motor - 3 Planificado	1	1	SAE 1020	1	1								

ITEM	Arquivo de desenho relacionado / OBS	Quant.	Quant. Total	MATERIAL	Corte Plasma / Laser	Dobra	Furar	Fresar	Torno	ToTo	Retifica	Eletro erosão	Corte disco	Solda
39	Sup dw_01a - Coluna deslizante - 8B	2	12	SAE 1020			1	1				1		
40	Sup dw_02a- Placa de peso - 8A	1	6	SAE 1020	1		1							
41	Sup dw_04a - Guia deslizante - 8C	4	24	SAE 1020					1		1			
42	Sup dw_05a- Pivô para Peso - 8D	1	6	SAE 1020					1					
46	Action dw_01a- Pinos da Biela - 5D	1	6	SAE 1020			1	1	1					
47	Action dw_02a- Pinos da Biela - 5D	1	6	SAE 1020			1			1		1		
48	Action dw_03a- Pinos da Biela - 5D	1	6	SAE 1020					1					
49	Action dw_04a- Pinos da Biela - 5D	1	6	SAE 1020					1					
51	Ban dw_01c - Par Col. Sustent. 7B	2	12	SAE 1020			1					1		
52	Ban dw_01a - Col. Sustent. e Trav. 7C	2	12	SAE 1020			1	1				1		
53	Ban dw_02a (verificar se é necessário)	4	24	AÇO LIGA										
54	Ban dw_03a alterado - Viga de Sustentação - 7D	2	12	SAE 1020			1					1		
55	Ban dw_04a alterado - Placa Base - 7A	1	6	SAE 1020	1		1			1				
56	Ban dw_05a - Conjuntos de travamento Pino - 7F	2	12	SAE 1020					1					
57	Ban dw_06a - Conjuntos de travamento - 7F	2	12	SAE 1020			1	1	1					
58	Ban dw_07a - Conjuntos de travamento - 7F	2	12	SAE 1020					1					
59	Ban dw_08a- Presília suporte ajustável - 11	2	12	SAE 1020			1			1		1		
60	Bac dw_01- Cuba - 10	1	8	AÇO INOX	1	1								1
61	Bac dw_02- Suporte Ajustável - 11	2	12	SAE 1020	1	1								
62	Bac dw_03- Apoio resistência - Cuba - Fig. 3E	1	6	SAE 1020										
68	Basc dw_01a_1- Coluna - 9B	2	12	SAE 1020			1					1		
69	Basc dw_02a_1- Peça da Coluna - 9B	2	12	SAE 1020			1					1		
70	Basc dw_03a_1- Eixo deslizante da Coluna - 9B	2	12	SAE 1020					1		1			
71	Basc dw_04a_1 - Suporte do Côndilo - 9A	1	6	SAE 1020			1	1				1		
72	Basc dw_05a_1- Eixo basculante menor com rolam. - 9C	1	6	SAE 1020			1		1					
73	Basc dw_06a_1- Eixo maior com rolam. - 9D	1	6	SAE 1020			1		1					
74	Basc dw_07a_1- Pino Coluna - 9B	2	12	SAE 1020					1					

## ANEXO 3 – PROGRAMAÇÃO DO ARDUÍNO

```

// Modulo I2C Display LCD - Contador - Gravador

int led = 10;
int estado=0; //Variável que detecta o estado da chave óptica
int i=0; //variável contadora
int cont=1;

#include <SD.h>
#include <Wire.h>
#include <LiquidCrystal_I2C.h>
#define sensor 8 //Define "sensor" com valor 8

//Pino CS do modulo cartao SD
int CS_PIN = 4;

File file;

// Inicializa o display no endereco 0x3F
LiquidCrystal_I2C lcd(0x3F,2,1,0,4,5,6,7,3, POSITIVE);

void setup(){
  Serial.begin(9600); //Inicia a Serial
  //Inicializa o cartao SD
  inicia_SD();

  lcd.begin(16,2);
  pinMode(led,OUTPUT);

  pinMode(sensor,INPUT_PULLUP); //Define o pino digital 8(sensor) como entrada...
  //...habilitando o resistor de pullup
}

void loop(){

  abre_arquivo_gravacao("contador.txt");
  lcd.clear();
  lcd.setCursor(0, 0);
  lcd.print("CICLOS");

  estado = digitalRead(sensor); //Lê o pino digital 8(sensor) e guarda o estado na variável estado
  if(estado == 1) //Se o estado da chave óptica for igual a 1(Objeto entre a fenda)
  {
    i=i+1;
  }

  if (cont == i)
  {
    file.print(" Contagem: ");
    file.println(i);
    //delay (200);
    //fecha_arquivo();
    cont=cont+1;
  }

  //digitalWrite(led,HIGH);

```

```
    lcd.setCursor(0, 1);
    lcd.print(i);
    delay(400);

    // digitalWrite(led,LOW);

    // delay(500);
    fecha_arquivo();

}

void inicia_SD()
{
    pinMode(CS_PIN, OUTPUT);

    if (SD.begin())
    {
    } else
    {
        return;
    }
}

int abre_arquivo_gravacao(char filename[])
{
    file = SD.open(filename, FILE_WRITE);

    if (file)
    {
        return 1;
    } else
    {
        return 0;
    }
}

void fecha_arquivo()
{
    if (file)
    {
        file.close();
    }
}
```