

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE MARINGÁ
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA INTEGRADA**

GABRIEL MARCONDES CASTANHEIRA

Radioterapia e o Sistema *O-ring*: Força de Retenção e Resistência à Fadiga

**Maringá
2020**

GABRIEL MARCONDES CASTANHEIRA

Radioterapia e o Sistema *O-ring*: Força de Retenção e Resistência à Fadiga

Dissertação apresentada ao Departamento de Odontologia, vinculado ao Centro de Ciências da Saúde, da Universidade Estadual de Maringá, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Odontologia Integrada.

Orientador: Prof. Dr. Sérgio Sábio

**Maringá
2020**

Dados Internacionais de Catalogação-na-Publicação (CIP)
(Biblioteca Central - UEM, Maringá - PR, Brasil)

C346r	<p>Castanheira, Gabriel Marcondes</p> <p>Radioterapia e o Sistema <i>O-ring</i> : força de retenção e resistência à fadiga / Gabriel Marcondes Castanheira. – Maringá, PR, 2020. 80 f.: il. color., figs., tabs.</p> <p>Orientador: Prof. Dr. Sérgio Sábio. Dissertação (Mestrado) - Universidade Estadual de Maringá, Centro de Ciências da Saúde, Programa de Pós-Graduação em Odontologia, 2020.</p> <p>1. Sistema <i>O-ring</i> - Força de retenção. 2. <i>Overdenture</i>. 3. Odontologia - Radioterapia. I. Sábio, Sérgio, orient. II. Universidade Estadual de Maringá. Centro de Ciências da Saúde. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.</p>
CDD 23.ed. 617.6	

Gabriel Marcondes Castanheira

Radioterapia e o Sistema O-ring: Força de Retenção e Resistência à Fadiga

Este trabalho de conclusão de Mestrado foi julgado e aprovado para obtenção do título de Mestre em Odontologia Integrada através da Universidade Estadual de Maringá

Dissertação aprovada em: 21/12/2020.

BANCA EXAMINADORA

Presidente - Prof. Dr. Sérgio Sábio
Universidade Estadual de Maringá (UEM)

Membro Avaliador - Prof. Dr. Mauro Luciano Baesso
Universidade Estadual de Maringá (UEM)

Membro Avaliador - Prof. Dr. Daniel Sundfeld Neto
Centro Universitário Ingá (Uningá)

Dedico esse passo a meus pais, que mostram força e coragem hercúlea perante a vida, me entregando uma chance à grandeza.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a meu orientador professor Dr. Sérgio Sábio pela oportunidade de trabalharmos juntos e podermos desenvolver este trabalho. O agradeço não só pela orientação acadêmica, mas também pelas conversas e troca de experiências pessoais. Meus agradecimentos se estendem a minha esposa Angélica Miamoto que demonstra muito força, carinho amor e paciência. A agradeço por ser força quando fraquejei, agradeço por ser carinho quando senti dor, agradeço por ser amor e me permitir crescer ao seu lado, agradeço por ser paciente com minhas imperfeições. Essas duas pessoas foram fundamentais para atingir essa conquista profissional e pessoal.

Agradeço a todas as empresas que confiaram e se dispuseram a participar e por a pesquisa em funcionamento. Agradeço ao Centro de Oncologia e Radioterapia Sant'Anapor toda a assistência e tempo dispendido a pesquisa. Agradeço a GELITA por ter cedido o material para aumentar a qualidade do estudo. Agradeço a Medens por ter cedido todos os componentes protéticos utilizados na pesquisa.

Agradeço a Universidade Estadual de Maringá - UEM como um todo, do espaço cedido aos professores e servidores. Agradeço especial a Eloisa Hundsdorfer Lerco Vedoveli e ao Élcio José Cunico que independente das situações se dispuseram a ajudar.

Agradeço a Sonia Aparecida Leonel por tudo. Não a gratidão que possa ser expressa em palavra que consigo direcionar a esta mulher, pessoa singular de brilho encantador e de um carinho materno com todos. Obrigado!

Agradeço ao Centro Universitário Ingá - UNINGÁ, principalmente aos professores Daniel Sundfeld Netor. e. Fernanda Ferruzzi Lima pela confiança e oportunidade de utilizar os equipamentos e laboratório para a coleta de dados.

Agradeço aos companheiros dessa jornada Rafael Tribulato Bueno Rego, Felipe Rafael de Oliveira, Breno Gabriel da Silva, Ana Cláudia Ramin Silva que além de participarem se desesperaram e ajudaram a resolver as dificuldades.

Agradeço aos companheiros de mestrado, em especial Victor Lacerda Barbosa, Ana Carolina Guimarães Alves, Fernanda Midori Tsuzuki, Fernanda Lobo. Agradeço em especial Clodoaldo Penha Antoniassi que se tornou um grande amigo nessa jornada.

Agradeço a meus pais Carla Marcondes Castanheira e Carlos José Dias Castanheira a quem dedico este trabalho.

Agradeço a todos que contribuíram para a conclusão desta etapa de forma direta ou indireta.

Por fim, agradeço a mim mesmo por não desanimar e dar esse passo em direção ao crescimento.

Radioterapia e o Sistema *O-ring*: Força de Retenção e Resistência à Fadiga

RESUMO

O estudo tem como objetivo a avaliação *in vitro* dos efeitos, ao longo de um ano, na força de retenção do sistema de *o-ring* de overdentures submetidas a radioterapia. Para tanto, modelos experimentais mandibulares receberam dois análogos a implantes hexágonos externo em região de canino, que acoplaram uma overdenture pelo sistema *o-ring*. Foi utilizado um acelerador linear de megavoltagem para a radioterapia, um simulador de mastigação para os ciclos de fadiga, uma máquina de ensaios universais para avaliação da força de retenção após ciclos de inserção e remoção. Ainda, um estereomicroscópio foi usado para avaliar deformação dos anéis *o-ring*. Os modelos foram submetidos a 70Gy de radiação com energia de 6 MeV. Para simular os ciclos de inserção e remoção por ano, transcorrerão 400.000 ciclos de fadiga e 1080 ciclos de inserção e remoção. Um CCI foi calculado para a metodologia. Medidas internas e externas foram obtidas antes e depois das intervenções e a deformação dos anéis *o-ring* foi mensurada. Os dados foram analisados pelos testes Shapiro Wilk, teste Anova One-Way, teste de Tukey e o teste t pareado de Student. Em todos os testes adotou-se o nível de significância de 5% (valor- $p < 0,05$). Para o grupo irradiado a força de retenção antes e depois apresentou diminuição significativa (valor- $p < 0,05$). Entretanto, durante os ciclos de fadiga e inserção não houve diferença significativa (valor- $p > 0,05$). Para o grupo controle a força de retenção não mostrou variação significativa (valor- $p > 0,05$) em nenhum os tempos. Deformações no material foram visualizadas, mas não apresentaram significância estatística (valor- $p > 0,05$). Em conclusão, a força de retenção diminuiu significativamente após radioterapia com 70Gy a 6 MeV de energia, entretanto não houve comprometimento clínico da retenção das próteses.

Palavra-chave: *O-ring*; *Overdenture*; Raio-X; Retenção; Fadiga

Radiotherapy and the *O-ring* System: Retention Force and Resistance to Fatigue

ABSTRACT

This *in vitro* study aims to evaluate in vitro the effects, over a year, on the retention force of the o-ring system of overdentures submitted to radiotherapy. Therefore, experimental mandibular models received two analogues to external hexagon implants in the canine region, which coupled an overdenture through the o-ring system. A linear megavoltage accelerator was used for radiotherapy, a mastication simulator for fatigue cycles, a universal testing machine for evaluating the retention force after insertion and removal cycles. In addition, a stereomicroscope was used to assess deformation of the o-rings. The models were submitted to 70Gy of radiation with energy of 6 MeV. To simulate the insertion and removal cycles per year, 400,000 fatigue cycles and 1080 insertion and removal cycles will elapse. A CCI was calculated for the methodology. Internal and external measurements were obtained before and after the interventions and the deformation of the o-rings was measured. The data were analyzed using the Shapiro Wilk test, Anova One-Way test, Tukey test and Student's paired t test. In all tests, the significance level was set at 5% (p-value <0.05). For the irradiated group, the retention force before and after showed a significant decrease (p-value <0.05). However, during the fatigue and insertion cycles there was no significant difference (p-value > 0.05). For the control group, the retention force did not show significant variation (p-value > 0.05) at any time. Deformations in the material were seen, but did not show statistical significance (p-value > 0.05). In conclusion, the retention force decreases significantly after radiotherapy with 70Gy to 6 MeV of energy, however, there was no clinical impairment of prosthesis retention.

Keywords: *o-ring*; *overdenture*; x-ray; retention; fatigue

LISTA DE TABELA

Tabela 1 -Médias das forças de retenção (N) \pm o desvio padrão dos grupos comparativos ao longo do tempo.	56
Tabela 2 - Deformação (μm) \pm o desvio padrão dos grupos comparativos para cada um dos métodos e tempos de análise.	Erro! Indicador não definido.

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - Perfil médio da força de retenção (N) dos grupos em relação aos tempos de avaliação.	54
Gráfico 2 - Boxplot da força de retenção (N) para cada um dos grupos comparativos ao longo do tempo.	55
Gráfico 3 - Gráfico de barras da deformação (μm) dos grupos comparativos para cada um dos métodos e tempos de análise.	58

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Reação de Poliadição: Poliuretano de diisocianato e diol.	17
Figura 2 –Modelo Anatômico	25
Figura 3 -Forma do Modelo Anatômico (F-MA).....	26
Figura 4 - Modelo em resina acrílica.....	27
Figura 5 - Prótese Total Mandibular (PTM).....	30
Figura 6 - Contra mufla personalizada. Observar o orifício de acesso.	31
Figura 7 -Cópia da Base da PTM. (A). PTM posicionada na contra-mufla personalizada. (B) Base da PTM em Gesso.....	31
Figura 8 - Forma de PTM (F-PTM). (A) Conjunto mufla e contra-mufla sob 1 tonelada de pressão. (B) Porção oclusal de F-PTM.	32
Figura 9 - Duplicata de PTM.....	33
Figura 10 - Modelo de Basse Óssea (MBO). (A) F-MA modificada com rosa nº 7 simulando espessura de tecido gengival. (B) Modelo em gesso comum tipo II	33
Figura 11 - Forma do Modelo de Base Óssea (F-MBO).....	34
Figura 12 - Transferência de linha média e pontos equidistantes para as duplicatas da BO (D-BO) com auxílio do carimbo em alginato	35
Figura 13 -(A) Aplainamento da base de D-BO. (B) Perfuração dos orifícios paralelos equidistantes centralmente a 22 mm, com 4,1mm de diâmetro.....	36
Figura 14 -(A) Análogos aos implantes instalados na D-BO a distância de 22 mm (seta preta). Orifício central para transfixação do aquário e módulo de fixação (seta vermelha). Linhas perpendiculares, média e entre ameia de 1º e 2º Molar (Linhas Vermelhas). (B) Análogo a implantes HE de plataforma Ø 4.1 mm, ACIHE-4110.....	37
Figura 15 - Adaptação da Forma Gengival (FG) entre MROA (A) e MBO (B).....	38
Figura 16 -(A) pilares de retenção em posição. (B)-Pilar o-ring (seta vermelha). Chave de instalação de corpo único quadrada (seta azul)	38
Figura 17 -(A) Forma Gengival (FG) em posição. (B) Base mandibular (BM) finalizada.....	39
Figura 18 -Preparo para captura de mini cápsula. Mini capsula (seta vermelha). Anel espaçador (seta preta). Película plástica (seta azul).....	40
Figura 19 -Overdenture concluída.....	41
Figura 20 -Corpo de prova finalizado.	41
Figura 21 - (A)Módulo de fixação. (B)Adaptação a base para o ensaio de fadiga. (C)Adaptação a base para os ensaios de tração.....	42
Figura 22 - Sistema Completo.....	43

Figura 23 –Ajuste de pH para 7,0 a temperatura de 42° C	45
Figura 24 -(A) Bases Mandibulares sem gengiva, posicionadas sobre camada de 15 mm de gel balístico. (B) Acoplamento de overdenture evitando aprisionamento de ar. (C)Aferição de distância da superfície do gel para a incisal os incisivos inferiores.	46
Figura 25 -Bloco de Gelatina Balística	46
Figura 26 -Bloco de gelatina balística posicionado no acelerador linear de megavoltagem CLINAC 600 C/D.....	47
Figura 27 -Sistema completo em posição na cicladora mecânica para os ensaios de fadiga. ...	49
Figura 28 -Sistema em posição na máquina de ensaios universais para ensaios de tração.	50
Figura 29 -Medidas para mensurar deformação. (A) comprimento horizontal interno (CHI) e comprimento vertical interno (CVI). (B) comprimento horizontal externo (CHE) e comprimento vertical externo (CVE). (C) diâmetro interno (DI). (D) diâmetro externo (DE). 51	
Figura 30 – Protocolo Radioterápico.....	76

LISTA DE ABREVIações E SIGLAS

- AC** - Abertura Central
- CCP** - Câncer cabeça e pescoço
- CHE** - Comprimento Horizontal Externo
- CHI** - Comprimento Horizontal Interno
- CVE** - Comprimento Vertical Externo
- CVI** - Comprimento Vertical Interno
- D-PTM** - Duplicatas de Prótese Total Mandibular
- D-BO** - Duplicadas de Base Óssea
- DE** – Diâmetro Externo
- DI** - Diâmetro Internos
- F-MA** - Forma do Modelo Anatômico
- F-PTM** - Forma da Prótese Total Mandibular
- F-MBO** - Forma do Modelo de Base Óssea
- FG** - Forma Gengival
- FR** - Força de Retenção
- GC** - Grupo Controle
- GR** - Grupo Radioterapia
- HE** - Hexágono Externo
- MA** - Modelo Anatômico
- MBO** - Modelo de Base Óssea
- MF** - Módulo de Fixação
- MRA** - Modelo em Resina Acrílica z
- PTM** - Prótese Total Mandibular
- PU** - Poliuretano
- RT** - Radioterapia

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	14
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	16
2.1	Overdenture e O-ring	16
2.2	Poliuretano	17
2.3	Radiação ionizante e Poliuretano	19
2.4	Gelatina Balística	21
3	OBJETIVOS	23
3.1	Objetivo geral	23
3.2	Objetivo específico	23
4	MATERIAIS E MÉTODOS	24
4.1	Delineamento Experimental	24
4.2	Modelos Iniciais	24
4.3	Corpos de Prova	27
4.3.1	Prótese Total Mandibular (PTM)	27
4.3.2	Confecção de duplicatas de Prótese Total Mandibular (D-PTM)	30
4.3.3	Modelos de Base Óssea (MBO)	33
4.3.4	Confecção das Duplicatas do Modelo Base Óssea (D-BO)	34
4.3.5	Base de Suporte e Instalação dos Análogos	35
4.3.6	Gengiva Artificial	37
4.3.7	Finalização do Corpo de Prova	38
4.4	Módulo de Fixação e Aquário	42
4.5	Estudo Piloto e Calibração	43
4.6	Gel Balístico	44
4.7	Exposição à Radiação Ionizante	47
4.8	Ensaio Mecânicos	48
4.8.1	Ensaio de Fadiga	48
4.8.2	Ensaio de Retenção	49
4.9	Esteriomicroscopia Óptica	50
4.10	Análise Estatística	52
4.10.1	Aspectos Computacionais	53

5	RESULTADOS.....	54
6	DISCUSSÃO	59
7	CONCLUSÃO	63
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	64
	ANEXO	76

1 INTRODUÇÃO

A população mundial está aumentando e envelhecendo, a parcela populacional com idade acima de 65 anos é projetada em 2.1 bilhões de indivíduos para 2050, cerca de 16,7 % da população (Adlard e Bush, 2018; United Nations, 2017). Uma população idosa está mais propensa a desenvolver doenças malignas, como o câncer de cabeça e pescoço (CCP), cuja incidência aumenta desde a última década, sem estimativas de redução no futuro próximo (Smith et al., 2009; Jeske et al., 2020). Quando fatores socioeconômicos estão associados ao envelhecimento, há uma prevalência crescente do edentulismo, principalmente em indivíduos acima dos 50 anos. (Douglas, Shih e Ostry, 2002; Peltzer et al., 2014; Cardoso et al., 2016; Al-Rafee, 2020).

Estima-se que o CCP representa cerca de 5,7% de todos os tipos de câncer no mundo (Auérin, 2020). A radioterapia (RT) sozinha ou associada a outras terapias compõem o principal tratamento para CCP (Budach and Tinhofer 2019). Na RT convencional a dose de radiação varia de 25 Gy a 70 Gy, dependente do tipo e estágio do CCP, sendo administrada em frações diárias de 2 Gy, 5 vezes por semana de cinco a sete semanas (Adelstein et al., 2017; Pfister et al., 2020). Essa radiação de alta energia envolvida no tratamento produz efeitos colaterais nos tecidos circundantes ao tumor e na cavidade oral (Gerngross et al., 2005; Wu et al., 2016; Iglesias Docampo et al., 2018; Adelstein et al., 2017; Nevens et al., 2017; Nevens et al., 2017; Budach and Tinhofer 2019). Também podem ocorrer possíveis alterações nas propriedades de materiais restauradores e próteses presentes na cavidade oral dos pacientes (Dogan et al., 2013; Brandeburski e Della Bona, 2018; Melo Neto et al., 2020; Mellara 2020; Muñoz et al., 2020).

Para a reabilitação de paciente edentulos as *overdenture* implanto-retidas por dois implantes se tornaram a primeira escolha, desde o consenso de McGill em 2002 (Feine et al., 2002). Para estas, o sistema de retenção mais comum é o barra clip e o bola *O-ring* (Kim et al., 2015; Gonçalves 2020). Normalmente no sistema *O-ring* a retenção é promovida por anel polimérico de constituição variada como silicone (Merril, 1997; Ekfeldt, Johansson, Isaksson, 1997), nylon (Ohkubo et al., 2004, Kono et al., 2014), acrilonitrilo, fluorcarbono, etileno propileno (Jayaraman et al, 2012), ou poliuretano (PU) (Abou-Ayash et al., 2019). O anel permite um alívio de estresse, reduzindo a carga sobre os implantes, o que torna o sistema resiliente (Barao et al.,

2013; Dashti, 2013). Entretanto, é um sistema de manutenção periódica devido ao desgaste dos componentes pelo uso diário resultando em perda de retenção e trocas de 6 a 9 meses (Winkler et al., 2002; Botega et al., 2004; Trakas et al., 2006; Gonçalves 2020). A força da retenção está diretamente relacionada com a capacidade de mastigação, força de mordida, conforto, satisfação e qualidade de vida do paciente (Thomason et al., 2003; Sadig, 2009; Boven et al., 2015).

Quando polímeros sintéticos são expostos a radiação ionizante de alta energia pode ocorrer alterações físicas e químicas que levam a mudanças em suas propriedades (Croonenborghs, Smith e Strain, 2007; Mulliez, Schilling e Grupp, 2020). Polímeros expostos a radiação ionizante (RI) podem sofrer cisão e reticulação simultâneas, produzir compostos voláteis, ligações insaturadas e moléculas de baixo peso (Reichmanis e O'donnell, 1989; STRINGER; PEPPAS, 1996). Alterações nos anéis poliméricos de *overdentures* podem implicar em perda de qualidade na reabilitação de pacientes já fragilizados por conta do CCP. Sendo assim, o objetivo deste estudo *in vitro* é avaliar a força de retenção de anéis de poliuretano do sistema *o-ring* ao longo de um ano, para *overdentures* implantoretidas em função e submetidas à radioterapia. A hipótese nula é que a radioterapia não tem influência no comportamento retentivo do sistema *o-ring* após um ano em função.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 Overdenture e O-ring

O conceito de fixação de acessória para sobredentaduras originou-se na Suíça por volta de 1898, e Gilmore o popularizou a mais de 100 anos (Mensor 1977). Apenas em 1956 estudos mais aprofundados começaram a ser produzidos a fim de compreender o sistema como um todo (Fenner, W., Gerber, A. A., and Miihlemann, 1956). De início os sistemas eram apenas fixos e passando a apresentar certa resiliência com uso de anéis teflon (sistema Ancorfix), distribuindo forças mastigatórias para os tecidos moles (Mensor, 1978). Os primeiros anéis de silicone foram concebidos por William Navratil e Dr. Henry Gold com o conceito de *Micro-Ring* e apresentados a comunidade científica por Dalise em 1979 (Dalise, 1979).

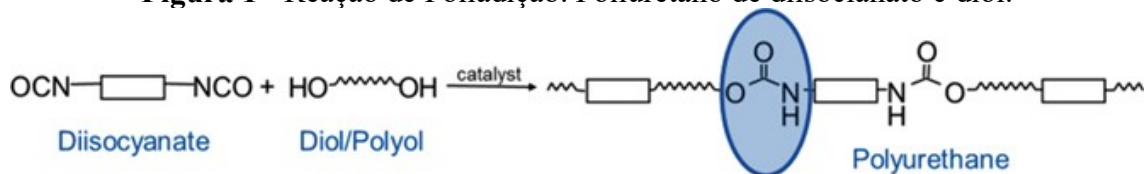
Normalmente, no sistema *O-ring* a retenção é promovida por anel polimérico como o silicone (Merril, 1997; Ekfeldt, Johansson, Isaksson, 1997), nylon (Ohkubo et al., 2004, Kono et al., 2014), acrilonitrilo, fluorcarbono, etileno propileno (Jayaraman et al., 2012), e poliuretano (PU) (Abou-Ayash et al., 2019). A força da retenção está diretamente relacionada com a capacidade de mastigação, força de mordida, conforto, satisfação e qualidade de vida do paciente (Thomason et al., 2003; Sadig, 2009; Boven et al., 2015). Pigozzo et al., sugerem que uma força de 5 a 7 N é o suficiente pra manter a prótese em posição durante os movimentos funcionais (Pigozzo et al., 2009). Entretanto, forças com até 20 N são aceitáveis para manter uma overdenture implantoretida por dois implantes, estabilizada (Setz et al., 1998).

Em overdenture implantoretidas o anel polimérico permite o alívio de estresse, reduzindo a carga sobre os implantes, o que torna o sistema resiliente (Barao et al., 2013; Dashti, 2013). Entretanto, é um sistema de manutenção periódica devido ao desgaste dos componentes pelo uso diário resultando em perda de retenção e trocas de 6 a 9 meses (Winkler et al., 2002; Botega et al., 2004; Trakas et al., 2006; Gonçalves 2020). Devido à estrutura específica e comportamento mecânico os polímeros são sensíveis a alterações em camadas mais superficiais, relacionadas a estresse mecânico, térmico e a reações químicas. (Myshkin et al., 2005).

2.2 Poliuretano

Os poliuretanos são os mais versáteis da família dos polímeros especiais, sendo o de maior valor comercial, cerca de 18.4 milhões de toneladas foram negociadas em 2019 (Garside, 2020). Seu valor está atrelado a facilidade de manipulação de suas propriedades físico-químicas pela alteração do tipo e funcionalidade de seus precursores, permitindo inúmeras finalidades (Engels et al., 2013). Normalmente sua formação se dá pela poliadição de isocianatos polifuncionais com moléculas que possuem pelo menos dois grupos hidroxila (**Figura 1**). Entretanto, compostos contendo hidroxilas podem variar quanto à massa molar, natureza química e funcionalidade. Os isocianatos podem ser aromáticos, alifáticos, cicloalifáticos ou policíclicos. (Delebecq et al., 2013). A reação primária de poliadição de uretano é fruto das descobertas de Otto Bayer e colegas no ano de 1937 (Eling, Tomović e Schädle, 2020). O poliuretano (PU) utilizado em dispositivos médicos é sintetizado pela reação de 4,4'-difenilmetano diisocianato (MDI) e politetrametilenoglicol (PTMG) (Shintani, Kikuchi, Nakamura, 1990).

Figura 1 - Reação de Poliadição: Poliuretano de diisocianato e diol.



Fonte: Eling, Tomović e Schädle, 2020

Os olhos da comunidade médica se voltaram para o PU no final dos anos 60, com a busca por alternativas para dispositivos de assistência cardíaca para o National Institutes of Health (NIH) – Estados Unidos (Boretos e Pierce, 1967; Boretos e Pierce, 1968). Os avanços se iniciaram com teste em cobaias, rato, coelhos e cachorros, revelando a ausência de resposta aguda á implantes intercutâneos e intravasculares de PU (Boretos, Detmer e Donachy, 1971). Entretanto, o sucesso não era sempre garantido, levantando suspeitas quanto a necessidade de mudanças iônicas na superfície dos materiais para melhor interação com o sangue (Bruck, 1973), uma vez que era sugerido uma certa condutividade eletrônica das proteínas (Rosenberg, 1962)

Avanços após avanços levaram a uma gama de aplicações médicas para o PU, sendo o uso principal em implantes de período curto (Das e Mahanwar, 2020). Além desta, o PU é usado em tubos, cateteres, curativos, material para leitos (Wang et al., 2012; Zhou, et al., 2013; Zhou et al., 2014), como veículo para entrega de drogas via colón (Yamaoka et al., 2000; Naeem et al., 2014), usado em anéis vaginais (Clark et al., 2012; Zhang et al., 2020).

Na história da odontologia os compostos de PU ganharam espaço pela necessidade de melhorar a adaptação marginal em restaurações acrílicas auto polimerizáveis, promovendo maior selamento marginal, principalmente em restaurações anteriores (Galligan et al., 1968). Derivados de PU se mostraram uma boa opção como verniz (Bayer D-520) para polpa e dentina em estudos in vivo com macacos. (Tridan, 1977, 1978). Passando a ser empregados clinicamente (Cicciù et al., 1986; Sandham et al., 1991; Gou et al., 2020) Recentemente encontrou espaço como selante de carie interproximal inicial, aplicado em forma de fita adesiva (IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein). (Alkilzy et al., 2009; Alkilzy, Berndt e Splieth 2011; Dorri et al, 2015).

Na década de 70, enxertos ósseos mistos de osso autógeno e biomaterial (PU-Tereftalato) eram a melhor alternativa em reconstruções do contorno craniofacial e mandibular (Leake e, Habal, 1976). Vernizes de PU também são aplicados em reconstruções faciais, próteses maxilofaciais e anaplastologias por suas características inertes e estéticas (Singer, Mitchell e Pelleu, 1988; Chang et al., 2009; Aggarwal, Kumar e Singh, 2016; Cruz et al., 2020a; Cruz et al., 2020b).

Ainda em 70, conduziram-se estudos microbiológicos, quanto à aplicação de um derivado elastomérico de PU como reembasador protético resiliente. (Tang, Gonzales & Robert, 1975). No mesmo período, variações de PU foram estudadas como um novo material para elásticos ortodônticos, sendo usados ainda hoje (Yoshii, 1972; Baty et al., 1994; Condò et al., 2013; Liu et al, 2018;). Elásticos de poliuretano figuram, também, como parte fundamental de sistemas de retenção para overdenture, sendo um dos materiais mais comuns aplicados para esse fim (Abou-Ayash et al., 2019).

2.3 Radiação ionizante e Poliuretano

Polímeros sintéticos irradiados podem sofrer mudanças físicas e químicas como a cisão e reticulação simultâneas das cadeias poliméricas, alterando sua estrutura cristalina e determinando mudanças em suas propriedades (Chapiro 1995, Croonenborghs, Smith e Strain, 2007; Mulliez, Schilling e Grupp, 2020). Pode ocorrer, também, a formação de gases e subprodutos da radiólise, alterando a massa molar, bem como a formação de uma rede tridimensional (Stringuer e Peppas, 1996; International Atomic Energy Agency, 1992). A natureza e a extensão das mudanças produzidas pela radiação sofrem influências do oxigênio atmosférico no momento da radiação, de melhoradores de desempenho do material, como estabilizantes, deslizantes e antioxidantes. Durante a irradiação o oxigênio atmosférico pode provocar a oxidação do polímero, resultando em cisão oxidativa das cadeias poliméricas e formando peróxidos, álcoois, frações carbonílicas, monóxido e dióxido de carbono, entre outros compostos de baixa massa molar. Normalmente a quantidade de gases produzidos é dependente da dose de radiação (Killoran, 1972; Reichmanis e O'donnell, 1989; Stringer; Peppas, 1996; Righnakos et al., 1999).

Os PU são classificados como materiais com excelente estabilidade a radiação. Entretanto, dependendo da arquitetura molecular e composição a resistência a radiação dos poliuretanos diferem significativamente. (Walo et al., 2014). Em 1990 a preocupação com os efeitos da radiação ionizante em PU marcou o início de algumas pesquisas, inicialmente com fontes de radiação gama e posteriormente com radiação de feixe de elétrons (Navarro et al., 2020)

Inicialmente foi traçada uma relação linear entre a dose e quantidade de radicais formados em exposições a doses entre 0 e 10 kGy (Quilogray) de radiação gama ^{60}Co . O mesmo estudo revelou reação de Crosslink e mudanças na força de tração foram associadas a alteração do peso molecular de diferentes PUs (Shintani, Kikuchi e Nakamura, 1990). O processo de esterilização por raios gama ^{60}Co leva a alterações específicas e superficiais na composição do polímero, podendo causar dano associado a redução no peso molecular, alteração na estrutura cristalina (Abraham, Frontini, Cuadrado, 1997; Tian et al., 2015; Ferreño et al., 2018). As alterações observadas nos PU quando exposto a fontes de radiação gama também são observadas para fontes de feixe de elétrons (Guignot et al., 2001; Murray et al., 2013; Walo et al., 2014; Shin and Lee, 2015; Adem et al., 2015; Dong et al., 2017).

Em todos estes trabalhos as doses usadas são para processos industriais de esterilização ou produzidas em reatores nucleares, doses na grandeza de quilograys.

Para doses terapêuticas de radiação o número de trabalhos é limitado. Filmes circulares de poliuretano (6.35 mm x 0.03 mm) foram expostos a doses de $3.2 \text{ Gy}\cdot\text{min}^{-1}$ e $4.5 \text{ Gy}\cdot\text{min}^{-1}$, além de $44 \text{ Gy}\cdot\text{min}^{-1}$ e $833 \text{ Gy}\cdot\text{min}^{-1}$, entretanto até um total de 25kGy. Tal estudo não mostrou alterações nas propriedades do material. (Cooke e Whittington, 2018).

2.4 Gelatina Balística

Gelatina balística é classificada como gelatina de tipo A derivada de colágeno, tendo consistências entre 50 e 300 Bloom (Medida de força e rigidez da gelatina). Extraída de proteína animal por processo envolvendo água e temperaturas controladas, após tratamento ácido (Sellier e Kneubuehl, 1994, Cronin, 2011).

Hoje em dia duas formulações são mais usadas em pesquisas de balística, uma da Organização do Tratado do Atlântico Norte (OTAN) e outra do Federal Bureau of Investigation (FBI) (Jussila et al., 2005, Humphrey e Kumaratilake, 2016). Para a OTAN a concentração é de 20% do peso total da amostra, mantida a temperatura de $10\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 2\text{ }^{\circ}\text{C}$, com um número de Bloom entre 250 e 300, sem um padrão de calibração para essa concentração (Maiden, 2014). Como padrão o FBI usa 10% do peso total da amostra, a $4\text{ }^{\circ}\text{C}$, calibrada pelo método de Fackler, com um número de bloom entre 250 e 300 (Fackler e Malinowski, 1988, Jussila, 2004, Pullen et al., 2020). A validação do método Fackler foi realizada por meio de estudos em cadáveres conduzidos por departamento especializado do FBI, sendo considerada a mais precisa (Al-Obaid, 2007, Manolescu, 2012)

A gelatina balística é empregada frequentemente como um substituto a tecidos moles, possuindo uma densidade similar ao tecido muscular (Berlin et al., 1977, Jin et al., 2018). Além de apresentar propriedades mecânicas e respostas a diferentes testes mecânicos semelhantes às dos tecidos moles (Breeze et al., 2013, Humphrey e Kumaratilake, 2016). Concebida primariamente para as ciências forenses e o uso militar, visto a necessidade de reprodução de tecidos humanos, sobretudo em estudos de impacto, perfil de ferimento balístico e penetração de projétil (Alley et al., 2011, Liu et al., 2014a, Liu et al., 2014b, Swain et al., 2014, Zecheru et al., 2016). A força e rigidez de um corpo de prova podem variar de acordo com a concentração de gelatina e temperatura durante o preparo. (Maiden et al., 2015)

No campo da medicina a gelatina balística é empregada como material fantasma na imagiologia médica, em estudo de protocolos e treinamento cirúrgico, como simulacro muscular abdominal, cerebral, mamário, hepático e prostático (Maier-Hein et al., 2009, Lindner et al., 2010, Lawrentschuk et al., 2011, Malekzadeh et al., 2011, Miranda et al., 2013, Sutcliffe et al., 2013, März et al., 2014). A gelatina tem aplicabilidade em estudos *in vitro* que envolvam radioterapia (Melo Neto et al., 2020). Em investigações *in silico* a gelatina balística também apresenta parâmetros próximos

aos tecidos moles em geral, tendo seu uso encorajado como simulacro (Chafi et al., 2010, Ravikumar et al., (2015).

A utilização de substitutos a tecidos moles nativos é preferível na maioria dos casos, devido a facilidade em encontrar tais materiais, controle na produção da amostra, ausência de implicações éticas, possibilidade de visibilidade e registros fotográficos (Sellier e Kneubuehl, 1994, MacPherson 1997, Humphrey e Kumaratilake, 2016).

3 OBJETIVOS

3.1 Objetivo geral

Conhecer o comportamento retentivo do sistema *o-ring* quando submetido à radioterapia com 70Gy de radiação ionizante, afim de contribuir na tomada de decisão do clinico quanto a qualidade reabilitadora de *overdenture* implanto retidas.

3.2 Objetivo específico

Mensurar alterações na força de retenção de anéis de poliuretano submetidos a 70Gy de radiação ionizante, após ciclos de fadiga e de inserção e remoção.

Mensurar a deformação em anéis de poliuretano submetidos a 70Gy de radiação ionizante, após ciclos de fadiga e de inserção e remoção.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Delineamento Experimental

O estudo utilizou como fator de variação a exposição a dose terapêutica e radiação ionizante de 70 Gy e o tempo. O sistema de encaixe utilizado foi o *o-ring*, fixados a dois análogos de implantes Hexágono Externo (HE), paralelos e centralmente equidistantes a 22 milímetros entre si. Vinte corpos de prova foram produzidos e separados em dois grupos, Controle (GC) e Irrradiado (GI).

Ciclos de fadiga e ciclos de inserção e remoção foram produzidos e avaliados em diferentes tempos; zero ciclo (T0); Zero ciclo após exposição à radiação (T1); após 100.000 de fadiga e 270 ciclos de inserção e remoção (T2); após 200.000 de fadiga e 540 ciclos de inserção e remoção (T3); após 300.000 de fadiga e 810 ciclos de inserção e remoção (T4); após 400.000 de fadiga e 1080 ciclos de inserção e remoção (T5). Todos os ciclos e processo de coleta de dados foram conduzidos sob água deionizada a 37° Celsius

Os anéis de poliuretano do sistema *o-ring* tiveram sua deformação quantificada por meio de estereomicroscopia ótica. Medidas em micrometro (μm) foram obtidas a magnificação de 20 vezes, antes e depois dos ensaios de fadiga e inserção e remoção, por dois métodos diferentes. Foram mensurados os comprimentos horizontais e verticais internos e externos, além dos diâmetros interno e externo dos anéis.

4.2 Modelos Iniciais

Foi obtido um molde de rebordo alveolar mandibular com reabsorção severa de paciente do Programa Odontológico de Assistência ao Servidor (PROAS) do programa de mestrado em odontologia integrada da Universidade Estadual de Maringá (UEM) (Maringá, PR, Brasil). A moldagem foi realizada com hidrocolóide irreversível, alginato Hydrogum 5 (Zhermack Spa, Badia Polesine RO., Italy) acomodado em moldeira perfurada de alumínio, seguindo orientações do fabricante, 7 gramas de pó para 15 ml de água a temperatura ambiente. O molde foi enxaguado em água corrente por 30 segundos, cuidadosamente seco e higienizado com hipoclorito de sódio 0.5% por 10 minutos (Rueggeberg et al., 1992, Choudhury et. al.,

2018). O molde foi acondicionado em recipiente hermeticamente fechado junto a um penso de algodão embebido em água mantido em temperatura ambiente. Depois, cuidadosamente seco com jato de ar e gesso tipo IV (COLTENE, Vigodent s/a Indústria e Comércio), na razão de 100g de pó para 22 ml de água, foi vertido em seu interior, sobre agitador Vibramaxx (Essence Dental VH, Araraquara, SP, Brasil), respeitando orientações do fabricante. O modelo anatômico (MA) foi removido após 45 minutos e realizado o acabamento (**Figura 2**)

Figura 2 - Modelo Anatômico



Fonte: Autor

Do MA produziu-se uma forma (F-MA) de silicone por condensação laboratorial e silicone leve, manipulados de acordo com o fabricante. O silicone laboratorial Zetalabor (Zhermack Spa, Badia Polesine, RO., Italy) foi manipulado na proporção de uma colher de medida para duas tiras, 4 cm cada, de catalizador, Indurent Gel (Zhermack Spa, Badia Polesine, RO., Italy). Primeiro um molde de MA foi obtido apenas em silicone por condensação laboratorial, então MA foi removido e orifícios foram confeccionados no molde. Em seguida, o silicone por condensação leve, Oranwash L (Zhermack Spa, Badia Polesine, RO., Italy) foi manipulado com espátula nº 36 (Golgran, São Caetano do Sul, SP, Brasil), sobre placa de vidro na proporção de igual comprimento entre pasta base e catalisador, durante 30 segundos, sendo levado

ao interior do primeiro molde. Nova moldagem de MA ocorreu. Após tempo de presa do material e remoção de MA, produziu-se F-MA (**Figura 3**).

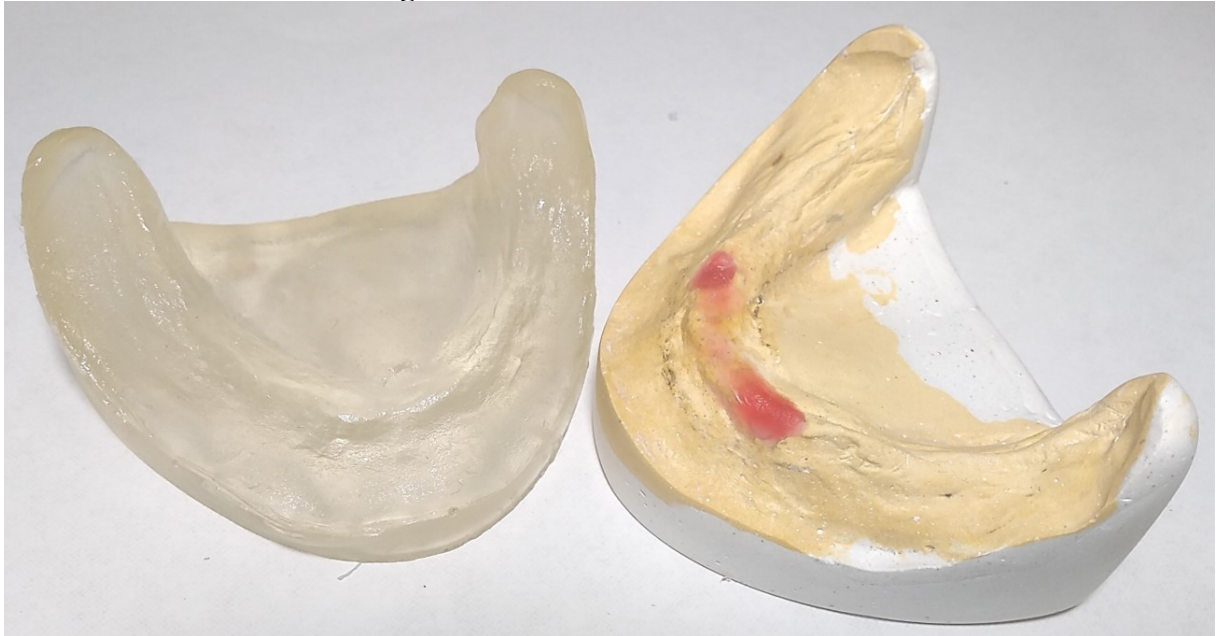
Figura 3 - Forma do Modelo Anatômico (F-MA)



Fonte: Autor

Resina acrílica incolor autopolimerizante, JET (Artigos Odontológicos Clássico Ltda, Campo Limpo Paulista, SP., Brasil) foi manipulada de acordo com o fabricante. Uma mistura na razão de 10 ml de pó para 4 ml de líquido foi manipulada em pote de vidro incolor, Paladon (PREVEN-EPP, Guapirama, PR., Brasil) e enquanto fluida a mistura foi vertida no interior de F-MA, de forma constante e em formato de fio. F-MA foi coberta e aguardou-se a resina assumir fase plástica. Após perda de brilho superficial o conjunto foi posto em panela eliminadora de bolhas (Essence Dental Importação e Exportação Ltda, Araraquara, SP., Brasil) sob 5 cm de água a 20 libras de pressão por 30 minutos (Simth, Lord, Bolender, 1967; Donavan, Hurst e Campagni, 1985). Ao Final, foi obtido um modelo em resina acrílica autopolimerizante (MRA) idêntico a MA (**Figura 4**). O modelo MRA foi confeccionado por segurança, uma vez que, em caso de manuseio inadequado MA poderia ser alterado ou até mesmo perdido.

Figura 4 - Modelo em resina acrílica



Fonte: Autor

4.3 Corpos de Prova

Os corpos de prova deste estudo são compostos de duas partes, sendo uma base mandibular com reabsorção óssea severa em resina acrílica e silicone por adição, e uma *overdenture* com sistema de retenção *o-ring*.

4.3.1 Prótese Total Mandibular (PTM)

O processo de fabricação da prótese iniciou pela confecção de uma base de prova, sobre uma réplica em gesso pedra tipo 3 de MRA (R-MRA), com resina acrílica autopolimerizante pelo método de adaptação digital (Nallaswamy, 2017). A R-MRA foi coberto com uma fina camada de vaselina sólida (Rioquímica s/a, São José do Rio Preto, SP., Brasil), em seguida a massa de resina acrílica autopolimerizante foi manipulada na razão de 10 ml de pó para 4 ml de líquido foi manipulada em pote de vidro incolor, Paladon. Ao iniciar fase plástica, a massa foi disposta sobre placa de vidro e pressionada com outra placa de vidro, até a espessura de uma lâmina de cera rosa nº 7, 0,3 mm (Lysanda Produtos Odontológicos Ltda, São Paulo, SP., Brasil) e disposta sobre MRA. Durante o processo de adaptação inicial ao modelo a massa de resina foi mantida úmida com monômero até ser submersa na panela eliminadora de

bolhas (Burnett, 1968). A polimerização ocorreu sob pressão de 20 Psi e submersão em água a temperatura ambiente, por 30 minutos (Simth, Lord, Bolender, 1967; Donavan, Hurst e Campagni, 1985). Após polimerização completa o conjunto foi separado depois de 24 horas (Telles, 2010).

Em Seguida o Plano de Orientação foi confeccionado e adaptado sobre a crista do rebordo na base de prova. Cera rosa n ° 7 foi plastificada, com auxílio de uma lamparina e dobrada sobre si várias vezes, formando o rolete de cera. Ao ser montado o plano de orientação seguiu as seguintes características (Telles, 2010; Nallaswamy, 2017):

- Face superior paralela a base do rebordo, respeitando altura distal de $\frac{2}{3}$ da papila piriforme;
- 6-8 mm de altura a partir do rebordo na região anterior;
- 18 mm de altura, medida a partir da região de fundo de vestibulo;
- 3-6 mm de altura a partir do rebordo na região posterior;
- Largura em face superior de 4-6 mm em região anterior e 8 -12 mm em região posterior;
- As laterais se afunilam em direção ao plano oclusal;

A montagem dos dentes seguiu o formato do rebordo remanescente (Esposito, 1980), mantendo o plano oclusal paralelo a base da prótese e respeitando a linha principal do esforço mastigatório (Telles, 2010). A altura estabelecida pelo plano de orientação foi respeitada e as curvas de compensação, Spee e Wilson, foram obtidas (Telles, 2010; Nallaswamy, 2017). Além destas medidas a seleção dos dentes artificiais se baseou no comprimento do arco, 10,5 mm, e montagem até 2º molar, os dentes escolhidos foram V4 e P3 Biolux (VIPI Ltda., Pirassununga, SP, Brasil), cor 62. Está etapa foi finalizada com a caracterização gengival.

A prótese foi polimerizada pela técnica de micro-ondas (Nishii, 1968, Clerck, 1987, Selecman e Brodine 2020)

Uma mufla e contra mufla para micro-ondas OGP (Nova OGP, Bragança Paulista, SP, Brasil) foram lubrificadas com vaselina sólida com auxílio de um pincel chato nº 10 (Tigre s/a, Joinville, SC, Brasil). No interior da mufla foi vertido 100g gesso comum tipo II (Asfer® Indústria. Química Ltda., São Caetano do Sul, SP, Brasil), na

razão de 50 ml de água para 100 gramas de gesso, manipulado de acordo com o fabricante. No centro da mufla R-MRA foi acomodado, sendo envolvido por gesso de forma a não apresentar gesso sobre a base de prova e nem áreas retentivas, criando uma superfície expulsiva. Aguardou-se 10 minutos e uma muralha em silicone por condensação Zetalabor de espessura variável, 0,1 e 0,7 mm, foi acomodada sobre a base de prova por pressão digital e estruturas de retenção foram criadas, as laterais onde se tem gesso aplicou-se isolante para gesso Cel-Lac® (S. S. White Artigos Dentários S.A., Rio de Janeiro, RJ, Brasil). A contra mufla foi acoplada sobre a mufla e os parafusos de fixação são apertados, gesso comum tipo II foi vertido em pequenas porções e sobre agitação em quantidade suficiente para preencher a contra mufla, sempre respeitando a razão de 100g:50 ml.

Seguindo o processo, depois da cristalização total do gesso, 45 minutos, o conjunto foi levado ao micro-ondas Electrolux MEF41 (AB Electrolux, Estocolmo, ES, Suécia), 1500 Wattz, por 1 minuto e 30 segundos a potência de 100% para plastificação da cera. Mufla e contra mufla foram separadas e a cera foi removida de ambas, com auxílio de pensos de algodão e removedor REMOX (VIPI Ltda., Pirassununga, SP, Brasil) e aguardou-se o resfriamento a temperatura ambiente. Após a superfície da mufla é isolada com Cel-Lac® e resina acrílica termopolimerizável Onda-Cryl® (Clássico Ltda, São Paulo, SP, Brasil) foi manipulada e acomodada no espaço deixado pela cera. A massa de resina foi manipulada em pote Paladon, primeiro o monômero foi acrescentado e em seguida o polímero, respeita a proporção de 7ml:21cc, porção recomendada pelo fabricante para uma prótese. Os materiais foram espatulados e o pote foi tapado, ao atingir fase fibrilar a massa foi vertida no interior da muralha e uma película plástica foi posicionada sobre a massa, mufla e contra mufla foram unidas e levadas para prensa hidráulica (Essence Dental VH, Araraquara, São Paulo, Brasil). Foi aplicado força de maneira controlada até que se tivesse atingido 500 kg, o conjunto foi aberto e os excesso de resina foram removidos, novamente o conjunto foi fechado e retornou a presença e uma tonelada foi aplicada durante 30 minutos. A seguir os parafusos foram atarraxados, ao se sentir resistência durante o aperto $\frac{1}{4}$ de volta foi realizado com chave apropriada.

O processo de polimerização por micro-ondas se dividiu em três ciclos, sendo o primeiro de 3 minutos a potência de 40%, o segundo de 4 minutos a 10% e o terceiro de 3 minutos a 80%. Após os ciclos, o conjunto aguardou resfriamento a temperatura

ambiente e a prótese foi removida, recebeu acabamento com brocas tungstênio maxicut e minicut, lixa d'água, borrachas abrasivas de diferentes granulações. Por fim, polimento com escovas de polimento, pedra-pomes e pasta polidora (**Figura 5**).

Figura 5 - Prótese Total Mandibular (PTM)

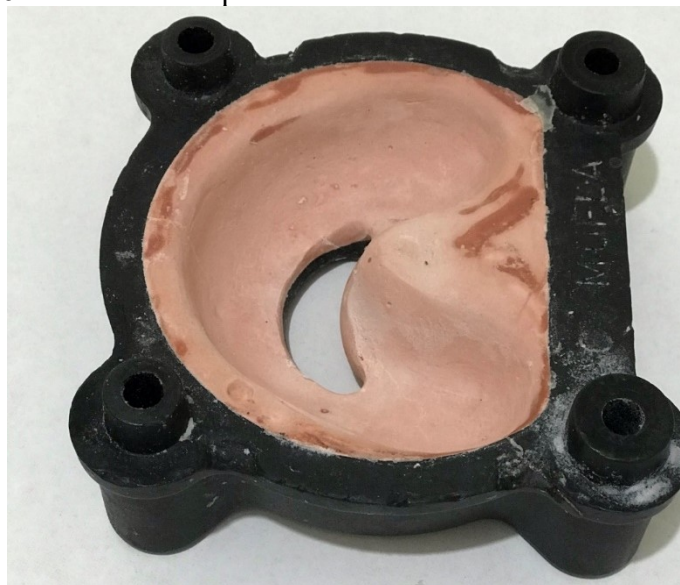


Fonte: Autor

4.3.2 Confeção de duplicatas de Prótese Total Mandibular (D-PTM)

Uma massa composta por seis porções de silicone por condensação Zetalabor foi manipulada de acordo com o fabricante e posicionada sobre a porção dentária de PTM e sua base mantida sobre uma bancada. A cobertura por silicone apresentou uma espessura entre 0,5 e 0,7 cm e envolveu toda a prótese. Após presa, o excesso de material que escoaram para a base da PTM foi removido, com auxílio de um estilete (Black Jack Tools, Campinas, SP, Brasil) e as superfícies externa da cobertura e laterais a base de PTM foram regularizadas com lixa d'água 400 (Saint-Gobain do Brasil Prod. Ind. Constr. Ltda., Guarulhos, SP, Brasil). O Conjunto foi posicionado abaixo do plano superficial das bordas de uma contra-mufla, com a base de PTM voltada para a abertura da mesma. Gesso pedra tipo IV foi manipulado e vertido no interior da contra mufla. Após presa total do gesso um orifício foi confeccionado pela abertura existente na contra-mufla no mesmo, dando acesso a superfície da PTM, o que possibilitou sacar o conjunto do interior da contra mufla. Dessa forma foi produzido uma contra mufla personalizada (**Figura 6**).

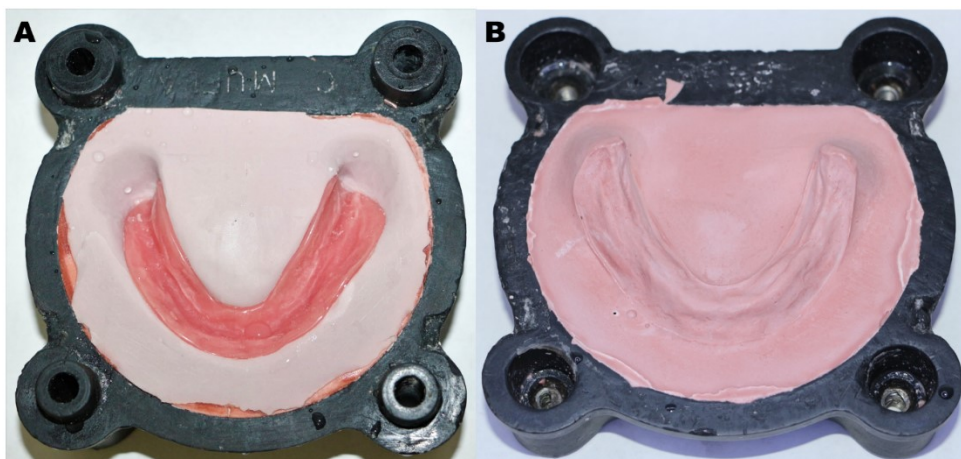
Figura 6 - Contra mufla personalizada. Observar o orifício de acesso.



Fonte: Autor

PTM foi posicionada no interior da contra-mufla personalizada envolta em silicone por condensação (Figura 7A). As superfícies foram lubrificadas com vaselina sólida e a base da mufla correspondente foi acoplada e os parafusos de fixação foram atarraxados. Novamente gesso pedra tipo IV foi manipulado seguindo as orientações do fabricante e foi vertido no interior da mufla, de maneira controlada e sob vibração constante. Decorrido tempo de presa do gesso o conjunto foi separado e assim foi obtida uma cópia fiel da base de PTM, base de mufla personalizada. Acabamento e polimento na superfície do gesso da base da mufla e contra-mufla individualizada foram realizados com auxílio de uma lixa d'água 400 (Figura 7B).

Figura 7 - Cópia da Base da PTM. (A). PTM posicionada na contra-mufla personalizada. (B) Base da PTM em Gesso.

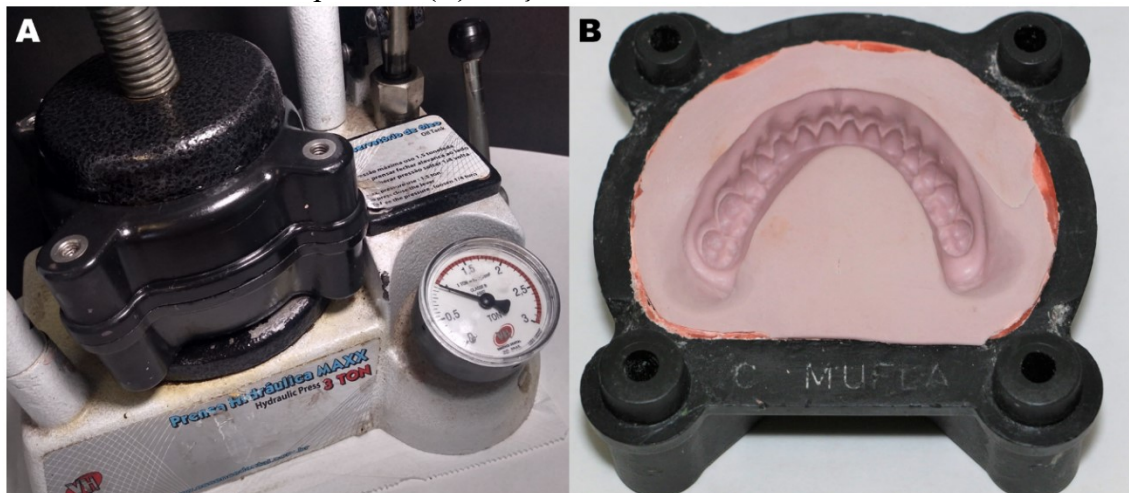


Fonte: Autor

Agora temos a réplica perfeita da base de PTM e precisamos da réplica perfeita da área oclusal de PTM. O orifício de acesso da contra-mufla personalizada foi fechado com uma porção de silicone por condensação. PTM foi posicionada sobre a base da mufla individualizada. Novamente uma massa contendo seis porções de silicone por condensação foi manipulada de acordo com o fabricante e posicionada no interior da contra-mufla individualizada. Base de mufla e contra-mufla foram acopladas e levadas a uma prensa hidráulica, antes que o tempo de trabalho do silicone por condensação se esgotasse (**Figura 8A**).

Pressão de uma tonelada foi aplicada sobre a mufla e o excesso de material foi removido. Aguardado o tempo de condensação do silicone o conjunto foi separado, produzindo uma forma com alta precisão de PTM (F-PTM) e de fácil reprodução (**Figura 8B**).

Figura 8 - Forma de PTM (F-PTM). **(A)** Conjunto mufla e contra-mufla sob 1 tonelada de pressão. **(B)** Porção oclusal de F-PTM.



Fonte: Autor

Resina acrílica incolor auto polimerizante, JET foi manipulada de acordo com o fabricante, na razão de 10 ml de pó para 4 ml de líquido. Enquanto fluida, a mistura foi vertida no interior da contra-mufla de F-PTM, de forma constante e em formato de fio. A contra-mufla de F-PTM foi coberta e aguardou-se a resina assumir fase plástica. A base de F-PTM foi lubrificada com vaselina sólida e posicionada sobre a contra-mufla de F-PTM, o conjunto foi levado à prensa hidráulica. O conjunto recebeu uma tonelada de pressão, o excesso de material foi removido e após 2 horas a forma foi aberta e uma duplicata de PTM foi obtida, D-PTM (**Figura 9**). O Processo foi reproduzido 20 vezes e cada duplicata recebeu um número de 1 a 20.

Figura 9- Duplicata de PTM

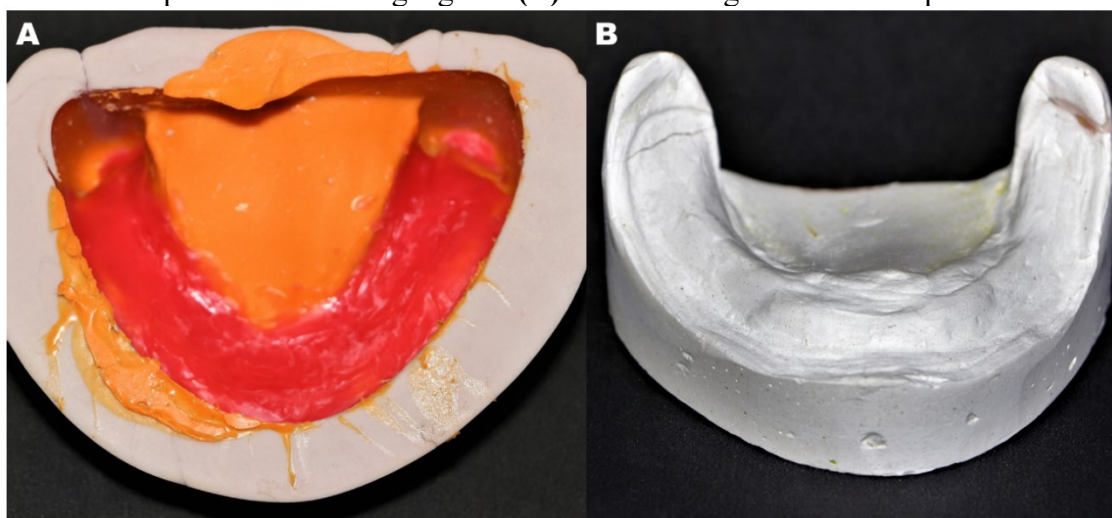


Fonte: Autor

4.3.3 Modelos de Base Óssea (MBO)

No interior de F-MA uma camada de 3 mm de cera rosa nº 7, líquida, foi posicionada e esculpida, mimetizando a espessura gengival em um rebordo edêntulo (Turk, 1965; Krajucek; Dooner; Porter, 1989; Uchihada; Kobayashi; Nagao, 1989; Compagnoni et al., 2003). (Figura 10A). Gesso comum tipo II, foi manipulado e vertido no interior de F-MA, já modificada. Ao final, foi obtido modelo em gesso que representa apenas a estrutura óssea subjacente a mucosa, nomeado modelo de base óssea (MBO) (Figura 10B).

Figura 10 - Modelo de Base Óssea (MBO). (A) F-MA modificada com rosa nº 7 simulando espessura de tecido gengival. (B) Modelo em gesso comum tipo II

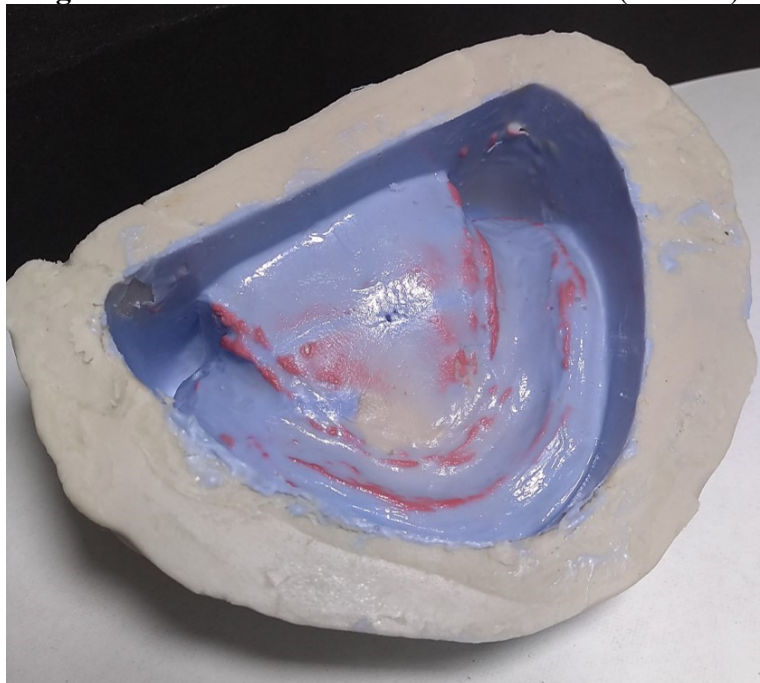


Fonte: Autor

4.3.4 Confeção das Duplicatas do Modelo Base Óssea (D-BO)

Do MBO produziu-se uma forma (F-MBO) de silicone por condensação Zetalabor e Oranwash L, manipulados de acordo com o fabricante, seguindo os mesmos passos da confecção de F-MA (Figura 11).

Figura 11 - Forma do Modelo de Base Óssea (F-MBO).



Fonte: Autor

Uma mistura de polímeros da resina autopolimerizante JET, incolor e rosa foi produzida na proporção de 10/1. Em recipiente de vidro foi adicionado 60 ml da mistura homogênea de polímero à 24 ml de monômero, respeitando a proporção de 10 ml de pó para 4 ml de líquido. A massa foi vertida em F-MBO enquanto estava em fase arenosa. F-MBO foi coberta e aguardou-se a resina assumir fase plástica, após perda de brilho superficial o conjunto foi alocado em panela eliminadora de sob 5 cm de água a 20 libras de pressão por 30 minutos (Simth, Lord, Bolender, 1967; Donavan, Hurst e Campagni, 1985). Ao Final, foi obtida uma duplicata de MBO, D-BO (Figura 12). O processo foi repetido 20 vezes.

Um ponto central foi demarcado no rebordo residual mandibular de D-BO, correspondendo a linha média do paciente, outros dois pontos de centros paralelos e equidistantes em 22 mm foram marcados (Celik e Uludag, 2007), com auxílio de um paquímetro analógico (MATRIX S.R.L., Schio, VI., Itália) e um marcador vermelho

(Pilot pen do Brasil s.a., São Paulo, Sp., Brasil). Um carimbo foi confeccionado em alginato Hydrogum 5 para reprodução das marcações de MRBO em cada duplicata D-MRBO (Figura 12). A impressão das distâncias nos D-BO foi obtida com auxílio do marcador vermelho e conferida em todos D-BO com o paquímetro.

Figura 12 - Transferência de linha média e pontos equidistantes para as duplicatas da BO (D-BO) com auxílio do carimbo em alginato



Fonte: Autor

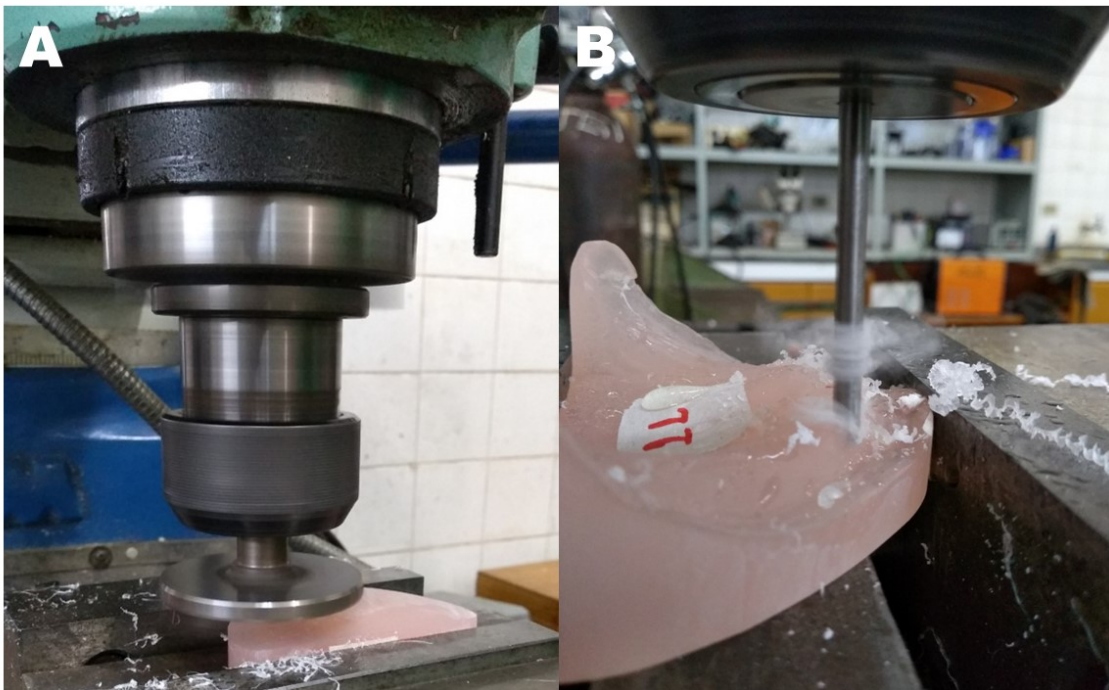
4.3.5 Base de Suporte e Instalação dos Análogos

As D-BO foram levadas a uma fresadora ferramenteira FVF 2000-ISO 30 (DIPLOMAT 3001, Universidade Estadual de Maringá, Maringá, PR., Brasil) e preparadas para instalação dos análogos de implantes e base de suporte.

Com auxílio de um disco bailarina, Fly Cutter (Universidade Estadual de Maringá, Maringá, PR, Brasil) e nível de precisão digital (EXA Tools, Bielsko-Biala, Silésia, Polônia) a base de cada D-BO foi nivelada paralelamente ao solo e sua espessura foi regularizada entre 7 e 11 mm (Figura 13A). Em seguida uma fresa de 4,1 mm (Nebo Luz Ferramentas, São Paulo, SP, Brasil) foram usadas para perfurar orifícios paralelos entre si e perpendiculares a base do D-BO com 22 mm de distâncias entre seus centros e 9,6 mm de profundidade sobre o rebordo ósseo em

região de canino (**Figura 13B**). As perfurações foram realizadas lentamente e com resfriamento da fresa com água em temperatura ambiente.

Figura 13 -(A) Aplainamento da base de D-BO. (B) Perfuração dos orifícios paralelos equidistantes centralmente a 22 mm, com 4,1mm de diâmetro.

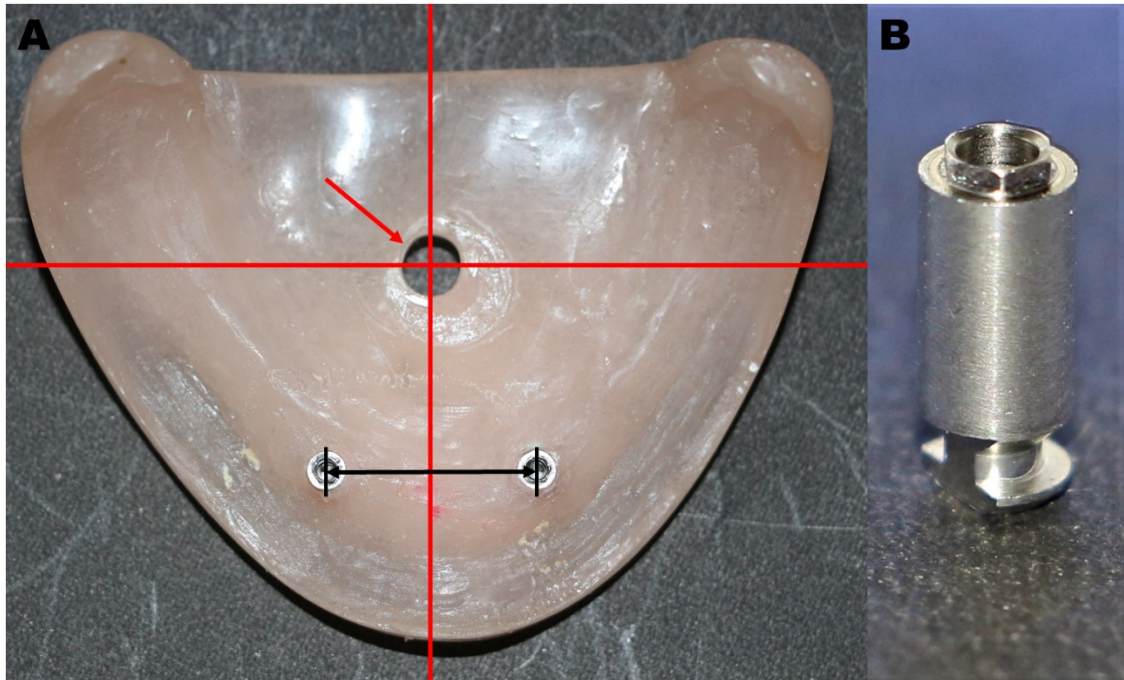


Fonte: Autor

Na região correspondente a lingual e/ou assoalho de bora foram traçadas linhas guias perpendiculares. A primeira correspondendo a linha média do modelo e a segunda alinhada entre o primeiro e segundo molar bilateralmente, entre ameias. Na interseção dessas linhas foi produzida uma abertura com fresa 6 mm (Nebo Luz Ferramentas, São Paulo, SP, Brasil), abertura central (AC). A superfície que corresponde a língua e/ou assoalho de boca das D-MRBO foi planificada com fresa de metal para plástico de 20 mm (Nebo Luz Ferramentas, São Paulo, SP, Brasil) (**Figura 14A**), possibilitando o acoplamento do aquário e módulo de fixação.

Resina acrílica incolor autopolimerizável foi manipulada, de acordo com o fabricante e enquanto em fase arenosa, uma pequena quantidade foi posicionada no interior dos orifícios. Os análogos a implantes hexágono externo (HE) de plataforma Ø 4.1 mm, ACIHE-4110 (Medens tecnologia Oral, Itu, SP, Brasil). foram posicionados no interior dos orifícios com cautela, sendo o excesso de resina removido (**Figura 14B**).

Figura 14 -(A) Análogos aos implantes instalados na D-BO a distância de 22 mm (seta preta). Orifício central para transfixação do aquário e módulo de fixação (seta vermelha). Linhas perpendiculares, média e entre ameia de 1° e 2° Molar (Linhas Vermelhas). (B) Análogo a implantes HE de plataforma Ø 4.1 mm, ACIHE-4110.



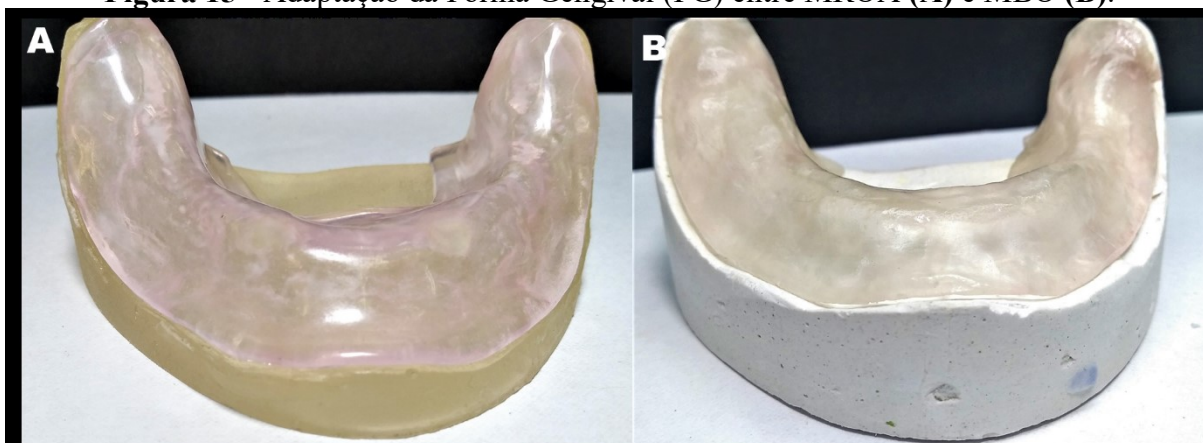
Fonte: Autor

4.3.6 Gengiva Artificial

Uma forma gengival (FG) foi produzida a partir da replicação da superfície do modelo MRA.

O modelo foi isolado com vaselina sólida (Rioquímica s/a, São José do Rio Preto, SP., Brasil). Resina acrílica incolor foi manipulada de acordo com fabricante, respeitando a proporção de 10 ml de pó para 4 ml de líquido e aplicada sobre a superfície de MRA em fase plástica. Após remoção dos excessos de material, o conjunto foi levado para panela eliminadora de bolhas, sob 5 cm de água a 20 libras de pressão por 30 minutos (Simth, Lord, Bolender, 1967; Donavan, Hurst e Campagni, 1985a). Removido da panela o conjunto MRA - FG foi mantido em repouso por 24 horas, à temperatura ambiente, para que atingisse estabilidade dimensional adequada (Goldfogel, 1985). Em seguida o conjunto foi separado e deu-se acabamento com Fresa de Tungstênio Minicut (American Burs, Palhoça, SC., Brasil) e ogivas de silicone abrasivo (KG Sorensen, Cotia, SP, Brasil). O ajuste entre o MRA/FG (Figura 15A) e MBO/FG (Figura 15B) foi observado.

Figura 15 - Adaptação da Forma Gengival (FG) entre MROA (A) e MBO (B).

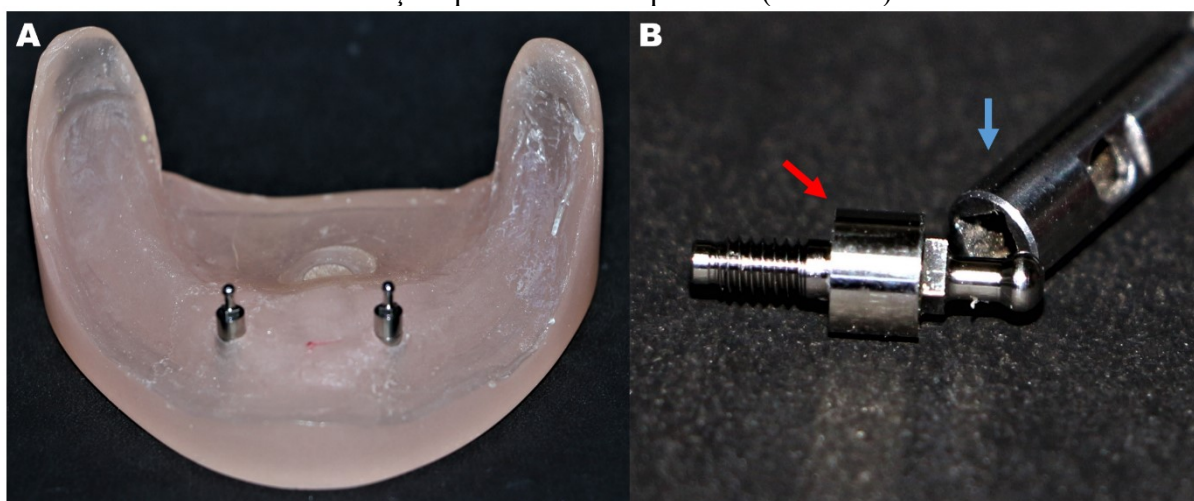


Fonte: Autor

4.3.7 Finalização do Corpo de Prova

Os pilares de retenção *o-ring* HE Ø 4.1 x 3.0 mm (Medens tecnologia Oral, Itu, SP, Brasil), foram instalados utilizando a chave de instalação de Corpo Único quadrada, IQMCA-2021 (Medens tecnologia Oral, Itu, SP, Brasil) (Figura 16A e B) em associação com a catraca, TQ-0480 (Medens tecnologia Oral, Itu, SP, Brasil) aplicando 30N/cm².

Figura 16 -(A) pilares de retenção em posição. **(B)**-Pilar *o-ring* (seta vermelha). Chave de instalação quadrada de corpo único (seta azul)



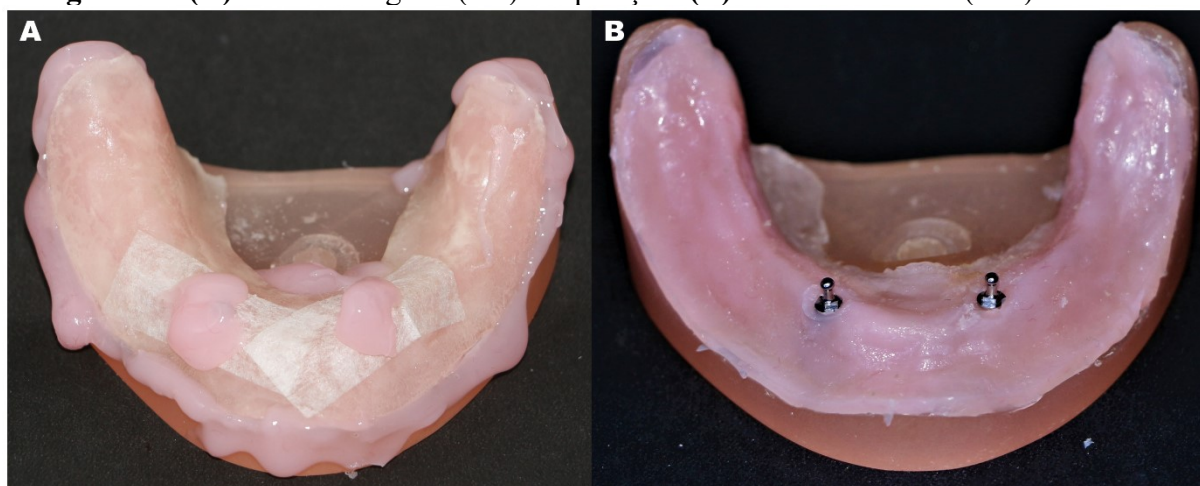
Fonte: Autor

Foram realizados orifícios na forma gengival correspondentes aos pilares de retenção para que o material de simulacro gengival pudesse escoar.

Silicone por adição laboratorial foi utilizado simulando as características elásticas de um rebordo gengival residual durante a mastigação (Choi et al.,2017). O material utilizado foi Gingifast Elastic (Zermack, Spa, Badia Polesine RO., Italy), manipulado de acordo com o fabricante. As superfícies das D-BO e FG foram higienizadas com detergente neutro Ypê Clear (Química Amparo, Amparo, SP, Brasil) e secas com jato de ar. O agente separado, SEPARATOR for gingifast (Zermack, Spa, Badia Polesine RO., Italy), foi aplicado na parte interna da forma gengival e aguardou tempo de secagem.

Os cartuchos contendo catalisador e base foram acoplados na pistola dispensadora (DFL, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) e os teste para avaliar a qualidade da extrusão da mistura foram executados. Pressão gentil foi aplicada no gatilho da pistola e uma porção equivalente entre base e catalisador foi dispensada, a ponta misturadora e ponta aplicadora foram acopladas e um aumento do calibre da ponta dispensadora foi realizado. Então, uma quantidade suficiente de material foi dispensada na parte interna da FG e a mesma foi levada em posição sobre D-BO (**Figura 17A**), aguardado 10 minutos a forma foi separada. Após da remoção dos excessos com estilete, obtemos a base mandibular (BM) com anatomia gengival e suporte ósseo semelhante edêntulos totais (**Figura 17B**).

Figura 17 -(A) Forma Gengival (FG) em posição. (B) Base mandibular (BM) finalizada.

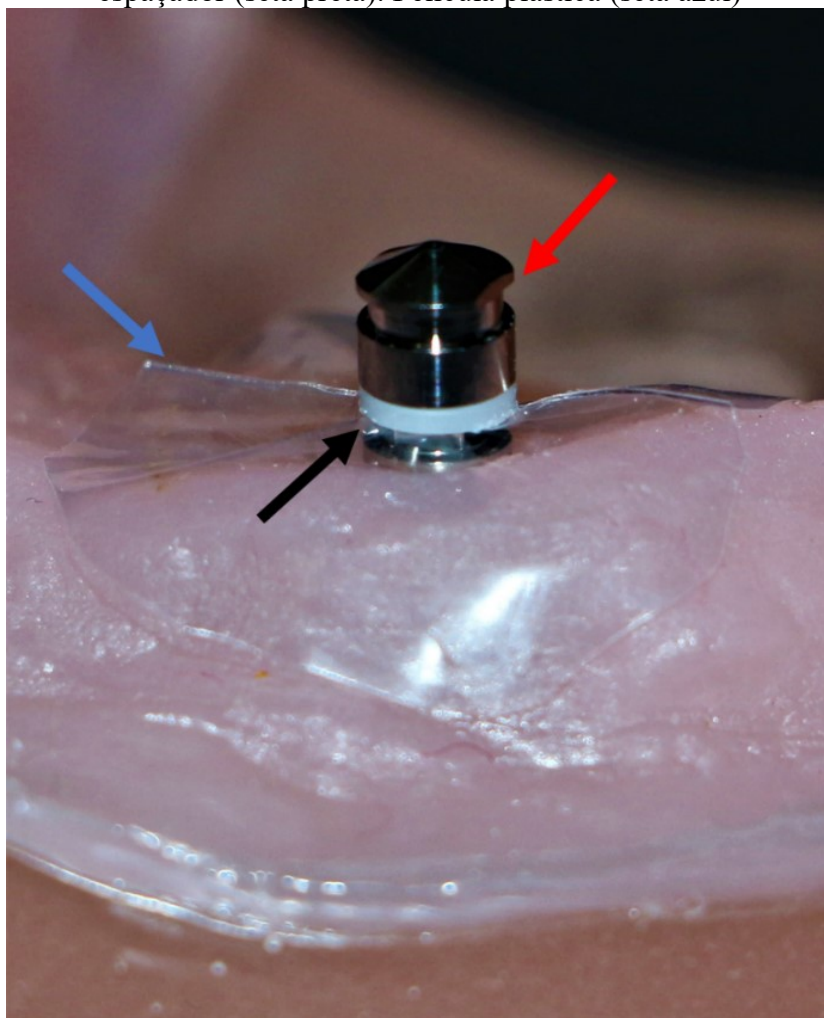


Fonte: Autor

Em seguida foram realizados os procedimentos para a captura da mini cápsula do sistema. Em cada um dos pilares de retenção uma película plástica foi posicionada, mantendo a porção retentora exposta. Sobre o pilar de retenção *o-ring*

foi acoplado o anel espaçador, EPRO-0001(Medens tecnologia Oral, Itu, SP, Brasil) e a mini cápsula de retenção, MFOR-4140 (Medens tecnologia Oral, Itu, SP, Brasil) (Figura 18).

Figura 18 - Preparo para captura de mini cápsula. Mini capsula (seta vermelha). Anel espaçador (seta preta). Película plástica (seta azul)



Fonte: Autor

Foram realizados, na base da prótese, orifícios coincidentes com a posição dos retentores *o-ring*. Resina acrílica incolor autopolimerizável foi manipulada de acordo com o fabricante e uma pequena porção, em fase arenosa, preencheu o nicho existente na prótese. Aguardou-se a mudança para a fase fibrilar e deu-se o posicionamento da prótese, sobre as mini cápsulas de retenção. A prótese foi mantida em posição por meio de tiras elásticas nº 18 (RedBor, São Paulo, SP, Brasil) até presa final da resina. Então, foram removidos os anéis espaçadores, os excessos e realizou-se acabamento, *overdenture* concluída (Figura 19).

Figura 19 - Overdenture concluída.



Fonte: Autor

Por fim, foi realizada a conexão entre BM e a overdenture. Corpos de prova finalizados. (**Figura 20**).

Figura 20 - Corpo de prova finalizado.

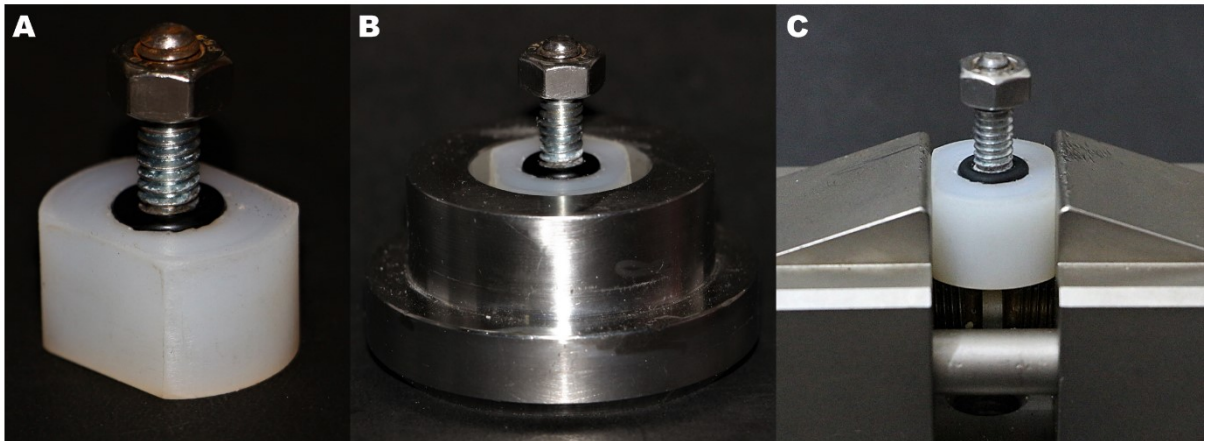


Fonte: Autor

4.4 Módulo de Fixação e Aquário

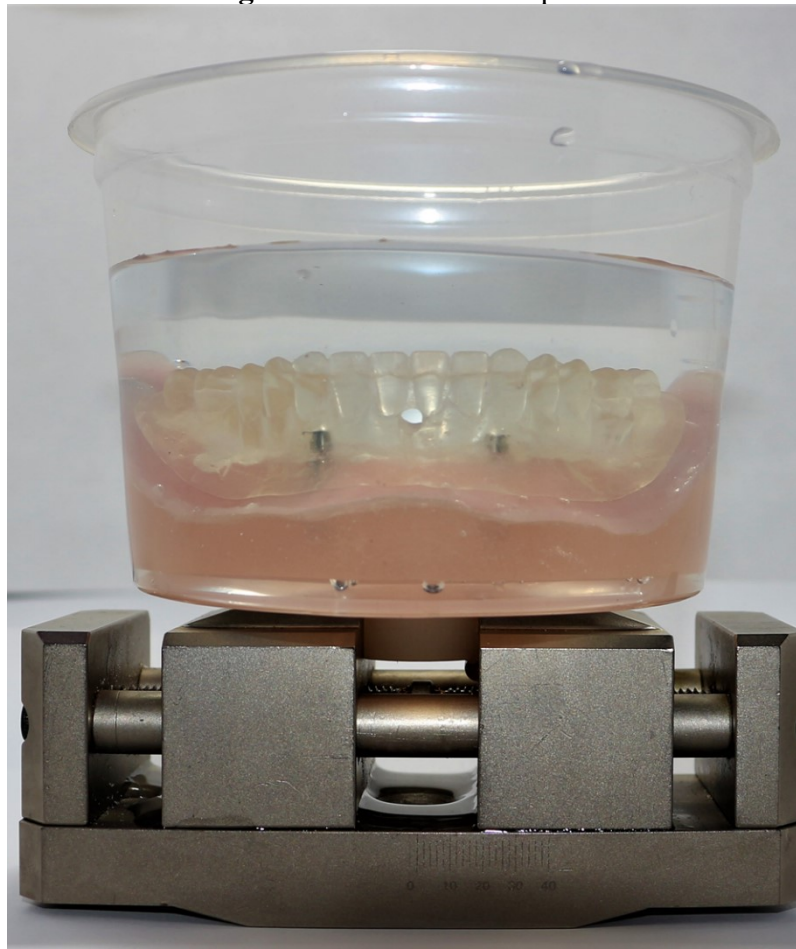
Foram confeccionados 10 módulos de fixação em nylon com 25x18x15 mm, sendo duas faces paralelas, possuindo uma barra roscada central em inox 304 (Sulferração, Tubos e Aços Especiais, Maringá, PR, Brasil) de 27x6 mm de diâmetro. Uma porca de aço inox 304 (Sulferração, Tubos e Aços Especiais, Maringá, PR, Brasil) sextavada de 0,5mm garantiu a fixação de todos os componentes. Já a vedação de todo o sistema foi realizada por um anel de borracha *o-ring* de 6 mm (Figura 21). Garantindo adaptação perfeita e seca dos corpos de prova com a base dos equipamentos laboratoriais (Figura 21B e C). Os módulos de fixação foram realizados por empresa especializada

Figura 21 - (A) Módulo de fixação. (B) Adaptação à base para o ensaio de fadiga. (C) Adaptação a base para os ensaios de tração.



Fonte: Autor

Foram produzidos 10 aquários em polipropileno com 9,5x7, 8 mm de 500 ml (Plaszom Zomer Indústria de Plásticos LTDA, Orleans, SC, Brasil), os quais apresentavam uma perfuração de 6 mm em seu centro. Após a união de todas as partes produziu-se o Sistema completo pra os ciclos de fadiga e mensuração a força de retenção (Figura 22).

Figura 22 - Sistema Completo

Fonte: Autor

4.5 Estudo Piloto e Calibração

Antes de iniciar os procedimentos laboratoriais foram necessárias a validação e a calibração do método. Para tanto a força de retenção (FR) em Newton (N) de 10 corpos de prova foi avaliada em dois momentos, distanciados em 14 dias e por dois avaliadores distintos. Foram coletados dez valores de FR para cada corpo de prova. O coeficiente de correlação Intraclass (CCI) para dados quantitativos foi selecionado de acordo com Koo e Li, obedecendo às formas propostas por McGraw e Wong (Fisher 1970; McGraw e Wong, 1996; Koo e Li 2016), sob a hipótese nula de concordância puramente aleatória. O valor de ICC foi 0,97 caracterizando concordância e confiabilidade alta para a variável força de retenção e metodologia, rejeitando a hipótese nula de que a concordância é puramente aleatória (Landis & Koch, 1977). Logo, a concordância foi significativa (valor-p <0,05).

4.6 Gel Balístico

Foram produzidos 10 litros de gelatina balística 260 Bloom 30 Mesh (Gelita, Eberbach, DE-BW, Alemanha) a 10 % de concentração (Pullen et al., 2020) em duas etapas. A proporção por litro foi de 100g de gelatina, 440 ml de água destilada, 400g de glicerina bidestilada e 60 ml de digluconato de clorexidina a 2%.

Em um béquer de dois litros foram adicionados 200 g de gelatina balística e foram adicionados lentamente 440 ml de água destilada para obter a hidratação da gelatina. Após hidratação foi adicionado a mistura 400 g de agente plastificador, glicerina bidestilada (Labsynth Produtos para Laboratórios Ltda., Diadema, SP, Brasil) (Tomazine, Carvalho e Sobral, 2005; Tomlinson et al., 2015). A mistura foi aquecida em chama a gás sem alcançar ponto de ebulição com agitação leve até a dissolução da gelatina e homogeneidade, sempre evitando a formação de bolhas. Em seguida uma segunda mistura de 440 ml água destilada e 400g de glicerina bidestilada, em temperatura ambiente foi adicionada ao béquer, com agitação leve, até obter a homogeneidade da solução. Ao atingir temperatura entre 45 e 40° Celsius foi adicionado 120 ml de digluconato de clorexidina a 2% (Vic Pharma by Schülke, Taquaritinga, SP, Brasil) e a solução teve seu pH ajustado para 7,0, pela adição de gotas de solução de hidróxido de sódio (NaOH) (Dinâmica Química Contemporânea Ltda., Indaiatuba, SP, Brasil) (**Figura 23**).

Figura 23 - Ajuste de pH para 7,0 a temperatura de 42° C



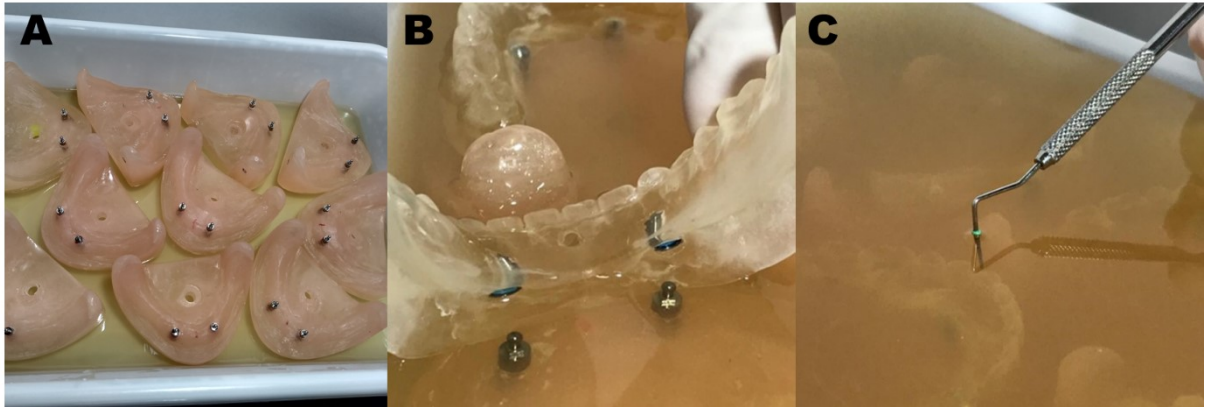
Fonte: Autor

O processo foi replicado 5 vezes até que se fosse obtido 10 litros de gelatina balística em fase sol com pH neutro.

Em dois recipientes plásticos opacos (60 mm x 288 mm x 300 mm) com 4,5 litros de volume total foram adicionado 700 ml da solução final o que correspondeu, após a solidificação da gelatina, a uma plataforma de espessura de 15 mm (Khan, 2003). As bases dos corpos de prova, sem gengiva, foram posicionadas sobre a plataforma e gelatina em fase sol foi vertida lentamente até cobrir os pilares *o-ring* (Figura 24A). Em seguida as *overdentures* foram acopladas a suas respectivas bases de forma a não capturar ar entre o rebordo e a base da prótese (Figura 24B). Novamente gelatina foi vertida lentamente cobrindo os corpos de prova até que sua superfície estivesse a 15 mm (Khan, 2003) de distância das incisais dos incisivos inferiores (Figura 24C). Após solidificação em temperatura ambiente

uma película de plástico filme PVC foi adicionada para diminuir evaporação do bloco de gelatina.

Figura 24 -(A) Bases Mandibulares sem gengiva, posicionadas sobre camada de 15 mm de gel balístico. (B) Acoplamento de overdenture evitando aprisionamento de ar. (C) Aferição de distância da superfície do gel para a incisal os incisivos inferiores.



Fonte: Autor

Ao final foram obtidos dois blocos de gelatina balística, Controle e Irradiado. Aspecto final dos blocos de gelatina balística (**Figura 25**).

Figura 25 - Bloco de Gelatina Balística



Fonte: Autor

4.7 Exposição à Radiação Ionizante

As exposições à radiação foram realizadas em instituição privada especializada (Centro de Oncologia e Radioterapia Sant'Ana, Maringá, PR, Brasil). O tratamento radioterápico padrão foi administrado nos corpos de prova (Lacas et al.,2017). O grupo Irradiado recebeu tratamento isocêntrico com campos de exposição de 220 mm x 300 mm paralelos e opostos, com dose total de 70 Gy de radiação ionizante (Brizel, 1997; Bonner, Harari e Giralt, 2006) por meio do acelerador linear de megavoltagem CLINAC 600 C/D (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, Estados Unidos) (**Figura 26**). O bloco ficou a uma distância fonte-superfície de 100 cm (Podgorsak, 2006), tendo o feixe de raios-X de 6 MeV (Akine 1991). A dose total de 70 Gy foi fracionada em aplicações diárias de 2 Gy de segunda a sexta, totalizando sete semanas de tratamento. Durante o período de tratamento os blocos, Controle e Irradiado foram mantidos a uma temperatura de 22° célsius em ambiente seco e abrigado da luz.

Figura 26 - Bloco de gelatina balística posicionado no acelerador linear de megavoltagem CLINAC 600 C/D.



Fonte: Autor

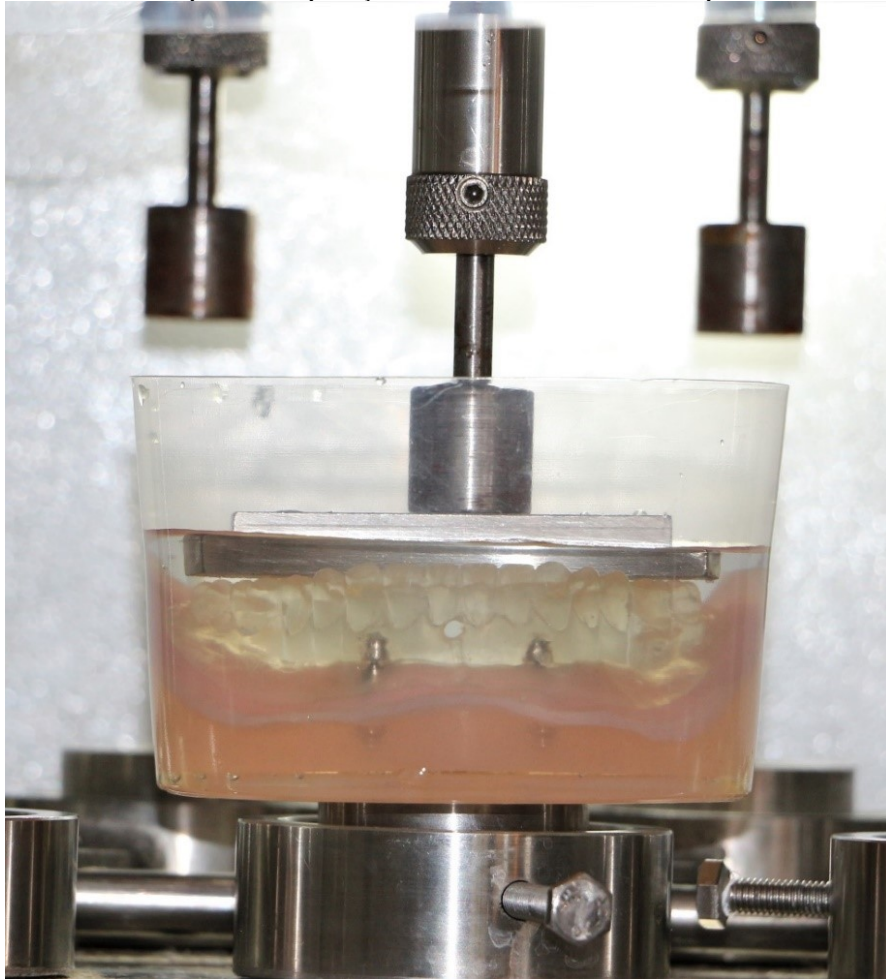
4.8 Ensaios Mecânicos

4.8.1 Ensaio de Fadiga

Foram produzidos 400.000 ciclos mastigatórios, o que corresponde a um ano em função (Breeding, 1996, Choi et al., 2017) e 1080 ciclos de inserção e remoção, assumindo higienização da prótese 3 vezes ao dia (Besimo e Guarneri, 2003).

Os corpos de prova foram removidos do gel balístico e higienizados com detergente neutro e o torque de 30N/cm² foi checado. Uma nova gengiva com 3 mm foi confeccionada em silicone por adição, Gingifast Elastic (Zhermack Spa, Badia Polesine RO., Italy). Os corpos foram posicionados em seus aquários e submersos em 500 ml de água deionizada. Uma barra de aço inox 304 (Sulferração, Tubos e Aços Especiais, Maringá, PR, Brasil), Maringá, PR, Brasil) de 70x10x10 mm foi posicionada bilateralmente, sobre os primeiros molares e uma força de 70 N, que corresponde a força média gerada sobre o primeiro molar durante a mastigação, foi aplicada no centro da barra (Fontijn-Tekampet al., 1998) (**Figura 27**). Os ciclos de mastigação foram divididos em 4 tempos de 100.000 ciclos e realizados em cicladora mecânica ERIOS 11000 Plus (ERIOS Equipamentos Eireli, Paulo, SP, Brasil), após cada tempo a prótese foi inserida e removida 270 vezes, também em 4 tempos, realizados em máquina universal de ensaio EMIC DL 5000 (Instron Brasil Equipamentos Científicos Ltda, São José dos Pinhais, PR, Brasil).

Figura 27 - Sistema completo em posição na cicladora mecânica para os ensaios de fadiga.

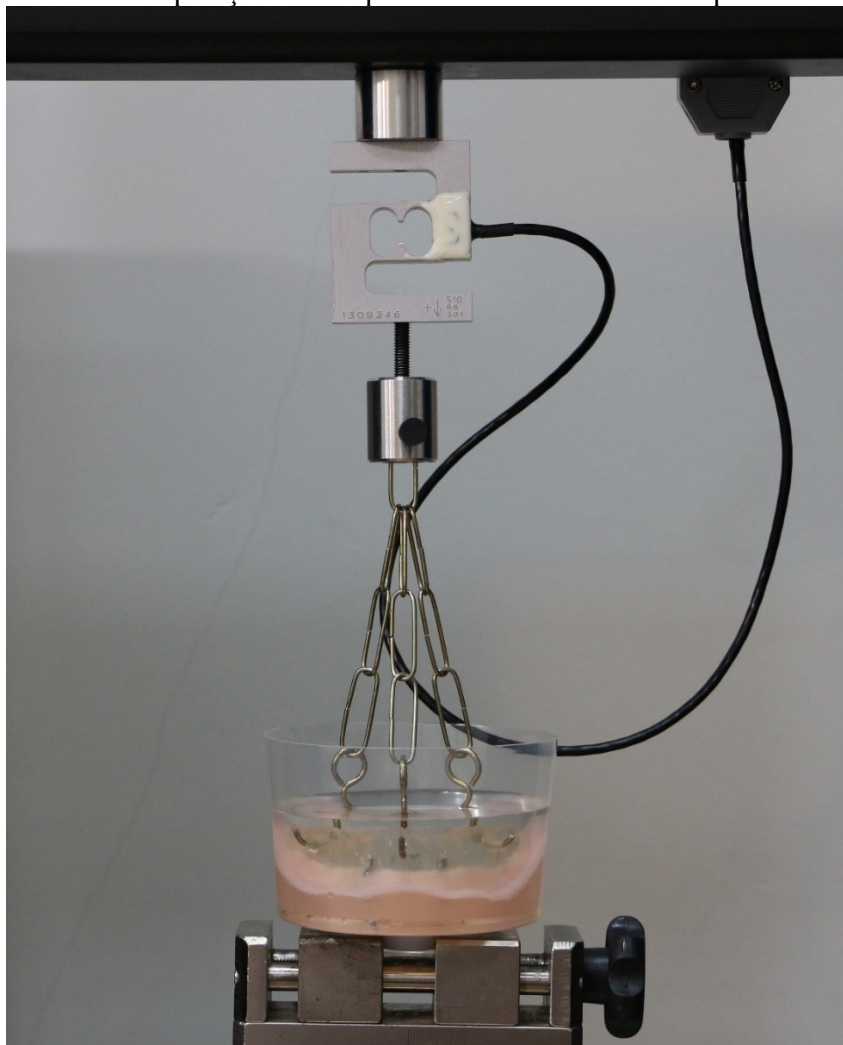


Fonte: Autor

4.8.2 Ensaio de Retenção

Ainda em seus respectivos aquários os corpos de prova foram levados a máquina universal de ensaios e submetidos a tração até que houvesse a separação completa da *overdenture* de seus retentores. A base dos corpos foi fixada a máquina universal por meio de parafuso e morsa e três correntes de 10 cm ligavam à parte superior a célula de carga de CCE100N (Instron Brasil Equipamentos Científicos Ltda., São José dos Pinhais, PR, Brasil) (Petropoulos, Smith e Kousvelari, 1997; Choi et al., 2017). Duas correntes foram posicionadas entre o primeiro e segundo molar bilateralmente e uma entre os incisivos centrais inferiores, permitindo apenas força de deslocamento vertical (**Figura 28**). Um deslocamento vertical de 50 mm/min. foi aplicado com célula de carga de 100 KgF, simulando a velocidade de deslocamento da prótese do rebordo alveolar durante a mastigação (Chung et al., 2004).

Figura 28 - Sistema em posição na máquina de ensaios universais para ensaios de tração.



Fonte: Autor

As leituras da força de retenção em Newtons (N) foram feitas em 6 tempos; T0. Zero ciclos; T1. Zero ciclos após exposição à radiação; T2. após 100.000 de fadiga e 270 ciclos de inserção e remoção; T3. após 200.000 de fadiga e 540 ciclos de inserção e remoção; T4. após 300.000 de fadiga e 810 ciclos de inserção e remoção; T5. após 400.000 de fadiga e 1080 ciclos de inserção e remoção. Para cada tempo foram realizadas três leituras de força de retenção de cada corpo de prova e a média foi tomada como valor real.

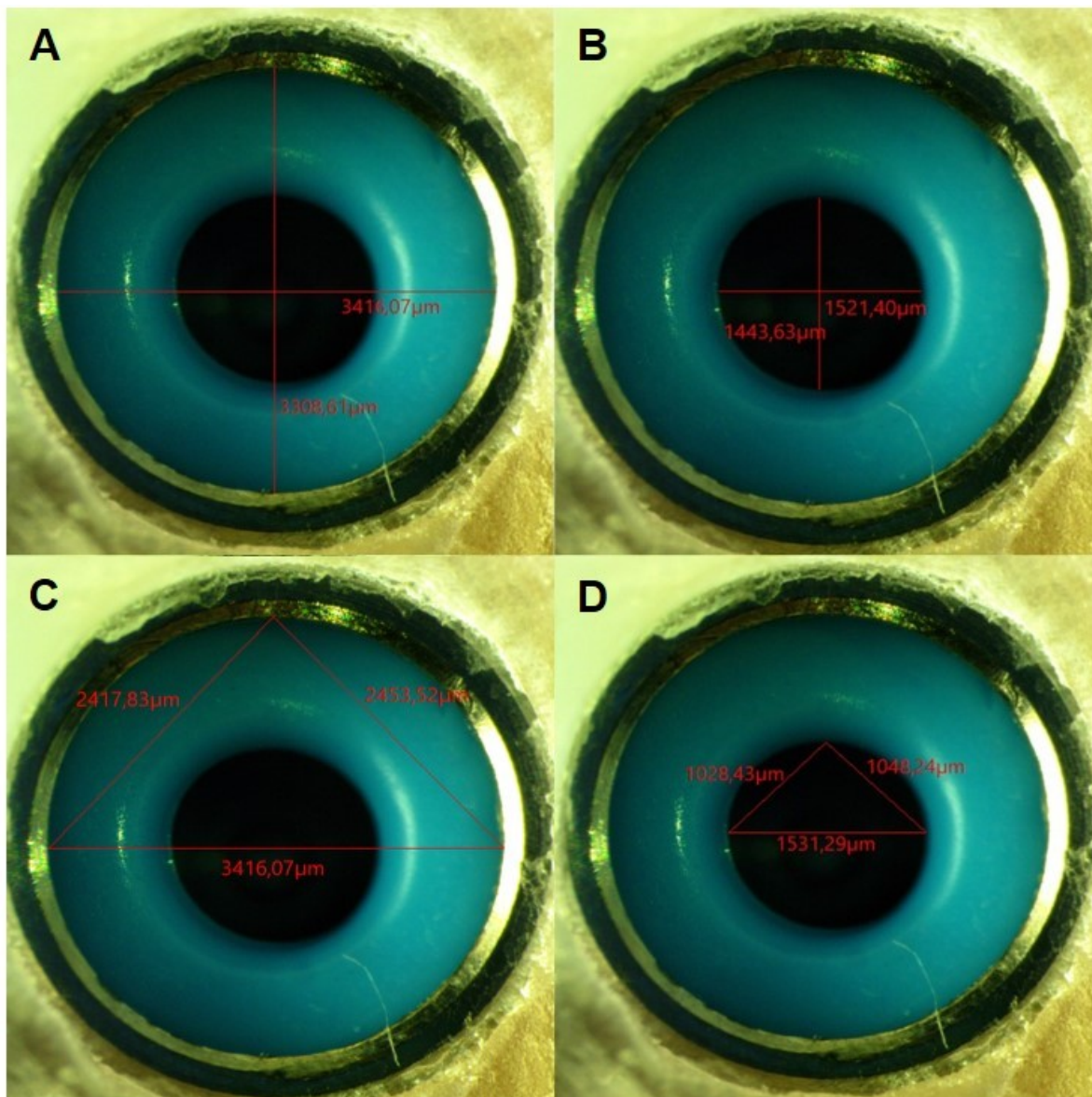
4.9 Esteriomicroscopia Óptica

Com auxílio de um estériomicroscópio ótico Olympus SZX16 (Olympus Corporation, Shinjuku, Tóquio, Japão) a uma magnificação de 20 vezes, e por meio

do software OPTHD x64, 3.7.8648 (Opticam Miscroscopy Techonolgy, São Paulo, SP, Brasil) foram coletadas medidas dos anéis de poliuretano de ambos os grupos de duas maneiras. (Valente et al., 2019). Primeiro foi realizado a mensuração do comprimento horizontal interno (CHI); comprimento vertical interno (CVI); comprimento horizontal externo (CHE) e comprimento vertical externo (CVE). Também foram determinados o diâmetro interno (DI) e diâmetro externo (DE) dos anéis, obtido por meio da seleção de três pontos para as margens internas e externas do anel de poliuretano (

Figura 29). As medições foram obtidas antes e depois dos ciclos de fadiga e testes de resistência.

Figura 29 - Medidas para mensurar deformação. **(A)** comprimento horizontal interno (CHI) e comprimento vertical interno (CVI). **(B)** comprimento horizontal externo (CHE) e comprimento vertical externo (CVE). **(C)** diâmetro interno (DI). **(D)** diâmetro externo (DE).



Fonte: Autor

O cálculo para se determinar o diâmetro interno e o diâmetro externo dos anéis se baseou no axioma equivalente ao quinto postulado euclidiano. Sendo, dado quaisquer três pontos não colineares existe um círculo passando por estes três pontos (Barbosa, 2007). Dessa forma foram escolhidos três pontos periféricos para a circunferência interna e externa. A partir do comprimento das arestas do triângulo qualquer obtido foram calculados os ângulos internos do mesmo, aplicando a lei dos cossenos. Lei estabelece que, em todo triângulo, o quadrado da medida de um lado é igual à soma dos quadrados das medidas dos outros lados, menos o dobro do produto dessas medidas pelo cosseno do ângulo que eles formam (Leite e Castanheira, 2014), expressa pela fórmula,

$$a^2 = b^2 + c^2 - 2 \cdot b \cdot c \cdot \cos(A)$$

Ao final temos o valor do cosseno do ângulo em questão. Para determinar o valor do ângulo aplicamos a função inversa do cosseno com auxílio da calculadora CASIO fx-82MS (CASIO BRASIL COMÉRCIO DE PRODUTOS ELETRÔNICOS LTDA, São Paulo, SP, Brasil).

De posse do valor dos ângulos do triângulo qualquer pudemos calcular os valores do diâmetro das circunferências aplicando a lei dos senos. Lei estabelece que, em todo triângulo, as medidas dos lados são proporcionais aos senos dos ângulos opostos e a razão de proporcionalidade é a medida do diâmetro da circunferência circunscrita ao triângulo (Leite e Castanheira, 2014), expressa pela fórmula,

$$\frac{a}{\text{sen}(A)} = \frac{b}{\text{sen}(B)} = \frac{c}{\text{sen}(C)} = 2 \cdot R$$

4.10 Análise Estatística

Verificou-se a concordância inter-examinador por meio do coeficiente de correlação intraclasse (CCI). A suposição de normalidade foi investigada pelo teste Shapiro-Wilk. Para averiguar se houve diferenças significativas entre os tempos de avaliação e entre as variáveis de comprimento (μm) e diâmetro (μm), em cada grupo, empregou-se o teste anova One-Way para comparação de médias em que sendo observadas diferenças significativas realizou-se o teste de Tukey de comparações múltiplas. Com o intuito de identificar possíveis diferenças significativas dos tempos de avaliação individualmente e entre os períodos (inicial e final), em cada um dos grupos, executou-se o teste t-Student de comparação de médias. Em todos os testes adotou-se o nível de significância de 5% (valor- $p < 0,05$).

4.10.1 Aspectos Computacionais

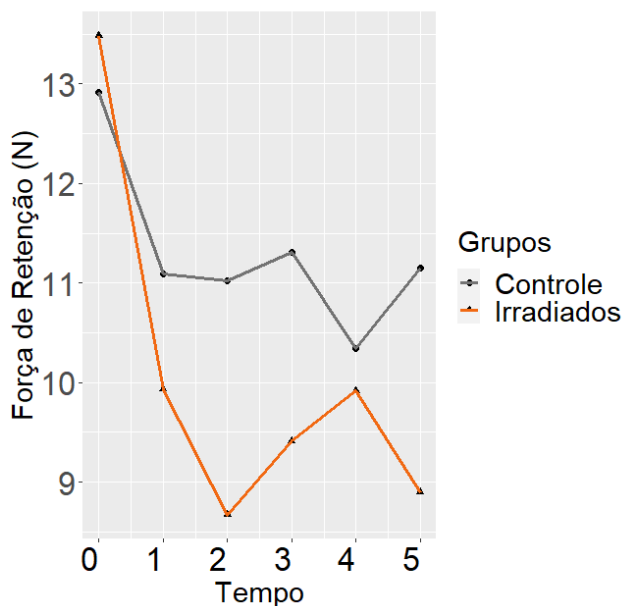
Todos os dados foram analisados no *software* R versão 4.0.2 (R., Auckland, NZL)(R CORE TEAM, 2020), em que o gráfico de perfis foi realizado por meio da função `ggplot` do pacote `ggplot2`. O coeficiente de correlação intraclasse foi executado pela função `icc` do pacote `irr`. O teste de Shapiro-Wilk foi realizado

utilizando a função `shapiro.test` do pacote `stats`. O teste t-Student foi aplicado por meio da função `t.test` do pacote `stats`. A análise de variância one-way foi realizada utilizando a função `aov` do pacote `stats`. O teste de tukey foi executado por meio da função `tukey` do pacote `ExpDes.pt`.

5 RESULTADOS

No (Gráfico 1) observamos que a evolução da força de retenção (N) ao longo do tempo admite níveis superiores médios para o grupo controle, em que ambos os grupos apresentam níveis superiores médios no T0. No que tange as oscilações observadas, verifica-se um comportamento decrescente da força de retenção (N) nos tempos iniciais em ambos os grupos. No que se refere ao GC, à força de retenção (N) passou a admitir um comportamento crescente entre T2-T3 e T4-T5, no entanto, para o GI, observa-se que apenas entre T2-T4 há um comportamento crescente. Por meio do gráfico, há indícios de que a média no T0 difere das médias observadas nos demais períodos, todavia tal hipótese será verificada posteriormente.

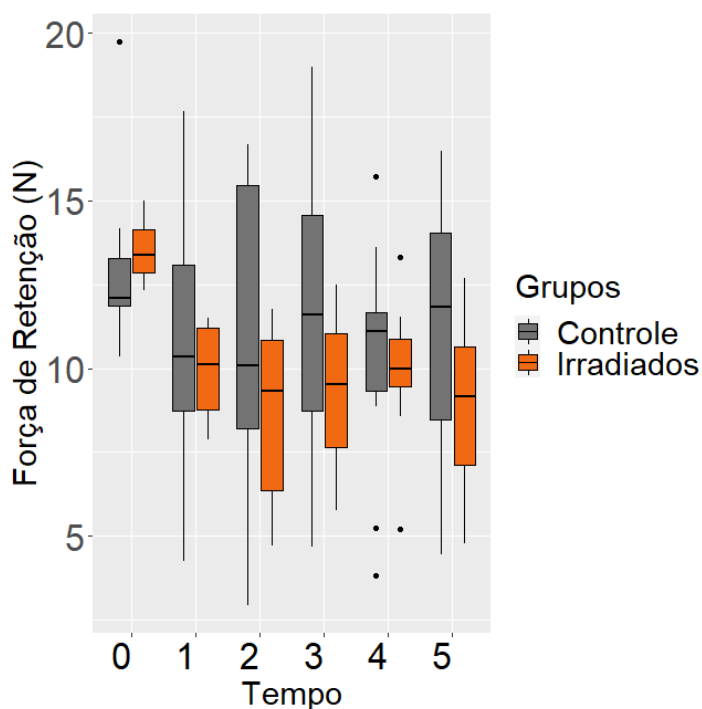
Gráfico 1 - Perfil médio da força de retenção (N) dos grupos em relação aos tempos de avaliação.



Fonte: Autor

No que diz respeito à variabilidade da força de retenção (N), para cada um dos grupos comparativos, ao longo do tempo, observa-se na (Gráfico 2) de maneira geral que o GC admite uma variabilidade superior em relação ao GI, todavia, no T2 há uma variabilidade superior em relação aos demais tempos, para ambos os grupos.

Gráfico 2 - Boxplot da força de retenção (N) para cada um dos grupos comparativos ao longo do tempo.



Fonte: Autor

O teste de Shapiro-Wilk evidenciou que a hipótese de normalidade da variável referente a força de retenção (N) e das variáveis no que diz respeito a deformação (μm) foi aceita em ambos os grupos e em cada período observado (valor-p > 0,05). Na (

Tabela 1), verifica-se que por meio da anova one-way não houve diferenças significativas da evolução da força de retenção (N) ao longo do tempo para o grupo controle (valor-p > 0,05), no entanto, o GI apresentou diferenças significativas ao longo do tempo da força de retenção (N) (valor-p < 0,05), sendo assim, aplicou-se o teste tukey para investigar em quais períodos tais diferenças foram observadas, concluindo-se que apenas o T0 apresentou diferenças significativas com os demais

períodos (valor-p <0,05). Quando observados os tempos individualmente em cada um dos grupos, notou-se que não houve diferenças significativas (valor-p >0,05).

Tabela 1 - Médias das forças de retenção (N) \pm o desvio padrão dos grupos comparativos ao longo do tempo.

Tempo	Força de Retenção (N)	
	Grupo Controle	Grupo Irradiado
T0	12,92 \pm 2,63 Aa	13,48 \pm 0,88 Aa
T1	11,09 \pm 4,15 Aa	9,92 \pm 1,39 Ab
T2	11,01 \pm 4,54 Aa	8,67 \pm 2,54 Ab
T3	11,31 \pm 4,68 Aa	9,41 \pm 2,26 Ab
T4	10,34 \pm 3,58 Aa	9,91 \pm 2,11 Ab
T5	11,14 \pm 4,08 Aa	8,89 \pm 2,52 Ab

Médias seguidas por letras maiúsculas distintas nas linhas diferem entre si (valor-p < 0,05), teste t-Student.
Médias seguidas por letras minúsculas distintas nas colunas diferem entre si (valor-p <0,05), teste Tukey.

Fonte: Autor

Na (Erro! Fonte de referência não encontrada.) a análise da deformação verificou-se por meio da anova one-way que houve diferenças significativas (valor-p <0,05) entre as diferentes medidas, tanto no tempo inicial como no tempo final, considerando o GE e GI. Por meio do teste de Tukey notou-se que as variáveis CHI, CVI e DI não admitem diferenças estatisticamente significantes entre si (valor-p >0,05), assim como CHE, CVE e DE não admitem diferenças estatisticamente significantes entre si (valor-p >0,05).

Tabela 2 - Deformação (μm) \pm o desvio padrão dos grupos comparativos para cada um dos métodos e tempos de análise.

s	Tempo	Métodos					
		CHI	CVI	DI	CHE	CVE	
le	Inicial	1405 \pm 65,42 Ba	1365 \pm 83,52 Ba	1407 \pm 66,80 Ba	3349 \pm 74,06 Aa	3237 \pm 71,46 Aa	334
	Final	1446 \pm 82,17 Ba	1399 \pm 145,78 Ba	1447 \pm 82,82 Ba	3376 \pm 53,76 Aa	3242 \pm 63,04 Aa	337
os	Inicial	1437 \pm 92,07 Ba	1365 \pm 72,47 Ba	1440 \pm 95,04 Ba	3386 \pm 51,19 Aa	3261 \pm 50,71 Aa	337
	Final	1473 \pm 100,89 Ba	1442 \pm 99,68 Ba	1475 \pm 102,27 Ba	3416 \pm 40,39 Aa	3267 \pm 55,58 Aa	347

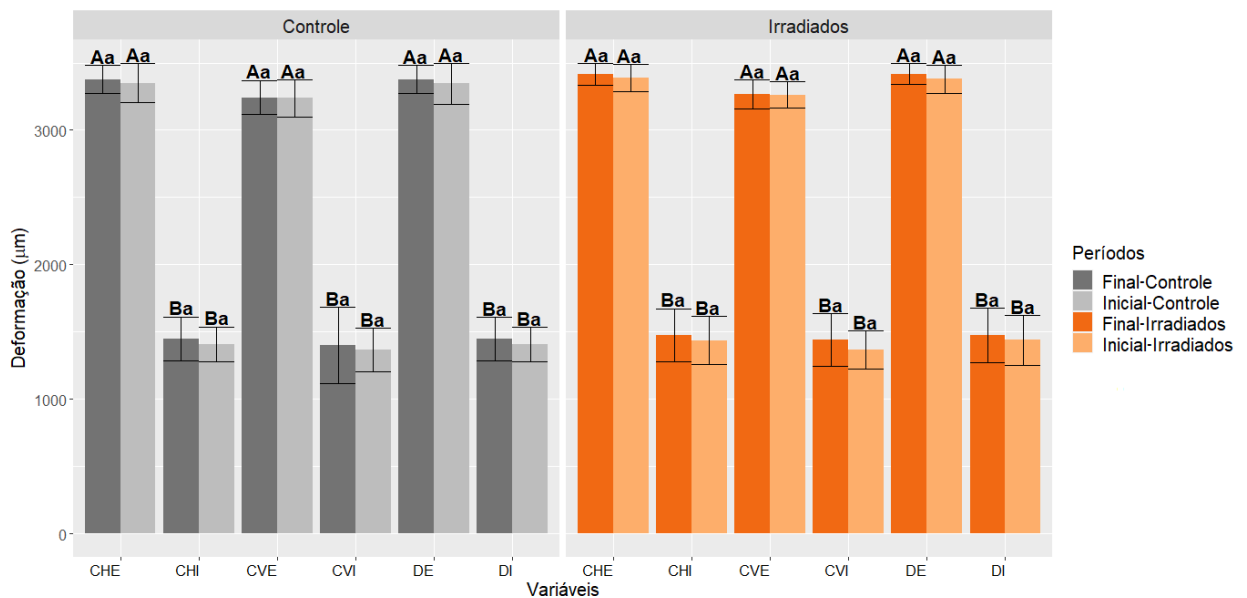
seguidas por letras maiúsculas distintas nas linhas diferem entre si (valor-p < 0,05) pelo teste de Tukey.

seguidas por letras minúsculas distintas nas colunas diferem entre si (valor-p < 0,05) pelo teste t-Student.

Fonte: Autor

No (Gráfico 3) observamos graficamente que para ambos os grupos, GC e GI, no período inicial e final, as variáveis CHE e DE admitiram níveis médios superiores em relação às demais variáveis. Quanto às comparações individuais de cada uma das variáveis, entre os tempos avaliados (inicial e final), se observou que para ambos os grupos não houveram diferenças significativas entre os períodos (valor- $p > 0,05$).

Gráfico 3 - Gráfico de barras da deformação (μm) dos grupos comparativos para cada um dos métodos e tempos de análise.



Fonte: Autor

Portanto, com os resultados descritos anteriormente, nota-se que a hipótese nula da referida pesquisa foi rejeitada, uma vez que o grupo que foi exposto à radiação demonstrou níveis inferiores da força de retenção (N) após o T1 comparado com o controle. No entanto, ao comparar tais resultados individualmente em cada um dos períodos, não se notou diferenças significativas, assim como entre todos os períodos do grupo não exposto a radiação, todavia, os que foram expostos apresentaram diferenças significativas apenas do T0 com os demais períodos.

6 DISCUSSÃO

Promoção de qualidade de vida para pacientes acometidos por câncer cabeça e pescoço (CCP) também é papel do cirurgião dentista (Tunner et al., 2013; Kawashita et al., 2020). O conhecimento dos efeitos da radioterapia nos tecidos orais e materiais reabilitadores intra orais é fundamental para a tomada de decisão clínica. Durante a exposição à radiação de alta energia podem ocorrer alterações físico químicas nos materiais odontológicos (Dogan et al., 2013; Brandeburski e Della Bona, 2018; Melo Neto et al., 2020; Mellara 2020; Muñoz et al., 2020), que se somariam as complicações conhecidas à radioterapia, como xerostomia, mucosite, ageusia, trismo, osteoradionecrose e cárie dentária (Kawashita et al., 2020). Este estudo revelou alteração na força de retenção de anéis de poliuretano do sistema *o-ring* de *overdentures* após um ano em função e que foram submetidas a 70Gy de radiação. Entretanto, não mostrou influência sobre a deformação dos anéis de poliuretano.

A população com idade acima de 60 anos é mais propensa a desenvolver câncer, incluindo CCP (Jeske et al., 2020). O CCP inclui alterações malignas que se originam nos seios paranasais, cavidade nasal, glândulas salivares, cavidade bucal, nasofaringe, orofaringe, hipofaringe e laringe (Rath et al., 2005, Boffetta e Hainaut 2019). Em diagnósticos avançados, sem possibilidade de ressecção locoregional, doença persistente, recorrente ou metastática em cabeça e pescoço o tratamento é ditado pelo estado geral de saúde do paciente, sendo quimioradioterapia ou radioterapia (Pfister. Et al., 2020). Para administração de radioterapia sozinha, o cronograma usual são 2 Gy de radiação, 5 vezes por semana, por 7 semanas (Adelstein et al., 2017; Pfister et al., 2020, sendo assim o estudo foi conduzido seguindo mesmo cronograma, totalizando 70 Gy.

Envelhecimento e condições socioeconômicas desfavoráveis tem como desfecho um aumento na prevalência do edentismo em paciente acima do 50 anos (Al-Rafee, 2020). *Overdenture* implanto-retidas por dois implantes se tornaram a primeira escolha reabilitadora (Feine et al., 2002), com bom custo benefício (Matthys et al., 2020). Para essa reabilitação, a força da retenção está diretamente relacionada com a capacidade de mastigação, força de mordida, conforto, satisfação e qualidade de vida do paciente (Thomason et al., 2003; Sadig, 2009; Boven et al., 2015). Forças de deslocamento verticais entre 7 e 31 N já foram relatadas em estudos in vivo para

diferentes sistemas de encaixe (Burns et al., 1995; Van Kampen et al., 2003; Varshney et al., 2019) sendo assim, assumimos 7N como força de retenção que permite manutenção da overdenture em situação clínica.

Os sistemas de retenção mais comuns para overdenture são o barra-clip e o *o-ring* e apresentam desempenho clínico semelhantes, levando em conta propriedades mecânicas, funcionais e satisfação do paciente (Gonçalves et al., 2020). Entretanto o sistema *o-ring* possui uma redução no custo laboratorial (Winkler et al., 2002), por não haver a necessidade do preparo da barra (Zitzmann e Marinello, 2002). Além de ser um sistema resiliente que distribui as forças sobre o rebordo alveolar (Barao et al., 2013; Dashti, 2013) e permite certa adaptação em relação à distância, angulação entre implantes (Gonçalves et al., 2020). No sistema *o-ring* a retenção é promovida por anel polimérico como o silicone (Merril, 1997; Ekfeldt, Johansson, Isaksson, 1997), nylon (Ohkubo et al., 2004, Kono et al., 2014), acrilonitrilo, fluorcarbono, etileno propileno (Jayaraman et al., 2012), e PU, como um dos mais utilizados (Abou-Ayash et al., 2019). Diante disso o sistema *o-ring* com retentores em poliuretano foi o selecionado para as avaliações.

Devido à estrutura específica e comportamento mecânico os polímeros são sensíveis a alterações em camadas mais superficiais, relacionadas a estresse mecânico, térmico e a reações químicas. (Myshkin et al., 2005). Os PU são classificados como materiais com excelente estabilidade a radiação. Entretanto, dependendo da arquitetura molecular e composição a resistência a radiação dos poliuretanos diferem significativamente. (Walo et al., 2014). Polímeros sintéticos irradiados podem sofrer mudanças físicas e químicas como a cisão e reticulação simultâneas das cadeias poliméricas, alterando sua estrutura cristalina e determinando mudanças em suas propriedades (Chapiro 1995, Croonenborghs, Smith e Strain, 2007; Mulliez, Schilling e Grupp, 2020). Os estudos que documentam tais alterações utilizam radiações da ordem de quilograys (Navarro et al., 2020). Para doses terapêuticas de radiação foi documentada a ausência de alterações, entretanto os autores relatam, que filmes cíclicares de poliuretano (6.35 mm x 0.03 mm) foram expostos a doses de 3.2 Gy·min⁻¹ e 4.5 Gy·min⁻¹, além de 44 Gy·min⁻¹ e 833 Gy·min⁻¹, entretanto até um total de 25kGy (Cooke e Whittington, 2018).

Durante a função os componentes do sistema de *o-ring* agem como fulcrum e resultam na rotação da base protese sobre o rebordo reabsorvido (Porter et al., 2002; Hruta et al., 2011), resultando em desgaste da mini cápsula e torção (Trakas et al.,

2006). A relação entre a deformação do sistema de retenção e queda na força de retenção causada por cargas mastigatórias já foi observada (Abi Nader et al., 2011). Independente do sistema de retenção, a necessidade de manutenção é maior no primeiro ano (Trakas et al., 2006), dessa forma o estudo foi conduzido com 400 000 ciclos de mastigatórios e 1080 ciclos de inserção e remoção, correspondendo a 1 ano (Besimo e Guarneri, 2003;Choi et al., 2017). Assim, pudemos acompanhar mudanças na força de retenção e mensurar possíveis deformações no componente polimérico do sistema de retenção.

Na (**Tabela 1**) podemos observar que entre T0 e T1 houve uma queda na força de retenção em ambos os grupos, em GC redução de 14,16 % de 12,92 para 11,09 e em GI de 26,40% de 13,48 para 9,92. Esta redução pode estar associada ao efeito lubrificante do meio (Bayer et al 2011), entretanto GI apresentou uma redução acentuada até T2. No (**Gráfico 1**) podemos acompanhar a evolução da força de retenção para cada grupo durante o tempo, GC apresentou níveis médios constantes, para GI os níveis médios se mantiveram a partir de T1 até T5, indo de acordo com a literatura o sistema o-ring se mantém constante durante os diferentes ciclos (Botega et al.,2004; Choi et.al, 2017).

O (**Gráfico 2**) e a (**Erro! Fonte de referência não encontrada.**) mostram uma variabilidade na força de retenção muito alta para GC, o que pode estar associado às propriedades do material (Botega 2004; Engels et al., 2013). A diminuição observada da variabilidade no grupo controle pode estar associada a diminuição da força de tração do material (Navarro et al., 2020). Durante a irradiação o oxigênio atmosférico pode provocar a oxidação do polímero, resultando em cisão oxidativa das cadeias poliméricas e formando peróxidos, álcoois, frações carbonílicas, monóxido e dióxido de carbono, entre outros compostos de baixa massa molar. (Killoran, 1972; Reichmanis e O'donnell, 1989; Stringer; Peppas, 1996; Righnakos et al., 1999). Para o GI, quando relacionamos o gráfico 2 com a redução estatisticamente significativa ($p < 0,05$) da força de retenção em T0 observada no gráfico1, surgem evidências de que a dose de 70 Gy de radiação ionizante pode influenciar o comportamento retentivo do anel de PU.

Ao se avaliar a deformação, os dois métodos demonstraram resultados similares mesmo considerando possíveis deformações óticas do uso do Estereomicroscópio. É possível observar que a única diferença estática está entre medidas internas e externas, já para medidas intra grupo (interno ou externo) não a diferença estatística.

Entretanto não possível associar a radiação há alterações ocorridas antes e após os ciclos de fadiga e inserção e remoção. Ambos os grupos apresentaram um pequeno aumento nos comprimentos internos, o que pode estar relacionado aos ciclos que foram submetidos (Trakas et al., 2006; Abi Nader et al., 2011).

Em casos onde o paciente já faz uso de uma overdenture o mais interessante seria remoção da prótese durante as seções radioterápicas (Dogan et. al, 2013; Melo Neto et al., 2020).

O presente trabalho lança uma luz sobre o impacto da radioterapia sobre a força de retenção no componente de PU do sistema o-ring. Estudos mais aprofundados devem ser conduzidos a fim de avaliar possíveis alterações físico-químicas que possam ter ocorrido. Diferentes sistemas de retenção podem ser avaliados e outros fatores podem ser associados em novas pesquisas.

7 CONCLUSÃO

Podemos concluir que a exposição a 70Gy de radiação ionizante com energia de 6 MeV causa alteração estatisticamente significativa na força de retenção de anéis retentores de poliuretano. Entretanto não há comprometimento clínico da retenção.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ABI, N. S.; SOUZA, R. F.; FORTIN, D.; KONINCK, L.; FROMENTIN, O.; ALBUQUERQUE JUNIOR, R. F. Effect of simulated masticatory loading on the retention of stud attachments for implant overdentures. **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 38, n. 3, p. 157-164, 2011.
- ABRAHAM, G. A.; FRONTINI, P. M.; CUADRADO, T. R. Physical and mechanical behavior of sterilized biomedical segmented polyurethanes. **Journal of Applied Polymer Science**, v. 65, n. 6, p. 1193–1203, 1997.
- ADEM, E.; ANGULO-CERVERA, E.; GONZÁLEZ-JIMÉNEZ, A.; VALENTÍN, J.L.; MARCOS-FERNÁNDEZ, A., Effect of dose and temperature on the physical properties of an aliphatic thermoplastic polyurethane irradiated with an electron beam. **Radiation Physics and Chemistry**, v. 112, n. s/n, p. 61–70, 2015.
- AGGARWAL, H.; KUMAR, P.; SINGH, S. V. Modified technique to improve fabrication and outcome of definitive orbital prosthesis. **Orbit**, v. 35, n. 2, p. 66-68, 2016.
- ALKILZY, M.; BERNDT, C.; MELLER, C.; SCHIDLOWSKI, M.; SPLIETH, C. Sealing of proximal surfaces with polyurethane tape: a two-year clinical and radiographic feasibility study. **Journal of Adhesive Dentistry**, v. 11, n. 2, p. 91-4, 2009.
- ALKILZY, M.; BERNDT, C.; SPLIETH, C. H. Sealing proximal surfaces with polyurethane tape: three-year evaluation. **Clinical Oral Investigations**, v. 15, n. 6, p. 879–84, 2011.
- ALLEY, M. D.; SCHIMIZZE, B. R.; SON, S. F. Experimental modeling of explosive blast-related traumatic brain injuries. **Neuroimage**, v. 54, n. 1, p. 45–S54, 2011.
- AL-OBAID, Y. F.; BANGASH, F. N.; BANGASH, T. Trauma and traumatic injuries: general introduction, in: AL-OBAID, Y. F.; BANGASH, F. N.; BANGASH, T. **Trauma – An Engineering Analysis with Medical Case Studies Investigation**, Springer, 2007.
- BATY, D. L.; STORIE, D. J.; VON FRAUNHOFER, J. A. Synthetic elastomeric chains: a literature review. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v. 105, n. 6, p. 536-42, 1994.

BAYER, S.; KEILIG, L.; KRAUS, D.; GRUNER, M.; STARK, H.; MUES, S.; ENKLING, N. Influence of the lubricant and the alloy on the wear behaviour of attachments. **Gerodontology**, v. 28, n. 3, p. 221-226, 2011.

BERLIN, R.; JANZON, B.; RYBECK, B.; SANDEGARD, J.; SEEMAN, T. Local effects of assault rifle bullets in live tissues, part II. **Further Studies in Live Tissues and Relations to Some Simulant Media**, v. 477, n. 1, p. 5-48. 1977.

BOFFETTA, P.; HAINAUT, P. **Encyclopedia of Cancer**. 3 ed. Academic Press: ebook. 2019.

BORETOS, J. W.; DETMER, D. E.; DONACHY, J. H. Segmented polyurethane: A polyether polymer, II. Two years experience. **Journal of Biomedical Materials Research**, v. 5, n. 4, p. 373-387, 1971.

BORETOS, J. W.; PIERCE, W. S. Segmented Polyurethane: A New Elastomer for Biomedical Applications. **Science**, v. 158, n. 3807, p. 1481–1482, 1967.

BORETOS, J. W.; PIERCE, W. S. Segmented polyurethane: A polyether polymer. An initial evaluation for biomedical applications. **Journal of Biomedical Materials Research**, v. 2, n. 1, p. 121-130, 1968.

BOTEGA, D. M.; MESQUITA, M.F.; HENRIQUES, G.E.; VAZ, L.G. Retention force and fatigue strength of overdenture attachment systems. **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 31, n. 9, p. 884-889, 2004.

BREEZE, J.; HUNT, N.; GIBB, I.; JAMES, G.; HEPPEL, A.; CLASPER, J. Experimental penetration of fragment simulating projectiles into porcine tissues compared with simulants. **Journal of Forensic and Legal Medicine**, v. 20, n. 4, p. 296-299, 2013.

BRUCK, S. Intrinsic Semiconduction, Electronic Conduction of Polymers and Blood Compatibility. **Nature**, v. 243, p. 416-417, 1973.

BURNS, D. R.; UNGER, J. W.; ELSWICK, R. K.; BECK, D. A. Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures: Part I—retention, stability, and tissue response. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 73, n. 4, p. 354-363, 1995.

CHANG, P. P.; HANSEN, N. A.; PHOENIX, R. D.; SCHNEID, T. R. The effects of primers and surface bonding characteristics on the adhesion of polyurethane to two commonly used silicone elastomers. **Journal of Prosthodontic**, v. 18, n. 1, p. 23-31, 2009.

CHAPIRO, A. General consideration in the radiation chemistry of polymers. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms**, v. 105, n. 14, p. 5–7, 1995.

CHOUDHURY, G. K.; CHITUMALLA, R.; MANUAL, L.; RAJALBANDI, S. K.; CHAUHAN, M. S.; TALUKDAR, P. Disinfectant Efficacy of 0.525% Sodium Hypochlorite and Epimax on Alginate Impression Material. **Journal of Contemporary Dental Practice**, v. 19, n. 1, p. 113-116, 2018.

CICCIÙ, D.; BELLA, G.; RUSSO, S.; MESSINA, G; CIPRI, A. Gli adesivi dentinali. Modalità di impiego delle resine poliuretaniche. **Stomatol Mediterr**, v. 6, n. 2, p. 243-247, 2986.

CLARK, M. R.; JOHNSON, R.; MCCABE, R. T.; CLARK, J. T.; TUITUPOU, A.; ELGENDY, H.; FRIEND, D. R.; KISER, P. F. A Hot-Melt Extruded Intravaginal Ring for the Sustained Delivery of the Antiretroviral Microbicide UC781. **Journal of Pharmaceutical Sciences**, v. 101, n. 2, p. 576-587, 2012.

CONDÒ, R.; CASAGLIA, A.; ARMELLIN, E.; CONDÒ, S. G.; CERRONI, L. Traditional elastic ligatures versus slide ligation system. A morphological evaluation. **Oral Implantology**, v. 6, n. 1, p. 15-24, 2013.

COOKE, S. L.; WHITTINGTON, A. R. Investigation into Polyurethane at Varying Dose Rates of Ionizing Radiation for Clinical Application. **Journal of Chemistry**, v. 2018, n. s/n, p. 1-9, 2018.

CRONIN., D. **Ballistic gelatin characterization and constitutive modeling, Dynamic Behavior of Materials**. Berlin: Springer, 2011.

CRUZ, R. L. J.; ROSS, M. T.; POWELL, S. K.; WOODRUFF, M. A. Advancements in Soft-Tissue Prosthetics Part B: The Chemistry of Imitating Life. **Frontiers in Bioengineering and Biotechnology**, v. 23, n. 8, p. 147, 2020.

DALISE, D. D. The Micro-Ring for full subperiosteal implant and prosthesis construction. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 42, n. 2, p.197–201, 1979.

DAS, A.; MAHANWAR, P. A brief discussion on advances in polyurethane applications. **Advanced Industrial and Engineering Polymer Research**, v. 3, n. 3, p. 93-101, 2020.

DELEBECQ, E.; PASCAULT, J. P.; BOUTEVIN, B.; GANACHAUD, F. On the Versatility of Urethane/Urea Bonds: Reversibility, Blocked Isocyanate, and Non-isocyanate Polyurethane. **Chemical Reviews**, v. 113, n. 1, p. 80-118, 2013.

DONG, F.; MAGANTY, S.; MESCHTER, S. J.; NOZAKI, S.; OHSHIMA, T.; MAKINO, T.; CHO, J. Electron beam irradiation effect on the mechanical properties of nanosilica-filled polyurethane films. **Polymer Degradation and Stability**, v. 141, n. s/n, p. 45–53, 2017.

DORRI, M.; DUNNE, S. M.; WALSH, T.; SCHWENDICKE, F. (2015). Micro-invasive interventions for managing proximal dental decay in primary and permanent teeth. **Cochrane Database of Systematic Reviews**, v. 5, n. 11, p. 01031, 2015.

ELING, B.; TOMOVIĆ, Ž.; SCHÄDLER, V. Current and Future Trends in Polyurethanes: An Industrial Perspective. **Macromolecular chemistry and physics**, v. 221, n.14, p. 1-11, 2020.

ENGELS, H. W.; PIRKL, H. G.; ALBERS, R.; ALBACH, R. W.; KRAUSE, J.; HOFFMANN, A.; CASSELMANN, H.; DORMISH, J. Polyurethanes: versatile materials and sustainable problem solvers for today's challenges. **Angewandte Chemie International Edition**, v. 52, n. 36, p. 9422-9441, 2013.

FACKLER, M. L.; MALINOWSKI, J. A. Ordnance gelatine for ballistic studies detrimental effect of excess heat used in gelatine preparation. **American Journal of Forensic Medicine and Pathology**, v. 9, n. 3, p. 218-219, 1988.

FENNER, W.; GERBER, A. A.; MIIHLEMANN, H. R. Tooth Mobility Changes During Treatment With Partial Denture Prosthesis, **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 6, n. 4, p. 520-525, 1956.

FERREÑO, D.; MAÑANES, A.; RÁBAGO, D.; CASADO, J. A.; GONZÁLEZ, J. A.; GÓMEZ, S.; CARRASCAL, I. A.; RUIZ, E.; DIEGO, S.; GÓMEZ, F.; SARACHAGA, E.

Mechanical behavior and microstructural changes in polyurethane exposed to high doses of X rays, gamma rays or neutron irradiation. **Polymer Testing**, v. 67, n. s/n, p. 359-369, 2018.

GALLIGAN, J. D.; SCHWARTZ, A. M.; MINOR, F. W. Adhesive Polyurethane Liners for Anterior Restorations. **Journal of Dental Research**, v. 47, n. 4, p. 629–632, 1968.

GONÇALVES, F.; CAMPESTRINI, V. L. L.; RIGO-RODRIGUES, M. A.; ZANARDI, P. R. Effect of the attachment system on the biomechanical and clinical performance of overdentures: A systematic review. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 123, n. 4, p. 589-594, 2020.

GUIGNOT, C.; BETZ, N.; LEGENDRE, B.; MOEL, A. L.; YAGOUBI, N. Degradation of segmented polyetherurethane tecoflex® induced by electron beam irradiation: characterization and evaluation. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B Beam B**, v. 185, n. 1, p. 100–107. 2001.

GUO, X.; CHENG, Q.; YU, G.; WANG, H.; TIAN, Z.; SHI, Z.; CUI, Z.; ZHU, S. The functions of hydrophobic elastic polyurethane combined with an antibacterial triclosan derivative in the dentin restoration interface. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 102, n. 1, p. 103471, 2020.

HARUTA, A.; MATSUSHITA, Y.; TSUKIYAMA, Y.; SAWAE, Y.; SAKAI, N.; KOYANO, K. Effects of Mucosal Thickness on the Stress Distribution and Denture Stability of Mandibular Implant-Supported Overdentures with Unsplinted Attachments In Vitro. **Journal of Dental Biomechanics**, v. 2, n. 1, p. 894395–894395, 2011.

HUMPHREY, C.; KUMARATILAKE, J. Ballistics and anatomical modelling – A review. **Legal Medicine**, v. 23, n. 1, p. 21-29, 2016.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCI – IAEA. **Radiation safety of gamma and electron irradiation facilities**. Vienna: International Atomic Energy Agency Vienna International Centre, 1992.

JIN, Y.; MAI, R.; WU, C.; HAN, R.; LI, B. Comparison of ballistic impact effects between biological tissue and gelatin. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 78, n. 1, p. 292-297, 2018.

JUSSILA, J. Preparing ballistic gelatine—review and proposal for a standard method. **Forensic Science International**, v.141, n. 1-3, p. 91–98, 2004.

JUSSILA, J.; LEPPÄNIEMI, A.; PARONEN, M.; KULOMÄKI, E. Ballistic skin simulant. **Forensic Science International**, v. 150, n. 1, p. 63-71, 2005.

KALCIOGLU, Z. I.; QU, M.; VAN VLIET, K. J.; STRAWHECKER, K. E.; VANLANDINGHAM, M. R. Multiscale characterization of relaxation times of tissue surrogate gels and soft tissues. In: 27th Army Science Conference Proceedings, **Anais...** Orlando, FL, 2010.

KAWASHITA, Y.; SOUTOME, S.; UMEDA, M.; SAITO, T. Oral management strategies for radiotherapy of head and neck cancer. **Japanese Dental Science Review**, v. 56, n. 1, p. 62-67, 2020.

Killoran, J.J. Chemical and physical changes in food packaging materials exposed to ionizing radiation. **Radiation Research Reviews**, v. 3, p. 369-383, 1972.

LAWRENTSCHUK, N.; LINDNER, U.; KLOTZ, L. Realistic anatomical prostate models for surgical skills workshops using ballistic gelatin for nerve-sparing radical prostatectomy and fruit for simple prostatectomy. **Korean Journal of Urology**, v. 52, n. 2, p. 130-135, 2011.

LEAKE, D. L.; HABAL, M. B. Craniofacial and mandibular osseous contour reconstruction: the use of a new "combination" graft. **Laryngoscope**, v. 86, n. 12, p. 1879-1885, 1976.

LINDNER, U.; LAWRENTSCHUK, N.; WEERSINK, R. A.; RAZ, O.; HLASNY, E.; SUSSMAN, M. S.; DAVIDSON, S. R.; GERTNER, M. R.; TRACHTENBERG, J. Construction and evaluation of an anatomically correct multi-image modality compatible phantom for prostate cancer focal ablation. **The Journal of Urology**, v.184, n. 1, p. 352–357, 2010.

LIU, L., FAN, Y., LI, W. Viscoelastic shock wave in ballistic gelatin behind soft body armor. **Journal of the mechanical behavior of biomedical materials**, v. 34, n. 1, p. 199–207, 2014a.

LIU, L.; JIA, Z.; MA, X.; FAN, Y.; LI, W.; LIU, H. A spherical cavity expansion model of large elastic deformation and its application to ballistic gelatin penetration problems. **International Journal of Impact Engineering**, v. 71, n. 1, p. 106–116, 2014b.

LIU, Y. F.; WU, J. L.; SONG, S. L.; XU, L. X.; CHEN, J.; PENG, W. Thermo-Mechanical Properties of Glass Fiber Reinforced Shape Memory Polyurethane for Orthodontic Application. **Journal of Materials Science: Materials in Medicine**, v. 29, n. 9, p. 148, 2018.

MACPHERSON, D. The Dynamics of Tissue Simulation. **IWBA Wound Ballistics Ver**, v. 3, n. 1, p. 21-23, 1997.

MAIDEN, N. R. **The Assessment of Bullet Wound Trauma Dynamics and the Potential Role of Anatomical Models**. Austria: The University of Adelaide, 2014.

MAIDEN, N. R.; FISK, W.; WACHSBERGER, C.; BYARD, R. W. Ballistics ordnance gelatine – How different concentrations, temperatures and curing times affect calibration results. **Journal of Forensic and Legal Medicine**, v. 34, n. 1, p. 145–150, 2015.

MAIR-HEIN, L.; WALSH, C. J.; SEITEL, A.; HANUMARA, N. C.; SHEPARD, J. A.; FRANS, A. M.; PIANKA, F.; MÜLLER, S. A.; SCHMIED, B.; SLOCUM, A. H.; GUPTA, R.; MEIZER, H-P. Human vs. robot operator error in a needle-based navigation system for percutaneous liver interventions. **SPIE**, v. 7261, p. 1, 2009.

MALEKZADEH, S.; PFISTERER, M. J.; WILSON, B.; NA, H.; STEEHLER, M. K. A novel low-cost sinus surgery task trainer. **Otolaryngology–Head and Neck Surgery**, v. 145, n. 4, p. 530–533, 2011.

MANOLESCU, M. **Doctoral thesis, Military Technical Academy**, Bucharest, Romania, 2012.

MÄRZ, K.; FRANZ, A.; SEITEL, A.; WINTERSTEIN, A.; HAFEZI, M.; SAFFARI, A.; BENDL, R.; STIELTJES, B.; MEINZER, H.-P.; MEHRABI, A. et al. Interventional real-time ultrasound imaging with an integrated electromagnetic field generator. *International journal of computer assisted radiology and surgery*, **International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery**, v. 9, n. 5, p. 1–10, 2014.

MATTHYS, C.; DE VIJLDER, W.; BESSELER, J.; GLIBERT, M.; DE BRUYN, H. Cost-effectiveness analysis of two attachment systems for mandibular overdenture. **Clinical Oral Implants Research**, v. 31, n. 7, p. 615-624, 2020.

Melissa. **Garside Polyurethane demand worldwide from 2012 to 2024 (in million tons)**. 2020. Disponível em: <https://www.statista.com/statistics/747004/polyurethane-demand-worldwide/>. Acesso em: 28/09/2020.

MENSOR, M. C. Attachment fixation for overdentures. Part I. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 37, n. 4, p. 366–373, 1977.

MENSOR, M. C. Attachment fixation of the overdenture: Part II. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 39, n. 1, p. 16–20, 1978.

MIRANDA, D.; CRISTIANO, K.; GUTIÉRREZ, J. Breast phantom for mammary tissue characterization by near infrared spectroscopy. **Journal of Physics: Conference Series**, v. 466, n. 1, p. 1-3, 2013.

MURRAY, K. A.; KENNEDY, J. E.; MCEVOY, B.; VRAIN, O.; RYAN, D.; COWMAN, R.; HIGGINBOTHAM, C. L. The influence of electron beam irradiation conducted in air on the thermal, chemical, structural and surface properties of medical grade polyurethane. **European Polymer Journal**, v. 49, n. 7, p. 1782–1795, 2013.

MYSHKIN, N. K.; PETROKOVETS, M. I.; KOVALEV, A. V. Tribology of polymers: adhesion, friction, wear, and mass-transfer. **Tribology International**, v. 38, n11–12, p. 910-21, 2005.

NAEEM, M.; KIM, W.; CAO, J.; JUNG, Y.; YOO, J. Enzyme/pH dual sensitive polymeric nanoparticles for targeted drug delivery to the inflamed colon. **Colloids Surfaces B: Biointerfaces**, v. 123, n. 1, p. 271-278, 2014.

NAVARRO, R.; RUBIO HERNÁNDEZ-SAMPELAYO, A.; ADEM, E.; MARCOS-FERNÁNDEZ, A. Effect of electron beam irradiation on the properties of poly(tetramethylene oxide) and a poly(tetramethylene oxide)-based polyurethane. **Radiation Physics and Chemistry**, v. 174, n. s/n, p. 108905, 2020.

PFISTER, D. G.; SPENCER, S.; ADELSTEIN, D.; et al. Head and Neck Cancers, Version 2.2020, NCCN Clinical Practice Guidelines in Oncology. **Journal of the National Comprehensive Cancer Network**, v. 18, n. 7, p. 873-898, 2020.

PIGOZZO, M. N.; MESQUITA, M. F.; HENRIQUES, G. E.; VAZ, L. G. The service life of implant-retained overdenture attachment systems. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 102, n. 2, p. 74-80., 2009.

PORTER, J. A.; PETROPOULOS, V. C.; BRUNSKI, J. B. Comparison of load distribution for implant overdenture attachments. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 17, n. 5, p. 651-62, 2002.

PULLEN, A., KIESER, D. C., & HOOPER, G. Ballistic gelatin calibration standardisation. **BMJ Military Health**, v. s/v, n. s/n, p. s/p, 2020.

RATH, G. K.; CHAUDHARY, K.; MOHANTI, B. K. In: RATH, G. K.; MOHANTI, B. K. ed. **Textbook of radiation oncology, principles and practice**. New Delhi: B.I. Churchill Livingstone; 2000. Introduction; pp. 1–24.

RAVIKUMAR, N.; NOBLE, C.; CRAMPORN, E.; TAYLOR, Z. A. A constitutive model for ballistic gelatin at surgical strain rates. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 47, n. 1, p. 87–94, 2015.

RIGANAKOS, K. A.; KOLLER, W. D.; EHLERMANN, D. A. E.; BAUER, B.; KONTOMINAS, M. G. Effects of ionizing radiation on properties of monolayer and multilayer flexible food packaging Materials. **Developments in Food Science**, v. 40, n. 1, p. 767-781, 1998.

ROSENBERG, B. Electrical Conductivity of Proteins. **Nature**, v. 193, p. 364–365 1962.

RUEGGERBERG, F. A.; BEALL, F. E.; KELLY, M. T.; SCHUSTER, G. S. Sodium hypochlorite disinfection of irreversible hydrocolloid impression material. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 67, n. 5, p. 628–631, 1992.

SANDHAM, H. J.; BROWN, J.; CHAN, K. H.; PHILLIPS, H. I.; BURGESS, R. C.; STOKL, A. J. Clinical Trial in Adults of an Antimicrobial Varnish for Reducing Mutans Streptococci. **Journal of Dental Research**, v. 70, n. 11, p. 1401–1408, 1991.

SELLIER, K. G.; KNEUBUEHL, B. P. Wound Ballistics and the Scientific Background. **The American Journal of Forensic Medicine and Pathology**, v. 16. N. 1, p. 355, 1995.

SETZ, I.; LEE, S. H.; ENGEL, E. Retention of prefabricated attachments for implant stabilized overdentures in the edentulous mandible: an *in vitro* study. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 80, n. 3, p. 323-329, 1988.

SHIN, S.; LEE, S. The influence of electron-beam irradiation on the chemical and the structural properties of medical-grade polyurethane. **Journal of the Korean Physical Society**, v. 67, n. s/n, p. 71–75, 2015.

SHINTANI, H.; KIKUCHI, H.; NAKAMURA, A. Effects of gamma-ray irradiation on the change of characteristics of polyurethane. **Journal of Applied Polymer Science**, v. 41, n. 34, p. 661–675, 1990.

SHINTANI, H.; KIKUCHI, H.; NAKAMURA, A. Effects of gamma-ray irradiation on the change of characteristics of polyurethane. **Journal of Applied Polymer Science**, v. 41, n. 34, p. 661–675, 1990.

SINGER, M. T.; MITCHELL, D. L.; PELLEU JR, G. B. Effect of primers on the bond strength of silicone elastomers and polyurethane. *Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 60, n. 5, p. 602-605, 1988.

STRINGER, J. L.; PEPPAS, N. A. Diffusion of small molecular weight drugs in radiation- crosslinked poly (ethylene oxide) hydrogels. **Journal of Controlled Release**, v. 42, n. 2, p. 195-202, 1996.

SUTCLIFFE, J.; HARDMAN, R. L.; DORNBLUTH, N. C.; KIST, K. A. A novel technique for teaching challenging ultrasound-guided breast procedures to radiology residents. **Journal of Ultrasound in Medicine**, v. 32, n. 10, p. 1845–1854, 2013.

SWAIN, M.; KIESER, D.; SHAH, S.; KIESER, J. Projectile penetration into ballistic gelatin. **Journal of the mechanical behavior of biomedical materials**, v. 29, n. s/n, p.385–392, 2014.

TANG, R. Y. W.; GONZALEZ, J. B.; ROBERTS, G. D. Polyurethane Elastomer As a Possible Resilient Material for Denture Protheses: A Microbiological Evaluation. **Journal of Dental Research**, v. 54, n. 5, p. 1039–1045, 1975.

TIAN, Q.; TAKÁCS, E.; KRAKOVSKÝ, I.; HORVÁTH, Z. E.; ROSTA, L.; ALMÁSY, L. Study on the microstructure of polyester urethane irradiated in air and water. **Polymers**, v. 7, n. 9, p. 1755-1766, 2015.

TRAKAS T, MICHALAKIS K, KANG K, HIRAYAMA H. Attachment systems for implant retained overdentures: a literature review. **Implant Dentistry**, v. 15, n. 1, p. 24-34, 2005.

TRIADAN H. Tierexperimentelle Langzeituntersuchung eines neuartigen Dentin- und Pulpenschutzlacks (Bayer D-520) [Long-term animal experimental studies of a new dentin and pulp protective varnish (Bayer D-520)]. **SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd**, v. 88, n. 4, p. 365-377, 1978.

TURNER, L.; MUPPARAPU, M.; AKINTOYE S. O. Review of the complications associated with treatment of oropharyngeal cancer: a guide for the dental practitioner. **Quintessence International**, v. 44, n. 3, p. 267-279, 2013.

VAN KAMPEN, F.; CUNE, M.; VAN DER BILT, A.; BOSMAN, F. Retention and post insertion maintenance of bar-clip, ball and magnet attachments in mandibular implant overdenture treatment: an in vivo comparison after 3 months of function. **Clinical Oral Implants Research**, v. 14. N. 6, p. 720-726, 2003.

VARSHNEY, N.; AGGARWAL, S.; KUMAR, S.; SINGH, S. P. Retention and patient satisfaction with bar-clip, ball and socket and kerator attachments in mandibular implant overdenture treatment: An *in vivo* study. *Journal of Indian Prosthodontic Society*, v. 19, n. 1, p. 49-57, 2019.

WALO, M.; PRZYBYTNIAK, G.; ŁYCZKO, K.; PIATEK-HNAT, M. The effect of hard/soft segment composition on radiation stability of poly(ester-urethane)s. **Radiation Physics and Chemistry**, v. 94, n. s/n, p. 18-21, 2014.

WANG, Y.; HONG, Q.; CHEN, Y.; LIAN, X.; XIONG, Y. Colloids and Surfaces B: biointerfaces Surface properties of polyurethanes modified by bioactive polysaccharide-based polyelectrolyte multilayers. **Colloids Surfaces B: Biointerfaces**, v. 100, p. 77-83, 2012.

YAMAOKA, T.; MAKITA, Y.; SASATANI, H.; KIM, S. Linear Type Azo-Containing Polyurethane As Drug-Coating Material For Colon-Specific Delivery: Its Properties, Degradation Behavior, And Utilization For Drug Formulation. **Journal of Controlled Release**, v. 66, n. 2-3, p. 187-197, 2000.

YOSHII, O. Studies on the new orthodontic rubber materials. 2. Application of castable-type polyol-cure polyurethane rubber. **The Journal of Japan Orthodontic Society**, v. 31, n. 1, p. 168-174, 1972.

ZECHERU, T.; SĂU, C.; LĂZĂROAIE, C.; ZAHARIA, C.; ROTARIU, T.; STĂNESCU, P. O. Novel formulations of ballistic gelatin. 1. Rheological properties. **Forensic Science International**, v. 263, n. 1, p. 204–210, 2016.


ZHANG, B.; SONG, W.; BROWN, J.; NEMANICH, R.; LINDSAY, S. Electronic Conductance Resonance in Non-Redox-Active Proteins. **Journal of the American Chemical Society**, v. 142, n. 13, p. 6432-6438, 2020.

ZHOU, B.; HU, Y.; LI, J.; LI, B. Chitosan/phosvitin antibacterial films fabricated via layer-by-layer deposition. **International Journal of Biological Macromolecules**, v. 64, n. 1, p. 402-408, 2014.

ZHOU, X.; ZHANG, T.; GUO, D.; GU, N. Colloids and Surfaces A: physicochemical and Engineering Aspects A facile preparation of poly (ethylene oxide) -modified medical polyurethane to improve hemocompatibility. **Colloids Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects**, v. 441, p. 34-42, 2014.

ZITZMANN, N. U.; MARINELLO, C. P. A review of clinical and technical considerations for fixed and removable implant prostheses in the edentulous mandible. **Journal of Prosthodontics**, v. 15, n. 1, p. 65–72, 2002.

Figura 30 – Protocolo Radioterápico



Centro de Oncologia e Radioterapia Sant'Ana Ltda.
RQ. FICFIS 01

Nome: Modelo Prístere Duing Nº _____

Esquemas de Tratamento			
Localização Anatômica	DTu Total (cGy)	DTu Diária(cGy)	Nº de aplicações
	7000	200	35

		Aparelho		Tratamento							
		<input type="checkbox"/> Ortov.	<input type="checkbox"/> TeCo.	<input checked="" type="checkbox"/> A.L.	<input checked="" type="checkbox"/> 2D	<input type="checkbox"/> 3D	<input type="checkbox"/> 3D-CRT	<input type="checkbox"/> IMRT	<input type="checkbox"/> SBRT	<input type="checkbox"/> SRT	<input type="checkbox"/> SRS
Campos		1	2	3	4	5	6	7	8		
Paciente	Localização	Amestua ant	Amestua Post								
	Medidas	Y	Y1	22	22						
		Y2									
X		X1	30	30							
		X2									
	DFTU/DFPe	100	100								
Acessórios	Blocos / MLC										
	Bandeja										
	Filtro em Cunha										
Gantry / Couch	Gantry RTN	0°	180°								
	Colimador RTN										
	Couch RTN										
	ARC Angle (start / stop)										
EDW	ORNT (Y1-IN / Y2-OUT)										
	Wedge Angle										
Cálculos	Nº Aplicações	35	35								
	DS Diária										
	Dtu Diária										
	Dtu Total										
	Tempo / Dose Monitor	90	90								

Data: 26, 08, 20 Médico: _____ Físico: Jéssica / Manoel

Avaliação das forças de retenção do sistema O'Ding submetidos a doses terapêuticas de radiação ionizante

Check Film:

Tratamento Isocêntrico

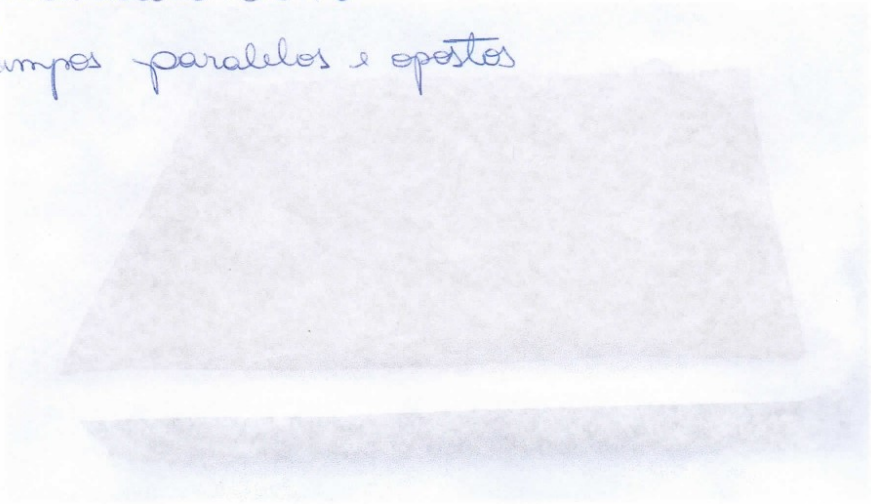


Localizar no isocentro com SSD = 97 cm
CD = 2.4 cm.

Data	Observações
	as dimensões de campo são iguais
	o comprimento de onda é igual a
	o comprimento de onda é igual a
	o comprimento de onda é igual a
	o comprimento de onda é igual a
	o comprimento de onda é igual a
	o comprimento de onda é igual a
	o comprimento de onda é igual a
	o comprimento de onda é igual a

Cálculos

- Tamanho de campo $22 \times 30 \text{ cm}$
- Profundidade: 3 cm
- Campos paralelos e opostos



no TP (003) não se trata de um experimento
de ondas

CAT3D for WIN64 ver.7.12.26 - PROTOCOLO - página 1/1. Wed Aug 26 18:41:43 2020
 Radioterapia Sant'Ana - Maringa - PR

Nome do Paciente : Modelo Protese -ORing 330x60x2
 RG : O Ring
 Arquivo do plano : Modelo_Protese_ORing
 Centro Médico : Oncol. e Radioterapia Sant'Ana
 Médico : Jose Octavio
 Físico : Marcos / Jessica /Amab
 Plano Aprovado por : -----
 Nome da máquina:600CD_MLC_IEC_Maringa_PR (Linac Fótons)
 Calibração [cGy/MU] : 1.0339 (24/8/2020)
 (Calibrado em SSD + dmax)

Dose de prescrição : 200.0 Frações: 35 Total: 7000 cGy
 Curva de prescrição : 100.0 (Normalização em: 100.0)

CAMPO #	1	2
ISOCENTRO	ISO	ISO
Y	220	220
X	300	300
ANG MESA	0	0
ANG GANTRY	0	180
ROTAÇÃO	0	0
ANG COLIMA	0	0
PESO	0.500	0.500
FILTRO	NONE	NONE
POS FILTRO	----	----
PROTEÇÃO		
BANDEJA F	1.000	1.000
Y2	0	0
Y1	0	0
X1	0	0
X2	0	0
SSD	970.8	970.8
Campo Equiv	253.8	253.8
FEIXE	0	0
MON. UNITS	90.2	90.2

Algoritmo de cálculo : Convolution - Pencil Beam 8x8mm
 Normalizado no isocentro
 Correção de heterogeneidades: NÃO - Sem Modulação

