



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

**CLÓVIS LAMARTINE DE MORAES MELO NETO**

**EFEITO DA RADIOTERAPIA NA INTERFACE DENTE  
ARTIFICIAL ACRÍLICO E BASE DE RESINA ACRÍLICA DE  
PRÓTESES DENTÁRIAS**

Maringá - PR

2018

CLÓVIS LAMARTINE DE MORAES MELO NETO

**EFEITO DA RADIOTERAPIA NA INTERFACE DENTE  
ARTIFICIAL ACRÍLICO E BASE DE RESINA ACRÍLICA DE  
PRÓTESES DENTÁRIAS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia Integrada do Departamento de Odontologia da Universidade Estadual de Maringá, como requisito para obtenção do título de Mestre em Odontologia Integrada.

Orientador: Professor Dr. Sérgio Sábio

Maringá - PR

2018

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

M528e Melo Neto, Clóvis Lamartine de Moraes  
Efeito da radioterapia na interface dente artificial acrílico e base de resina acrílica de próteses dentárias / Clóvis Lamartine de Moraes Melo Neto. -- Maringá, PR, 2018.  
38 f.: il. col.

Orientador: Prof. Dr. Sérgio Sábio.  
Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual de Maringá, Centro de Ciências da Saúde, Departamento de Odontologia, Programa de Pós-Graduação em Odontologia Integrada, 2018.

1. Prótese dentária. 2. Polimetilmetacrilato. 3. Radiação ionizante - Efeitos. 4. Radioterapia. 5. Resistência à fratura. I. Melo Neto, Clóvis Lamartine de Moraes, orient. II. Universidade Estadual de Maringá. Centro de Ciências da Saúde. Departamento de Odontologia. Programa de Pós-Graduação em Odontologia Integrada. III. Título.

CDD 23.ed. 617.692

Márcia Regina Paiva de Brito – CRB-9/1267

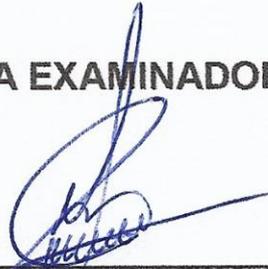
Clóvis Lamartine de Moraes Melo Neto

**EFEITO DA RADIOTERAPIA NA INTERFACE DENTE ARTIFICIAL ACRÍLICO  
E BASE DE RESINA ACRÍLICA DE PRÓTESES DENTÁRIAS**

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

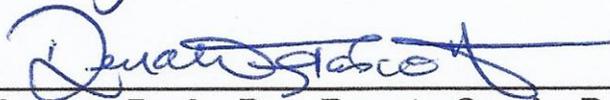
Dissertação aprovada em: 16/02/2018.

**BANCA EXAMINADORA**



---

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



---

**Membro Avaliador** - Profa. Dra. Renata Corrêa Pascotto  
Universidade Estadual de Maringá (UEM)



---

**Membro Avaliador** - Profa. Dra. Gabriela Cristina Santin  
Centro Universitário Ingá (Uningá)

# **DEDICATÓRIA**

**Dedico este trabalho à DEUS,  
minha família  
e amigos.**

## AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente à **Deus**, por me fazer aguentar todos os desafios nesses anos de estudos e aprendizado.

Agradeço minha mãe **Edna Vicentin**, por me apoiar em todos os momentos, pelos conselhos e por acreditar em mim, mesmo nas horas mais difíceis.

Agradeço a **Universidade Estadual de Maringá**, o **Departamento de Odontologia** e a **CAPES** por ajudarem na minha formação. Foram 9 anos de UEM, e considero essa Universidade minha segunda casa.

Agradeço todos os meus colegas de mestrado, principalmente a **Bruna Milhomens**, o **Rodrigo Poluha** e a **Renata Tonin** pelos anos de convivência.

Agradeço a **Prof.<sup>a</sup> Renata Pascotto** e **Prof.<sup>a</sup> Gabriela Santin**, pelos auxílios e correções dessa dissertação. E também pelas estatísticas da **Prof.<sup>a</sup> Gabriela Santin** que sempre me salvam.

Agradeço a **Prof.<sup>a</sup> Silvia Sbeghen** e a **Marta Loiola** por me ajudarem em meu crescimento profissional, pela paciência e confiança.

Agradeço também a **Prof.<sup>a</sup> Carina Bispo** pelos ensinamentos durante todos esses anos, a **Eloisa Hundsdorfer** pelas dicas de laboratório e conversas, principalmente durante o período de residência.

E finalmente ao **Prof. Sérgio Sábio**, pela orientação na graduação, residência e mestrado. Agradeço pelos conhecimentos, incentivos e por me fazer gostar da área de prótese dentária. Considero o Senhor um amigo e espero que possamos continuar a trabalhar juntos.

## RESUMO

**Introdução:** O aumento da expectativa de vida da população, faz com que o número de idosos aumente em todo mundo. Dessa forma, o câncer de cabeça e pescoço, por exemplo, é um problema que pode atingir essa faixa etária de pessoas, que geralmente faz uso de alguma prótese acrílica. **Objetivo:** O objetivo desse estudo foi avaliar o efeito da radioterapia na interface dente artificial acrílico e base de resina acrílica, ambos a base do polímero polimetilmetacrilato (PMMA). **Materiais e Métodos:** Para isso, foram confeccionados 60 blocos de cera, com 4 centímetros(cm) de comprimento e com bases de 1,8cm<sup>2</sup> e 1cm<sup>2</sup>. Na base menor foi incorporado um dente artificial (PMMA) posterior. Então, os sessenta blocos foram acrilizados. Trinta pelo método convencional e os outros 30, pelo método de micro-ondas. Seis grupos foram criados (n=10). Todos os corpos de prova foram submersos em posição vertical, no gel balístico, de modo que a distância da superfície do gel até a superfície dos dentes ficasse 1,5 cm. Grupo I (controle/convencional) e Grupo II (controle/micro-ondas) não receberam radiação; Grupo III (convencional) e Grupo IV (micro-ondas) receberam uma dose total de 40 Gy de radiação; Grupo V (convencional) e Grupo VI (micro-ondas) receberam uma dose total de 70 Gy. Durante a pesquisa, os corpos de prova permaneceram a uma temperatura de 37 °C. Posteriormente aos tratamentos radioterápicos, todos os grupos foram submetidos ao teste de resistência à fratura. A força foi aplicada a uma velocidade de 5 mm/min na face lingual de cada dente, em uma angulação de 90°, até a fratura. Posteriormente foram realizadas avaliações estruturais das amostras no microscópio eletrônico de varredura. **Resultados:** O teste ANOVA (2 fatores) e pós-teste de Tukey (p<0,05), verificaram não haver uma diferença estatística entre os grupos I/III (p=0,727), II/IV (p=0,537) e IV/VI (p=0,727). Entretanto entre os grupos III/V (p<0,001), V/I (p=0,006) e VI/II (p=0,034), houve uma diferença estatística relevante. As avaliações da microscopia eletrônica de varredura não mostraram alterações comparando os grupos irradiados e não irradiados. **Conclusão:** Apenas o tratamento radioterápico de 70 Gy ocasionou uma diminuição da resistência à fratura dos dentes acrílicos com suas bases, ao comparar os grupos I/V e II/IV. Portanto a dose máxima de 70 Gy parece enfraquecer a união entre o dente acrílico com sua base de resina acrílica.

**Palavras- chave:** polimetilmetacrilato, radiação ionizante, radioterapia, resistência à fratura, prótese dentária, PMMA.

## ABSTRACT

**Introduction:** The increase in the life expectancy of the population, causes the number of elderly people to increase worldwide. In this way, the head and neck cancer, for example, is a problem that can reach this age group of people, who usually makes use of some acrylic prosthesis. **Objective:** The objective of this study was to evaluate the effect of radiotherapy on the acrylic artificial tooth interface and acrylic resin base, both constituted by the polymethyl methacrylate (PMMA) polymer. **Materials and Methods:** Sixty blocks of wax were made with 4 centimeters (cm) in length, and with bases 1.8 cm<sup>2</sup> and 1 cm<sup>2</sup>. It was added in small base of each block, one acrylic molar (PMMA). Sixty blocks were acrylated. Thirty by the conventional method and the other 30 by the microwave method. Six groups were created (n = 10). All specimens were immersed vertically into ballistic gel. The distance from the surface of the gel to the surface of the teeth was 1.5 cm. Group I (control/conventional) and Group II (control/microwave), did not receive radiation; Group III (conventional) and Group IV (microwave) received a total dose of 40 Gy of radiation; Group V (conventional) and Group VI (microwaves) received a total dose of 70 Gy. During the study, the specimens were at a temperature of 37 °C. After the radiotherapy treatment of the irradiated groups, all groups were submitted to the fracture resistance test. The force was applied at a speed of 5 mm/min on the lingual face of each tooth, at an angle of 90°, until the tooth fractures. Subsequently, structural evaluations of the samples were performed in the scanning electron microscope. **Results:** The two-way ANOVA and Tukey's test (p <0.05) showed no statistical difference between groups I/III (p = 0.727), II/IV (p = 0.537) and IV/VI (p = 0.727). However, there was a statistically significant difference between groups III/V (p <0.001), V/I (p = 0.006) and VI/II (p = 0.034). Evaluations in the scanning electron microscope did not show structural alterations comparing the irradiated and non-irradiated groups. **Conclusion:** Only the radiotherapy of 70 Gy caused a decrease in the fracture resistance of the acrylic teeth with their bases, when compared to the I/V and II/IV groups. Therefore, the maximum dose of 70 Gy seems to weaken the acrylic tooth bond with its acrylic resin base.

**Key words:** polymethyl methacrylate, ionizing radiation, radiotherapy, fracture resistance, dental prosthesis, PMMA

# SUMÁRIO

Revisão de Literatura.....	09
Introdução.....	13
Materiais e Métodos.....	16
• Fotos.....	21
Resultados .....	24
• Tabelas.....	25
Discussão.....	26
Conclusão.....	31
Referências.....	32

## REVISÃO DE LITERATURA

O polimetilmetacrilato (acrílico/ PMMA/ resina acrílica) é um polímero que atualmente, pode ser encontrado, por exemplo, em aviões, carros, máquinas, itens domésticos diversos, dispositivos eletrônicos e jóias. Ademais, é utilizado também na medicina e odontologia em lentes intraoculares, filtros sanguíneos, preenchimento em cirurgias plásticas, cimentos ósseos e próteses dentárias (por exemplo a prótese total convencional [PTC]) (Kondyurin, Bilek et al., 2011). Desde o século XIX, os polímeros dominaram o processo de fabricação de PTC(s). A borracha vulcanizada, o poliestireno, o polivinil acrílico, as poliamidas e o PMMA foram utilizados na fabricação de bases de PTC(s). Apesar desses materiais terem boas propriedades, nenhum deles se mostrou superior ao PMMA (Ayaz et al., 2014). O PMMA foi descoberto no início de 1930 pelos químicos britânicos, Rowland Hill e John Crawford (Ferry et al., 2016; Ali, Karim, Buag, 2015), seguido por sua primeira aplicação pelo químico alemão Otto Rohm, em 1934 (Ali, Karim, Buag, 2015). Em 1937, Walter Wright, introduziu o PMMA em bases de PTC(s), dessa maneira, esse polímero se tornou o mais comum na confecção desse tipo de prótese (Savirmath, Misha, 2016; Fletcher-Stark et al., 2011; Sarac et al., 2005), além também dos próprios dentes artificiais das PTC(s), serem a base do mesmo polímero (Spartalis et al., 2015). Além das PTC(s), o PMMA também pode ser utilizado em próteses parciais removíveis (Wieckiewicz et al., 2014), overdentures (Gonda et al., 2010; Chung et al., 2008) e próteses totais fixas sobre implantes (Egilmez et al., 2015; Chung et al., 2008; Davis, Packer, Watson, 2003).

O PMMA é um material termoplástico que tem vantagens como baixo custo, biocompatibilidade, facilidade de processamento, estabilidade no ambiente oral e estética aceitável. Apesar disso, apresenta desvantagens físicas e mecânicas (Gad et al., 2017). A polimerização do PMMA termopolimerizável, pode ser realizada por dois tipos de métodos, o convencional (ciclos de aquecimento com água quente) e por micro-ondas (Blagojevic, Murphy, 1999). Estudos sobre a utilização do micro-ondas para a polimerização de materiais começou na década de 1960 (Zong et al., 2003), sendo Nishii (1968) o primeiro autor a relatar o uso do micro-ondas para a polimerização de bases de PTC(s) (Nishii, 1968). Porém, a resina acrílica termopolimerizável específica para polimerização em micro-ondas surgiu apenas na década de 1980 (Barbosa et al., 2003). As vantagens da polimerização através do microondas são: um tempo de polimerização muito reduzido, um método de processamento mais limpo e uma base de prótese com

adaptação superior ao modelo de gesso (Compagnoni et al., 2004, Pero et al., 2008). A maioria das propriedades das resinas polimerizadas através do micro-ondas são semelhantes as das resinas polimerizadas pelo método convencional (Compagnoni et al., 2004), como por exemplo resistência à fratura (Truong VT, Thomasz, 1988). Apesar disso o método por micro-ondas ainda recebe uma limitada aceitação clínica (Spartalis, et al, 2015).

O desenvolvimento de uma resina acrílica para micro-ondas, foi necessário pois alguns pesquisados começaram a observar resultados indesejáveis quando se polimerizava a resina convencional no forno micro-ondas (Barbosa et al. 2003; Sarac et al., 2005). Reitz, Sanders, Levin (1985), observaram que polimerizando resinas convencionais em micro-ondas, havia a formação de porosidades significantes (Reitz, Sanders, Levin 1985). Bafile et al. (1991), observaram que o monômero para polimerização em micro-ondas contém dimetacrilatos que permitem temperaturas mais elevadas para resina, evitando a formação de porosidades relevantes. Com isso, para a polimerização no micro-ondas é recomendado usar o pó (polímero) e o líquido (monômero), ambos feitos para o micro-ondas (Bafile et al., 1991). Compagnoni et al. (2004), comprovaram essa situação ao observarem não haver diferença na formação de porosidades em ambos os métodos de acrilização da resina, devido a utilização do pó e líquido próprios para cada método (Compagnoni et al., 2004).

A fratura de próteses de PMMA podem ocorrer devido a sua resistência transversal infatisfatória, a força de impacto ou à fadiga (Choksi HR, Mody, 2016) e em termos de flexão (Faot et al., 2006). Alguns estudos foram realizados com o objetivo de melhorar as propriedades mecânicas do PMMA na odontologia, como por exemplo, aumentando o volume do material em regiões com mais estresse, através da mudança das propriedades químicas, copolimerização (Choksi HR, Mody, 2016), utilizando diferentes métodos de polimerização (Gad et al., 2017) e/ ou incorporando outros materiais em sua composição (Gad et al., 2017; Choksi HR, Mody, 2016). Outra tentativa de se melhorar as propriedades desse polímero tem sido realizadas pela utilização da irradiação ionizante (Behr et al., 2005\*\*\*; Faltermeier et al., 2007, Dogan et al., 2013).

Em PTC(s) (PMMA), ocorre uma união química entre o(s) dente(s) acrílico(s) com a base de resina (D/B) (Marra et al., 2009). Essa união depende do contato físico entre estas duas resinas durante a polimerização, além disso, a rede de polímeros de resina da base da PTC precisa reagir com o polímero dos dentes acrílicos para formar uma rede polimérica entrelaçada (Patil, Naveen, Patil, 2006). A fratura ou separação entre o D/B

geralmente é devido ao estresse excessivo, fadiga, limpeza insuficiente durante a introdução da resina na base da PTC e cera (Bragaglia, Prates, Calvo, 2009; Marra et al., 2009). Schoonover et al. (1952) foram os primeiros pesquisadores a avaliar essa relação de separação entre o D/B, relatando que a causa primária para esse fator seria a presença de cera nessa união (Schoonover et al. 1952). Outros fatores que podem influenciar na união do D/B é o preparo químico ou mecânico da base dos dentes artificiais, além do método de polimerização (Marra et al., 2009). A união do D/B é estudada principalmente pois é a região mais comum de falhar em uma PTC a base do polímero PMMA. É estimado que aproximadamente 30% das falhas em PTC(s) aconteçam nessa união, causando a fratura (separação) de 1 ou mais dentes de sua base (Yadav et al, 2015; Chung et al., 2008, Marra et al., 2009; Bragaglia, Prates, Calvo, 2009; Patil, Naveen, Patil, 2006; Thongrakard, Wiwatwarrapan, 2016). Em próteses totais implanto-suportadas acrílicas existem estudos que também reportam essa situação (Chung et al., 2008; Walton JN, MacEntee, 1994; Davis, Packer, Watson, 2003; Patil, Naveen, Patil, 2006).

O PMMA é conhecido como um polímero que pode ser alterado pela radiação (Buchwalter, Czornyj, 1990; Lin et al., 2003) por elétrons, íons ou fótons (Cho, Jun, 2005). As primeiras informações sobre a polimerização do etileno pela radiação foram publicadas por Lind na década de 20 (Ivanov, 1992). Magat e Chapiro na década de 40, continuaram a estudar os processos de polimerização induzida por radiação, fornecendo consideráveis contribuições para se entender o efeito da radiação em polímeros. A introdução na indústria do processamento de polímeros pela radiação para a melhoria de suas propriedades, começou na década de 50 (Ferry et al., 2016; Ivanov, 1992). Charlesby e Ross (1953), observaram que a radiação de alta energia, gerava uma degradação no PMMA (Charlesby, Ross, 1953). Wall e Brown (1957) avaliaram os processos químicos de ligação em cadeia e ruptura (degradação) do PMMA após a aplicação de radiação (Wall AL, Brown, 1957). Com o passar dos anos diversos outros autores foram descobrindo outros fatores que poderiam influenciar o PMMA durante processos de radiação, como por exemplo, dose, estrutura do polímero, temperatura (Faltermeier et al., 2007) e energia (Behr et al., 2005; Behr et al., 2005\*\*\*; Ichikawa et al., 1995).

Para próteses acrílicas, na odontologia, alguns autores avaliaram a propriedade mecânica do PMMA e observaram que após uma dose máxima de 25KGray (K Gy) (Behr et al., 2005\*\*\*; Faltermeier et al., 2007) e 100 KGray (Behr et al., 2005\*\*\*) em placas de acrílico, a resistência à fratura foi aumentada (em comparação ao grupo não irradiado). Apesar disso, esses estudos verificaram que esses processos eram muito caros para a

odontologia, além de ter ocorrido problemas de alteração estética do material (Behr et al., 2005\*\*\*; Faltermeier et al., 2007). Dogan et al. (2013), aplicaram doses terapêuticas de radiação utilizadas para o tratamento de pacientes com câncer de cabeça e pescoço de 25, 50 e 75 Gray (Gy), em placas de acrílico (PMMA). Sendo observado um aumento da resistência à fratura desse material em comparação ao grupo não irradiado (Dogan et al., 2013). Dessa forma, esse autor recomendou em seu trabalho, a utilização de PTC(s) pelos pacientes durante as sessões de radioterapia, e desde então nenhum trabalho específico para a odontologia foi realizado associando o PMMA às doses terapêuticas de radiação.

## INTRODUÇÃO

Com o aumento da expectativa de vida no mundo, ocorre um crescimento do número de pessoas idosas. Esse envelhecimento da população, aumenta o risco do desenvolvimento de câncer, que é uma patologia que mais da metade das vezes ocorre em indivíduos com 65 anos ou mais (Hartley, Martin, Lu, 2017; Aunan RJ, Cho CW, Søreide, 2017). Sendo assim, essa questão vem se tornando um problema de saúde cada vez mais relevante a nível mundial (Aunan RJ, Cho CW, Søreide, 2017), já que cerca de 1,5 bilhões de pessoas da população mundial deverão ter 65 anos até 2050 (National Institutes of Health, 2011). As projeções calculadas pelo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE) no Brasil avaliaram que o número de pessoas com 60 anos de idade ou mais, passará de 19,6 milhões para 66,6 milhões, de 2010 até 2050, o que representa um aumento de 239% (IBGE, 2016).

O edentulismo é um problema que afeta principalmente os idosos e é definido como a perda de todos os dentes naturais, sendo considerado um problema de saúde pública global por sua alta prevalência (superior a 10% em adultos com idade  $\geq 50$  anos). Embora os idosos sejam os mais afetados, é possível encontrar essa condição em pacientes mais jovens (<45 anos) com baixo acesso a informação, devido a cárie dentária (Tyrovolas et al., 2016).

O câncer de cabeça e pescoço (CCP) está entre os 10 tipos de câncer mais comuns no mundo, e tem altas taxas de mortalidade em países em desenvolvimento (Gupta B, Johnson NW, Kumar, 2016; Riveira, 2015). Em 2012, foram estimados cerca de 300 mil novos casos de CCP no mundo, sendo que desses, aproximadamente dois terços foram do sexo masculino. Nesse mesmo ano foram estimados também, 145 mil óbitos no mundo (INCA, 2016; Riveira, 2015), com aproximadamente 80% (INCA, 2016) em regiões menos favorecidas (INCA, 2016; Riveira, 2015). Em 2013 o número de mortes por essa doença no Brasil foi de 5.401 casos (4.223 para homens e 1.178 para mulheres). O Instituto Nacional de Câncer (INCA) estimou em 2016, 15.490 casos de CCP, para o Brasil, sendo 11.140 em homens e 4.350 em mulheres. Tais valores correspondem a um risco estimado de 11,27 casos novos a cada 100 mil homens e 4,21 a cada 100 mil mulheres (INCA, 2016). Portanto a prevalência em homens é mais elevada, podendo ser até três vezes maior que em mulheres (Riveira, 2015).

O câncer tem um grande impacto nos indivíduos com essa doença, em suas famílias, além das infra-estruturas e dos sistemas de saúde. (Gupta B, Johnson NW, Kumar, 2016). Para o tratamento dessa doença, a radioterapia pode ser indicada aos pacientes, para o controle e até mesmo a cura dessa enfermidade (Mafalda et al., 2001). Entretanto além dos efeitos anticancerígenos da irradiação ionizante, a mesma pode causar danos aos tecidos saudáveis localizados no campo da radiação, (Curtis et al., 1991; da Cruz et al., 2008; Nevens et al., 2017) dessa forma, podendo gerar efeitos colaterais que causam um comprometimento funcional no organismo do paciente (Gerngross et al., 2005, Wu et al., 2016; Epstein et al., 1999). Outra consequência do tratamento radioterápico para o tratamento de pacientes com CCP é que a radiação pode alterar as propriedades de restaurações (Curtis et al., 1991; da Cruz et al., 2008) e próteses encontradas na cavidade bucal do paciente (Dogan et al, 2013).

Muitas pessoas utilizam próteses dentárias a base do polímero PMMA, como por exemplo, as PTC(s) (Dogan, et al., 2013; Carlsson, Omar, 2010; Gad et al., 2017; Carlsson, Omar, 2010), as próteses parciais removíveis (Wieckiewicz et al., 2014) e as próteses totais sobre implantes (Chung et al., 2008; Walton JN, MacEntee, 1994; Davis, Packer, Watson, 2003; Patil, Naveen, Patil, 2006). Sendo assim, é possível que na hora de um tratamento radioterápico na região de cabeça e pescoço, o paciente esteja fazendo uso de uma dessas próteses acrílicas e portanto, a mesma poderá receber parte da radiação do tratamento, que pode causar alguma alteração mecânica em sua estrutura (Dogan et al., 2013). Essa observação é principalmente importante em pacientes que usam a prótese de Toronto (protocolo Branemark ou prótese total fixa sobre implantes) acrílica, que é uma tipo de prótese que pode ser removida apenas pelo cirurgião-dentista.

O PMMA é um material que pode ser sensível à radiação (Buchwalter, Czornyj, 1990; Lin et al., 2003). Segundo Tiwari et al. (2014) e Lin et al. (2003), o processo de radiação sobre o PMMA pode gerar uma alteração de propriedades estruturais, ópticas, térmicas, elétricas (Lin et al., 2003; Tiwari et al., 2014) e mecânicas (Lin et al., 2003; Tiwari et al., 2014; Behr et al., 2005; Alexander et al., 1954; Ishikawa e Yoshida, 1990). Dois tipos de reações, podem ocorrer em polímeros: a ligação em cadeia (pode fortalecer o polímero) e/ou ruptura/degradação (pode enfraquecer o polímero) (Lin et al., 2003; Buchwalter, Czornyj, 1990; Behr et al., 2005; Behr et al., 2005\*\*\*; Ichikawa et al., 1995; Ferry et al., 2016, Faltermeier et al., 2007; Wall AL, Brown, 1957). A reação dominante durante a irradiação dependerá de diferentes parâmetros como: dosagem de irradiação, estrutura polimérica, temperatura, meio de armazenamento do polímero durante a

irradiação, grupos funcionais do polímero (Faltermeier et al., 2007) e energia (Behr et al., 2005; Behr et al., 2005\*\*\*; Ichikawa et al., 1995).

A dose máxima que é fracionada em várias sessões para o tratamento radioterápico de pessoas com o CCP geralmente se situa de 50 até 70 Gy (Yadav, Yadav, 2013) (Van der Schueren et al., 1990; Engelmeier RL, King GE, 1983; Lu, Brady, 2008, Madrid et al., 2017). Embora algumas pesquisas também sejam realizadas com doses máximas menores em determinadas situações, como por exemplo, de 40 Gy (Nevens et al. 2017; Nevens\* et al. 2017). Na literatura, existem poucas informações sobre o comportamento do PMMA irradiado com doses terapêuticas de radiação, sendo que as informações existentes contemplam avaliações sobre placas de resina acrílica (PMMA) (Dogan, et al., 2013) e não sobre a união do D/B, que é uma região comum de sofrer falhas em PTC(s) acrílicas (Yadav et al, 2015; Chung et al., 2008, Marra et al., 2009; Bragaglia, Prates, Calvo, 2009; Patil, Naveen, Patil, 2006, Thongrakard, Wiwatwarrapan, 2016) e também em próteses totais sobre implantes (Chung et al., 2008; Walton JN, MacEntee, 1994; Davis, Packer, Watson, 2003; Patil, Naveen, Patil, 2006). Portanto o objetivo desse estudo foi avaliar resistência à fratura do D/B, após tratamentos radioterápicos com doses máximas terapêuticas de 40 e 70 Gy. E verificar se a radiação pode influenciar nessa união.

## MATERIAIS E MÉTODOS

Para realização desta pesquisa, foram confeccionados 60 (n) blocos de cera nº 7 (Wilson®, Polidental, São Paulo, Brasil) com dimensões de 4 centímetros (cm) x 1,8 cm x 1 cm. Então, cada bloco de cera foi desgastado para formar uma base menor que teria uma área superficial de 1 cm<sup>2</sup> (base maior: 1,8 cm<sup>2</sup>). Na base menor de cada bloco foi incorporado um dente artificial acrílico (PMMA) posterior (36 ou 46) modelo 30M (New Dent®, VIPI, São Paulo, Brasil). As partes radiculares na face mesial, distal, lingual e vestibular de cada dente acrílico, não foram cobertas com cera e conseqüentemente não tiveram resina acrílica sobre essas regiões posteriormente (evitando assim, retenções mecânicas que pudessem influenciar nos resultados).

Em seguida, o complexo dente/ bloco em cera (pré-corpo de prova) foi incluído na mufla a fim de substituir a cera por resina acrílica (PMMA). Duas técnicas de acrilização foram utilizadas, para esse propósito. Os primeiros 30 blocos foram acrilizados com a técnica de micro-ondas, e os outros 30 com a técnica convencional. Ambas realizadas por um único operador.

### **-Confeção dos corpos de prova:**

- **Técnica de micro-ondas:**

Para a técnica de micro-ondas, foi utilizada a resina acrílica termopolimerizável (Onda-Cryl®, Artigos Odontológicos. Clássico Ltda, São Paulo, SP, Brasil). Para esse processo, a base da mufla e a contramufla de plástico de engenharia e insertos em aço inoxidável (Vipi-STG®, Vipi, São Paulo, Brasil) foram separadas, através da remoção dos parafusos. A base da mufla foi então, lubrificada com vaselina sólida (Rioquímica®, Indústria Farmacêutica, São José do Rio Preto, SP, Brasil) por meio de um pincel. Foi espatulado cerca de 100 gramas de gesso comum tipo III (Asfer® Indústria. Química Ltda., São Caetano do Sul, SP, Brasil) seguindo as recomendações do fabricante, e inserido no interior da base da mufla. Três pré-corpos de prova foram envoltos por uma fina (0,2 cm de espessura) camada de silicón de condensação (Zetalabor® e Oranwash®, Zhermack, Rovigo, Itália), deixando apenas as superfícies linguais dos dentes e dos blocos de cera expostas. Esses pré-corpos de prova então foram acomodados (incluídos) dentro do gesso comum contido na base da mufla, deixando apenas as faces linguais dos blocos de cera e dos dentes expostas. Com uma espátula nº 70 dupla (Quinelato®,

Schobell Industrial Ltda, Rio Claro, SP, Brasil) eram eliminadas irregularidades do gesso contido na base da mufla, para que o gesso da contramufla não encontrasse retenções que pudessem impedir a separação entre a base da mufla e a contramufla, posteriormente. Após a presa do gesso, foi criada uma fina muralha (variando de 0,1 até 0,7 cm de espessura) com a silicona de condensação (Zetalabor® e Oranwash®, Zhermack) que envolveu toda a superfície externa lingual de cada pré-corpo de prova. O isolante de gesso (Cel-Lac®, S. S. White Artigos Dentários S.A., RJ, Brasil) foi aplicado sobre o gesso da base da mufla. A base da mufla e a contramufla então, foram fixadas com parafusos, e foi vertido dentro da contramufla, o gesso comum tipo III (Rioquímica®, Indústria Farmacêutica) em pequenas porções, associado a vibrações rigorosas até o preenchimento completo da mufla. Após a presa do gesso, a mufla foi levada ao forno micro-ondas durante 30 segundos (potência de 80%) para derretimento da cera. A mufla então foi aberta para remoção completa da cera com banhos de água quente. O pó e o líquido (de micro-ondas) da resina acrílica foram manipulados seguindo as recomendações do fabricante. A resina na fase plástica foi depositada no interior dos espaços deixados pela cera, até o preenchimento completo. A mufla foi fechada novamente por meio de uma prensa hidráulica (Essence Dental®, VH, Araraquara, São Paulo, Brasil) que aplicou sobre ela 1 tonelada por 30 minutos. Decorrido esse tempo, foram colocados os parafusos e a prensa foi removida para que a mufla fosse levada ao micro-ondas. Para obter a polimerização completa da resina foram seguidos os 3 ciclos recomendados pelo fabricante com base em um micro-ondas de 1100 Watts. A mufla era colocada dentro do micro-ondas, e o mesmo a uma potência de 40% era ativado por 3 minutos, terminada essa primeira fase, o micro-ondas era acionado por mais 4 minutos a uma potência de 10% (mínima) e posteriormente acionado por mais 3 minutos a uma potência de 80%. Após completar os ciclos, a mufla permaneceu em temperatura ambiente para resfriar naturalmente, e então posteriormente, a mufla foi aberta para remoção dos corpos de prova (Figura 1). Esse processo foi repetido até a obtenção de 30 corpos de prova pelo método de micro-ondas.

- **Técnica convencional:**

Para a técnica convencional foi utilizada a resina acrílica termopolimerizável (Clássicos®, Artigos Odontológicos. Clássico Ltda, São Paulo, SP, Brasil) e a mufla metálica (DCL®; Bethil Com. Ltda., Campinas, SP, Brasil). A inclusão dos pré-corpos

de prova na mufla metálica foi de maneira semelhante à descrita para a técnica de micro-ondas, entretanto para remoção da cera, a mufla ficava imersa 15 minutos em água fervendo dentro de um recipiente metálico, em fogo alto (fogão). Depois da remoção completa da cera e resfriamento das muflas, a resina na fase plástica era vertida no interior dos espaços deixados pela cera e após o fechamento da mufla, esta era prensada por 30 minutos com 1 tonelada. Passado esse tempo, a mufla era travada com uma prensa de cocção (Nova OGP®, Bragança Paulista, SP, Brasil), e então era novamente imergida completamente em água e levada para o fogão, para os ciclos de polimerização. Na primeira fase a água era aquecida em fogo médio por 30 minutos, então, passado esse tempo, o fogo era apagado. Após 30 minutos o fogo era novamente aceso (fogo alto) e permanecia assim por 1 hora. Terminado os ciclos, o fogo era apagado, e então era aguardado, até o resfriamento natural da mufla. Esse processo foi repetido até a obtenção de 30 corpos de prova pelo método convencional.

Após a confecção de todos os corpos de prova pelas duas técnicas, foi realizado o acabamento com fresa de tungstênio, lixas d'água de diferentes granulações.

### **-Formação dos grupos:**

Os 30 corpos de prova (método convencional) foram divididos aleatoriamente em 3 grupos de 10 (I, III e V), da mesma forma que os 30 corpos de prova confeccionados pelo método de micro-ondas (II, IV e VI). A face lingual dos dentes artificiais foram planificadas para posterior adaptação no cilindro metálico da máquina de compressão (Modelo DL – 1000, EMIC®, Equipamentos e Sistemas Ltda., São José dos Pinhais. – PR, Brasil). Os 4 grupos que sofreriam a radiação (III, IV, V e VI) foram acondicionados verticalmente em 2 potes plásticos com 20 peças cada, presas em bases de gesso comum (Asfer Indústria®. Química Ltda.) (Figura 2). Dentro de cada pote de plástico haveriam 10 corpos de prova confeccionados pelo método convencional e outros 10 pelo método de micro-ondas. Então foi adicionado dentro dos potes, o gel balístico feito na proporção de 250 mililitros de água (fervendo), 100 mililitros de glicerina bi destilada vegetal (Bueno Ferreira & Ferreira Ltda, PR, Brasil) e 24 gramas de gelatina incolor. Esse gel teve como objetivo simular a densidade e a viscosidade do tecido muscular humano. Os corpos de prova ficaram submersos, de modo que a distância da superfície do gel até a superfície dos dentes fosse de 1,5 cm, aproximadamente (Figura 2). A partir da superfície do dente (área de interação máxima ou “build up”) (Khan, 2003) até 3 cm para baixo, os

corpos de prova receberiam o nível máximo de radiação com variação de 2%. Dessa forma a união do D/B, receberia uma dose constante de radiação.

### **-Radioterapia:**

De segunda à sexta-feira, os corpos de prova eram irradiadas com uma dose de radiação de 200 centigray (cGy) ou 2 Gy uma vez por dia (Van der Schueren et al., 1990; Engelmeier, King, 1983; Kielbassa et al., 2006) através de um aparelho calibrado de fótons chamado, acelerador linear (alta energia) Clinac® 600 C/D (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, USA) (Figura 3). Os corpos de prova do primeiro pote plástico, (grupos III e IV) foram expostos a 20 sessões (4 semanas) de radiação, totalizando 40Gy. Os corpos de prova do segundo pote, (grupos V e VI) receberam radiação por 35 sessões (7 semanas), totalizando no fim uma dose máxima de 70Gy. Os grupos I e II (grupos controle) não receberam radiação, entretanto, também ficaram em gel balístico até o dia dos testes de compressão. Durante a pesquisa, os corpos de prova permaneceram a uma temperatura de 37 °C. A distância do aparelho até os corpos de prova foi de aproximadamente 100 cm. A energia aplicada foi de 6 mega elétron-volt (MeV) (Mafalda et al., 2001), preconizada para tratamentos radioterápicos em pacientes com CCP (Mafalda et al., 2001; Khan, 2003).

### **-Teste de resistência à fratura:**

Após 24 horas depois de concluídas as doses máximas dos grupos III, IV, V e VI, todos os grupos foram testados na máquina universal de ensaios (Modelo DL - 1000, EMIC®, Equipamentos e Sistemas Ltda), com célula de carga com capacidade de 1000 quilograma-força (Kgf). A força de compressão então, era aplicada na face lingual planificada de cada dente acrílico, em uma angulação de 90° (Figura 4). A velocidade utilizada foi de 5 mm/min e a força de ruptura foi registrada em Kgf. Os resultados foram gerados automaticamente pela máquina após ocorrer à fratura ou separação de cada dente acrílico com sua base de resina.

### **-Análise estatística:**

Com a obtenção dos resultados, estes foram incluídos em um banco de dados e analisados por meio do Statistical Package for Social Sciences 20.0 (SPSS-IBM Corp., Armonk, NY, 2012), sendo considerado significativo valores de  $p < 0,05$ . A normalidade

dos dados foi verificada através do teste de Shapiro-Wilk e a variável força máxima de compressão (Kgf), foi analisada por meio da análise de variância com 2 fatores (ANOVA) e pós-teste de Tukey.

### **-Microscópio eletrônico de varredura**

Dogan et al. (2013), avaliaram espécimes de PMMA irradiados e não irradiados através do microscópio eletrônico de varredura (MEV) (Dogan et al., 2013). Baseado nesse estudo, foram coletados fragmentos de resina oriundos de fraturas de corpos de prova irradiados e não irradiados. Esses fragmentos foram cortados, adaptados e cobertos com uma fina camada de ouro através do evaporador de ouro SCD 050® (Baltec, Vaduz, Liechtenstein). Posteriormente esses fragmentos, foram levados para o MEV (Quanta 250 FEG®, FEI, Hillsboro, OR, USA), para avaliação estrutural (Figura 5). As observações foram feitas com um aumento de até  $10^4$  vezes.

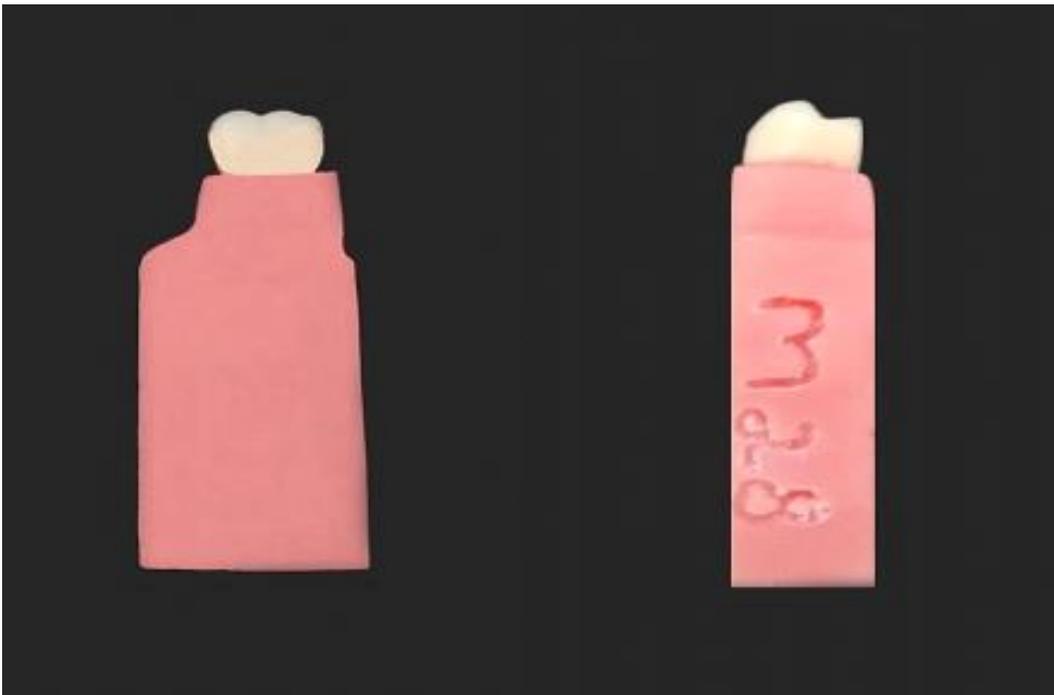


Figura 1. Corpos de prova finalizados.



Figura 2. Corpos de prova posicionadas dentro do gel balístico.



Figura 3. Acelerador linear de alta energia (Clinac® 600 C/D, Varian Medical Systems)

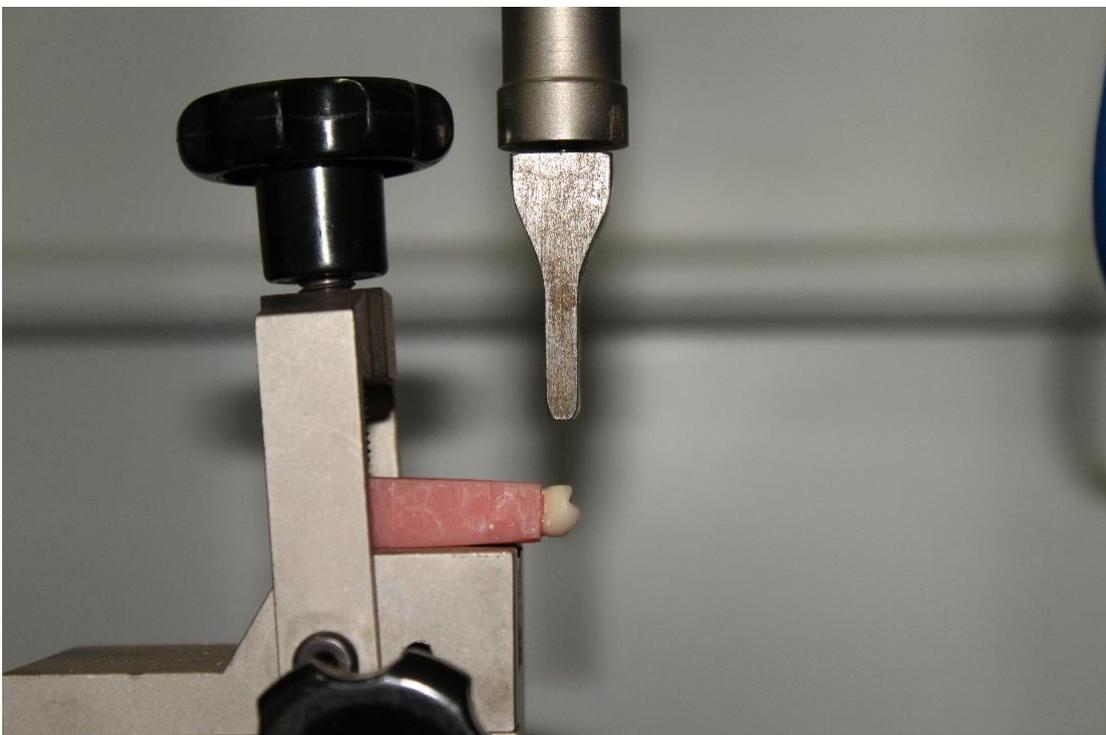


Figura 4. Corpo de prova posicionado e pronto para receber a força de compressão. Ângulo de 90 graus formado entre o dente e a direção da força.

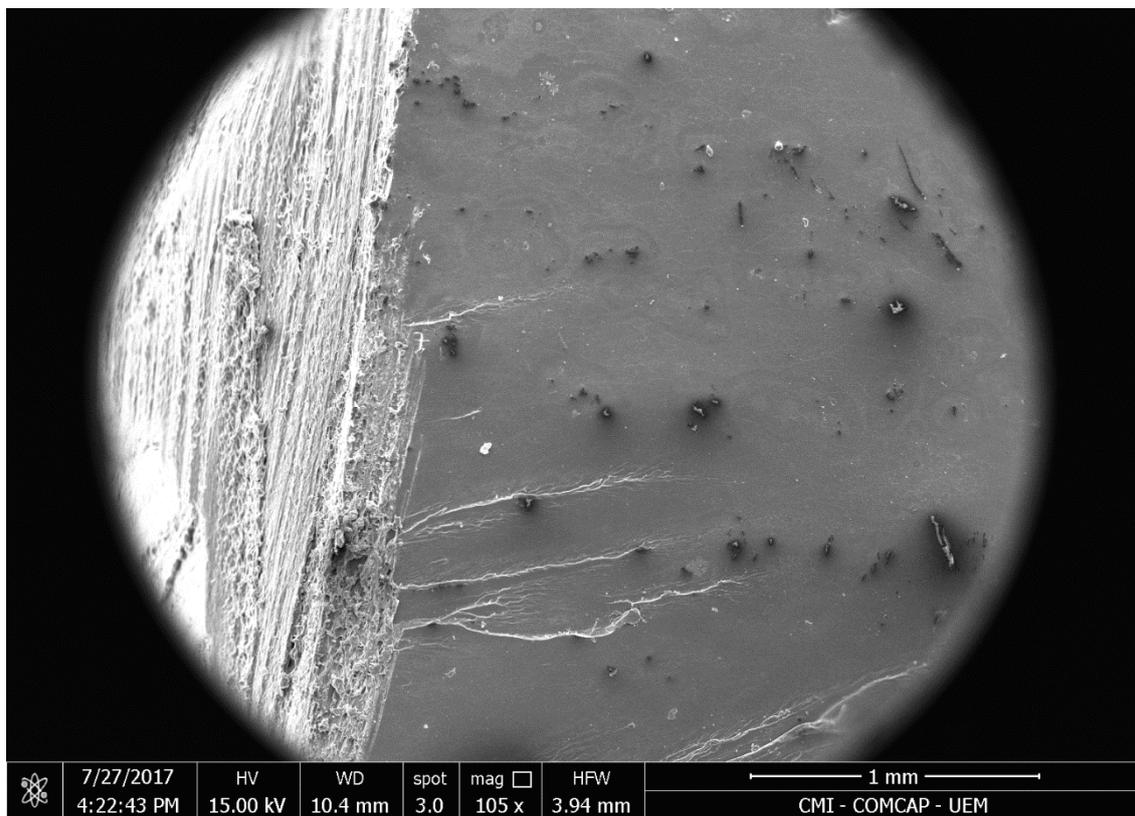


Figura 5. Imagem obtida do MEV de um fragmento de um corpo de prova irradiado.

## RESULTADOS

O teste de Shapiro-Wilk mostrou um valor maior que 0,05 demonstrando a normalidade dos dados. As médias dos resultados dos grupos com polimerização convencional foram: Grupo I - 45,7 Kgf; Grupo III - 54,8 Kgf; Grupo V - 21,2 Kgf (Tabela 1). E as médias dos resultados para os grupos com polimerização por micro-ondas foram: Grupo II – 44,9 Kgf; Grupo IV – 33,8 Kgf; Grupo VI – 21,7 Kgf (Tabela 2).

O teste Tukey revelou que não houve uma diferença estatisticamente significativa entre os grupos I/III ( $p=0,727$ ), II/IV ( $p=0,537$ ) e IV/VI ( $p=0,727$ ). Entretanto houve uma diferença estatística relevante entre os grupos III/V ( $p<0,001$ ), V/I ( $p=0,006$ ) e VI/II ( $p=0,034$ ) (Tabelas 1 e 2). A tabela 3 mostra uma comparação entre os grupos com polimerização convencional e por micro-ondas e revela apenas uma diferença estatística significativa entre os grupos (III/IV) que receberam dose máxima de 40 Gy ( $p= 0,025$ ).

Não foi observado no MEV alterações estruturais entre os grupos irradiados e não irradiados (Figura 5).

Tabela 1 – Associação entre dose máxima de radiação e força de compressão entre os grupos com polimerização pelo método convencional (n=10).

<i>Grupos/Convencional (Co)</i>	<i>Média (KgF) ±dp</i>
Controle (I)	45,7 ±17,1 <sup>a</sup>
40Gy (III)	54,8 ±15,5 <sup>a</sup>
70Gy (V)	21,2 ±13,5 <sup>b</sup>

Análise de variância e pós teste Tukey. <sup>a,b</sup> – Letras diferentes representa diferença estatística significante (p<0,05).

Tabela 2 – Associação entre dose máxima de radiação e força de compressão entre os grupos com polimerização pelo método de micro-ondas (n=10).

<i>Grupos/ micro-ondas (Mi)</i>	<i>Média (KgF) ±dp</i>
Controle (II)	44,9 ±15,3 <sup>ab</sup>
40Gy (IV)	33,8 ±10,2 <sup>ac</sup>
70Gy (VI)	24,7 ±15,1 <sup>c</sup>

Análise de variância e pós teste Tukey. <sup>a,b,c</sup> – Letras diferentes representa diferença estatística significante (p<0,05).

Tabela 3- Comparação da resistência à fratura entre os métodos de polimerização convencional e de micro-ondas (n=10).

<i>Comparação entre Grupos (Co/Mi)</i>	<i>p valor</i>
Controle Co/Mi	1,0
40Gy Co/Mi*	0,025*
70Gy Co/Mi	0,99

Análise de variância e pós teste Tukey (p<0,05).\*Representa uma diferença estatística significante.

## DISCUSSÃO

Uma ligação adequada dos dentes acrílicos à base de resina acrílica em uma PTC é necessária para um aumento da resistência e durabilidade da prótese (Chung et al., 2008). Os resultados do teste de compressão do presente estudo, mostraram haver uma redução estatisticamente significativa da resistência à fratura (RF) nos grupos V e VI (70 Gy) em comparação aos seus respectivos grupos controle I e II. Dessa forma, o tratamento radioterápico de 70 Gy parece enfraquecer a união do D/B.

Clinicamente, a direção das forças nos dentes anteriores e posteriores é diferente porque dentes posteriores estão sujeitos a forças verticais (perpendiculares ao plano oclusal), enquanto os anteriores devem resistir as forças laterais (Faria et al., 2011). Para o presente estudo, a força foi aplicada na face lingual de cada dente acrílico, dessa forma, o ângulo formado foi de 90 graus (Figura 4). O objetivo disso era avaliar a RF de cada dente acrílico com sua respectiva base de resina entre os grupos (irradiados e não irradiados), baseado “apenas” na ligação entre o D/B (com mínima influência mecânica da base de resina). Portanto caso a direção da força fosse no sentido vertical (Faria et al., 2011) ou oblíquo do dente (Żmudzki, Chladek, Kasperski, 2015) acrílico, haveria uma influência maior da base de resina sobre os resultados de RF, e dessa forma seria mais complexo verificar se a radiação influenciou na união ou ligação do D/B.

O ângulo de 90 graus para a fratura, preconizado neste estudo, está mais relacionado com dentes anteriores. Apesar disso, os dentes utilizados neste trabalho, foram molares acrílicos (posteriores). Segundo a literatura, os dentes acrílicos posteriores tem uma superfície de contato maior com sua base de resina em comparação aos anteriores. Consequentemente existe uma maior área de ligação química disponível entre o D/B (possivelmente gerando uma melhor retenção) (Yadav et al., 2015; Patil, Naveen, Patil, 2006; Amarnath et al., 2011). Dessa forma, a utilização de molares acrílicos neste estudo, teve por objetivo avaliar o efeito da radiação na união entre o D/B, em uma situação de contato superficial com a base de resina, mais vantajosa ou favorável.

Segundo alguns autores, a maioria das falhas em PTC(s), envolvem o desprendimento de dentes acrílicos das mesmas. Geralmente esse fator ocorre na região anterior de uma PTC, devido (Marra et al., 2009; Yadav et al., 2015, Thongrakard, Wiwatwarrapan, 2016) a direção das funções mastigatórias nessa região e porque a área de superfície do dente anterior com a base de resina é menor em comparação ao dente posterior (Yadav et al., 2015; Patil, Naveen, Patil, 2006). Observando os resultados desse estudo, é possível sugerir que se uma prótese

acrílica recebesse 70 Gy nos dentes posteriores e anteriores, provavelmente os dentes anteriores poderiam ser mais acometidos em falhas de desunião com a base acrílica, devido a superfície de contato menor dos desses dentes com a base da prótese e principalmente devido as direções das tenções mastigatórias nessa região.

Embora as doses terapêuticas geralmente variem de 50 até 70 Gy (Van der Schueren et al., 1990; Engelmeier RL, King GE, 1983; Lu, Brady, 2008, Madrid et al., 2017), nos grupos III e IV foi aplicada uma dose máxima de 40 Gy. Segundo Nevens et al. (2017) e Nevens\* et al. (2017), a dose de 40 Gy também pode ser utilizada em determinadas situações, sem risco maior de recidiva do câncer, em comparação a uma dose de 50 Gy. Essa redução da dose máxima de radiação no tratamento de pacientes com CCP, pode evitar efeitos colaterais agudos ou tardios, e por isso, tem sido estudada recentemente (Nevens et al. 2017; Nevens\* et al. 2017). Apesar disso, a dose de 40 Gy (III e IV) não foi suficiente para alterar a RF significativamente em relação aos grupos controle (I e II). Essa situação está de acordo com trabalhos na literatura, que afirmam que uma alteração do PMMA depende de sua sensibilidade intrínseca, dose de radiação, temperatura de armazenamento (Faltermeier et al., 2007) e energia (Behr et al., 2005; Behr et al., 2005\*\*\*; Ichikawa et al., 1995).

Apesar de metodologias diferentes, os resultados deste trabalho não corroboram com o estudo de Dogan et al. (2013), que sugerem a permanência de uma prótese acrílica na cavidade bucal do paciente durante as sessões de radioterapia na região de cabeça e pescoço. No estudo de Dogan et al. (2013), os testes foram feitos diretamente sobre placas de resina acrílica (PMMA), sendo observado que doses de radiação de 25Gy, 50Gy e 75Gy aumentaram a RF do PMMA em comparação ao grupo não irradiado. Essa avaliação não testou a união do D/B, que é a região mais comum ou frequente de apresentar falhas em uma PTC acrílica (Amarnath et al., 2011; Yadav et al, 2015; Chung et al., 2008, Marra et al., 2009; Bragaglia, Prates, Calvo, 2009; Patil, Naveen, Patil, 2006; Thongrakard, Wiwatwarrapan, 2016), além do que, falhas nessa região também são observadas em próteses totais implanto-suportadas acrílicas (Chung et al., 2008; Walton JN, MacEntee, 1994; Davis, Packer, Watson, 2003; Patil, Naveen, Patil, 2006). Portanto a afirmação de Dogan et al. (2013), de que PTC(s) deveriam permanecer na cavidade bucal durante as aplicações de radiação nos pacientes, pode ser questionada, uma vez que mesmo a radiação podendo fortalecer a base de resina acrílica de uma PTC, a mesma pode também enfraquecer a união entre o D/B, como foi observado no presente estudo.

Outros estudos na literatura, testaram mecanicamente o PMMA após a aplicação da radiação, com o objetivo de verificar se há uma melhora de suas propriedades para a odontologia. Behr et al. (2005)\*\*\* testaram a RF de placas de PMMA com doses máximas de

radiação de 25, 100 e 200 kGy. Foi observado que houve um aumento da RF utilizando doses de 25 kGy (10 MeV) e 100 kGy (4,5 MeV) em comparação ao grupo não irradiado. Entretanto com uma dose de 200 kGy o resultado foi inverso (Behr et al., 2005\*\*\*). Faltermeier et al. (2007), testaram placas de PMMA com doses de radiação de 25 kGy e 200 kGy (ambas com energia de 4,5 MeV), e observaram que a dose mais baixa, aumentava a RF, entretanto a dose de 200 kGy, diminuía a mesma em relação ao grupo não irradiado (Faltermeier et al., 2007). Apesar desses resultados, essas altas doses máximas de radiação são empregadas industrialmente, por exemplo, para a esterilização de materiais (Ferry et al., 2016). Behr et al. (2005)\*\*\* e Faltermeier et al. (2007), relataram também alterações de coloração nas placas de PMMA, além de ser um processo muito caro, tornando inviável sua aplicação para a odontologia. Outro ponto é que as doses de radiação utilizadas por esses autores não estão de acordo com a prática clínica terapêutica dos tratamentos de pacientes com CCP, e por isso, não é possível comparar o presente trabalho com esses estudos.

O CCP pode afetar regiões, como por exemplo, os lábios, a cavidade oral, a faringe, a laringe, os seios paranasais e as glândulas salivares (Adelstein et al., 2017; Iglesias Docampo et al. 2017; Riveira, 2015). O paciente com CCP, pode ter um comprometimento funcional devido ao câncer e ao tratamento radioterápico, relacionado a fala, deglutição, respiração, paladar e olfato (Wu et al., 2016). O edema laríngeo, trismo, mucosite, estomatite infecciosa, dermatite, dor, inflamação (Gerngross et al., 2005), xerostomia (Gerngross et al., 2005; Epstein et al., 1999), candidíase e risco de osteoradionecrose, são exemplos de problemas que podem ocorrer devido a radioterapia (Epstein et al., 1999). A confecção de uma nova PTC a base do PMMA, por exemplo, pode ser um processo longo e caro (Sarac et al., 2005), sendo assim, os procedimentos de moldagem, registro e adaptação de uma prótese nova (Telles, 2009) em meio a um tratamento radioterápico podem ser muito difíceis, devido a essa série de complicações funcionais. Com base no presente trabalho, a utilização de uma prótese a base do PMMA durante a radioterapia, poderia causar, uma diminuição da RF do(s) D/B. Portanto, caso uma fratura nessa região acontecesse, em dentes anteriores e/ou posteriores, poderia prejudicar ainda mais a qualidade de vida do paciente. Alguns protesistas recomendam a reabilitação de pacientes com novas PTC(s) após 1 ano do tratamento radioterápico (Gerngross et al., 2005), entretanto, segundo Sarac et al. (2005), a ausência de uma prótese é um inconveniente para pacientes edêntulos (Sarac et al., 2005). Assim, baseado neste estudo, pacientes que já fazem uso de próteses removíveis que contenham o polímero PMMA, como as PTC(s), as próteses parciais removíveis e/ou overdentures deveriam preservar suas próteses uma vez que já estão adaptados a elas. Em vista disso, removendo as mesmas se possível durante as terapias de

radiação, para evitar o transtorno posteriormente de ter que refazê-las por motivos de fraturas dos D/B.

Segundo Meng et al. (2010) e Patil, Naveen, Patil (2006), nos últimos anos, houve um crescimento do número de próteses totais implanto-suportadas. O uso desse tipo de prótese pode ter como consequência, um aumento das forças mastigatórias, que pode provocar falhas mecânicas em sua estrutura (Meng et al., 2010; Patil, Naveen, Patil, 2006). Essas falhas podem ocorrer na região de união do D/B, tanto em dentes anteriores quanto em posteriores. Segundo Fletcher-Stark et al. (2011), esse fato é uma preocupação, principalmente para essas próteses (Fletcher-Stark et al., 2011). Outro problema que pode gerar a separação de um ou mais dentes de uma prótese (PMMA), ocorre quando há uma espessura inadequada de resina acrílica em alguns segmentos de uma overdenture por, exemplo, devido a barra metálica e ao clip (Patil, Naveen, Patil, 2006). Essa situação pode ser similar em próteses totais acrílicas implanto-suportadas fixas. E conseqüentemente, a exposição dessas próteses já fragilizadas a radiação (associadas também com forças mastigatórias mais intensas), poderia causar o desprendimento de um ou mais dentes acrílicos, mais facilmente. Diferente da overdenture que é removível, essa outra modalidade de prótese é fixa, podendo ser removida apenas pelo cirurgião-dentista. Em tratamentos radioterápicos para pacientes com CCP, que geralmente são fragmentados em pequenas doses todos os dias, por várias semanas, é inviável a remoção contante dessas próteses, o que torna uma situação difícil em evitar que as mesmas recebam radiação. Assim entender o comportamento de uma prótese acrílica que recebeu radiação, pode ajudar o cirurgião-dentista a orientar seu paciente, e também auxiliar em seu planejamento, pois segundo Riley et al. (2014) o nível de informação fornecido ao paciente sobre seu tratamento é essencial para a satisfação do mesmo (Riley et al., 2014), reduzindo assim provavelmente, situações de estresse para ambos.

Além das dificuldades funcionais e limitações, os pacientes com CCP também podem ter seu humor alterado (Wu et al., 2016), assim o processo de confecção de uma nova prótese acrílica pode ser mais complexo e desgastante para o mesmo. Segundo Wu et al. (2016) a alimentação para esses pacientes debilitados é fundamental (Wu et al., 2016). A fratura de 1 ou mais dentes acrílicos, poderia ocasionar angústia e custos ao paciente (Bragaglia, Prates, Calvo, 2009). As alterações psicológicas advindas devido ao CCP, podem ir de uma redução motivacional até depressão (Barber et al., 2016; Wu et al., 2016). Segundo Kam et al. (2015), as taxas de suicídio entre pacientes com CCP são significativamente superiores comparado a população em geral (Kam et al., 2015), conseqüentemente, o aspecto psicológico desses pacientes é extremamente delicado e importante durante todo e qualquer tipo de tratamento.

Na literatura, existem alguns estudos que tentam explicar o comportamento químico do PMMA após processos de radiação. Esses estudos relatam a perda ou liberação de grupos ester do polímero PMMA e formação e liberação de gases (Behr et al., 2005\*\*\*; Faltermeier et al., 2007; Choi et al., 1988, Moore AJ, Choi, 1991) como por exemplo o H<sub>2</sub>, CH<sub>4</sub>, CO, CO<sub>2</sub> (Behr et al., 2005\*\*\*, Faltermeier et al., 2007, Ferry et al., 2016). Embora esse processo químico possa ocorrer, as doses de radiação, energias, temperatura e etc, utilizadas nesses estudos não são terapêuticas para o tratamento de pacientes com CCP. O estudo de Dogan et al. (2013), que possui uma metodologia que utiliza doses de radiação próximas a prática clínica, avaliou quimicamente placas de PMMA irradiadas e não irradiadas, através da espectroscopia no infravermelho e não foram observadas mudanças químicas significantes (Dogan et al., 2013).

Estudos comparando o método de polimerização por micro-ondas com o convencional em relação a união entre o D/B, não mostram um consenso sobre qual desses métodos é mais vantajoso para gerar uma união mais resistente do D/B (Marra et al., 2009). No presente estudo ao comparar os métodos de acrilização através da RF (Tabela 3), é possível notar uma diferença estatística significativa apenas entre os grupos (III/IV) que receberam 40 Gy de radiação. Essa situação não é um fator que possa sugerir uma superioridade de algum método sobre o outro, após o tratamento radioterápico, já que comparando ambos os grupos (III e IV) com seus respectivos grupos controle, não há uma diferença estatística relevante.

Para este estudo, foram observadas amostras através do MEV, e não foram verificadas situações distintas entre os grupos irradiados e os não irradiados. Alguns pontos escurecidos apareceram em algumas imagens do MEV em todos os grupos, entretanto não tiveram um padrão (Figura 5). Nessas avaliações era esperado, encontrar micro rachaduras na estrutura dos polímeros irradiados, que explicassem a diminuição da RF nos grupos V e VI. O presente estudo corrobora com o estudo de Dogan et al. 2013, que também não observaram diferenças estruturais no MEV entre espécimes irradiados e não irradiados (Dogan et al., 2013). Apesar disso, talvez o método de avaliação estrutural pelo MEV após as fraturas dos corpos de prova não tenha sido o ideal, pois durante o processo de fratura, o polímero pode sofrer uma deformação que pode influenciar nos resultados. Portanto essa pode ser considerada uma limitação deste estudo.

Os 2 métodos de acrilização (convencional e micro-ondas) utilizados embora sejam distintos, serviram para confirmar que a dose terapêutica máxima de 70 Gy foi capaz de reduzir a RF nos grupos V e VI. Apesar disso, novos trabalhos devem ser realizados com a resina acrílica (PMMA), para confirmar esses resultados, testando também outras doses terapêuticas de radiação e outros testes mecânicos após a radiação.

## CONCLUSÃO

O presente estudo mostrou que houve um enfraquecimento da união do D/B apenas no tratamento radioterápico de 70 Gy (redução da RF do D/B) para ambos os métodos de polimerização em comparação a seus respectivos grupos controle. Portanto, para uma dose máxima de 70 Gy é possível sugerir a remoção de próteses acrílicas se possível durante as sessões de radioterapia em pacientes com CCP.

## REFERÊNCIAS

Adelstein D, Gillison ML, Pfister DG, Spencer S, Adkins D, Brizel DM, et al. NCCN Guidelines Insights: Head and Neck Cancers, Version 2. 2017. *J Natl Compr Canc Netw* 2017;15(6):761-770.

al Doori D, Huggett R, Bates JF, Brooks SC. A comparison of denture base acrylic resins polymerised by microwave irradiation and by conventional water bath curing systems. *Dent Mater*. 1988; 4(1):25-32.

Alexander P, Charlesby A, Ross M. The degradation of solid polymethylmethacrylate by ionizing radiation. *Proceedings of the Royal Society of London. Series A, Mathematical and Physical Sciences* 1954; 223(1154): 392-404.

Ali U, Karim ABJK, Buag AN. A Review of the Properties and Applications of Poly (Methyl Methacrylate) (PMMA). *Polymer Reviews* 2015; 0:1–28.

Amarnath GS, Indra Kumar HS, Muddugangadhar BC. Bond strength and tensile strength of surface treated resin teeth with microwave cured and heat cured acrylic resin denture base: An in-vitro study. *Int J Clin Dent Sci*. 2011;2(1):27–32.

Aunan RJ, Cho CW, Søreide k. The Biology of Aging and Cancer: A Brief Overview of Shared and Divergent Molecular Hallmarks. *Aging Dis* 2017; 8(5): 628–642.

Ayaz EA, Durkan R, Koroglu A, Bagis B. Comparative effect of different polymerization techniques on residual monomer and hardness properties of PMMA-based denture resins. *J Appl Biomater Funct Mater* 2014;12(3):228-33.

Barber B, Dergousoff J, Slater L, Harris J, O'Connell D, El-Hakim H, et al. Depression and Survival in Patients With Head and Neck Cancer: A Systematic Review. *JAMA Otolaryngol Head Neck Surg*. 2016 Mar;142(3):284-8.

Bafile M, Graser GN, Myers ML, Li EK. Porosity in denture resin cured by microwave energy. *J Prosthet Dent* 1991; 66:269-74.

Barbosa D, Souza R, Lucas GM, Leles RC, C Compagnoni AM. Resistência à flexão de resina acrílica polimerizada pela energia de micro-ondas 2003; 6(2): 72-79.

Behr M, Rosentritt M, Faltermeier A, Handel G. Electron beam irradiation of dental composites. *Dent Mater*. 2005 Sep;21(9):804-10.

Behr M, Rosentritt M, Faltermeier A, Handel G. Electron beam irradiation of denture base materials. *J Mater Sci Mater Med*. 2005 Feb;16(2):175-81. \*\*\*

Buchwalter PL, Czornyj G. Poly(methyl methacrylate) degradation during xray photoelectron spectroscopy analysis. *J Vac Sci Technol A* 1990; 8(2): 781-784.

Blagojevic V, Murphy VM. Microwave polymerization of denture base materials. A comparative study. *J Oral Rehabil*. 1999 Oct;26(10):804-8.

Bragaglia LE, Prates LH, Calvo MC. The role of surface treatments on the bond between acrylic denture base and teeth. *Braz Dent J* 2009; 20(2):156-61.

Brasil. Ministério da Saúde. Instituto Nacional de Câncer. Estimativa 2016– Incidência de câncer no Brasil [Internet]. Rio de Janeiro: INCA; 2016 [Acesso em 2017 Dez. 20]. Disponível em: <http://www.inca.gov.br/estimativa/2016/estimativa-2016-v11.pdf>

Carlsson GE, Omar R. The future of complete dentures in oral rehabilitation. A critical review. *J Oral Rehabil.* 2010 Feb;37(2):143-56.

Celso Cardoso da Silva Simões. IBGE. Relações entre as alterações históricas na dinâmica demográfica brasileira e os impactos decorrentes do processo de envelhecimento da população. Coordenação de População e Indicadores Sociais. Rio de Janeiro: IBGE; 2016. [Acesso em 2017 Dez. 21]. Disponível em <https://biblioteca.ibge.gov.br/visualizacao/livros/liv98579.pdf>

Charlesby A, Ross M. Breakdown of Methyl Methacrylate Polymer by High-Energy Radiation. *Nature* 1953; 171: 1153.

Chen AM, Daly ME, Vazquez E, Courquin J, Luu Q, Donald PJ, Farwell DG. Depression among long-term survivors of head and neck cancer treated with radiation therapy. *JAMA Otolaryngol Head Neck Surg.* 2013 Sep;139(9):885-9.

Cho OS, Jun YH. Surface hardening of poly(methyl methacrylate) by electron irradiation. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B* 2005; 237:525–532.

Choi JO, Moore JA, Corelli JC, Silverman JP, Bakhru H. Degradation of poly (methylmethacrylate) by deep ultraviolet, xray, electron beam, andproton beam irradiations. *J Vac Sci Technol B* 1988; 6(6):2286-2289

Choksi HR, Mody VP. Flexural properties and impact strength of denture base resins reinforced with micronized glass flakes. *J Indian Prosthodont Soc* 2016; 16(3): 264–270.

Chung KH, Chung CY, Chung CY, Chan DC. Effect of pre-processing surface treatments of acrylic teeth on bonding to the denture base. *J Oral Rehabil* 2008;35(4):268-75.

Compagnoni MA, Barbosa DB, de Souza RF, Pero AC. The effect of polymerization cycles on porosity of microwave-processed denture base resin. *J Prosthet Dent.* 2004 Mar;91(3):281-5.

Curtis PM Jr, Farman AG, von Fraunhofer JA. Effects of gamma radiation on the in vitro wear of composite restorative materials. *J Dent.* 1991 Aug;19(4):241-4.

da Cruz AD, Sinhoreti MA, Ambrosano GM, Rastelli ANS; Bagnato VS, Bóscolo FN. Effect of therapeutic dose X rays on mechanical and chemical properties of esthetic dental materials. *Materials Research* 2008; 11(3): 313-318.

Davis DM, Packer ME, Watson RM. Maintenance requirements of implant-supported fixed prostheses opposed by implant-supported fixed prostheses, natural teeth, or complete dentures: a 5-year retrospective study. *Int J Prosthodont.* 2003 Sep-Oct;16(5):521-3.

Dogan DO, Ozguven Y, Karakus G, Sahin O, Polat NT, Yucel B, Dogan M. The effects of therapeutic x-ray doses on mechanical, chemical and physical properties of poly methyl methacrylate. *Acta Odontol Scand*. 2013 Jan;71(1):45-9.

Egilmez F, Ergun G, Cekic-Nagas I, Bozkaya S. Implant-supported hybrid prosthesis: Conventional treatment method for borderline cases. *Eur J Dent*. 2015 Jul-Sep; 9(3): 442–448.

Engelmeier RL, King GE. Complications of head and neck radiation therapy and their management. *J Prosthet Dent*. 1983 Apr;49(4):514-22.

Epstein JB, Emerton S, Lunn R, Le N, Wong FL. Pretreatment assessment and dental management of patients with nasopharyngeal carcinoma. *Oral Oncol* 1999;35(1):33-9.

Faltermeier A, Behr M, Rosentritt M, Handel G. Electron-beam irradiation of experimental denture base polymers. *Acta Odontol Scand*. 2007 Jun;65(3):171-6.

Faot F, Costa MA, Del Bel Cury AA, Rodrigues Garcia RC. Impact strength and fracture morphology of denture acrylic resins. *J Prosthet Dent*. 2006 Nov;96(5):367-73.

Faria LCA, Rodrigues SCR, Antunes APR, Mattos CGM, Ribeiro FR. Endodontically treated teeth: Characteristics and considerations to restore them. *Journal of Prosthodontic Research* 2011; 55(2): 69-74.

Fletcher-Stark ML, Chung KH, Rubenstein JE, Raigrodski AJ, Mancl LA. Shear bond strength of denture teeth to heat- and light-polymerized denture base resin. *J Prosthodont*. 2011 Jan;20(1):52-9.

Ferry M, Ravache NY, Chodur AC, Clochard CM, Coqueret X, Cortella L, et al. Ionizing Radiation Effects in Polymers. *Materials Science and Materials Engineering* 2016; 1-28.

Gad MM, Fouda SM, Al-Harbi FA, Näpänkangas R, Raustia A. PMMA denture base material enhancement: a review of fiber, filler, and nanofiller addition. *Int J Nanomedicine*. 2017;12:3801-3812.

Gerngross PJ, Martin CD, Ball JD, Engelmeier RL, Gilbert HD, Powers JM, et al. Period between completion of radiation therapy and prosthetic rehabilitation in edentulous patients: a retrospective study. *J Prosthodont* 2005 Jun;14(2):110-21.

Gonda T, Maeda Y, Walton JN, MacEntee MI. Fracture incidence in mandibular overdentures retained by one or two implants. *J Prosthet Dent*. 2010 Mar;103(3):178-81.

Gupta B, Johnson NW, Kumar N. Global Epidemiology of Head and Neck Cancers: A Continuing Challenge. *Oncology* 2016;91(1):13-23.

Hartley VA, Martin M, Lu T. Aging: Cancer – an unlikely couple *Aging*. (Albany NY) 2017; 9(9): 1949–1950.

Ichikawa T, Oyama Ken-ichi, & Yoshida, Hiroshi. (1995). Mechanism of radiation-induced degradation of poly(methyl methacrylate) (JAERI-Conf--95-003). Makuuchi, Keizo (Ed.). Japan.

Iglesias Docampo LC, Arrazubi Arrula V, Baste Rotllan N, Carral Maseda A, Cirauqui Cirauqui B, Escobar Y. SEOM clinical guidelines for the treatment of head and neck cancer. *Clin Transl Oncol* 2017.

Ishikawa T, Yoshida H. Mechanism of radiation-induced degradation of poly (methyl methacrylate) as studied by ESR and electron spin echo methods. *Journal of Polymer Science Part A: Polymer Chemistry* 1990; 28(5):1185-1196.

Ivanov SV. *Radiation Chemistry of Polymers*. Utrecht, The Netherlands: VSP, 1992. p 320.

Kam D, Salib A, Gorgy G, Patel TD, Carniol ET, Eloy JÁ, et al. Incidence of Suicide in Patients With Head and Neck Cancer. *JAMA Otolaryngol Head Neck Surg*. 2015 Dec;141(12):1075-81.

Khan FM. *The physics of radiation therapy*. Philadelphia, USA: LIPPINCOTT WILLIAMS & WILKINS, 2003. 560 P.

Kielbassa AM, Hinkelbein W, Hellwig E, Meyer-Lückel H. Radiation related damage to dentition. *Lancet Oncol* 2006; 7(4):326-35

Kondyurin A, Bilek M. Etching and structure changes in PMMA coating under argon plasma immersion ion implantation. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B* 2011; 269: 1361-1369.

Lin SY, Lee S, Lin C, Cheng PC. EPR studies of high dose gamma-irradiated poly(methyl methacrylate). *Materials Chemistry and Physics* 2003; 78(3): 847-851.

Lu JJ, Brady WL. *Radiation Oncology: An Evidence-Based Approach*. Berlin (Germany): Springer, 2008. 679 p.

Madrid CC, de Pauli Paglioni M, Line SR, Vasconcelos KG, Brandão TB, Lopes MA, et al. Structural Analysis of Enamel in Teeth from Head-and-Neck Cancer Patients Who Underwent Radiotherapy. *Caries Res*. 2017;51(2):119-128.

Mafalda F. Berdaky, Linda V.E. Caldas. Implementation of a quality control program for a 6 MeV linear photon accelerator. *Radiol Bras* 2001;34(5):281-284.

Marra J, de Souza RF, Barbosa DB, Pero AC, Compagnoni MA. Evaluation of the bond strength of denture base resins to acrylic resin teeth: effect of thermocycling. *J Prosthodont*. 2009 Jul;18(5):438-43.

Meng GK, Chung KH, Fletcher-Stark ML, Zhang H. Effect of surface treatments and cyclic loading on the bond strength of acrylic resin denture teeth with autopolymerized repair acrylic resin. *J Prosthet Dent*. 2010 Apr;103(4):245-52.

Moore AJ, Choi OJ. Degradation of Poly(methyl methacrylate) Deep UV, X-ray, Electron-Beam, and Proton-Beam Irradiation. *ACS Symposium Series*; American Chemical Society 1991; 475: 156-192.

Nevens D, Duprez F, Daisne JF, Schatteman J, Van der Vorst A, De Neve W, Nuyts S. Recurrence patterns after a decreased dose of 40Gy to the elective treated neck in head and neck cancer. *Radiother Oncol* 2017;123(3):419-423.

Nevens\* D, Duprez F, Daisne JF, Dok R, Belmans A, Voordeckers M, et al. Reduction of the dose of radiotherapy to the elective neck in head and neck squamous cell carcinoma; a randomized clinical trial. Effect on late toxicity and tumor control. *Radiother Oncol* 2017;122(2):171-177.

Nishii M. Studies on the curing of denture base resins with microwave irradiation: with particular reference to heat-curing resins. *J Osaka Dental University* 1968; 2: 23-40.

Patil SB, Naveen BH, Patil NP. Bonding acrylic teeth to acrylic resin denture bases: a review. *Gerodontology* 2006; 23: 131–139.

Pero AC, Barbosa DB, Marra J, Ruvolo-Filho AC, Compagnoni MA. Influence of microwave polymerization method and thickness on porosity of acrylic resin. *J Prosthodont.* 2008;17(2):125-129.

Reitz PV, Sanders JL, Levin B. The curing of denture acrylic resins by microwave energy. Physical properties. *Quintessence Int* 1985;16: 547-51.

Riley LJ, Gordan VV, Hudak-Boss S, Fellows LJ, Rindal B, Gilbert HG. Concordance between patient satisfaction and the dentist's view: findings from the National Dental Practice-Based Research Network. *J Am Dent Assoc.* 2014; 145(4): 355–362.

Riveira C. Essentials of oral cancer. *Int J Clin Exp Pathol* 2015; 8(9): 11884-11894.

Savirmath A, Mishra V. A Comparative Evaluation of the Linear Dimensional Changes of Two Different Commercially Available Heat Cure Acrylic Resins during Three Different Cooling Regimens. *J Clin Diagn Res* 2016; 10(11): ZC50–ZC54.

Schoonover IC, Fischer TE, Serio AF, Sweeney WT. Bonding of plastic teeth to heat-cured denture base resins. *J Am Dent Assoc* 1952; 44: 285–287.

Spartalis GK, Cappelletti LK, Schoeffel AC, Michél MD, Pegoraro TA, et al. Effect of conventional water-bath and experimental microwave polymerization cycles on the flexural properties of denture base acrylic resins. *Dent Mater J* 2015;34(5):623-8.

Sarac YS, Sarac D, Kulunk T, Kulunk S. The effect of chemical surface treatments of different denture base resins on the shear bond strength of denture repair. *J Prosthet Dent.* 2005 Sep; 94(3):259-66

Telles DM. *Prótese Total – Convencional e sobre Implantes*, 1ª ed., São Paulo: Editora Gen Santos, 2009. 492p.

Thongrakard T, Wiwatwarrapan C. Tensile bond strength between auto-polymerized acrylic resin and acrylic denture teeth treated with MF-MA solution. *J Adv Prosthodont*. 2016 Aug; 8(4): 285–289.

Tiwari P, Srivastava KA, Khattak QB, Verma S, Upadhyay A, Sinha KA, et al. Structural modification of poly (methyl methacrylate) due to electron irradiation. *Measurement* 2014; 51:1-8.

Truong VT, Thomasz FG. Comparison of denture acrylic resins cured by boiling water and microwave energy. *Aust Dent J*. 1988 Jun;33(3):201-4.

Tyrovolas S, Koyanagi A, Panagiotakos BD, Haro MJ, Kassebaum JN, Chrepa V, et al. Population prevalence of edentulism and its association with depression and self-rated health. *Sci Rep*. 2016; 6: 37083.

US National Institute of Aging; World Health Organization. Global health and aging. Bethesda: National Institutes of Health; 2011 [Available at 2017 Dec. 20]. Available at: [http://www.who.int/ageing/publications/global\\_health.pdf](http://www.who.int/ageing/publications/global_health.pdf)

Van der Schueren E, Van den Bogaert W, Vanuysel L, Van Limbergen E. Radiotherapy by multiple fractions per day (MFD) in head and neck cancer: acute reactions of skin and mucosa. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1990;19(2):301-11.

Wall AL, Brown WD. Gamma Irradiation of Polymethyl Methacrylate and Polystyrene. *J Phys Chem* 1957; 61 (2): 129–136.

Walton JN, MacEntee MI. Problems with prostheses on implants: a retrospective study. *J Prosthet Dent* 1994;71(3):283-8.

Wieckiewicz M, Opitz V, Richter G, Boening WK. Physical Properties of Polyamide-12 versus PMMA Denture Base Material *Biomed Res Int*. 2014; 2014: 150298.

Wu YS, Lin PY, Chien CY, Fang FM, Chiu NM, Hung CF et al. Anxiety and depression in patients with head and neck cancer: 6-month follow-up study. *Neuropsychiatr Dis Treat*. 2016;12:1029-36.

Yadav SN, Somkuwar S, Mishra ks, Hazari P, Chitumalla R, Pandey KS. Evaluation of Bond Strength of Acrylic Teeth to Denture Base using Different Polymerization Techniques: A Comparative Study. *J Int Oral Health* 2015; 7(Suppl 1): 54–56.

Yadav S, Yadav H. Ionizing irradiation affects the microtensile resin dentin bond strength under simulated clinical conditions. *J Conserv Dent* 2013;16:148-51

Zong L, Zhou S, Sgriccia N, Hawley CM, Kempel CL. A Review of Microwave-Assist Polymer Chemistry (MAPC). *Journal of Microwave Power and Electromagnetic Energy* 2003; 38(1): 49-74.

Żmudzki J, Chladek G, Kasperski J. Biomechanical factors related to occlusal load transfer in removable complete dentures. *Biomech Model Mechanobiol.* 2015; 14(4): 679–691.