

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA "JÚLIO DE MESQUITA FILHO" Campus de São José dos Campos Instituto de Ciência e Tecnologia

POLLYANNA NOGUEIRA FERREIRA DA SILVA

CARACTERIZAÇÃO MICROESTRUTURAL DE UM ESMALTE DENTÁRIO SUBMETIDO À RADIAÇÃO IONIZANTE E ENSAIO DE DESGASTE ANTAGONIZADOS POR UMA CERÂMICA HÍBRIDA

POLLYANNA NOGUEIRA FERREIRA DA SILVA

CARACTERIZAÇÃO MICROESTRUTURAL DE UM ESMALTE DENTÁRIO SUBMETIDO À RADIAÇÃO IONIZANTE E ENSAIO DE DESGASTE ANTAGONIZADOS POR UMA CERÂMICA HÍBRIDA

Tese apresentada ao Instituto de Ciência e Tecnologia, Universidade Estadual Paulista (Unesp), Campus de São José dos Campos, como parte dos requisitos para obtenção do título de DOUTOR, pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA.

Área: Prótese Dentária. Linha de pesquisa: Desempenho de materiais reabilitadores protéticos.

Orientador: Prof. Adj. Rubens Nisie Tango Coorientador: Pesq. Dr. Sílvio Manea

São José dos Campos 2018 Instituto de Ciência e Tecnologia [internet]. Normalização de tese e dissertação [acesso em 2019]. Disponível em http://www.ict.unesp.br/biblioteca/normalizacao

Apresentação gráfica e normalização de acordo com as normas estabelecidas pelo Serviço de Normalização de Documentos da Seção Técnica de Referência e Atendimento ao Usuário e Documentação (STRAUD).

Silva, Pollyanna Nogueira Ferreira Da Caracterização microestrutural de um esmalte dentário submetido à radiação ionizante e ensaio de desgaste antagonizados por uma cerâmica híbrida / Pollyanna Nogueira Ferreira Da Silva. - São José dos Campos : [s.n.], 2018. 123 f. : il. Tese (Doutorado) - - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos, 2018. Orientador: Rubens Nisie Tango Coorientador: Sílvio Manea 1. Cerâmica. 2. Radioterapia. 3. Desgaste dos dentes. 4. Dureza. 5. Difração de Raios X. I. Tango, Rubens Nisie, orient. II. Manea, Sílvio, coorient. III. Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos. IV. Universidade Estadual Paulista 'Júlio de Mesquita Filho' - Unesp. V. Universidade Estadual Paulista (Unesp). VI. Título.

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Prof. Achille Bassi e Seção Técnica de Informática, ICMC/USP com adaptações - STATI, STRAUD e DTI do ICT/UNESP. Renata Aparecida Couto Martins CRB-8/8376

BANCA EXAMINADORA

Prof. Adj. Rubens Nisie Tango (Orientador)

Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho" (Unesp) Instituto de Ciência e Tecnologia Campus de São José dos Campos

Profa. Dra. Fernanda de Cássia Papaiz Gonçalves

Universidade Braz Cubas (UBC) Campus de Mogi das Cruzes

Prof. Dr. João Paulo Barros Machado

Instituto Nacional de Pesquisa Espacial (INPE) Campus de São José dos Campos

Prof. Tit. Estevão Tomomitsu Kimpara

Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho" (Unesp) Instituto de Ciência e Tecnologia Campus de São José dos Campos

Prof. Adj. Lafayette Nogueira Júnior

Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho" (Unesp) Instituto de Ciência e Tecnologia Campus de São José dos Campos

São José dos Campos, 05 de dezembro de 2018.

DEDICATÓRIA

A **DEUS**, meu Senhor e Salvador, pelo sopro da vida, sustento, amor e motivação para a conclusão deste trabalho. Obrigada, Senhor, por conduzir o meu caminho, por colocar pessoas para me ajudarem e me suportarem.

À minha mãe **Fátima Cristina Ferreira Nogueira.** Obrigada pelas noites mal dormidas, pelas idas e vindas da minha vida, apoio constante que me ajudou a lutar por este objetivo, mesmo tão longe e tão grande para mim. Este título também é seu, pois eu sempre brinco contigo dizendo que a senhora também fez este curso comigo e se não fosse você, eu não teria conseguido.

Ao meu pai **Pedro Nogueira da Silva**, meu guia e apoio incondicional. Reconheço que o senhor não mediu esforços financeiro e motivacionais para que eu pudesse realizar mais este sonho. Obrigada pelo seu exemplo de batalhador, de honestidade e fé que o senhor tem me passado. Este trabalho é uma extensão do seu legado na minha vida.

Ao meu irmão **Thiago Nogueira Ferreira**, por seu carinho e amor. Seu exemplo de companheirismo e respeito me ajudou a crescer. Obrigada, meu irmão!

Aos meus sobrinhos **Miguel e Melissa Luque Nogueira**, pelos seus sorrisos, seus carinhos e abraços. Embora vocês não entendam a vida, pois você vocês me ensinaram que a vida precisa ter mais intensidade e mais amor. Obrigada pelos momentos juntos de puro carinho. Eu te amo!

À minha cunhada **Priscila Paiva Luque Nogueira**, pela ajuda e motivação nos momentos de dificuldades. Obrigada por ter-me dado a oportunidade de ser tia.

Ao meu namorado **Marcos Antonio Mendes Campos**, pela ajuda, motivação e apoio nos momentos de dificuldades. Obrigada por ter sido meu esteio e suporte quando o mundo desmoronou e tudo parecia perdido.

Obrigada por estarem comigo! Eu amo vocês!

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

A **DEUS** pela oportunidade de fazer este curso e aprender mais uma função.

Ao meu orientador, **Prof. Adj. Rubens Nisie Tango**, agradeço a oportunidade e pelo auxílio de vida.

Ao meu co-orientador, **Prof. Pesq. Sílvio Manea**, agradeço a ajuda, a compreensão e os ensinamentos. Para ser conduzida à pós-graduação e ser desafiada por este trabalho que envolve áreas de conhecimentos diferentes da formação de um simples cirurgião-dentista. Nesse episódio, creio que Deus colocou você na minha vida para me ajudar e orientar. Obrigada pelo tempo dedicado e por viabilizar que este trabalho fosse concluído.

À Empresa Chiarrotti, que doou todos os pinos de Esteatita utilizados neste trabalho.

Ao **Prof. Nelson Lima e a Dra. Annelyse Arata**, do IPEN-USP, agradeço a ajuda, a compreensão e os ensinamentos.

AGRADECIMENTOS

À Universidade Estadual Paulista, representada pelo diretor do Instituto de Ciência e Tecnologia, **Prof. Titular Estevão Tomomitsu Kimpara** e da Vice-Diretora, **Profa. Dra. Rebeca Di Nicoló.**

Ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora, Especialidade Prótese Dentária, coordenado pelo **Prof. Adj. Alexandre Luiz Souto Borges**, pela oportunidade concedida.

Ao **Prof. Titular Marco Antônio Bottino**, pela contribuição na minha formação acadêmica e científica.

Ao Prof. Dr. Alberto Noriyuki Kojima e ao Prof. Adj. Lafayette Nogueira Júnior, pela paciência e calma nos ensinamentos clínicos do dia-adia.

Aos Professores do Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora, pela contribuição na minha formação acadêmica e científica.

Aos Professores do Proex Sorriso Total, **Prof. Dr. Paula Komori e Prof. Tarcísio de Arruda**, pelos ensinamentos e convivência. Principalmente, ao Professor Tarcísio, que participou ativamente do meu crescimento profissional e contribui com a confecção desta tese.

Aos Professores do Projeto ONCO, **Prof. Dr. Maximiliano Neisser e Prof. Lúcio Murillo Santos**, pela convivência harmoniosa, momentos de descontração demasiadamente bons, amizade e confiança. Este projeto me tornou um ser-humano melhor.

Ao **Professor Odair Lelis Gonçales,** do Instituto de Estudos Avançados (IEAv), por ter-me recebido de maneira tão receptiva e pela ajuda para a conclusão deste trabalho.

Ao Tenente Rafael Galhardo, ao Tenente Casagrande, ao Eng.

Felipe e **Sílvio**, do Instituto de Estudos Avançados (IEAv), por não terem medidos esforços para me ajudar com a parte prática da radiação ionizante, bem como pelas palavras de amizade e motivação. Meus sinceros agradecimentos.

Ao **Tenente Vítor Ribeiro**, do Instituto de Estudos Avançados (IEAv), pela ajuda com os testes de riscamento e nanodureza. Meus sinceros agradecimentos.

Ao **Dr. Tiago Moreira,** do Instituto Tecnológico da Aeronáutica (ITA), pela ajuda na parte experimental e científica deste trabalho. Agradeço a atenção, amizade, parceria e conversas sobre a vida. Este trabalho não teria sido concluído sem a sua ajuda. Obrigada!

Ao **Professor João Paulo Barros Machado** e **Dra. Gislene Valdete Martins,** do Instituto Nacional de Pesquisas Espaciais (INPE), obrigada por ter me recebido de maneira especial, pelas palavras encorajadoras nos momentos difíceis e pelos conhecimentos transmitidos.

Aos **funcionários da biblioteca**, do Instituto de Ciência e Tecnologia – UNESP, por toda a atenção e correções necessárias.

Aos funcionários da seção de pós-graduação, Rose, Ivan, Bruno, Sandra e Carol, do Instituto de Ciência e Tecnologia – UNESP, pelas informações e serviços prestados.

Aos funcionários do departamento de Materiais Odontológicos e Prótese do Instituto de Ciência e Tecnologia – UNESP, **Juliane Damasceno**, pela inconfundível alegria; **Lilian Vilela**, pela amizade e pelas palavras motivacionais; **Fernando Pontes**, pela paciência, pelos preciosos ensinamentos, pela amizade e pelas boas conversas; **Marco Alfredo**, pela paciência e carinho. Muito obrigada por terem contribuído para o meu crescimento e tornar os meus dias mais felizes.

À Profa Tit. Cristiane Yumi Koga-Ito, pela amizade, por me apresentar a pesquisa quando era apenas uma aluna de graduação. Obrigada pelos ensinamentos e amizade até hoje.

Ao **Dr Daniel Pereira,** pela amizade, por me mostrar como a vida pode ser divertida e sem deixar de ser responsável, por me ensinar a sorrir mesmo quando tudo está no caos e que tudo dá certo no fim.

Aos meus avós Alaide Maria Ferreira e Antônio Ferreira, pelas orações e entender minha ausência nas viagens de família. Vocês me ensinaram a ir mais longe do que eu imaginava e acreditaram em mim.

Aos meus tios e tias **Frassinetti**, **Suzana**, **Fábio**, **Flávio**, **Edna**, **Maria de Lourdes**, **Maria Helena**, **Helena Maria**, **Wilma**, **Maria Inês**, pela força e palavras de motivação.

À minha vó de consideração Néia Pereira, pelos conselhos, pela amizade e o carinho como se fosse minha avó. Obrigada!

Ao senhor **Walter de Castro Pereira,** pela amizade, oportunidades, respeito, cumplicidade e carinho! Obrigada por tudo que o senhor fez por mim!

Às minhas amigas **Isabelle**, **Jéssica**, **Thaís**, pela amizade, compreensão e auxílio na correria do dia-a-dia! Obrigada pelo suporte e tudo que vocês se dedicaram a mim!

Aos meus amigos da IECP, pelo carinho e compreensão da minha ausência nesse período.

Ao **Pr Auler**, pelo carinho, pelos conselhos e compreensão da correria do dia-a-dia. Obrigada!

Aos pastores André, Wagner, Henrique, André Costa, Claudio, Marília, Suellen pelas orações e palavras de motivação.

Aos meus amigos do ensino da ECBR Jéssica, Jaislan, Priscila, Rafael, Larissa e Luiz Henrique, pela amizade e companheirismo. Amigos são presentes de Deus.

Aos **Professores Silvana, Valdir dos Santos e Glaici Silva**, pelo ensino da vida e dos preceitos do bom caráter.

Aos meus amigos da turma do doutorado, Nayara Barchetta, disposta sempre a ajudar e escutar as minhas queixas. Obrigada! Jaiane Monteiro, ensinou-me a levar a vida de uma forma mais engraçada, rindo das situações adversas. Obrigada! Jean Miranda, ensinou-me a ver a vida mais leve e apresentou-me vários lugares da minha cidade que eu mesma não conhecia. Obrigada! Tabata Sato, pela amizade. Obrigada!

Aos meus amigos de outras turmas, Marina Amaral, Aline Lins, Ronaldo Luís, Gabriela Freitas, Aline Barcellos, Fernanda Papaiz, Guilherme Andrade, Jéssica Dia Santos, Natália Gonçalves, Vanderberg Diniz, Gabriela Fernandes, Patrícia Contreras, Dayana Campanelli, Cristiane Inagati, Leonardo Kamezawa, pelos momentos especiais de conversa prolongada, longos cafés e rodízios e viagens juntos. Vocês me cativaram e surpreenderam com a amizade e palavras de conforto. Obrigada!

Aos demais colegas do Programa de Pós-Graduação, Amanda, Ana Carolina, Anna Karina, Carolina Martinelli, Caroline Cottes, Dominique, Eliseo, Fernanda Campos, Jefferson David, João Paulo, Júlio Luz, Lilian Anami, Manassés, Nathália Ramos, Hilton Riquiere, Sâmia Mota, Sarina Maciel, Pedro Padro, pelos momentos compartilhados.

Aos alunos Andresa Gaspar Nelo, Rafael Marques, Juliana Amalfi, Beatriz Garbelini, Natália de Carvalho, Tamires Donatto, que participaram da minha formação. Obrigada pela convivência e amizade. Vocês me ensinaram que precisamos de outras pessoas também. Obrigada!

Aos técnicos do laboratório de materiais dentários, **Marcos Vestali** *(in memoriam)*, nesse dia tão especial para mim, gostaria tanto de dividi-lo com você, mas Deus te recolheu antes, até mais meu amigo; **Thaís Cachuté Paradella**, pela disposição e ajuda em todos os momentos e pela amizade desenvolvida ao longo destes anos, quero te ter presente na minha vida pelo resto da vida; **Márcio Eduardo**, pela disposição e ajuda em todos os momentos,

principalmente com a cicladora slidding.

Aos meus amigos do CCM-ITA, **Rafaella, Amanda, Jéssica Cristina, Weslley, Leonardo Miranda, Givan,** pelos momentos especiais de conversa prolongadas, churrascos e pela amizade. Vocês me cativaram e surpreenderam com a amizade sincera e acolhedora. Obrigada!

À Coordenação de Aperfeiçoamento Pessoal de Nível Superior (CAPES), pelo apoio financeiro concedido em todos os anos do doutorado.

Obrigada a todos!

"Peça à Deus que abençoe os seus planos, e eles darão certo" Provérbios de Salomão, 16:3

"Humilhai-vos, portanto, sob a poderosa mão de Deus para que Ele, em tempo oportuno, vos exalte, lançando sobre Ele toda a vossa ansiedade, porque Ele tem cuidado de vós." 1 Pedro 5:6-7

SUMÁRIO

RESUMO	14
ABSTRACT	15
1 INTRODUÇÃO	16
2 REVISÃO DE LITERATURA	20
2.1 Conceito de radiação ionizante	20
2.1.1 Interação da radiação ionizante com o esmalte dentário humano	24
2.1.2 Interação entre radiação ionizante e materiais restauradores	27
2.2 Cerâmica Enamic	29
2.2.1 Teste de Desgaste Fisiológico Simulado	31
3 PROPOSIÇÃO	35
4 MATERIAL E MÉTODOS	36
4.1 Análise dos espécimes cerâmicos	36
4.1.1 Confecção das amostras cerâmicas	36
4.1.2 Exposição à radiação ionizante dos espécimes cerâmicos	37
4.1.3 Avaliação de resistência à flexão biaxial	39
4.1.4 Dureza e módulo de elasticidade da cerâmica híbrida	40
4.1.5 Análise de FT-IR dos espécimes cerâmicos	41
4.2 Análise dos dentes	41
4.2.1 Obtenção dos dentes	41
4.2.2 Confecção das amostras	42
4.2.3 Exposição à radiação ionizante dos dentes	43
4.2.4 Análise de FT-IR dos dentes	44
4.2.5 Análise por DR-X dos dentes	44
4.2.6 Dureza e módulo de elasticidade	47

4.2.7 Teste de riscamento 47	7
4.2.8 Simulação de desgaste Fisiológico48	3
5 RESULTADOS	3
5.1 Análise da Cerâmica Enamic54	1
5.1.1 Resistência à flexão biaxial55	5
5.1.2 Resultados de Dureza e Módulo elástico da cerâmica hibrída 55	5
5.1.3 Análise de FT-IR da cerâmica ENAMIC57	7
5.2 Análise dos dentes 59)
5.2.1 Análise de FT-IR do esmalte dentário59)
5.2.2 Análise de DR-X do esmalte dentário62	2
5.2.3 Resultados de Dureza e Módulo Elástico68	3
5.2.4 Resultados do Teste de Riscamento71	l
5.2.5 Resultados da Simulação do Desgaste Fisiológico82	2
6 DISCUSSÃO	1
6.1 Discussão da metodologia da radioterapia94	1
6.2 Discussão do efeito da radiação ionizante na cerâmica híbrida	5
6.3 Discussão do efeito da radiação ionizante no esmalte dentário	7
6.4 Discussão sobre os resultados do ensaio de desgaste simulado101	l
7 CONCLUSÃO 105	5
REFERÊNCIAS 100	5
ANEXOS	7

Silva PNF. Caracterização microestrutural de um esmalte dentário submetido à radiação ionizante e ensaio de desgaste antagonizados por uma cerâmica híbrida. [tese]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2018.

RESUMO

A radioterapia de cabeça e pescoço pode alterar e causar danos à estrutura dentária. Anteriormente a radioterapia, estes pacientes devem passar por consultas e tratamento odontológico orais, sugerindo a cerâmica híbrida como escolha para reabilitações orais, uma vez que esta cerâmica apresenta a característica de menor desgaste do dente. O presente estudo objetivou avaliar o efeito de diferentes doses de radiação ionizante sobre: o comportamento mecânico e estrutural da cerâmica híbrida; as propriedades mecânicas e químicas do esmalte dentário; o desempenho do esmalte dentário irradiado e dois materiais antagonistas distintos (Enamic e Esteatita). Para isto, discos de Enamic e os fragmentos dentais foram submetidos às doses diárias de 2 Gy; totalizando as doses: 0, 20, 40 e 70 Gy (esmalte e Enamic), e, 50 Gy e 60 Gy (esmalte). Após a radiação, as cerâmicas foram analisadas mecanicamente pelos testes de: dureza e flexão biaxial, e, quimicamente pelo FT-IR. Enquanto, os fragmentos de dentes (n = 60) foram observados: a degradação estrutural por FT-IR e DR-X (n=5), a nanodureza e módulo elástico (n = 10), teste de riscamento (n = 3) e desgaste antagonizados por Enamic e Esteatita (n = 10). Os dados foram submetidos aos testes ANOVA (1 e 2 fatores) e Tukey. Mediante os resultados observados, conclui-se que a radiação ionizante não alterou as propriedades da cerâmica híbrida e as propriedades cristalinas do esmalte dentário, porém, alterou a dureza, o módulo elástico, a resistência ao riscamento, a composição química (degradação do colágeno) e desgaste do esmalte dentário.

Palavras-chave: Cerâmica. Radioterapia. Dureza. Desgaste dos dentes. Difração de Raios X.

Silva PNF. Microstructural characterization of a gamma irradiated dental enamel and wear performance antagonized by a hybrid ceramic. [doctorate thesis]. São José dos Campos (SP): São Paulo State University (Unesp), Institute of Science and Technology; 2018.

ABSTRACT

The head and neck radiotherapy treatment can change and damage the dental structure. Before the radiotherapy treatment, the patients should have a dental consultation and to submit to dentistry treatments, suggesting the hybrid ceramics material are suggested as the choice to oral rehabilitations, for this material shows the characteristic of less damage of the tooth. This study aimed to evaluate the effects of different doses of gamma irradiation on: mechanical and structural behavior of hybrid ceramics; mechanical and chemical properties of dental enamel; the wear performance of irradiated dental enamel and two distinct antagonist materials (Enamic and Steatite). For that, Enamic discs (ISO 6872) and dental fragments were submitted to daily irradiation doses of 2 Gy; about the doses adding up to: 0, 20, 40 and 70 Gy (enamel and Enamic), and, 50 Gy and 60 Gy (enamel only). Then Following that procedure, ceramics were analyzed for: hardness (n = 4), biaxial flexural (n = 10) and chemically by FT-IR (n = 2). While In the meantime, 60 fragments of third molars were observed about: structural degradation by FT-IR and DR-X (n =5), nano hardness and elastic modulus (n = 10), scratch test (n = 3), chewing simulator test antagonized by: Enamic and steatite (n = 10). The data were submitted to ANOVA- 1Way, and ANOVA-Two Way and Tukey's Test. It is This study concluded that: gamma irradiation did not affect the properties of the hybrid ceramics and the crystalline properties of the dental enamel; however, composition and mechanical properties were affected, such as: hardness, elastic modulus, scratch resistance, chemical composition (collagen degradation) and tooth enamel wear.

Keywords: Ceramics. Radiotherapy. Hardness. Two-Body wear. X-ray diffraction.

1 INTRODUÇÃO

Atualmente a terceira doença mais incidente na cavidade oral é o câncer bucal (Heilmann et al., 2015) e este tipo de neoplasia é a oitava mais comum mundialmente, apresentando incidência que variam de 1 a 10 casos para 100.000 habitantes em vários países ao redor do mundo (Petersen, 2009) e aproximadamente 300.000 novos casos surgem a cada ano no mundo (Ferlay et al., 2015). Estima-se que no Brasil, de acordo com o Instituto Nacional do Câncer, em 2018, cerca de 14.700 novos casos sejam relatados, sendo 11.200 em homens e 3.500 em mulheres relacionados ao câncer bucal. Índices evidenciam que este é o quarto tipo de neoplasia maligna mais frequente nas regiões Sudeste para homens (Instituto Nacional do Câncer, 2018).

Os tratamentos indicados para estes pacientes oncológicos são: cirurgia, radioterapia e quimioterapia (Barrios et al., 2013). Embora, o método cirúrgico seja o mais comum e difundido no meio dos cirurgiões de cabeça e pescoço, o tratamento à base de quimioterapia e radioterapia têm se destacado, devido a maior preservação de estruturas anatômicas e também usada para complementar a técnica cirúrgica (Shah et al., 2009; Huang, O'Sullivan, 2013; Klein et al., 2014).

A radioterapia tem sido largamente utilizada, por apresentar inúmeras possibilidades de regressão da doença, diminuição do volume tumoral, prevenção de possíveis reincidências tumorais e metástases, até mesmo cura total do câncer (Eriksson et al., 2010). O seu mecanismo de ação baseia-se na utilização de um tipo de radiação ionizante (radiação X, radiação Σ) com a intuito de: interagir com o DNA celular da célula cancerígena, ocasionando a morte celular (apoptose), como consequência a redução do volume tumoral; ou produzir a radiólise da água gerando novas ligações químicas tóxicas às células

(Eriksson et al., 2010; Okuno, 2013).

Essas diversas oportunidades de melhoria do quadro clínico do paciente oncológico ditam os procedimentos radioterápicos prescritos, por exemplo, na intervenção curativa de neoplasias malignas de cabeça e pescoço. Nestes casos é comum encontrar protocolos clínicos que indicam a aplicação de doses fraccionadas de radiação gama de 2 Grays (Gy) por dia, durante 5 dias por semana, numa conduta de aproximadamente 7 semanas, totalizando a dose absorvida de 50-70 Gy, enquanto em tratamentos pré-operatórios utiliza-se de 45 Gy e pós-operatório 55-60 Gy (Tsujii II, 1985; Kielbassa et al., 2006; Eriksson et al., 2010; Wang et al., 2016).

Embora o tratamento com radioterapia tenha diversas vantagens, apresenta inúmeras consequências decorrentes da terapia como: a osteorradionecrose, xerostomia, a mucosite devido à irradiação refletida e as alterações ocorridas na estrutura dentária: cárie de radiação e vulnerabilidade a desmineralização dentária (Epstein et al., 2012; Jawad et al., 2015; Köstler et al., 2001).

As alterações ocorridas nas estruturas dentárias são evidentes, demonstrando os comprometimentos dos componentes constituintes do órgão dentário decorrentes da submissão à radioterapia. Entre eles, pode citar: a diminuição da resistência ao riscamento do esmalte dentário (Qinp et al., 2015; Reed et al., 2015), diminuição da relação carbonato e fosfato (Qinp et al., 2015; Ferreira et al., 2016), diminuição da cristalinidade e tamanho dos prismas de esmalte (Qinp et al., 2015; Reed et al., 2015), aumento dos espaços interprismáticos do esmalte (Madrid et al., 2017), diminuição da microdureza do esmalte (Qinp et al., 2015; Barros da Cunha et al., 2017), a diminuição da resistência ao cisalhamento da junção amelo-dentinária (Pioch et al., 1992), diminuição da resistência à microtração da união amelo-dentinária independentemente das direções do prismas de esmalte (Soares et al., 2010;

Qinp et al., 2015), alteração nos prolongamentos dos odontoblastos da dentina (Grötz et al., 1997), diminuição da resistência à adesão da dentina e restaurações (Soares et al., 2010; Soares et al., 2011; Naves et al., 2012), diminuição microdureza e da cristalinidade da dentina (Qinp et al., 2016), morte celular por radiação ionizante do tecido conjuntivo da polpa (Springer et al., 2005).

Devido todas estas alterações no dente humano quanto submetido à radiação ionizante, verifica-se que o esmalte dentário sofre degradações, inferese que seja devido à sua composição: uma matriz orgânica constituída por água e proteínas (amelogenina, ameloblastina e enamelina) (Nanci, 2008). No entanto, em nenhum dos estudos encontrados foi observado outros parâmetros tais como: perda de volume, rugosidade, simulação de desgaste fisiológico em dentes irradiados. Embora, estudos laboratoriais tenham simulado o desgaste de dentes humanos frente à diferentes tipos de resina e até um análogo ao esmalte dental (Ghazal et al., 2008; Zheng et al., 2016), não foram encontrados estudos que relatassem o desgaste do esmalte dental exposto à radiação ionizante.

Em função das alterações expostas, pode-se afirmar que o desafio reabilitador desses pacientes seja complexo e necessite de estudos apronfundados, pois há alterações sofridas na estrutura dentária. (Epstein et al., 2012; Jawad et al., 2015; Köstler et al., 2001). Portanto, deve-se observar os materiais restauradores a serem utilizados no planejamento clínico deste grupo de pacientes. Entre os materiais presentes no mercado, Chin e colaboradores, em 2009, indicaram as cerâmicas livres de metal, pois, além de apresentarem propriedades ópticas adequadas, as cerâmicas apresentam a capacidade de minimizar o espalhamento da irradiação ionizante, resultante do tratamento radioterápico, quando comparadas aos sistemas que apresentam metal em sua composição, diminuindo assim a incidência de mucosite secundária pela reflexão da radiação (Chin et al., 2009).

Entre estas cerâmicas livres de metal, destacam-se as cerâmicas híbridas

que foram inseridas recentemente no mercado odontológico. As cerâmicas híbridas são materiais que mesclam as características de uma cerâmica feldspática com um material polimérico, com intuito de diminuir as propagações de trincas, pois a trinca necessita desviar do material polimérico para propagar-se (Coldea et al., 2013; Della Bona et al., 2014).

A Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha) tem sido apontada como representante desta classe de cerâmicas. A Enamic é constituída por 86% de uma matriz inorgânica de cerâmica feldspática infiltrada por 14% de uma rede interpenetrante contínua polimérica (Ramos et al., 2016; Leung et al., 2015).

Esta cerâmica apresenta como vantagens: propriedades mecânicas próxima ao elemento dental, tais como o módulo elástico e a dureza Vickers (Coldea et al., 2013; He et al., 2011 a, b). Com estas propriedades, afirma-se que esta possui uma baixa capacidade de desgaste do dente humano quando comparados a outros sistemas cerâmicos (Lawson et al., 2016). Diante do exposto, sugere-se que o uso deste tipo de cerâmica híbrida possa ser indicado para reabilitação de pacientes submetidos à tratamentos radioterápicos, já que as estruturas dentárias são influenciadas negativamente pela radiação ionizante. Entretanto, não há estudos na literatura que avaliem o desgaste dos dentes irradiados antagonizados por uma cerâmica híbrida, bem como, a caracterização e comportamento mecânico desta cerâmica quando submetido à radiação ionizante.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Baseado no tema estudado realizou-se uma revisão de literatura buscando informações e esclarecimentos. Para melhor compreensão, a revisão de literatura foi dividida em tópicos de acordo com cada sub-tema.

2.1 Conceitos de radiação ionizante

A radioterapia é um método de tratamento local das células tumorais com feixe de radiações ionizantes (Tsujii II, 1985; Kielbassa et al., 2006; Eriksson et al., 2010; Brasil, 2015; Wang et al., 2016). No entanto, o método de radiação ionizante é escolhido, de acordo, com a espessura, área, localização e tipo histológico da lesão, geralmente, para o tratamento local do câncer bucal é utilizado a terapia com feixe externo (telecobaltoterapia) (Caldas, 1970).

A telecobaltoterapia é um tratamento realizado com a fonte emissora de feixes de Radiação-Gama a 1 metro de distância do receptor radioativo, utilizando-se uma fonte emissora fótons de forma contínua com energia de 1,17 MeV e 1,33 MeV de Cobalto-60 (Instituto Nacional do Câncer, 2018). Os fótons são partículas elementares dos átomos que apresentam comportamento tanto de onda como de partícula, gerando a radiação gama (Vaz, 2015).

A interação desse fóton com a matéria, em nível atômico, pode ser explicada através de 3 diferentes acontecimentos: efeito fotoelétrico, espalhamento Compton, efeito por pares. No entanto, iremos limitar apenas no efeito Compton, que é o predominante neste tipo de radiação. Este efeito é caracterizado pela transferência de uma fração de energia do fóton incidente para um elétron de uma camada orbitária externa do átomo, fracamente ligado, que acarreta uma emissão deste elétron para fora da estrutura atômica, reaparecendo como um outro fóton de menor energia e trajetória diferente (Vaz, 2015), Figura 1.

Figura 1 – Demonstração do Efeito Compton



Fonte: Portal da radiação, modificada pelo autor.

Desta forma, resulta numa deposição de radiação ionizante no decorrer do caminho. Porém, em contrapartida essa radiação tem como vantagem maior profundidade de penetração (Vaz, 2015), sendo assim interessante para o tratamento de radioterápico (Caldas, 1970). Como demonstra a figura 2, a seguir:



Figura 2 – Ilustração das partículas raios gama com a matéria

Fonte: Vaz (2015), modificada pelo autor

Em vista da compreensão do sistema de interação à nível atômico da radiação ionizante com a matéria, deve-se atentar também para a forma de interação em nível molecular desta radiação com os tecidos humanos. Pois, os mecanismos de interação são: direto - quando a radiação interage diretamente com as moléculas, podendo provocar alterações no DNA, nas membranas, nas proteínas e lipídeos; e o indireto - quando há radiólise da água (H⁻ e OH⁺), formando radicais livres instáveis que tendem a associar-se a outros átomos, formando as combinações: OH, H_2O_2 e HO_2 , que são agentes oxidante e tóxicas às células (Scaff, 1997; Okuno, 2013).

Com a interação da radiação com a matéria, observa-se a necessidade de destacar as características da fonte emissora. Pois, a fonte necessita estar mapeada e calibrada quanto ao campo de radiação gama, ou seja: na intensidade do feixe em duas direções (x e y) e na intensidade do feixe no ponto central do campo de radiação em função da distância à fonte. Sabendo, que a dose absorvida é dependente: da distância da fonte para o receptor radioativo, tempo de exposição e abertura do colimador (Pereira et al., 2008). Por exemplo, a fonte emissora pertencente ao Laboratório de Radiação Ionizante (LRI – IEAv/ITA) é um equipamento com fonte de Cobalto-60 modelo Eldorado 78 de Atomic Energy of Canada Limited (AECL), calibrado e mapeado, de acordo

com os gráficos, a seguir (Figura 3 e Figura 4). Estas imagens retiradas de Pereira e colaboradores, em 2008, observam-se o campo de incidência da radiação ionizante no equipamento que foi utilizado neste trabalho.

Figura 3 – Gráficos de intensidade relativas ao centro do campo de radiação em função do tamanho dos campos de radiação ao longo do eixo "x, y"



Fonte : Pereira et al., 2008.

Figura 4 – Curva ajustada de dose absorvida no ar em função da distância ao centro efetivo da fonte



Fonte: Pereira et al., 2008.

2.1.1 Interação da radiação ionizante com o esmalte dentário humano

O dente humano é um órgão, dividido em diferentes estruturas, como: esmalte, dentina, cemento e polpa. A parte coronária mineralizada do dente humano é composta por esmalte e dentina. Sendo que, o esmalte dentário é o tecido mais duro do corpo humano, compreendendo cerca de 95% em volume de cristais de apatita, em conformação de prismas, e 5% em volume de água e materiais orgânicos. Devido a sua composição, o esmalte é mais rígido (módulo de Young E ~ 80 GPa) e mais duro (dureza H ~ 4 GPa) que a dentina (E ~ 20 GPa, H ~ 1 GPa) (Angker, Swain, 2006). Ou seja, Bowes e Swain, em 1935, constataram a presença de diversos componentes químicos no esmalte dentário, como: cálcio, água, dióxido de carbono, magnésio, sódio, potássio, fósforo; corroborado também, por Lowater e Murray, em 1937.

Embora, o dente humano seja composto por diferentes estruturas, iremos nos restringir, apenas aos efeitos da radiação ionizante ao esmalte dentário, pois este é o objeto de estudo do presente trabalho.

Estudos laboratoriais têm observado diversos efeitos deletérios dessa radiação ionizante nas propriedades mecânicas, químicas, morfológicas do esmalte dentário nos últimos anos (Pioch et al., 1992; Reed et al., 2015; Barros da Cunha et al., 2017).

O efeito deletério de diminuição da dureza do esmalte dentário em consequência da exposição à radiação ainda é controverso e obscuro, Qing e colaboradores, em 2015, observaram um decréscimo da microdureza Knoop, utilizando carga de 50 gramas por 5 segundos, do esmalte dentário submetido à 60 Gy. E, em 2017, Seyedmahmoud et al., comprovaram este decréscimo tanto em dentes irradiados *in vivo* quanto *in vitro*, empregando a metodologia de microdureza Vickers, com 500 gramas/ força por 12 segundos, gerando assim,

um estudo em elementos finitos (FEA) do princípio de delaminação do esmalte dentário após radiação ionizante (Thiagarajan et al., 2017).

Em contrapartida, em 2017, Barros da Cunha et al., constataram um efeito de diminuição da dureza apenas na região cervical, diferentemente das regiões médio e oclusal que não houve alteração após diferentes doses absorvidas de 20, 40 e 70 Gy. Aplicando-se a metodologia de microdureza Knoop com carga de 50 gramas/ força por 30 segundos, Gonçalves e colaboradores (2014), relataram uma diminuição da dureza.

Mellara e colaboradores, em 2014, relataram um aumento da dureza em todas as profundidades (superficial, médio e profundo) ao aumentar a dose radioterápica (10, 20, 30, 40, 50 e 60 Gy) em dentes decíduos, tal como relatado por Gonçalves e colaboradores (2014), em esmalte superficial do dente permanente.

Em 2015, Reed et al., verificaram o aumento do módulo de elasticidade após a exposição à radiação ionizante de 70 Gy, adotando o teste de nanodureza com carga de 250 μ N/s por 3 segundos.

Outra propriedade mecânica descrita na literatura é resistência de união entre o esmalte e a dentina, relatada por Pioch e colaboradores, em 1992, utilizando um teste de microcisalhamento, observaram a diminuição desta propriedade após a exposição dos dentes humanos à radiação ionizante em etapa única de 70 Gy; confirmada por Qing e colaboradores, em 2015, dispondo do teste de nanoscratch com 40 mN e 80 mN.

Entre as propriedades mecânicas também se destaca a adesão dos materiais restauradores ao substrato irradiado. Sabe-se, que esta propriedade é prejudicada com o uso da telecobaltoradioterapia, de acordo com Soares et al. (2010), Soares et al. (2011) e Naves et al. (2012). Então, Soares e colaboradores, em 2011, sugeriram o uso de 0,05% fluoreto de sódio para a manutenção da adesão após radioterapia.

Uma vez que a radiação ionizante pode alterar as propriedades mecânica, espera-se que a mesma possa modificar a composição química do esmalte dentário. Este efeito pode ser caracterizado pela diminuição da proporção de proteína/mineral e o aumento da proporção carbonato/fosfato. Este resultado foi observado, por Reed e colaboradores (2015), que se utilizou da análise de espectroscopia Raman, e teve por objetivo avaliar o efeito da radioterapia de 70 Gy em diferentes profundidades do esmalte e dentina, corroborado por Ferreira et al., em 2016, estudaram o efeito tanto da radioterapia de 54 Gy quanto o desafio ácido. Este desafio ácido usado foi realizado com uma solução desmineralizadora de CaCl₂, NaH₂PO₄, ácido acético por 8 horas e uma imersão por 16 horas de uma solução remineralizadora de CaCl₂, NaH₂PO₄ e KCl.

Qing e colaboradores, em 2015, utilizaram as metodologias de difração de raio-x (DR-X) e espectroscopia de Fourier modificada UATR-FT-IR; concluíram que houve um aumento na proporção Ca/P e uma amorfização da estrutura cristalina resultante do efeito deletério da radiação ionizante, assim como Reed (2015) e Ferreira (2016) que utilizaram outras metodologias.

Embora estudos anteriores observaram a modificação da estrutura cristalina e da composição química, Barros da Cunha e colaboradores, em 2017, empregando a metodologia apenas do EDS, observaram que não houve diferença significativa no nível da proporção de Ca/P antes e pós-radiação nas diferentes profundidades estudadas e doses radioterápicas de 20, 40 e 70 Gy.

Outro fator que a telerradioterapia pode acarretar é a transformação da morfologia do esmalte. Em 2014, Mellara e colaboradores, identificaram uma fase amorfa e desorganizada na superfície do esmalte pós-radiação, dificultando a visualização dos prismas de esmalte, em microscopia eletrônica de varredura. E, Madrid e colaboradores, em 2017, usando a microscopia de luz polarizada, revelaram que o esmalte cervical exibia áreas mais escuras caracterizadas por discretos padrões de birrefringência comparados ao controle do esmalte, e a microscopia eletrônica de varredura demonstrou espaços interprismáticos mais evidentes no esmalte cervical de amostras submetidas à radioterapia. Enquanto, Gonçalves et al., em 2014, observaram apenas uma pequena alteração nos prismas de esmalte.

Todavia, pode-se atentar para os trabalhos da literatura que o efeito da radiação ionizante no esmalte do dente humano ainda é controverso. E, embora, alguns estudos sugerem para um efeito deletério, há estudos que indicam resultados aversativos. Ainda mais, não se encontrou na literatura estudos que investiguem o efeito desta radiação sobre o desgaste no esmalte dentário, e, sugerindo um material para reposição de estruturas danificadas.

2.1.2 Interação entre radiação ionizante e materiais restauradores

A interação entre os materiais restauradores e a radiação ionizante vem sido estudado ao longo desses anos (Farahani et al., 1990; Reitemer et al., 2002; Bahreyni Toossi, Ghorbani et al., 2016). Estas interações referidas, podem ser: a dosimetria de Monte Carlo, método luminescência opticamente estimulada (OSL), alterações nas propriedades mecânicas e microestrutural.

A dosimetria de Monte Carlo é um modelo matemático virtual que tem por objetivo simular situações de processos estocásticos (transporte de radiação) através de uma sequência de números aleatórios, gerando uma imagem de distribuição de dose, como é demonstrado na Figura 5 (Yoriyaz, 2009).

Figura 5 – Dosimetria de Monte Carlo



Legenda: A)Irradiação de um paciente na região de cabeça-pescoço; B) Distribuição de dose na região de cabeça-pescoço num plano perpendicular ao feixe de radiação com distância de 42,72 cm da fonte. Fonte: Yoriyaz, 2009.

Por meio deste teste, estudos observaram que materiais restauradores cerâmicos minimizam o espalhamento da irradiação ionizante (Chin et al., 2009), enquanto materiais como o ouro, amálgama e compostos metálicos são reflexivos à radiação (Farahani et al., 1990; Reitemer et al., 2002; Chin et al., 2009; Bahreyni Toossi et al., 2016).

Outro método de observação da interação da radiação com a matéria é método luminescência opticamente estimulada (OSL). Este método observa que alguns elétrons que foram ionizados mudaram a camada de valência na estrutura cristalina. Com isto, o lugar onde os elétrons deveriam estar, gera uma imperfeição ou armadilha de elétrons e, com o estímulo da luz, o elétron pode voltar para sua camada de valência originária e essa recombinação radioativa irá emitir luz (Bailiff et al., 2002), alterando a cor, por exemplo, tanto a zircônia (Dietrich et al., 1996) quanto o dissilicato de lítio quando exposto à radiação ionizante (raios gama)(Elbatal, 2010).

Alteração nas propriedades mecânicas e microestruturais são dosedependentes. Por exemplo, a zircônia foi observada que ao ser irradiada com 280 keV Ne⁺ apresentou uma alteração microestrutural e diminuição das propriedades mecânicas (Meldrum et al., 2003); e ao ser exposta à radiação ionizante com doses menores, como: dose mínima de 25kGy (Dietrich et al., 1996), maior que 0,1 MeV (Savoini et al., 2000) e em doses fracionadas com 1 Gy, 0,5 Gy, 0,7 Gy, 1 Gy e 1,2 Gy (Veronese et al., 2010), não houve alterações nas propriedades mecânicas e microestrutural.

Em meio a estes estudos, pode-se observar que os sistemas cerâmicos possuem propriedades ópticas adequadas e minimizam o espalhamento da irradiação ionizante, resultante do tratamento radioterápico, quando comparada aos sistemas que apresentam metal em sua composição; diminuindo a incidência de mucosite, proveniente da reflexão da radiação ionizante. Logo, os sistemas cerâmicos são indicados para este grupo de pacientes (Chin et al., 2009).

Porém, quanto ao uso de sistemas resinosos, em 2008, Catelan e colaboradores observaram que a irradiação promove reação de pós cura dos materiais poliméricos e que não houve diferença significativa entre o controle sem radiação e o pós-radiação quanto à radiopacidade e resistência à flexão.

Estudos observaram apenas o efeito da radiação ionizante na estrutura de cerâmicas ou poliméricos, não relatando na literatura trabalhos realizados com uma nova cerâmica híbrida (Vita Enamic).

2.2 Cerâmica ENAMIC

Uma vez observada a modificação da estrutura dentária, este trabalho tem sugerido a Vita Enamic como um possível material de substituição à estrutura dentária, embora, ainda há uma carência de informação da interação da cerâmica hibrída com a radiação ionizante. Esta sugestão é devido à inúmeras vantagens que será discorrida neste breve capítulo da revisão de literatura. Assim, historicamente, esta cerâmica híbrida foi recentemente inserida no mercado, em 2013, sendo comercializada pela Vita Zahnfabrik como Vita Enamic. Esta cerâmica, segundo o fabricante, é uma cerâmica felsdpática porosa onde o polímero é injetado sob pressão e aquecimento, gerando um bloco CAD/CAM que contém 86% de cerâmica e 14% de polímero (Coldea et al., 2013; Ramos et al., 2016; Leung et al., 2015), esta composição pode ser melhor observada nas imagens de microscopia eletrônica de varredura, e, com o condicionamento com ácido fluorídrico, a matriz polimérica é evidenciada, como demonstra a imagem (Figura 6) a seguir, retirada de Silva e colaboradores, em 2018. Desta forma, a sua composição rege o comportamento quanto à propagação de trincas, pois a trinca necessita desviar do material polimérico para propagar-se (Coldea et al., 2013; Della Bona et al., 2014).

Figura 6 - Microscopia da cerâmica Vita Enamic, antes e após ao condicionamento ácido



Legenda: C) Vita enamic sem tratamento de superfície; F) remoção da matriz vítrea com condicionamento com ácido fluorídrico. As setas amarelas sugerem a presença de matriz vítrea. Fonte: Silva et al., 2018 modificada pelo autor.

Em virtude de tal composição, esta cerâmica apresenta propriedades mecânicas próximas ao elemento dental, Ramos e colaboradores, em 2016, constatou que valores: de coeficiente de Poisson de $0,28\pm0,009$, densidade de 1,87 g/cm³, módulo elástico de 34,7±2,2 GPa e resistência à flexão biaxial de 159±20,6 MPa. Já que, Dal Piva e colaboradores, em 2017, relatam que o módulo elástico do esmalte dentário é de 84,1 GPa e da dentina de 18,6 GPa, e os coeficientes de Poisson é de 0,33 e 0,32, respectivamente.

Outra propriedade que vem sendo exposta na literatura atual desse material é o desgaste do mesmo ao substrato dental. Assim, estudos tem revelado que esta cerâmica quando comparada à outras apresenta uma menor capacidade de desgaste ao substrato dental (Lawson et al., 2016). Desta maneira, utilizando o conceito de desgaste, Xu e colaboradores, em 2017, observaram que a Vita ENAMIC tem menor resistência ao desgaste do que o esmalte dos dentes, porém exibe o padrão de desgaste semelhante ao esmalte dentário. Diante do exposto, demonstra-se a necessidade de abordar o teste de resistência ao desgaste fisiológico simulado, chewing simulation. Portanto, este teste citado será explanado no próximo tópico.

2.2.1 Teste de Desgaste Fisiológico Simulado

O teste de desgaste fisiológico simulado tem sido estudado há anos na literatura. Em meados de 1971, Tillitson e colaboradores, sugeriram a confecção de uma máquina simuladora de desgaste com um conferidor do coeficiente de atrito, em diferentes materiais como: ouro, amálgama, resina acrílica de base de prótese total, cromo-níquel, porcelana, esmalte e dentina bovina, em duas distintas condições de umidade (seco e molhado). Demonstrando assim, que a diferença entre o ambiente úmido e o seco, pois, o ambiente úmido gera um aumento do coeficiente de atrito.

Com a evolução dos equipamentos, em 1999, Yap et al., utilizaram a máquina Biomat para observar o desgaste de alguns materiais odontológicos.

Lambrechts e colaboradores, em 2006, relataram que o processo de desgaste fisiológico é influenciado pelos fatores: força, frequência, quantidade de ciclos, temperatura, material antagonista, entre outras variáveis. Porém, as variáveis podem ser monitoradas, quando, se utiliza o teste mecânico de desgaste.

Em vista das inúmeras variáveis, a literatura relata diversas condições de execução deste teste, como: a frequência, observada de 1Hz (Lawson et al., 2016); 1,2Hz (Hahnel et al., 2011); 1,3Hz (Mehl et al., 2007; Ghazal et al., 2008; Kewekordes et al., 2017); 1,6Hz (Preis et al., 2015); 1,7Hz (Zhi et al., 2017), e, a força utilizada, entre 20N (Lawson et al., 2016), 49N (Mehl et al., 2007; Ghazal et al., 2008; Kewekordes et al., 2017; Zhi et al., 2017) e 50N (Hahnel et al., 2011; Preis et al., 2015). Resultados indicados por uma revisão de literatura de Woda et al., em 2006, sugere que a frequência mastigatória de um indivíduo dentado com um bolo alimentar de cenoura e amendoim seja aproximadamente entre 1,6 a 1,8 Hz; e uma força com 13,8N por mm⁻¹ (Peyron et al., 2018).

Outra condição que influencia nos resultados do teste são os materiais utilizados. Na literatura, há uma preferência de pontas antagonistas, como aço inoxidável (Tsujimoto et al., 21017), sugerido pela ASTM G99 e G133. Alguns estudos tem sugerido o uso tanto da cúspide do dente humano (Mörmann et al., 2016; Lawson et al., 2016; Stawarczyk et al., 2016; Xu et al., 2017; Choi et al., 2017) quanto a esteatita (Ghazal et al., 2008; Hahnel et al., 2011; Preis et al., 2015; Zhang et al., 2017; Kewerkords et al., 2018). Porém, a esteatita tem sido muito utilizada por apresentar-se uniforme e ter o módulo de elasticidade

próximo ao esmalte dental de 90 GPa (Wassel et al., 1994).

As condições citadas para o ensaio de desgaste são variáveis, estudos observando a capacidade de desgaste da cerâmica Enamic são escassos.

Em 2016, Lawson e colaboradores, estudaram as propriedades mecânicas, inclusive o desgaste, do dissilicato de lítio (E.max), silicato de lítio reforçado por zircônia (Celtra Duo), resinas compostas (Cerasmart, Lava Ultimate, Paradigm MZ100) e a cerâmica hibrída (Vita Enamic). Para o ensaio de desgaste foi utilizado cúspides de pré-molares humanos como antagonista, e, como paramêtros empregaram 400.000 ciclos a 20 N de força, 2 mm de deslize e 1 Hz de frequência. Neste estudo, observou-se que a cerâmica Enamic $(0,21\pm0,06 \text{ mm}^3)$ e a cúspide dentária $(0,28\pm0,07 \text{ mm}^3)$ apresentaram perda de volume após o desgaste estatisticamente semelhantes.

Xu et al. (2017), em seu estudo, objetivaram investigar os mecanismos de desgaste da Enamic. Os parâmetros do teste de desgaste foram 20N de força, frequência de 2 Hz e 50.000 ciclos de translação. Neste estudo, os autores concluiram que a cerâmica Enamic apresenta menor resistência ao desgaste do que o esmalte dentário.

O estudo de Stawarczyk et al., em 2016, demonstrou que a Enamic apresentou uma capacidade de desgaste maior à estrutura dentária juntamente com a cerâmica de dissilicato de lítio quando comparadas a Lava Ultimate, Cerasmart, Shofu; mesmo com os parâmetros utilizados tenham sido diferenciados (50 N de força, 0,7 mm e variações de números de ciclos até 1.200.000).

Os autores Zhi e colaboradores, em 2016, utilizaram-se dos parâmetros de 200.000 ciclos, 49 N de força, antagonizados por cúspides de terceiros molares, observando que a cerâmica hibrída dentre as cerâmicas estudadas (Vita Mark II, Vita Enamic) apresentam a menor capacidade de desgaste ao elemento dentário, e, quando comparados ao sistema resinoso (Kerr - resina composta

experimental, 3M Paradigm MZ100) encontra-se maiores valores. Resultado observado também por Choi e colaboradores, em 2017, utilizando os parâmetros 50 N, 1.200.000 ciclos e frequência de 1.7 Hz.

Em 2018, Zierden et al., realizaram-se um ensaio de desgaste com coroas de diferentes materiais (Lava Ultimate, Vita Enamic, IPS Empress CAD e Celtra Duo) antagonizadas por uma ponta de esteatita, com os parâmetros de 1.200.000 ciclos com 49 N de força, frequência de 1,6 Hz e deslize de 0,7 mm. Concluindo que dentro destas cerâmicas, a Vita Enamic e a Lava Ultimate, são boas alternativas para confecção de coroas fresadas.

Embora, consta informações na literatura de ensaio de desgaste utilizando a Vita Enamic contra diversos materiais até mesmo utilizando o elemento dental, não foi possível encontrar estudos até o momento que relatam a propriedade de resistência ao desgaste de esmaltes dentários expostos à diversas doses radioterápicas antagonizados por dois materiais distintos como a Vita Enamic e Esteatita.
3 PROPOSIÇÃO

Os objetivos do presente estudo foram:

• Avaliar, as modificações microestruturais causadas por diferentes doses radioterápicas, no esmalte dental, por meio do FT-IR, DR-X, nanodureza, resistência ao riscamento e microscopia eletrônica de varredura;

• Avaliar, as alterações causadas pelas diferentes doses de radiação ionizante, na cerâmica (Enamic), através da resistência à flexão biaxial, da nanodureza e FT-IR;

• Avaliar, a perda de volume do esmalte dentário exposto a diferentes doses de radiação ionizante quando submetido ao desgaste por dois antagonistas distintos: Enamic e Esteatita.

As hipóteses nulas do presente estudo foram:

H0= As diferentes doses de radiação ionizante não influenciarão a resistência à flexão biaxial, dureza e composição da cerâmica híbrida;

H1= As diferentes doses de radiação ionizante não influenciarão a dureza e o módulo elástico do esmalte de dentário;

H2= As diferentes doses de radiação ionizante não influenciarão a resistência ao riscamento do esmalte dentário;

H3= As diferentes doses de radiação ionizante não influenciarão na composição química do esmalte de dentário;

H4= As diferentes doses de radiação ionizante não influenciarão cristalinidade, tamanho de cristalito e fator de forma do esmalte dentário;

H5= As diferentes doses de radiação ionizante não influenciarão a perda de volume ocasionada ensaio de desgaste no esmalte dentário;

H6= Os diferentes materiais antagonistas não influenciarão a perda de volume ocasionada ensaio de desgaste no esmalte.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Análise dos espécimes cerâmicos

4.1.1 Confecção das amostras cerâmicas

Blocos cerâmicos de Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Alemanha) foram cortados cilindricamente por uma cortadeira de amostras circular com auxílio de uma broca circular diamantada de 15 mm (Small Tools, São Paulo, Brasil), no LIPq - UNESP/ICT-SJC (Laboratório Integrado de Pesquisa em Odontologia Restauradora), conforme a Figura 7, e, posteriormente, foram seccionadas com disco diamantado Extec High Concentration (Extec, EUA), sob refrigeração à água em cortadeira de precisão (IsoMet® 1000 PrecisionSaw, Buehler, EUA) em discos de diâmetro de 12 mm x espessuras de 1,2 mm (ISO 6872). Após o corte das amostras, os espécimes foram polidos com lixas d'água de granulações 1200, sob refrigeração em máquina lixadeira politriz 400, 600 e (EcoMet/AutoMet 250, Buehler, Lake Bluff, Illinois, EUA), no LPMD -UNESP/ICT-SJC (Laboratório de Pesquisa de Materiais Dentários), totalizando 50 discos de Enamic. Posteriormente, estes discos foram divididos aleatoriamente, de acordo com cada grupo, de exposição à radiação ionizante que será explanado, a seguir.

Figura 7 – Imagem da cortadeira circular



Legenda: A) máquina cortadeira de amostras circulares; B) Broca de corte circular posicionada para a usinagem de cilindros do bloco de Enamic. Fonte: Elaborada pelo autor.

4.1.2 Exposição à radiação ionizante dos espécimes cerâmicos

As irradiações amostras, simulando tratamento radioterápico de dose máxima de uma lesão neoplásica bucal, foram realizadas no Laboratório de Radiação Ionizante (LRI) pertencente ao Instituto de Estudos Avançados (IEAv), utilizando um irradiador de teleterapia modelo Eldorado 78 da Atomic Energy of Canadian Limited, com uma fonte de radiação gama 60Co. As irradiações foram realizadas em frações de 2 Gy por dia, durante 5 dias por semana, totalizando 2 meses, com a taxa por hora de 200 Rad/h, dose garantida por um dosímetro (Radiation Monitor Controller, Model 2026C, Califórnia, EUA) colocado juntamente com o experimento, durante 45 minutos, em uma distância da fonte aos espécimes de 1,11 metros, e o foco com 0,45 metro, como demonstra a Figura 8, resultando nas respectivas doses acumuladas: 2000 Rad (2 krad = 20 Gy), 4000 Rad (4 krad = 40 Gy) e 7000 Rad (7 krad = 70 Gy). Posteriormente, a cada sessão os fragmentos dentais foram armazenados em água destilada.



Figura 8 – Ensaio de exposição à radiação ionizante

Legenda: A) Demonstra a distância entre o cabeçote do teleirradiador e as amostras; B) Posicionamento da fonte de Cobalto-60 e a maca operadora; C) Conformação das placas de acrílico unidos aos fragmentos de dente humano e a cerâmica híbrida, juntamente com o dosímetro. Fonte: Elaborada pelo autor.

4.1.3 Avaliação de resistência à flexão biaxial

As cerâmicas (n=10), de acordo com a ISO 6872, foram submetidas ao teste de resistência à flexão biaxial em máquina de ensaio universal (EMIC, DL-1000, São José dos Pinhais/PR, Brasil) a uma velocidade de 1 mm/min e célula de carga de 1.000 Kg, até o momento da fratura.

Os discos cerâmicos foram posicionados com a superfície exposta à radiação ionizante apoiada num dispositivo metálico contendo três esferas (Ø= 3,2 mm) fixadas equidistantes 10 mm entre seus centros, formando um plano e três hastes metálicas (2 mm de diâmetro x 4 mm altura) fixadas equidistantes 17 mm entre seus centros. Após o posicionamento da amostra no dispositivo, uma ponta de tungstênio de base plana (ISO 6872, 1,6 mm de diâmetro) fixada à célula de carga, efetuou uma carga crescente no centro da face não exposta à radiação ionizante (área de compressão) até a ruptura total.

Para o cálculo da resistência à flexão de cada amostra os dados obtidos (N), após a fratura utilizou-se às equações, de acordo com a ISO 6872:

$$\sigma = -0.238 \qquad \frac{7P(X - Y)}{b^2} \tag{1}$$

P = Total de carga necessária para causar a fratura, em Newton

 σ = Força máxima de tensão, em Mega Pascal

b = Espessura da amostra na origem da fratura, em milímetros

$$X = (1+v) \ln\left(\frac{r_2}{r_3}\right) + \left(\left(\frac{1-v}{2}\right)\left(\frac{r_2}{r_3}\right)^2\right)$$
(2)

$$Y = (1+v) \left(1 + \ln \left(\frac{r_1}{r_3} \right)^2 \right) + (1-v) \left(\frac{r_1}{r_3} \right)^2$$
Onde:
(3)

v = Razão de Poisson

- r1 = Raio do círculo do suporte, em milímetros
- r2 = Raio da área da carga, em milímetros
- r3 = Raio da amostra, em milímetros

4.1.4 Dureza e módulo de elasticidade da cerâmica híbrida

Com a finalidade de observar as alterações nas propriedades mecânicas da cerâmica híbrida foi realizado o teste de nanodureza. Portanto, as amostras (4 amostras de cada grupo e 3 leituras por amostra) foram polidos com a sequência de lixas d'água de 1200, 2400 e 4000; e, posteriormente, submetidos ao teste de nanodureza (H) e módulo de Young (E) da superfície, determinados pelo método de Oliver e Pharr 1992, 2004. Para a nanoindentação, foi utilizado um penetrador Berkovich com número de série B-Q47 acoplado no Nanoindentador NHT2 (Anton Paar) visualizado por um microscópio ótico (Nikon Eclipse L150), localizado no laboratório IEAv-EFO-Prédio C Laboratório de Laser de CO₂. Para execução deste teste aplicou-se os seguintes parâmetros: frequência de ressonância de 10 Hz, carga de 25mN por 10 segundos, taxa de carregamento foi de 50,00 mN / min e taxa de descarregamento de 50,00 mN / min.

4.1.5 Análise de FT-IR dos espécimes cerâmicos

Para a melhor compreensão das ligações formadas e degradações química da rede polimérica após a exposição à radiação ionizante, de cada grupo amostral (n=2), foi realizado análise de espectroscopia vibracional no infravermelho (FT-IR). Os espectros de infravermelho foram obtidos em um espectrofotômetro Perkin Elmer Spectrum One Fourier Transform Infrared Spectrometer com faixa de transmissão entre 4000-650 cm-1 usando a técnica FT-IR de reflexão (UATR), pertencente ao LIPq (Laboratório Integrado de Pesquisa), ICT- UNESP.

4.2 Análise dos dentes

4.2.1 Obtenção dos dentes

No presente trabalho, foram utilizados 60 terceiros molares recémextraídos, por motivo ortodôntico de pacientes entre 15-25 anos, registrado e aprovado pela Plataforma Brasil de número: CAAE 66495417.1.0000.0077, incorporado no Anexo. No qual, estes foram armazenados em soro fisiológico e limpos com auxílio de curetas periodontais. Após a limpeza, os dentes foram armazenados congelados em cloramina à 2%, até momento de utilização não ultrapassando 6 meses de extração.

4.2.2 Confecção das amostras

Os dentes foram embutidos até 2 mm da junção esmalte-cemento da raíz em resina acrílica quimicamente ativada (Vipi Flash, VIPI, Pirassununga, Brasil) com auxílio de um delineador, e, seccionados no sentido vestíbulo-lingual e mésio-distal com um disco diamantado Extec High Concentration (Extec, EUA), sob refrigeração à água em cortadeira de precisão (IsoMet® 1000 PrecisionSaw, Buehler, EUA), separando desta forma a coroa em quatro fragmentos. Posteriormente, os fragmentos foram incluídos em silicone de condensação (Flex-Sil, Technew, Rio de Janeiro, Brasil) e aplainados na região da dentina com lixa d'água de granulação 80 sob umidade, em máquina politriz (EcoMet/AutoMet 250, Buehler, Lake Bluff, Illinois, EUA), como demonstra a Figura 9.

Figura 9 - Confecção dos dentes amostrais



Legenda: A) Inclusão da amostra em resina acrílica com auxílio de um delineador; B) Coroa do dente seccionado; C) Fragmento de dente incluído em silicone de condensação para aplainamento. Fonte: Elaborada pelo autor.

Posteriormente, as amostras foram aleatorizadas, através do site: <u>www.random.org</u>, e, divididas nos grupos, citados no fluxograma da Figura 10.

Figura 10 - Fluxograma do delineamento experimental dos dentes irradiados



Fonte: Elaborada pelo autor.

4.2.3 Exposição à radiação ionizante dos dentes

De forma similar ao estudo da radiação ionizante nos espécimes cerâmicos, no tópico 4.1.2, as doses observadas foram: 2000 Rad (2 krad = 20 Gy), 4000 Rad (4 krad = 40 Gy), 5000 Rad (5 krad = 50 Gy), 6000 Rad (6 krad = 60 Gy) e 7000 Rad (7 krad = 70 Gy) (Madrid et al., 2017; Qinp et al., 2015). As doses acumuladas escolhidas, no presente trabalho, foram baseadas nos valores correspondentes à metade de um valor mínimo utilizado no tratamento radioterápico de pacientes portadores de neoplasias malignas de cabeça e pescoço, bem como nos valores de dose totais tanto de tratamento pré e pós cirurgico como na conduta que visa a intenção curativa (Tsujii II, 1985; Kielbassa et al., 2006; Eriksson et al., 2010).

4.2.4 Análise de FT-IR dos dentes

Com intuito de analisar a degradação cristalina (Qing et al., 2016), 5 fragmentos de dentes aleatorizados de cada grupo amostral foram submetidas a análise de FT-IR, , depois da exposição à ionizante, utilizando o acessório de UATR (reflexão total atenuada) com faixa de transmissão entre 4000-400 cm⁻¹, com intervalo de dados de 2 cm⁻¹ e velocidade de 0,6329 cm⁻¹/s, pertencente ao LIPq (Laboratório Integrado de Pesquisa), ICT- UNESP. Após a correção da linha de base e normalização, foi realizada a relação entre as áreas integradas dos compostos químicos CO_3^2 -v2 (banda entre 810 e 850 cm⁻¹) e PO_4^3 - v1, v3 (banda entre 885 e 1090 cm⁻¹) que resultou na relação de carbonato/ mineral (Qing et al., 2016).

4.2.5 Análise por DR-X dos dentes

Para determinar a porcentagem das possíveis amorfização e transformações cristalográficas induzidas pela radiação ionizante foi realizada a difratometria de Raios X (Panalytical, modelo X'Pert Powder, Philips Holanda) em 5 amostras de cada grupo experimental e de um esmalte dentário em forma de pó (hidroxi-apatita). Para a produção do pó originário do esmalte dentário, foi selecionado um dente íntegro e do controle, que foi submetido à um processo de moagem com uma lima de ferro, e, posteriormente, os possíveis resquícios metálicos foram removidos com auxílio de um ímã, de acordo com a Figura 11.



Figura 11 - Equipamentos utilizados para a confecção do pó do esmalte dentário

Legenda: A) Pó do dente no dispositivo metálico fixado no compartimento de leitura do difratômetro; B) Fragmento de dente humano; C) Ímã removedor de resquício de metal; D) Lima metálica. Fonte: Elaborada pelo autor.

As amostras aleatorizadas foram posicionadas com o esmalte que foi irradiada para cima em um dispositivo metálico fixado no compartimento de leitura do difratômetro. Dois diferentes testes foi realizado utilizando da radiação Cu-Kα: identificação da indução da amorfização (varredura entre 5° e 80°, passo angular 0,02°, velocidade 10 s/ ponto de contagem), utilizando o programa computacional Diffrac.EVA (Bruker-AXS Diffrac EVA, Bruker, WI); e, compreensão da alteração cristalográfica, utilizando dos parâmetros diferenciados (passo angular de 0,01°, velocidade 40 s/ ponto de contagem) a partir dos picos: 002 (entre 25° e 28°), 202 (entre 32° e 36°) e 213 (entre 48° e 51°). Após os espectros foi calculado o tamanho dos cristais, através da fórmula de Scherrer:

$$D = \underbrace{0,89 \,\lambda}_{\beta \cos \theta} \tag{4}$$

 λ - comprimento de onda (CuKa)

 β - largura total a metade do máximo da hidroxiapatita (002, 202, 213)

 θ - ângulo de difração

Posteriormente ao uso devido utilizado a fórmula de Scherrer, foi encontrado o Fator de Forma. Uma vez que o formato dos cristalitos se apresenta em forma de prisma sendo simplificado em uma elipse, os dados foram conformados à um gráfico. Primeiramente, foi determinado os ângulos entre os planos (002) e (202) = 40,11 e (002) e (213) = 55. Então, encontrou-se o valor Tamanho Médio de Cristalito (TMC) de cada plano gerando as coordenadas cartesianas da elipse. Esta elipse, for sua vez, foi plotada com o auxílio do programa computacional Origin, de modo a determinar os comprimentos da elipse (P1) e (P2). Com estes cálculos, foi o observado que:

$$P1 = \underline{A}$$
(5)

A - valor obtido através da Equação de Scherrer do pico 002.

$$P2 = \frac{B}{2}$$
(6)

B - valor obtido através da Equação de Scherrer do pico 213.

Então, o fator de forma foi calculado de acordo com razão entre P1 e P2.

Fator de Forma =
$$\frac{P1}{P2}$$
 (7)

Após, foi realizada microscopias eletrônicas de alta resolução (MEV-FEG) para observar os prismas de esmalte representativa de cada grupo. Para isto, as amostras foi coberta com fina camada de ouro em pressão atmosférica baixa utilizando-se um ion sputter coater (SC7620 'Mini' Sputter Coater/Glow Discharge System - EMITECH - East Sussex, UK) e a topografia foi analisada e fotografada com canhão de emissão de campo (Field Emission Gun-FEG) no microscópio (Tescan/Mira 3), instalado no Laboratório Associado de Sensores e Materiais do Instituto Nacional de Pesquisas Espaciais (LAS/INPE).

4.2.6 Dureza e módulo de elasticidade dos dentes

Assim como no tópico 4.1.4 foram observados a dureza e módulo elástico dos espécimes (10 amostras de cada grupo e 3 leituras por amostra). Para isto, os fragmentos de dentes submetidos às diferentes doses de radiação foram incluídos em cano de PVC com resina acrílica; e, posteriormente, seguiuse o mesmo protocolo e maquinário do tópico 4.1.4.

4.2.7 Teste de resistência ao riscamento

O teste de resistência ao riscamento e coeficiente de atrito do esmalte qualitativo de três amostras de cada grupo foram realizados por meio do equipamento Micro Scratch Tester (MST) (CSM- Intrumental- Antoon Paar) com um indentador de diamante de raio 1µm tipo Rockwell e visualizadas por um microscópio ótico (Nikon Eclipse L150), pertencente ao laboratório do IEAv-EFO-Prédio C Laboratório de Laser de CO₂, tendo por objetivo avaliar o coeficiente de atrito bem como a simulação dos efeitos deletérios durante o desgaste dos dentes irradiados e do controle. Para o presente ensaio, aplicou-se: uma carga progressiva inicial de 0,1 N até carga final de 15 N, distância de 1,5 mm, velocidade de deslizamento de 0,5 mm/min e a taxa de carregamento de aproximadamente 5 N/min.

4.2.8 Simulação de desgaste fisiológico

As amostras foram aleatorizadas e incluídas em resina acrílica com cano de PVC. Os espécimes embutidos foram polidos com lixas d'água de granulações 1200, 2500 e 4000; e, submetidos a simulação de desgaste fisiológico do tipo pin-on-block, em uma máquina de ensaio (Biocylce V2, Biopdi, São Carlos-SP), conforme a Figura 12, com cilindros de Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha) e de esteatita (Cerâmica Chiarotti, Jaguariúna, São Paulo, Brasil), com dimensões de 4mm de diâmetro x 15 mm de altura, com um chanfro de 2mm, conforme a Figura 13.

Figura 12- Montagem do teste de desgaste simulado



Legenda: A) Imagem da cicladora mecânica com sliding (Biocycle V2, Biopdi); B) Adaptação do pino no prolongador perpendicular à face a ser desgastado, cérvico-oclusal. Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 13 – Dimensões dos Pinos de Esteatita e Enamic



Legenda: A) Pino de Esteatita; B) Pino de Enamic. Fonte: Elaborada pelo autor.

A superfície oposta à ponta ativa do pino, região localizada onde o pino

é acoplado a máquina, foram chanfrados à 45° e inseridos num material de moldagem denso (silicone de adição, Adsil Putty Softy, Coltene/Vigodent, Rio de Janeiro, Brasil), como na Figura 14.

Antes e após o desgaste, as amostras foram escaneadas através de um microscópio confocal por aberração de luz (CyberSCAN CT 100, Cyber Technologies GmbH, Ingolstadt, Germany), no Centro de Competências em Manufatura (CCM-Franhoufer/ITA) com uma lente de 3 mm, utilizando os parâmetros para os pinos: tempo de exposição de 5.000 ms/ 0.25 ms por um step de 20µm; enquanto para os dentes: tempo de exposição de 2.000 ms/0.25 ms com step de 10 µm, resultando assim em imagens de perfilometria.

Figura 14 – Inclusão dos pinos em silicone de adição denso para leitura antes e após o desgaste



Fonte: Elaborada pelo autor.

Para o teste de desgaste foram utilizados 10 amostras de esmalte dental por grupo experimental, de acordo com o fluxograma da Figura 15, totalizando 120 amostras, e 60 cilindros usinados de Enamic e 60 pinos confeccionados por aglutinação de Esteatita, de acordo com o padrão simulando uma cúspide, de Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha); e os parâmetros foram: força de 20 N, totalizando 400.000 ciclos (Lawson et al., 2016), frequência de 1,7 Hz (Mörmann et al., 2013), seguido por um movimento horizontal ocluso-cervical de 2 mm, imersos em água destilada.

Figura 15 – Fluxograma dos grupos experimentais do ensaio de desgaste fisiológico simulado



Fonte: Elaborada pelo autor.

A perda de volume (n=10) tanto do pino como do dente foram determinados, pelas imagens do escaneamento realizado por um perfilômetro óptico digital (CyberSCAN CT 100, Cyber Technologies GmbH, Ingolstadt, Germany) com imagens 3D.

Utilizando-se da perfilometria por microscopia confocal por aberração de luz, foi realizado também análise do perfil dos pinos antes e após o ensaio de desgaste, utilizando as rugosidades (10 amostras com 3 leituras cada): Ra (rugosidade média aritmética).

Após a simulação foi selecionado uma amostra representativa de cada grupo experimental para a análise em microcospia eletrônica de varredura. Para os dentes procedeu-se a fabricação de uma réplica em resina epóxi anterior e posterior ao desgaste. A confecção das réplicas em resina epóxi realizou-se por meio de uma moldagem prévia com silicone de adição (silicone de adição, Adsil LB Tube, Putty Softy, Coltene/Vigodent, Rio de Janeiro, Brasil), o preenchimento com a resina epóxi de baixa contração e presa lenta (Diglicidil éter de bisfenol A modificado, Resina Epóxi SQ- 2004 e SQ 3140, Avipol, São Paulo, Brasil) e acabamento em lixa d'água de granulação 80 (Figura 16).

Figura 16 - Confecção das réplicas



Legenda: A) Fragmento de dente incluído; B) Molde do dente; C) Réplica em Resina Epóxi. Fonte: Elaborada pelo autor.

Após esta confecção, a superfície das amostras foi coberta com fina camada de ouro de 12mm em pressão atmosférica baixa utilizando-se um ion sputter coater (SC7620 'Mini' Sputter Coater/Glow Discharge System - EMITECH - East Sussex, UK) e a topografia foi analisada e fotografada em alto vácuo no equipamento (Inspect S 50 - FEI Company, Brno, Czech Republic), operando a 15-25 kV, 5,0 de spot e magnificações de 75x para as réplicas e 65x para os pinos.

4.2.7 Dureza e módulo de elasticidade da cerâmica híbrida e da esteatita

Para melhor compreender os resultados do ensaio de desgaste, foi realizado o teste de nanodureza e módulo de elasticidade dos materiais dos pinos. Portanto, foram utilizadas 3 amostras de cada grupo que foi nanoindentado 3 vezes em locais diferentes. No entanto, seguiu-se o protocolo descrito nos capítulos 4.1.4 e 4.2.4.

5 RESULTADO

5.1 Análise da Cerâmica Enamic

5.1.1 Resistência à flexão biaxial

Os dados de resistência à flexão biaxial das cerâmicas (MPa) dos grupos foram submetidos à análise de variância de um fator, ANOVA 1- Fator (doses de radiação ionizante (Tabela 1).

Tabela 1 - Resultado da análise de variância de um fator para os dados de resistência à flexão biaxial (MPa)

Efeito	GL	SQ	MQ	F	Р
Radiação	3	88	29	0,21	0,89
Erro	36	5095	142		
Total	39	5183			

*p<0,05; GL: grau de liberdade; SQ: Soma dos quadrados; MQ: Média dos quadrados; p: nível de significância. Fonte: Elaborado pelo autor.

Com isto, foi realizado o teste de Tukey (Tabela 2) que demonstrou a semelhança estatística entre todos os grupos estudados, sugerindo dessa forma, que as diferentes doses de radiação ionizante não foram capazes de influenciar a resistência à flexão biaxial.

Tabela 2 – Resultado do teste de Tukey HSD para os dados de resistência à flexão biaxial da cerâmica híbrida (MPa) assim como a média e desvio padrão, de acordo com a dose dependente

Dose	Média ± Desvio Padrão	Grupos Homogêneos
Controle (0 Gy)	$108,82 \pm 12,68$	А
20 Gy	$107,\!90 \pm 10,\!65$	А
40 Gy	$104,81 \pm 11,76$	А
70 Gy	$102,\!43 \pm 14,\!92$	А

Letras maiúsculas distintas nas colunas representam diferenças significativas. Fonte: Elaborado pelo autor.

5.1.2 Resultados de Dureza e Módulo elástico da cerâmica hibrída

Os dados de nanodureza Vickers e módulo elástico foram tratados estatisticamente pela análise de variância de um fator (ANOVA 1- Fator), observando que não houve influência estatisticamente da radiação (Tabela 3).

Tabela 3 – Resultado da Anova-One Way para os dados de dureza (Vickers) da cerâmica híbrida

Efeito	GL	SQ	MQ	F	Р
Radiação	3	36,94	12,31	0,1514	0,9282
Erro	44	3578	81,33		
Total	47	3615			

*p<0,05; GL: grau de liberdade; SQ: Soma dos quadrados; MQ: Média dos quadrados; p: nível de significância. Fonte: Elaborado pelo autor. Na tabela 4, observa-se o desvio-padrão característico do artificio da técnica da nanodureza. Uma vez que, este material apresenta na sua composição tanto cerâmica quanto polímero.

Tabela 4 – Resultado do teste de Tukey HSD para os dados de dureza (Vickers), assim como a média e desvio padrão, de acordo com a dose dependente

Dose	Média ± Desvio Padrão	Grupos Homogêneos
Controle (0 Gy)	$413,73 \pm 125,70$	А
20 Gy	$408,\!04 \pm 134,\!62$	А
40 Gy	$426,85 \pm 122,54$	А
70 Gy	$417,51 \pm 191,45$	А

Letras maiúsculas distintas nas colunas representam diferenças significativas. Fonte: Elaborada pelo autor.

O módulo de elasticidade da cerâmica foi avaliado por meio da análise de variância de um fator (doses de radiação ionizante) (Tabela 5).

Tabela 5 – Resultado da ANOVA – 1 fator para os dados de módulo de elasticidade (GPa) da cerâmica híbrida

Efeito	GL	SQ	MQ	F	Р
Radiação	3	36,94	12,31	0,1514	0,9282
Erro	44	3578	81,33		
Total	47	3615			

*p<0,05; GL: grau de liberdade; SQ: Soma dos quadrados; MQ: Média dos quadrados; p: nível de significância.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Os resultados do teste de Tukey HSD demonstraram uma homogeneidade entre os grupos estudados, de acordo com a Tabela 6.

Tabela 6 – Resultado do teste de Tukey HSD para os dados de módulo de elasticidade (GPa) assim como a média e desvio padrão, de acordo com a dose dependente da cerâmica

Dose	Média ± Desvio Padrão	Grupos Homogêneos
Controle (0 Gy)	$37,05 \pm 4,36$	А
20 Gy	$38,\!36\pm7,\!05$	AB
40 Gy	$39,17 \pm 13,39$	BC
70 Gy	$39,21 \pm 8,79$	BC

Letras maiúsculas distintas nas colunas representam diferenças significativas. Fonte: Elaborado pelo autor.

5.1.3 Análise de FT-IR da cerâmica Enamic

A Figura 17 apresenta os espectros FT-IR (UATR) da cerâmica hibrida após serem submetidas à diferentes doses de radioterapia e as letras representam um conjunto de bandas das atribuições apresentadas na Tabela 7.



Figura 17 – Espectros de FT-IR (UATR) da cerâmica hibrida Enamic

Fonte: Elaborado pelo autor.

As letras na figura 17 representam as bandas A, B, C, D, E, F, G e H, onde suas atribuições estão na Tabela 7. Esta cerâmica apresenta componentes inorgânicos correspondentes às bandas F, G, H, sendo alumínio tetraédrico e silícia tetraédrica. Enquanto, os componentes orgânicos deste material estão relacionados ao polímero constituinte da cerâmica. Uma vez que as bandas: A sugere-se o alongamento das ligações N-H; B é atribuída às ligações C-H, simétricas e assimétricos dos grupos carboxílicos; C e D - são bandas carbonilas correspondentes à rede polimérica do dimetacrilato de uretano dimetacrilato (UDMA) e do trietilenoglicol (TEGDMA).

Frequências (cm ⁻¹)	Atribuição	Conjunto de bandas	Referências
≈3432	NH/ -OH	А	Ramos et al., 2016
≈2912	C-H	В	Ramos et al., 2016
1730	С=О	С	Ramos et al., 2016
1617	C=O	D	Ramos et al., 2016
1530	Amida	E	Ramos et al., 2016
1070	Si-O-Si / Si- O-Al	F	Ramos et al., 2016
1058	Si-O-Si / Si- O-Al	G	Ramos et al., 2016
792	Al-O	Н	Ramos et al., 2016

Tabela 7 – Tabela de atribuições dos conjuntos de bandas da figura 17

Fonte: Elaborada pelo autor.

5.2 Análise dos dentes

5.2.1 Análise de FT-IR do esmalte dentário

A Figura 18 apresenta os espectros FT-IR (UATR) dos esmaltes dentários após serem submetidas à diferentes doses de radioterapia e as letras representam um conjunto de bandas das atribuições apresentadas na Tabela 8.





Fonte: Elaborado pelo autor.

As letras na figura 18 representam as bandas A, B, C, D, E, F, G, H, I, J, K e L, onde suas atribuições estão na Tabela 8. Pode-se sugerir que as bandas A, B, C, E, F e G, refecerem-se ao elemento químico fosfato (PO₄-³), enquanto, as bandas D, H e I são imputados ao grupo carbonato (CO₃). As bandas J, K e L estão relacionados ao ácido carboxílico (C=O), proveniente da degradação do colágeno, resultante da radioterapia.

Frequências (cm ⁻¹)	Atribuição	Conjunto de bandas	Referências
≈500	PO ₄ -3	А	1,2
543	PO ₄ -3	В	1,2
599	PO ₄ -3	С	1,2
868	Carbonato	D	1,2
928	PO ₄ -3	Е	1,2
980	PO ₄ -3	F	1,2
1084	PO ₄ -3	G	1,2
1445	Carbonato	Н	1,2
1460	Carbonato	Ι	1,2
1696	Carbonila (C=O)	J	2
2300	Ácido Carboxílico	Κ	2

Tabela 8 – Tabela de atribuições dos conjuntos de bandas da figura 18

Legenda: 1) Reyes-Gasga et al., 2013; 2) Vargas-Becerril et al., 2018. Fonte: Elaborada pelo autor.

Após as identificações dos espectros, os dados da proporção carbonato: mineral foram submetidos ao tratamento estatístico. Observou-se que houve diferença estatística entre os grupos experimentais na estrutura carbonato/mineral pós radiação ionizante, como observado na tabela 8. Na tabela 9 está descrita os dados da Anova-2 fatores para a proporção carbonato/mineral, enquanto, na tabela 10 é relatado os grupos homogêneos, a média e o desvio padrão.

Efeito	GL	SQ	MQ	F	р
Radiação	4	0,0099337	0,0024834	5,98	0,001*
Tempo	1	0,0036546	0,003656	8,81	0,005*
Radiação*Tempo	4	0,0056633	0,0014158	3,41	0,015*
Erro	50	0,0207471	0,0004149		
Total	59	0,0399986			

Tabela 9 – Resultado da análise de variância de um fator para os dados de proporção carbonato/mineral

*p<0,05; GL: grau de liberdade; SQ: Soma dos quadrados; MQ: Média dos quadrados; p: nível de significância. Fonte: Elaborada pelo autor.

Tabela 10 – Resultado do teste de Tukey HSD para os dados da proporção carbonato/fosfato, assim como a média e desvio padrão, de acordo com a dose dependente

Dose	Antes	Depois
20 Gy	$0,31150\pm0,02403^{\rm BCD}$	$0,32593 \pm 0,01875^{\text{ABCD}}$
40 Gy	$0,\!29788 \pm 0,\!02442^{\rm D}$	$0,\!33044\pm0,\!02391^{ABCD}$
50 Gy	$0,\!31286\pm0,\!00993^{\rm BCD}$	$0,\!32362\pm0,\!03369^{\rm ABCD}$
60 Gy	$0,\!34564\pm0,\!01869^{\rm ABC}$	$0,\!35419\pm0,\!02335^{\rm A}$
70 Gy	$0,\!30736\pm0,\!02839^{\rm CD}$	$0,\!34796 \pm 0,\!01245^{\rm AB}$

Letras maiúsculas distintas nas colunas representam diferenças significativas. Fonte: Elaborada pelo autor.

5.2.2 Análise de DR-X do esmalte dentário

A Figura 19 apresenta os espectros difração de Raio-X dos esmaltes

dentários submetidos à radioterapia e um pó gerado a partir de um esmalte dentário sadio. Nota-se que a estrutura cristalina do esmalte dentário encontra-se orientada, pois, quando este elemento foi desorganizada pelo processo de confecção do pó, verifica-se que este componente apresenta os espectros da ficha do Search-Match PDF 73-293, correspondente a 100% de Hidroxiapatita $(Ca_5(PO_4)(OH))$.



Figura 19 - Espectros de DR-X do esmalte dentário pós radiação

Fonte: Elaborada pelo autor.

Os dados de porcentagem de cristalinidade foram submetidos ao teste estatístico Anova-1 Fator, sendo observado, que não houve diferença estatística entre os grupos estudados (Tabela 11). Sugere-se que não houve uma amorfização quando o esmalte dentário foi submetido à radiação ionizante.

Efeito	GL	SQ	MQ	F	Р
Radiação	5	94,5	18,9	1,69	0,175
Erro	24	268,5	11,2		
Total	29	363			

Tabela 11 – Resultado da análise de variância de um fator para os dados de cristalinidade

*p<0,05; GL: grau de liberdade; SQ: Soma dos quadrados; MQ: Média dos quadrados; p: nível de significância. Fonte: Elaborada pelo autor.

A tabela 12 demonstra a média e desvio-padrão, juntamente com os grupos homogêneos.

Tabela 12 – Resultado do teste de Tukey HSD para os dados de cristalinidade, assim como a média e desvio padrão, de acordo com a dose dependente

Dose	Média ± Desvio Padrão	Grupos Homogêneos
Controle (0 Gy)	$70,92 \pm 3,39$	А
20 Gy	$70,72 \pm 2,45$	А
40 Gy	$65,9 \pm 3,03$	А
50 Gy	$68,14 \pm 3,13$	А
60 Gy	$69,24 \pm 4,96$	А
70 Gy	$68,04 \pm 1,64$	А

Letras maiúsculas distintas nas colunas representam diferenças significativas. Fonte: Elaborada pelo autor.

A Figura 20 está representando os gráficos TMC (tamanho médio do cristalito) que gerou o cálculo de Fator de Forma.



Figura 20 – Gráficos representativos do TMC de cada grupo

Legenda: Os pontos pretos indicam os dados de Tamanho Médio do Cristalito de cada grupo. Fonte: Elaborada pelo autor.

Os dados do tamanho do cristalito juntamente com o Fator de Forma foram submetidos ao teste estatístico Anova-1 Fator, sendo observado, que não houve diferença estatística entre os grupos estudados (Tabela 22). Sugere-se que a radiação ionizante não alterou a conformação dos cristais de hidroxiapatita.

Efeito	GL	SQ	MQ	F	р
Radiação	5	0,606	0,121	0,917	0,4869
Erro	24	3,17	0,132		
Total	29	3,78			

Tabela 13 – Resultado da análise de variância de um fator para os dados de Fator de Forma

*p<0,05; GL: grau de liberdade; SQ: Soma dos quadrados; MQ: Média dos quadrados; p: nível de significância. Fonte: Elaborada pelo autor.

A tabela 14 demonstra a média e desvio-padrão, juntamente com os grupos homogêneos.

Tabela 14 – Resultado do teste de Tukey HSD para os dados de Fator de Forma, assim como a média e desvio padrão, de acordo com a dose dependente

Dose	Média ± Desvio Padrão	Grupos Homogêneos
Controle (0 Gy)	$2,315 \pm 0,246$	А
20 Gy	$2,057 \pm 0,357$	А
40 Gy	$1,\!919\pm0,\!470$	А
50 Gy	$2,\!245 \pm 0,\!366$	А
60 Gy	$2,\!306\pm0,\!438$	А
70 Gy	$2,\!189 \pm 0,\!240$	А

Letras maiúsculas distintas nas colunas representam diferenças significativas. Fonte: Elaborada pelo Autor

Na Figura 21 foi observado a degradação e desorganização da matriz orgânica do esmalte dentário com o aumento da dose da radiação ionizante. Houve a modificação da nanoestrutura acarretando em bastões de hidroxiapatita mais arredondados observada na maior exposição à radiação ionizante (70 Gy).



Figura 21 – Imagens de MEV do formato de prismas de esmalte

Legenda: Imagens de MEV - FEG (2000x, 5000x e 20.000 x). Grupo Controle (A,B,C); Grupo irradiado com 20 Gy (D,E,F); Grupo irradiado com 40 Gy (G,H,I); Grupo irradiado com 50 Gy (J,K,L); Grupo irradiado com 60 Gy (M,N,O); Grupo irradiado com 70 Gy (P,Q,R). Fonte: Elaborada pelo autor.

5.2.3 Resultados de Dureza e Módulo elástico

A figura 22 ilustra as nanoindentações realizadas pela ponta de Berkovich observadas neste trabalho.

Figura 22 – Micrografias apresentado nanoindentações representativas dos esmaltes dentários



Legenda: Setas amarelas indicam as nanoindentações. As letras indicam os grupos experimentais: controle (A), 20 Gy (B), 40 Gy (C), 50 Gy (D), 60 Gy (E) e 70 Gy (F). Fonte: Elaborada pelo autor.

Os valores de nanodureza Vickers obtidos através do teste de Berkovich dos grupos de esmalte dentário humano submetidos à diferentes doses de radioterapia, foram tratados estatisticamente pela análise de variância de um fator (ANOVA 1- Fator), observando que o fator radiação influenciou estatisticamente os dados estudados (Tabela 15).

Tabela 15 – Resultado da análise de variância de um fator para os dados de dureza (Vickers)

Efeito	GL	SQ	MQ	F	Р
Radiação	5	54385	10877	7,1	$0,000^{*}$
Erro	174	266624	142		
Total	179	321009			

*p<0,05; GL: grau de liberdade; SQ: Soma dos quadrados; MQ: Média dos quadrados; p: nível de significância. Fonte: Elaborado pelo autor.

O teste de Tukey foi realizado (Tabela 16), demonstrando a diferença estatística entre o controle $(515,6 \pm 56,2)$ e os grupos que sofreram radioterapia, e uma semelhança entre as doses radioterápicas estudadas, porém não houve diferença entre os grupos que sofreram irradiação.

Tabela 16 – Resultado do teste de Tukey HSD para os dados de dureza (Vickers), assim como a média e desvio padrão, de acordo com a dose dependente

Dose	Média ± Desvio Padrão	Grupos Homogêneos
Controle (0 Gy)	515,6 ± 56,2	А
20 Gy	$475,5 \pm 40,96$	В
40 Gy	$464,07 \pm 45,82$	В
50 Gy	$478,\!98 \pm 31,\!29$	В
60 Gy	$471,57 \pm 23,76$	В
70 Gy	$465,\!48 \pm 26,\!78$	В

Letras maiúsculas distintas nas colunas representam diferenças significativas. Fonte: Elaborada pelo autor.

Os dados de nanodureza (Vickers) e do módulo de elasticidade obtidos dos grupos experimentais foram avaliados por meio da análise de variância de um fator, ANOVA 1- Fator (doses de radiação ionizante (Tabela 17).

Tabela 17 – Resultado da análise de variância de um fator para os dados de módulo de elasticidade (GPa)

Efeito	GL	SQ	MQ	F	Р
Radiação	5	1429,0	285,8	6,77	0,000*
Erro	174	7349,1	42,2		
Total	179	8778,1			

*p<0,05; GL: grau de liberdade; SQ: Soma dos quadrados; MQ: Média dos quadrados; p: nível de significância.

Fonte: Elaborado pelo autor.
O teste de Tukey (Tabela 18) foi aplicado, verificando assim uma diferença estatística entre os grupos estudados. Podendo observar que o grupo controle apresentou o maior valor de média (107,67 \pm 8,19), seguido do grupo de 20 Gy (105,27 \pm 6,7), enquanto o grupo submetido à radioterapia com 50 Gy, o menor valor (100,11 \pm 4,75).

Tabela 18 – Resultado do teste de Tukey HSD para os dados de módulo de elasticidade (GPa) assim como a média e desvio padrão, de acordo com a dose dependente

Dose	Média ± Desvio Padrão	Grupos Homogêneos
Controle (0 Gy)	$107,\!67 \pm 8,\!19$	А
20 Gy	$105,\!27\pm 6,\!7$	AB
40 Gy	$101,\!79\pm4,\!05$	BC
50 Gy	$100, 11 \pm 4, 75$	С
60 Gy	$100,\!65\pm 8,\!27$	BC
70 Gy	$100,57 \pm 5,83$	BC

Letras maiúsculas distintas nas colunas representam diferenças significativas. Fonte: Elaborado pelo autor.

5.2.4 Teste de Resistência ao Riscamento

Com o teste de riscamento pode-se observar também o coeficiente de atrito. A figura 23 revela os gráficos de Coeficiente de Atrito x Força Normal (mN) dos grupos experimentais. Observa-se que o coeficiente de atrito das amostras irradiadas e o controle entre 0,1 N e 15 N. Nota-se que o coeficiente de

atrito aumentou durante o percurso, mesmo com intensas oscilações em detrimento do aumento da força normal. Assim, até a força de atrito de 11 N, os esmaltes que sofreram radioterapia apresentaram maiores valores de coeficiente de atrito em comparação ao esmalte dentário sem este tratamento.



Figura 23 – Gráfico do coeficiente de atrito dos grupos experimentais

Fonte: Elaborada pelo autor.

Com as imagens obtidas através do teste de riscamento pode-se observar e inferir o comportamento do esmalte dentário submetido a diferentes doses de radiação ionizante, como observa-se nas figuras de microscópio óptico e de microscopia eletrônica de varredura. Os eventos marcantes de início das trincas externas à trilha e o início da espalação (ejeção de material para fora da trilha) de cada grupo amostral estão relatados a seguir, na tabela 19. Figura 24 – Imagem do esmalte dentário submetido ao ensaio de riscamento do grupo controle



Legenda: A) Imagem panorâmica do teste; B) Imagem ampliada do início das trincas externas fora da trilha; C) Início da Espalação. Setas amarelas indicam as trincas, e, as setas vermelhas, a espalação. Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 25 – Imagem do esmalte dentário submetido ao ensaio de riscamento do grupo 20 Gy



Legenda: A) Imagem panorâmica do teste scratch (Scratch Map); B) Imagem ampliada do início das trincas externas fora da trilha (cracks); C) Início da Espalação. Setas amarelas indicam as trincas e as setas vermelhas indicam a espalação. Fonte: Elaborada pelo autor

Figura 26 – Imagem do esmalte dentário submetido ao ensaio de riscamento do grupo 40 Gy



Legenda: A) Imagem panorâmica do teste scratch (Scratch Map); B) Imagem ampliada do início das trincas externas fora da trilha (cracks); C) Início da Espalação. Setas amarelas indicam as trincas e as setas vermelhas indicam a espalação.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 27 - Imagem do esmalte dentário submetido ao ensaio de riscamento do grupo 50 Gy



Legenda: A) Imagem panorâmica do teste scratch (Scratch Map); B) Imagem ampliada do início das trincas externas fora da trilha (cracks); C) Início da Espalação. Setas amarelas indicam as trincas e as setas vermelhas indicam a espalação.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 28 – Imagem do esmalte dentário submetido ao ensaio de riscamento do grupo 60 Gy



Legenda: A) Imagem panorâmica do teste scratch (Scratch Map); B) Imagem ampliada do início das trincas externas fora da trilha (cracks); C) Início da Espalação. Setas amarelas indicam as trincas e as setas vermelhas indicam a espalação.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 29 – Imagem do esmalte dentário submetido ao ensaio de riscamento do grupo 70 Gy



Legenda: A) Imagem panorâmica do teste scratch (Scratch Map); B) Imagem ampliada do início das trincas externas fora da trilha (cracks); C) Início da Espalação. Setas amarelas indicam as trincas e as setas vermelhas indicam a espalação. Fonte: Elaborada pelo autor.

75

Figura 30 – Imagem de microscopia eletrônica de varredura do esmalte dentário submetido ao ensaio de riscamento do grupo controle



Figura 31 – Imagem de microscopia eletrônica de varredura do esmalte dentário submetido ao ensaio de riscamento do grupo 20 Gy



Figura 32 – Imagem de microscopia eletrônica de varredura do esmalte dentário submetido ao ensaio de riscamento do grupo 40 Gy



Figura 33 – Imagem de microscopia eletrônica de varredura do esmalte dentário submetido ao ensaio de riscamento do grupo 50 Gy



Figura 34 – Imagem de microscopia eletrônica de varredura do esmalte dentário submetido ao ensaio de riscamento do grupo 60 Gy



Figura 35 – Imagem de microscopia eletrônica de varredura do esmalte dentário submetido ao ensaio de riscamento do grupo 70 Gy.



Legenda: A) Imagem panorâmica do teste scratch (Scratch Map); B) Imagem ampliada do início das trincas externas fora da trilha (cracks); C) Início da Espalação; D) Imagem ampliada do "Recovery Spallation". Setas amarelas indicam as trincas, as setas vermelhas indicam a espalação, as setas brancas indicam os ARC Tensile (arcos dentro da trilha com a concavidade voltada para o final da trilha), a seta pontilhada está demonstrando a direção de carga progressiva da trilha e o asterisco indica uma ejeção de esmalte dentário ("Trackside Delamination"). Fonte: Elaborada pelo autor.

A tabela 19, a seguir, demonstra os valores médios dos eventos marcantes de início das trincas externas à trilha e o início da espalação (ejeção de material para fora da trilha) a partir de 3 amostra de esmalte dental de cada grupo amostral.

Grupo	Início do aparecimento das	Início da espalação
	trincas externas	
Controle	± 3,6	± 10,5
20 Gy	$\pm 4,3$	\pm 10,7
40 Gy	$\pm 3,3$	\pm 10,2
50 Gy	$\pm 2,8$	\pm 9,9
60 Gy	$\pm 2,8$	\pm 8,5
70 Gy	\pm 3,23	\pm 8,7

Tabela 19 - Valores de eventos marcantes após o teste de riscamento, de acordo com cada grupo, em N (Newton)

Fonte: Elaborado pelo autor.

5.2.5 Resultados da Simulação do Desgaste Fisiológico

Os dados da perda de volume do esmalte dentário, proveniente do ensaio de desgaste fisiológico (chewing simulation) foram tratados estatisticamente pela Anova 2- fatores (antagonista e radiação ionizante). Observou-se que houve diferença estatística para ambos fatores, e a interação entre os fatores (p<0,005) (Tabela 20).

Tabela 20 – Resultado da análise de variância de dois fatores para os dados de perda de volume proveniente da simulação do desgaste fisiológico (mm³)

					(continua)
Efeito	GL	SQ	MQ	F	р
Radiação	1	1,74907	0,34981	9,53	0,000*

Tabela 20 – Resultado da análise de variância de dois fatores para os dados de perda de volume proveniente da simulação do desgaste fisiológico (mm ³)					
					(conclusão)
Efeito	GL	SQ	MQ	F	Р

Eleito	GL	SQ	MQ	T,	1
Antagonista	5	4,47425	4,47425	121,87	0,000*
Radiação*Antagonista	5	1,47011	0,29402	8,01	0,000*
Erro	108	3,96501	0,03671		
Total	119	11,65844			

*p<0,05; GL: grau de liberdade; SQ: Soma dos quadrados; MQ: Média dos quadrados; p: nível de significância.

Fonte: Elaborada pelo autor

O teste de Tukey foi realizado (Tabela 21) que demonstrou a diferença estatística para os dentes submetidos a radiação e os diferentes antagonistas (Enamic e Esteatita). Houve semelhança estatística para os grupos utilizando a cerâmica Enamic como antagonista.

Tabela 21 – Resultado do teste de Tukey HSD para os dados de volume perdido pós-desgaste (mm³) do esmalte dentário assim como a média e desvio padrão

Material	Radiação	Média / Desvio Padrão	Grupos Homogêneos
Esteatita	70Gy	$0,77365 \pm 0,24763$	А
	60 Gy	$0,\!74573 \pm 0,\!51214$	А
	50 Gy	$0,\!41991 \pm 0,\!23528$	В
	40 Gy	$0,\!25677 \pm 0,\!06642$	BC
	20 Gy	$0,\!23843 \pm 0,\!17584$	BC
	Controle	$0,\!2358 \pm 0,\!14504$	BC

(continua)

Tabela 21 – Resultado do teste de Tukey HSD para os dados de volume perdido pós-desgaste (mm³) do esmalte dentário, assim como a média e desvio padrão (conclusão)

Material	Radiação	Média / Desvio Padrão	Grupos Homogêneos
Enamic	70Gy	$0,\!08633 \pm 0,\!03231$	С
(Cerâmica)	60 Gy	$0,\!06016 \pm 0,\!04113$	С
	50 Gy	$0,\!05194 \pm 0,\!03637$	С
	40 Gy	$0,\!04909 \pm 0,\!01193$	С
	20 Gy	$0,\!05363 \pm 0,\!01558$	С
	Controle	$0,\!05200\pm0,\!02765$	С

Letras maiúsculas distintas nas colunas representam diferenças significativas. Fonte: Elaborado pelo autor.

A figura 36 representa o volume perdido do esmalte dentário após o desgaste com esteatita em perfilometria 3D, utilizando-se de perfilômetro óptico por aberração de luz. Sendo que, as imagens de perfilometria foram tratadas para apresentarem a mesma escala. Enquanto, na figura 37 apresenta-se micrografia das réplicas de cada grupo experimental antes e após ao desgaste com a Esteatita, demonstrando assim, que os grupos irradiados com 60 Gy e 70 Gy apresentaram maior volume perdido.



Figura 36 - Imagens de perfilometria óptica dos dentes em 3D, dos grupos

desgastados com o material Esteatita

Legenda: Imagens representativas dos grupos de esmalte dentários desgastados com a cerâmica Esteatita: A) Grupo Controle - Sem irradiar; B) Grupo irradiado com 20 Gy; C) Grupo irradiado com 40 Gy; D) Grupo irradiado com 50 Gy; E) Grupo irradiado com 60 Gy; F) Grupo irradiado com 70 Gy.

Fonte: Elaborada pelo autor.



Figura 37 - Imagens de MEV antes e após o desgaste com a Esteatita

Legenda: As imagens localizadas à esquerda são referentes aos grupos antes do desgaste; enquanto à direita, estão os grupos pós-desgaste. Setas amarelas indicam região de volume perdido. Fonte: Elaborada pelo autor.

A seguir, as figuras demonstram o volume perdido do esmalte dentário após o desgaste com a cerâmica Enamic tanto em perfilometria 3D (Figura 38) como em microscopia eletrônica de varredura (Figura 39).

Figura 38 – Imagens de perfilometria óptica dos dentes em 3D, dos grupos desgastados com o material Enamic



Legenda: Imagens representativas dos grupos esmalte dentários desgastados com a cerâmica Enamic: A) Grupo Controle - Sem irradiar; B) Grupo irradiado com 20 Gy; C) Grupo irradiado com 40 Gy; D) Grupo irradiado com 50 Gy; E) Grupo irradiado com 60 Gy; F) Grupo irradiado com 70 Gy. Fonte: Elaborada pelo autor.



Figura 39 - Imagens de MEV antes e após o desgaste com a Enamic

Legenda: As imagens localizadas à esquerda são referentes aos grupos antes do desgaste; enquanto à direita, estão os grupos pós-desgaste. Setas amarelas indicam região de volume perdido. Fonte: Elaborada pelo autor

Os valores da perda de volume do antagonista, proveniente do ensaio de desgaste fisiológico (chewing simulation) foram submetidos estatisticamente pela Anova 2-fatores (antagonista e radiação ionizante). Observou-se que houve diferença estatística apenas para o fator de diferentes materiais (p<0,005) (Tabela 22).

Tabela 22 – Resultado da análise de variância de dois fatores para os dados de perda de volume proveniente da simulação do desgaste fisiológico (mm³)

Efeito	GL	SQ	MQ	F	Р
Radiação	5	0,18995	0,03799	2,17	0,063
Antagonista	1	3,00072	3,00072	171,33	0,000*
Antagonista*Radiação	5	0,19655	0,03931	2,24	0,055
Erro	108	1,89151	0,01751		
Total	119	5,27873			

*p<0,05; GL: grau de liberdade; SQ: Soma dos quadrados; MQ: Média dos quadrados; p: nível de significância.

Fonte: Elaborada pelo autor

O teste de Tukey foi realizado, que demonstrando a diferença entre os materiais antagonistas (Tabela 23).

Tabela 23 – Resultado do teste de Tukey HSD para os dados de volume perdido pós-desgaste (mm³) do pino, assim como a média e desvio padrão.

Material	Média / Desvio Padrão	Grupos Homogêneos
Enamic (Cerâmica)	$0,\!36179\pm0,\!19508$	А
Esteatita	$0,\!04553 \pm 0,\!02356$	В

Letras maiúsculas distintas nas colunas representam diferenças significativas. Fonte: Elaborado pelo autor.

Os dados da alteração da rugosidade (Ra) dos pinos pós ensaio de desgaste fisiológico (chewing simulation) foram tratados estatisticamente pela Anova 2- fatores (material e radiação ionizante). Observou-se que houve diferença estatística apenas para o fator material (p<0,005) (Tabela 24).

Efeito	GL	SQ	MQ	F	Р
Radiação	1	0,25203	0,05041	0,57	0,719
Material	5	6,65225	6,65225	75,82	0,000*
Material*Radiação	5	0,33946	0,06789	0,77	0,0571
Erro	108	9,47613	0,08774		
Total	119	16,71987			

Tabela 24 – Resultado da análise de variância de dois fatores para os dados de alteração da rugosidade (Ra) pós simulação do desgaste fisiológico (µm)

*p<0,05; GL: grau de liberdade; SQ: Soma dos quadrados; MQ: Média dos quadrados; p: nível de significância. Fonte: Elaborada pelo autor

O teste de Tukey foi realizado, que demonstrando a diferença entre a alteração de rugosidade (Ra) dos pinos (Tabela 25).

Tabela 25 – Resultado do teste de Tukey HSD para os dados alteração de rugosidade (Ra) pós-desgaste (µm) do pino, assim como a média e desvio padrão.

Material	Rugosidade (µm)	Grupos Homogêneos
Enamic (Cerâmica)	$0,310 \pm 0,209$	А
Esteatita	$0,781 \pm 0,356$	В

Fonte: Elaborado pelo autor.

Os dados de rugosidade (Ra) dos pinos pós ensaio de desgaste fisiológico (chewing simulation) foram tratados estatisticamente pelo teste pareado do T de Student, fixando em cada dose de radiação ionizante. Observou-se que houve diferença estatística para a rugosidade antes e depois para todos os grupos, exceto os grupos controles (p<0,005) (Anexo B). Na Figura 40, nota-se uma diminuição da rugosidade (Ra) após o ensaio tanto para os pinos de esteatita como também para os pinos de Enamic.





Fonte: Elaborado pelo autor.

As imagens que demonstram o volume perdido e a alteração na rugosidade pós chewing simulation dos pinos através do MEV (Figura 41) e perfilometria de 3D (Figura 42). Figura 41 – Microcospia eletrônica de varredura dos pinos de Enamic e Esteatita



Legenda: A) Enamic controle; B) Enamic pós desgaste; C) Esteatita controle; D) Esteatita pós desgaste. Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 42 – Perfilometria óptica em 3D dos pinos de Enamic e Esteatita



Fonte: Elaborado pelo autor.

A tabela 26 mostra os valores de nanodureza e módulo elástico dos materiais (Vita Enamic e Esteatita).

Tabela 26 – Resultado do teste de nanodureza (HV) e módulo de elasticidade (GPa) para os materiais utilizados como antagonistas (pinos) para o ensaio de desgaste

Material	Nanodureza (HV)	Módulo Elástico (GPa)
Enamic (Cerâmica)	$413,73 \pm 125,70$	$37,049 \pm 4,36$
Esteatita	$913,\!50\pm96,\!47$	95,61 ± 15,54

Fonte: Elaborado pelo autor.

6 DISCUSSÃO

6.1 Discussão da metodologia de radioterapia

No presente estudo, foi analisado o efeito da radioterapia com fonte de cobalto-60 utilizando da radiação gama nas propriedades de um dos tecidos adjacentes à massa tumoral em câncer de cabeça e pescoço, o esmalte dentário. Embora, a radiação gama apresente os mecanismos de ação eficazes na destruição das células tumorais: direto – provocando alterações no DNA celular, e/ou indireto através da radiólise da água gerando compostos tóxicos à célula (Scaff, 1997; Okuno, 2013); os raios gama tem alta profundidade de alcance, o que durante o seu percurso, pode ionizar íons, causando danos celulares (Vaz, 2015; Farhood et al., 2018).

Apesar da radioterapia com radiação gama ter consequências danosas ao sistema corpóreo e outras terapias, como com prótons e nêutrons terem sido desenvolvidas (Farhood et al., 2018); ainda se utiliza a radiação gama (INCA, 2018) devido ao seu baixo custo relativo e constatada eficácia.

Nos estudos encontrados, observando as consequências do uso da telecobaltoterapia nos tecidos adjacentes à massa tumoral, citam-se: os efeitos deletérios ao esmalte dentário (cárie de radiação) (Madrid et al., 2017; Kielbassa et al., 2006; Dobroś et al., 2017), xerostomia e mucosite (Kielbassa et al., 2006; Dobroś et al., 2017). Devido a essas diversas consequências da telecobaltoterapia como a xerostomia e a alteração da saliva, neste estudo utilizou-se a imersão em água destilada, a fim de remover uma possível variável. Pois, Richards e colaboradores, em 2017, observaram, em um estudo clínico que após a terapia com radiação modulada intensiva (IMRT), há diminuição do fluxo

salivar, da taxa de secreção de proteína total (TP) e da concentração de fosfato, e aumento na concentração de lactoferrina (LF). Porém, ao examinar este estudo, pode-se atentar valores discrepantes. Assim, devido a essa variação incerta, justifica-se o uso de um líquido inerte (água destilada ou PBS) para imersão dos fragmentos dentais após os testes e entre as sessões radioterapêuticas, assim como realizado pelos autores Barros da Cunha (2017); Seyedmahmoud (2017); Ferreira (2016) e Reed (2015).

Outro aspecto garantido neste estudo foi a confiabilidade da dose absorvida, uma vez que se utilizou de um dosímetro (Radiation Monitor Controller, Model 2026C, Califórnia, EUA), o que possibilitou verificar a dose que atingia as amostras a cada sessão. Desta forma o presente estudo apresenta maior confiabilidade, reprodutibilidade e caráter inovador; uma vez que, não se encontrou relatos do uso desse equipamento na literatura consultada.

6.2 Discussão sobre o efeito da radiação ionizante na cerâmica híbrida

No presente estudo, um dos objetivos foi observar os possíveis efeitos deletérios causados pela radiação ionizante nas propriedades mecânicas e na composição da cerâmica híbrida (Vita Enamic). Com a finalidade de observar as propriedades mecânicas, se utilizou dos testes de resistência à flexão biaxial e do teste de nanoindentação; e, para a composição, executou-se a espectroscopia de infra-vermelho (FT-IR).

Ao analisar os resultados deste trabalho, nota-se que a radiação ionizante não causou efeito deletério na propriedade mecânica e na composição do material. Esta característica do material cerâmico não sofrer alterações quando exposto às baixas doses de radiação ionizante, já foi descrita por Novais (2015), Pells (1997); Dietrich (1996), Hobb (1992). Porém, não há relatos na literatura que observem as propriedades mecânicas de uma cerâmica híbrida.

As doses utilizadas neste trabalho, as mesmas indicadas para o tratamento oncológico, não influenciaram negativamente a resistência à flexão biaxial e a dureza dos espécimes, demonstrando assim que a cerâmica híbrida apresenta resultados promissores para a sua utilização em pacientes radioterápicos. Desta forma, aceita-se a primeira hipótese nula de que as diferentes doses não influenciariam nas propriedades mecânicas e na composição da cerâmica híbrida.

Ao observar o teste de resistência à flexão biaxial, nota-se que os resultados do controle ($108,82 \pm 12,68$ MPa) e da dose máxima de radiação ($102,43 \pm 14,92$ MPa) não diferiram entre si. Embora, o material estudado seja composto por uma matriz de cerâmica feldspática porosa infiltrada por um polímero (Coldea et al., 2013; Ramos et al., 2016; Leung et al., 2015), este apresentou comportamento similar a outras cerâmicas como a zircônia (Dietrich et al., 1996) e a feldspática (Novais et al., 2015), quando expostos à radiação ionizante.

Apesar da radiação ionizante ter a capacidade de aumentar o grau de polimerização (Catelan et al. 2008), induzindo o aumento da dureza dos materiais poliméricos (von Fraunhofer et al., 1989; Catelan et al., 2008), isto não foi observado neste estudo, de acordo com a Figura 17 e tabela 4, o que poderia ser justificado pela presença de material resinoso polimerizado em sua composição, de acordo com o fabricante.

A cerâmica híbrida pode apresentar cerca de 20% de material resinoso em sua composição de acordo com o fabricante Vita, o que foi observado nesse estudo quando analisado os espectros de infra-vermelho (FT-IR) da Figura 17. Desta forma, ao observar os parâmetros mecânicos e químicos desta cerâmica, pode-se sugerir que a cerâmica híbrida pode ser um dos materiais de escolha para casos de reabilitação odontológica de pacientes radioterápicos.

6.3 Discussão do efeito da radiação ionizante no esmalte dentário

Neste capítulo se discutirá o efeito da radioterapia no esmalte dentário superficial, de modo mais específico as consequências da radioterapia na dureza, na resistência ao riscamento, na composição química (FT-IR) e nas propriedades cristalinas (DR-X) do esmalte dentário.

No presente estudo observou-se que a radiação ionizante influenciou negativamente na dureza e o módulo elástico do esmalte dentário (tabela 16), como já relatado por Qing (2015), Reed (2015), Barros da Cunha (2017) e Seyedmahmoud (2017), desta maneira rejeitando a segunda hipótese de que as doses radioterápicas não influenciariam a dureza e o módulo elástico do esmalte dentário.

A diminuição da dureza e do módulo elástico do esmalte dentário acarreta uma série de efeitos deletérios como o enfraquecimento e a possibilidade de fratura do esmalte (McGuirre et al; 2014), expondo a dentina. A exposição da dentina, que apresenta um teor menor de cristalinidade (Bowes, Swain, 1935; Lowater, Murray, 1937; Angker, Swain, 2006), resulta numa maior susceptibilidade à lesão por cárie.

Mesmo que estudos relatem que a cárie de radiação seja multifatorial; esta fragilidade do esmalte dentário juntamente com as alterações bucais, como: a alteração da microflora oral, hipossalivação, a dieta e higiene, predispõem ao maior risco de cárie (Köstler et al., 2001; Kielbassa et al., 2006; Dobroś et al., 2017).

Neste estudo observou-se, na tabela 16, que a radiação ionizante diminui a dureza do esmalte dentário, porém, não houve diferença de dureza entre os grupos irradiados, como relatado por Barros da Cunha e colaboradores, em 2017.

A diminuição da dureza do esmalte dentário justifica-se pelas alterações microestruturais e composição química do esmalte dentário por radiação. Pois, nota-se alterações na composição química e na proporção carbonato/fosfato (Tabela 10). Desta maneira, a terceira hipótese de que a radiação ionizante não influenciaria a composição química e a proporção carbonato/fosfato foi rejeitada.

A radiação ionizante influenciou a composição química do esmalte dentário, gerando ácido carboxílico, notado através da presença da banda de carbonila (banda J,K,L) nos espécimes que foram irradiados, sugerindo assim que houve degradação da amida formando carbonila (Vargas-Becerril et al., 2018) devido à clivagem da ligação eletrostática mediada pelo cálcio dos grupos carboxilato da cadeia lateral do colágeno aos grupos fosfoapatita como ocorre quando se utiliza radiação X (Hubner et al., 2005). Esta degradação, tanto das proteínas (amida) (Walker, 1975) como do colágeno tipo IV e VII (McGuirre et al., 2014) tem como consequência a instabilidade na junção amelo-dentinária, ou seja, diminuição da união da matriz orgânica com os cristais de apatita do esmalte, o que aumenta a possibilidade de fratura do esmalte dentário durante função (Ferreira et al., 2016; McGuirre et al., 2014; Thiagarajan et al., 2017).

A diminuição do colágeno tipo IV e VII no esmalte é atribuída à radiólise direta da degradação catalisada por MMP 20 (Reed et al., 2015; McGuirre et al., 2015). Em função da desnaturação da matriz orgânica observada tanto nas Figuras 18 e 21 como na tabela 8, há a formação de um gap na junção amelo-dentinária (Pioch et al., 1992), o qual quando aumentado pelo

estresse mastigatório (Thiagarajan et al., 2017; Seyedmahmoud et al., 2017) poderia levar a uma possível área de colonização bacteriana (Epstein et al., 2012 a,b; Jawad et al., 2015; Beech et al., 2014) resultando em cárie.

Outra alteração composicional do esmalte dentário foi o aumento na proporção carbonato/ fosfato (figura 18 e na tabela 10) para os grupos irradiados com 60 Gy e 70 Gy. Na literatura, esta modificação é apresentada como uma alteração cristalina, pois a matriz orgânica interage entre os prismas de esmalte, gerando cristalitos menores (Barros da Cunha et al., 2017; Qing et al., 2015). Esta modificação pode ser encontrada nas imagens de microscopia eletrônica de varredura (Figura 21) dos grupos com aumento da dose de irradiação, nas quais verifica-se a manutenção dos prismas, ainda que com a desnaturação da amelogenina e, verifica-se microestrutura dos bastões de hidroxiapatita mais arredondados.

Embora tenha ocorrido modificação da proporção Ca/PO₄ (figura 18 e na tabela 10) para os grupos irradiados 60 Gy e 70 Gy, indicando redução do conteúdo mineral do esmalte, não foram observadas alterações de cristalinidade, tamanho de cristalito e fator de forma (tabela 12 e tabela 14), diferentemente de Qing e colaboradores, em 2015, que relatam alteração de cristalinidade e tamanho de cristalito observada pelo DR-X confirmada pela proporção C:M. Desta forma, aceita-se a quarta hipótese de que a radiação ionizante não influencia as características do cristal. Não foi encontrado na literatura consultada, um estudo que observasse o fator de forma do esmalte dentário, fazendo deste, pioneiro em estudar a conformação (Fator de Forma) dos cristais dos prismas de esmalte. No entanto, não houve modificações na conformação microestrutural dos prismas de esmalte, que se apresentou sempre com os picos pontiagudos, em todas as doses expostas, exceto a 70 Gy. Esta dose demonstrou, na nanoestrutura, picos arredondados (Figura 21).

Quanto aos espectros de DR-X da figura 19, observam-se alterações nos

padrões dos espectros entre os grupos, porém, este evento é justificado devido aos prismas de esmalte estarem orientados conformando a superfície lisa do dente terceiro molar. Confirmando assim, o fator de forma (Tabela 14 e Figura 19) corroborado por Barros da Cunha e colaboradores, em 2017, que não observaram alterações na superfície dos prismas de esmalte quando submetidos à diferentes doses de radioterapia.

No presente estudo, além de observar as propriedades químicas do esmalte dentário após a radiação ionizante, verificaram-se as propriedades mecânicas de dureza e resistência ao riscamento. Foi verificado que após a radiação de 60 Gy e 70 Gy, houve diminuição da resistência de riscamento, de acordo com a tabela 19, que demonstrou valores de cerca de 8,5 N como a força exigida para ejetar esmalte para fora da trilha.

As figuras 24, 25, 26, 27, 28 e 29 são imagens removidas diretamente do aparelho de Micro Scratch Tester (MST) (CSM- Intrumental- Antoon Paar), nas quais observamos o início das trincas fora da trilha e a ejeção do esmalte dentário (espalação).

Para melhor observação das falhas ocorridas na trilha de riscamento de cada grupo, amostras foram submetidas a microscopia eletrônica de varredura. Nas figuras 30, 31, 32, 33, 34 e 35 foram observadas as falhas de trincas internas em forma de "ARC Tensile" e "Recovery Spallation". O "ARC tensile" é uma falha causada pelas tensões de compreensão (Toque et al., 2010) e o "Recovery Spallation" é o modo de falha associado à recuperação elástica ineficiente ao longo do percurso da trilha ocasionando a deformação plástica do substrato (esmalte dental), que permaneceu com tensão residual gerando craqueamento fora da trilha (Bull, 1997).

No entanto, apenas na figura 35, representante do grupo irradiado com 70 Gy, foi encontrado um evento diferenciado chamado "Trackside Delamination". Esta falha é uma ejeção do material, neste estudo o esmalte dentário, o que justifica uma menor resistência ao riscamento (Stuart et al., 2017; Huang et al., 2017; Toque et al., 2010). Pode-se destacar, que a carga utilizada neste estudo não foi suficiente para a remoção e descolamento do esmalte dental da dentina.

Ao se avaliar o teste de riscamento, pode se verificar que a radiação ionizante diminui a capacidade do esmalte dentário em resistir ao riscamento, como já tinha sido relatado por Qing e colaboradores, em 2015. Sendo justificada pela diminuição de dureza e as propriedades químicas visto neste trabalho.

Embora, a literatura apresente muitas informações sobre as consequências da radiação ionizante no esmalte dentário, não há consenso sobre os acontecimentos deletérios e degradações. Neste estudo, pode-se relatar diversos aspectos encontrados na literatura devido ao uso várias técnicas laboratoriais; agregando assim, novas informações e características.

6.4 Discussão sobre os resultados do ensaio de desgaste simulado

Este capítulo apresenta a discussão sobre o desempenho de dois materiais diferentes, Enamic e Esteatita, quando utilizados como antagonistas no teste de desgaste dental simulado após irradiação com diferentes doses terapêuticas.

Foram utilizados os padrões da norma ASTM Pin-On-Block. No entanto, neste trabalho, foi modificado o padrão dos pinos antagonistas. Estes pinos foram confeccionados próximos à de uma cúspide de um segundo pré-molar referido por Preis (2011) e Preis (2016), como no "chewing simulator" (simulação de mastigação). Ao analisar as estruturas do esmalte dentário, relatam-se alterações deletérias após a exposição à radiação ionizante. Neste estudo foi verificado que os grupos que sofreram a incidência de 60 Gy e 70 Gy obtiveram as maiores médias de perda de volume após o desgaste, o que pode estar relacionado à diminuição da dureza do material como foi relatado na Tabela 16, confirmando os achados de Qing (2015), Reed (2015), Barros da Cunha (2017) e Seyedmahmoud (2017).

Outro ponto que justifica este evento é o aumento da proporção carbonato/fosfato (Tabela 9), indicando que houve diminuição dos valores de propriedades mecânicas, verificado também por Barros da Cunha (2017) e Qing (2015). Assim como o aumento da proporção carbonato/fosfato, a degradação do colágeno do tipo IV e VII é responsável pela maior perda de volume (McGuirre et al., 2014).

A maior perda de volume está relacionada também à diminuição da resistência ao riscamento observado neste estudo (Tabela 19 e Figuras 24, 25, 26, 27, 28, 29, 30, 31, 32, 33, 34, 35). Também foi observado maior desgaste nas imagens de microscopia de varredura (Figura 37) de 60 Gy e 70 Gy, comprovadas pela perfilometria óptica (Figura 36). Esta característica de aumento da perda de volume desses grupos indica que as diferentes doses foram capazes de alterar a microestrutura do esmalte dentário gerando microtrincas internas. Portanto, a quinta hipótese de que as diferentes doses não influenciaram a perda de volume foi rejeitada.

Ao examinar os materiais antagonistas utilizados no ensaio de desgaste, pode-se relatar que a cerâmica Enamic apresentou maior perda de volume comparada à Esteatita (Tabela 23). Esta condição pode estar relacionada à dureza de cada material, sendo que a cerâmica Enamic apresenta valores menores de dureza (413,73 VH \pm 125,70) em comparação a Esteatita (913,50 VH \pm 96,47), portanto, a Enamic tem a tendência de apresentar uma menor resistência ao desgaste (Xu et al., 2017; Mandikos et al., 2001). A Enamic é composta por uma cerâmica e uma cadeia polimérica, desta forma, a cadeia polimérica contribui para uma menor resistência ao desgaste (Xu et al., 2017) comparada à cerâmica Esteatita.

A diminuição do volume pode ser medida também pela diminuição de rugosidade (Ra) apresentado neste estudo (Figura 40), uma vez que foi observada rugosidade final menor que a inicial, corroborado por Nayyer (2018). Esta condição sugere que houve polimento das superfícies das cerâmicas, observada nas Figuras 41 e 42.

Outro ponto relatado, foi que a esteatita teve maior capacidade de desgaste do dente antagonista do que a cerâmica híbrida, visto na T]tabela 21, o que pode ser justificado tanto pela dureza (Tabela 26) como também pela topografia (Figuras 41 e 42).

Na tabela 25 e na figura 40, observa-se que a cerâmica Enamic apresenta padrão menos rugoso do que a esteatita, uma vez que a cerâmica híbrida é facilmente usinada (Bottino et al., 2015) e a esteatita utilizada é compactada numa forma e sinterizada.

Além da esteatita ter apresentado um padrão mais rugoso do que a Enamic (Tabela 25), a cerâmica híbrida tem a dureza menor do que a da esteatita. Esta discrepância é considerada um fator determinante para o desgaste do antagonista (Xu et al., 2017; Ludovichetti et al., 2018; Zurek et al., 2018). Desta maneira, a sexta hipótese de que os materiais do antagonista não influenciariam na perda de volume do esmalte dentário foi rejeitada.

Ao comparar as imagens de perfilometria (Figura 38) e imagens de microscopia eletrônica de varredura (Figura 39) pode se sugerir que os desgastes realizados pelos pinos de Enamic não diferiram. Em contrapartida, os pinos de esteatita ocasionaram grande perda de volume do esmalte irradiado (Figuras 36

e 37), já justificada pela rugosidade e dureza maiores dos pinos de esteatita em comparação à Enamic.

Embora, a esteatita esteja sendo utilizada como análogo ao esmalte dentário nos ensaios de desgaste, neste trabalho verificou-se que há maior desgaste do dente do que do material, devido a maior dureza da esteatita (913,5 VH \pm 96,47) em comparação ao esmalte dentário (515,6 VH \pm 56,2), como já relatado por Shortall (2002), Preis (2011), Preis (2016). Em contrapartida, estudos tem demonstrado que a cerâmica Enamic tem a capacidade de desgaste próximo ao esmalte dental, quando antagonista; pois estes apresentam dureza próximos (Stawarczy et al., 2016; Mörmann et al., 2016; Lawson et al., 2016; Choi et al., 2017; Xu et al., 2017). No presente estudo constatou-se que a cerâmica Enamic (413,73 VH \pm 125,70) apresenta a dureza próxima ao elemento dental (515,6 VH \pm 56,2), sugerindo o uso de pinos confeccionados a partir da cerâmica híbrida.

Embora, o desgaste fisiológico (chewing simulator) tem sido estudado; não se encontrou na literatura consultada, pesquisas que observasse o desgaste do esmalte irradiado com várias doses terapêuticas utilizando diversos antagonistas. Sendo assim, este presente trabalho apresenta caráter inovador, com novas técnicas mencionadas, sugerindo um material para reabilitação orais em pacientes oncológicos.

7 CONCLUSÃO

Pode-se concluir que:

• As diferentes doses de radiação ionizante não modificaram as propriedades da cerâmica híbrida.

• A exposição à radiação ionizante de forma terapêutica diminui a dureza e modificou o módulo de elasticidade do esmalte dentário.

• A resistência ao riscamento foi alterada com o aumento da radiação ionizante, principalmente nos grupos 60 Gy e 70 Gy.

• Os grupos submetidos à radiação ionizante sofreram degradação química e modificação da proporção carbonato/ fosfato.

• A cristalinidade, tamanho de cristalito e fator de forma não foram modificados pela radiação ionizante.

• As doses 60 Gy e 70 Gy apresentaram maiores volumes perdidos após o desgaste.

• A esteatita desgastou mais o antagonista do que a Enamic.

• A cerâmica Enamic apresentou menor resistência ao desgaste.

REFERÊNCIAS*

Angker L, Swain MV. Nanoindentation: application to dental hard tissue investigations. J Mater Res 2006 Aug;21(8):1893-905. doi:10.1557/jmr.2006.0257.

Bahreyni Toossi MT, Ghorbani M, Akbari F, Mehrpouyan M, Sobhkhiz Sabet L. Evaluation of the effect of tooth and dental restoration material on electron dose distribution and production of photon contamination in electron beam radiotherapy. Australas Phys Eng Sci Med. 2016;39(1):113-22. doi: 10.1007/s13246-015-0404-z. PMID: 26581762.

Bai Y, Zhao J, Si W, Wang X. Two-body wear performance of dental colored zirconia after different surface treatments. J Prosthet Dent. 2016 Oct;116(4):584-90. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.02.006.

Bailiff IK, Correcher V, Delgado A, Goksu Y, Hubner S. Luminescence characteristics of dental ceramics for retrospective dosimetry: a preliminary study. Radiat Prot Dosimetry. 2002;101(1-4):519-24. PMID: 12382804.

Barrios R, Montero J, Gonzalez-Moles MA, Baca P, Bravo M. Levels of scientific evidence of the quality of life in patients treated for oral cancer. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2013 Jul;18(4):e578-84. PMID: 23722141.

Beech N, Robinson S, Porceddu S, Batstone M. Dental management of patients irradiated for head and neck cancer. Aust Dent J. 2014 Mar;59(1):20-8. doi: 10.1111/adj.12134. PMID: 24495127.

Bowes JH, Murray MM. The chemical composition of teeth: The composition of human enamel and dentine. Biochem J. 1935 Dec;29(12):2721-7. PMID: 16745959.

Bottino MA, Campos F, Ramos NC, Rippe MP, Valandro LF, Melo RM. Inlays made from a hybrid material: adaptation and bond strengths. Oper Dent. 2015 May-Jun;40(3):E83-91. doi: 10.2341/13-343-L. PMID: 25405903.

Brasil. Ministério da Saúde. Manual de Bases Técnicas da Oncologia–SIA/SUS Sistema de Informações Ambulatoriais. Brasília: MS. SAS/DRAC/CGSI, 2015.

Bull SJ. Failure mode maps in the thin film scratch adhesion test. Tribo Intern. 1997 July;30(7):491-8. doi:10.1016/S0301-679X(97)00012-1.

^{*} Baseado em: International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [Internet]. Bethesda: US NLM; c2003 [atualizado 04 nov 2015; acesso em 25 jan 2017]. U.S. National Library of Medicine; [about 6 p.]. Disponível em: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html
Caldas LR. Bases radiobiológicas. Ministério da Saúde. Secretaria de Assistência Médica. Divisão Nacional de Cancer; 1970.

Catelan A, Padilha AC, Salzedas LM, Coclete GA, Santos PH. Effect of radiotherapy on the radiopacity and flexural strength of a composite resin. Acta Odontol Latinoam. 2008;21(2):159-62. PMID: 19177853.

Chin DW, Treister N, Friedland B, Cormack RA, Tishler RB, Makrigiorgos GM, et al. Effect of dental restorations and prostheses on radiotherapy dose distribution: a Monte Carlo study. J Appl Clin Med Phys. 2009 Feb;10(1):2853. PMID: 19223833.

Choi JW, Song EJ, Shin JH, Jeong TS, Huh JB. In Vitro Investigation of Wear of CAD/CAM Polymeric Materials Against Primary Teeth. Materials (Basel). 2017 Dec 9;10(12). pii: E1410. doi: 10.3390/ma10121410. PMID: 29232849.

Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltratedceramic-network materials. Dent Mater. 2013 Apr;29(4):419-26. doi: 10.1016/j.dental.2013.01.002. PMID: 23410552.

Controle do Câncer: uma proposta de integração ensino-serviço. 2 ed. rev. atual. Rio de Janeiro: Pro-Onco. 1993.

Dal Piva AMO, Tribst JPM, Souza ROAE, Borges ALS. Inmfluence of Alveolar Bone Loss and Cement Layer Thickness on the Biomechanical Behavior of Endodontically Treated Maxillary Incisors: A 3-dimensional Finite Element Analysis. J Endod. 2017 May;43(5):791-5. doi: 10.1016/j.joen.2016.11.020. PMID: 28343925.

de Araujo AM, Gomes CC, de Almeida SM, Klamt CB, Novaes PD. Effect of radiotherapy on the eruption rate and morphology of the odontogenic region of rat incisors. Arch Oral Biol. 2014;59(11):1242–1248. doi: 10.1016/j.archoralbio.2014.07.004. PMID: 25129812.

de Barros da Cunha SR, Fonseca FP, Ramos PAMM, Haddad CMK, Fregnani ER, Aranha ACC. Effects of different radiation doses on the microhardness, superficial morphology, and mineral components of human enamel. Arch Oral Biol. 2017 Aug;80:130-135. doi: 10.1016/j.archoralbio.2017.04.007. PMID: 28414987.

de Sá Ferreira EM, Soares LE, Antunes HS, Uemura ST, da Silva Barbosa P, Salmon HA Jr, et al. Effect of therapeutic doses of radiotherapy on the organic and inorganic contents of the deciduous enamel: an in vitro study. Clin Oral Investig. 2016 Nov;20(8):1953-61. doi: 10.1007/s00784-015-1686-y. PMID: 26689568.

Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. Dent Mater. 2014, 30(5):564-9. doi: 10.1016/j.dental.2014.02.019. PMID: 24656471.

Dietrich A, Heimann RB, Willmann G. The colour of medical-grade zirconia (Y-TZP). J Mater Sci Mater Med. 1996;7(9):559-65. doi: 10.1007/BF00122179.

Dobroś K, Hajto-Bryk J, Wróblewska M, Zarzecka J. Radiation-induced caries as the late effect of radiation therapy in the head and neck region. Contemp Oncol (Pozn). 2016;20(4):287-90. doi: 10.5114/wo.2015.54081. PMID: 27688724.

Elbatal HA, Mandouh Z, Zayed H, Marzouk SY, Elkomy G, Hosny A. Gamma ray interactions with undoped and CuO-doped lithium disilicate glasses. Physica B-Condensed Matter. 2010;405(23):4755-62. doi:10.1016/j.physb.2010.08.071.

Epstein JB, Thariat J, Bensadoun RJ, Barasch A, Murphy BA, Kolnick L, et al. Oral complications of cancer and cancer therapy: from cancer treatment to survivorship. CA Cancer J Clin. 2012b;62(6):400-22. doi: 10.3322/caac.21157. PMID: 22972543.

Epstein JB, Guneri P, Boyacioglu H, Abt E. The limitations of the clinical oral examination in detecting dysplastic oral lesions and oral squamous cell carcinoma. J Am Dent Assoc. 2012a;143(12):1332-42. PMID: 23204089.

Eriksson D, Stigbrand T. Radiation-induced cell death mechanisms. Tumour Biol. 2010;31(4):363-72. doi: 10.1007/s13277-010-0042-8. PMID: 20490962.

Farahani M, Eichmiller FC, McLaughlin WL. Measurement of absorbed doses near metal and dental material interfaces irradiated by x- and gamma-ray therapy beams. Phys Med Biol. 1990 Mar;35(3):369-85. PMID: 2320667.

Farhood B, Samadian H, Ghorbani M, Zakariaee SS, Knaup C. Physical, dosimetric and clinical aspects and delivery systems in neutron capture therapy. Rep Pract Oncol Radiother. 2018;23(5):462-73. doi: 10.1016/j.rpor.2018.07.002. PMID: 30263016. Ferlay J, Soerjomataram I, Dikshit R, Eser S, Mathers C, Rebelo M, et al. Cancer incidence and mortality worldwide: sources, methods and major patterns in GLOBOCAN 2012. Int J Cancer. 2015 Mar 1;136(5):E359-86. doi: 10.1002/ijc.29210. PMID: 25220842.

Ghazal M, Yang B, Ludwig K, Kern M. Two-body wear of resin and ceramic denture teeth in comparison to human enamel. Dent Mater. 2008 Apr;24(4):502-7. doi: 10.1016/j.dental.2007.04.012. PMID: 17688934.

Gonçalves LM, Palma-Dibb RG, Paula-Silva FW, Oliveira HF, Nelson-Filho P, Silva LA, et al. Radiation therapy alters microhardness and microstructure of enamel and dentin of permanent human teeth. J Dent. 2014 Aug;42(8):986-92. doi: 10.1016/j.jdent.2014.05.011. PMID: 24887361.

Grötz KA, Duschner H, Kutzner J, Thelen M, Wagner W. New evidence for the etiology of so-called radiation caries. Proof for directed radiogenic damage on the enamel dentin junction. Strahlenther Onkol. 1997; 173(12):668-76. PMID: 9454351.

Hahnel S, Schultz S, Trempler C, Ach B, Handel G, Rosentritt M. Two-body wear of dental restorative materials. J Mech Behav Biomed Mater. 2011 Apr;4(3):237-44. doi: 10.1016/j.jmbbm.2010.06.001. PMID: 21316610.

He LH, Purton D, Swain M. A novel polymer infiltrated ceramic for dental simulation. J Mater Sci Mater Med. 2011; 22(7):1639-43. doi: 10.1007/s10856-011-4350-3. PMID: 21614593.

He LH, Swain M. A novel polymer infiltrated ceramic dental material. Dent Mater. 2011; 27(6):527-34. doi: 10.1016/j.dental.2011.02.002. PMID: 21371744.

Heilmann A, Tsakos G, Watt RG. Oral Health Over the Life Course. In: Burton-Jeangros C, Cullati S, Sacker A, Blane D, editors. A Life Course Perspective on Health Trajectories and Transitions. Cham (CH): Springer; 2015. Cap 3.

Hobbs LW, ClinardJr FW, Zinkle SJ, Ewing RC. Radiation effects in ceramics. J Nucl Mater. 1994; 216: 291-321. doi:10.1016/0022-3115(94)90017-5.

Huang SH, O'Sullivan B. Oral cancer: Current role of radiotherapy and chemotherapy.Med Oral Patol Oral Cir Bucal 2013 Mar; 18(2): 233–240. PMID: 23385513.

Huang W, Zalnezhad E, Farayi Musharavati, Jahanshahic P. Investigation of the tribological and biomechanical properties of CrAlTiN and CrN/NbN coatings on SST 304. Ceram Int 2017 Aug; 43(11):7992-8003. doi: 10.1016/j.ceramint.2017.03.081.

Hubner W, Blume A, Pushnjakova R, Dekhtyar Y, Hein HJ. The influence of Xray radiation on the mineral/organic matrix interaction of bone tissue: an FT-IR microscopic investigation. Int J Artif Organs. 2005; 28(1):66–73. PMID:15742312.

Instituto Nacional de Câncer. Estimativa 2018: incidência de câncer no Brasil / Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva – Rio de Janeiro: INCA, 2017.

Jawad H, Hodson NA, Nixon PJ. A review of dental treatment of head and neck cancer patients, before, during and after radiotherapy: part 1. Br Dent J. 2015 Jan;218(2):65-8. doi: 10.1038/sj.bdj.2015.28. PMID: 25613260.

Kewekordes T, Wille S, Kern M. Wear of polyetherketoneketones - Influence of titanium dioxide content and antagonistic material. Dent Mater. 2018 Mar;34(3):560-7. doi: 10.1016/j.dental.2017.12.009. PMID: 29373134.

Kielbassa AM, Hinkelbein W, Hellwig E, Meyer-Lückel H. Radiation-related damage to dentition. Lancet Oncol. 2006 Apr;7(4):326-35. Review. doi: 10.1016/S1470-2045(06)70658-1. PMID: 16574548.

Klein J, Livergant J, Ringash J. Health related quality of life in head and neck cancer treated with radiation therapy with or without chemotherapy: A systematic review. Oral Oncol. 2014 Apr;50:254-62.doi: 10.1016/j.oraloncology.2014.01.015. PMID: 24559650.

Köstler WJ, Hejna M, Wenzel C, Zielinski CC. Oral mucositis complicating chemotherapy and/or radiotherapy: options for prevention and treatment. CA Cancer J Clin. 2001 Sep-Oct;51(5):290-315. PMID: 11577493.

Lambrechts P, Debels E, Van Landuyt K, Peumans M, Van Meerbeek B. How to simulate wear? Overview of existing methods. Dent Mater. 2006 Aug;22(8):693-701. doi:10.1016/j.dental.2006.02.004. PMID: 16712913.

Lawson NC, Bansal R, Burgess JO. Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. Dent Mater. 2016 Nov;32(11):e275-e283. doi: 10.1016/j.dental.2016.08.222. PMID: 27639808.

Leung BT, Tsoi JK, Matinlinna JP, Pow EH. Comparison of mechanical properties of three machinable ceramics with an experimental fluorophlogopite glass ceramic. J Prosthet Dent. 2015 Sep;114(3):440-6. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.02.024. PMID: 26013069.

Lowater F, Murray MM. Chemical composition of teeth: Spectrographic analysis. Biochem J. 1937 May; 31(5): 837–41. PMID: 16746405.

Ludovichetti FS, Trindade FZ, Werner A, Kleverlaan CJ, Fonseca RG. Wear resistance and abrasiveness of CAD-CAM monolithic materials. J Prosthet Dent. 2018 Aug;120(2):318.e1-318.e8. doi: 10.1016/j.prosdent.2018.05.011. PMID: 30097264.

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 Jan 26;51(2):119-28. doi: 10.1159/000452866. PMID: 28122368.

Mandikos MN, McGivney GP, Davis E, Bush PJ, Carter JM. A comparison of the wear resistance and hardness of indirect composite resins. J Prosthet Dent. 2001 Apr;85(4):386-95. doi: 10.1067/mpr.2001.114267. PMID: 11319537.

McGuire JD, Gorski JP, Dusevich V, Wang Y, Walker MP. Type IV collagen is a novel DEJ biomarker that is reduced by radiotherapy. J Dent Res. 2014 Oct;93(10):1028-34. doi: 10.1177/0022034514548221. PMID: 25146181.

Mellara TS, Palma-Dibb RG, Oliveira HF, Garcia Paula-Silva FW, Nelson-Filho P, da Silva RA, et al. The effect of radiation therapy on the mechanical and morphological properties of the enamel and dentin of deciduous teeth--an in vitro study. Radiat Oncol. 2014 Jan 22;9:30. doi: 10.1186/1748-717X-9-30. PMID: 24450404.

Meldrum A, Boatner LA, Ewing RC. Size effects in the irradiation-induced crystalline-to-amorphous transformation. Nucl Instrum Meth. 2003 May; 207(1):28-35. doi: 10.1016/S0168-583X(03)00519-6.

Mörmann WH, Stawarczyk B, Ender A, Sener B, Attin T, Mehl A. Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: twobody wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. J Mech Behav Biomed Mater. 2013 Apr;20:113-25. doi: 10.1016/j.jmbbm.2013.01.003. PMID: 23455168. Nanci A. Ten Cate's Oral Histology. 7. ed. Saint. Louis: Elsevier Mosby; 2008.

Naves LZ, Novais VR, Armstrong SR, Correr-Sobrinho L, Soares CJ. Effect of gamma radiation on bonding to human enamel and dentin. Support Care Cancer. 2012 Nov;20:2873–8. doi: 10.1007/s00520-012-1414-y. PMID: 22415607.

Novais VR, Junior PCS, Rodrigues RB, Roscoe MG, Valdivia ADCM, Soares CJ. Effect of irradiation on the mechanical behavior of restorative materials. Rev Odontol Bras Central 2015;24(68):44-8.

Nayyer M, Zahid S, Hassan SH, Mian SA, Mehmood S, Khan H, et al. Comparative abrasive wear resistance and surface analysis of dental resin-based materials. Eur J Dent. 2018 Jan-Mar;12(1):57-66. doi: 10.4103/ejd.ejd_380_17. PMID: 29657526.

Oliver WC, Pharr GM. An improved technique for determining hardness and elastic modulus using load and displacement sensing indentation experiments. J Mater Res. 1992 Jun; 7(6):1564–83. doi:10.1557/JMR.1992.1564.

Okuno E. Efeitos biológicos das radiações ionizantes: acidente radiológico de Goiânia. Estud Av. 2013 Jan-april;27(77):187-99.

Pells G. Radiation Effects in Ceramics. MRS Bulletin 1997; 22(4):22-8. doi:10.1557/S0883769400032991.

Pereira MA, Gonçalez OL, Oliveira WA. (Instituto de Estudos Avançados, IEAv). Mapeamento e Calibração do Campo de Radiação da Fonte de Cobalto-60 no Irradiador Eldorado 78. São José dos Campos (SP): IEAv; 2008. Relatório Técnico RT/PEICE-06/2008.

Petersen PE. Oral cancer prevention and control – The approach of the World Health Organization. Oral Oncol. 2009;45(4-5):454-60. doi: 10.1016/j.oraloncology.2008.05.023. PMID: 18804412.

Peyron MA, Santé-Lhoutellier V, François O, Hennequin M. Oral declines and mastication deficiencies cause alteration of food bolus properties. Food Funct. 2018 Feb 21;9(2):1112. doi: 10.1039/c7fo01628j. PMID: 29359227.

Pioch T, Golfels D, Staehle HJ. An experimental study of the stability of irradiated teeth in the region of the dentinoenamel junction. Endod Dent Traumatol. 1992;8(6):241-4. PMID: 1302687.

Qing P, Huang S, Gao S, Qian L, Yu H. Effect of gamma irradiation on the wear behavior of human tooth dentin. Clin Oral Investig. 2016 Dec;20(9):2379-86. doi: 10.1007/s00784-016-1731-5. PMID: 26809432.

Qinq P, Huang S, Gao SS, Qian LM, Yu HY. Effect of gamma irradiation on the wear behavior of human tooth enamel. Sci Rep. 2015;5:11568. doi: 10.1048/srep11568. PMID: 26099692.

Ramos NC, Campos TM, Paz IS, Machado JP, Bottino MA, Cesar PF, et al. Microstructure characterization and SCG of newly engineerde dental ceramics. Dent Mater. 2016 Jul;32(7):870-8. doi: 10.1016/j.dental.2016.03.018. PMID: 27094589.

Reed R, Xu C, Liu Y, Gorski JP, Wang Y, Walker MP. Radiotherapy effect on nanomechanical properties and chemical composition of enamel and dentine. Arch Oral Biol 2015 May; 60(5):690-7. doi: 10.1016/j.archoralbio.2015.02.020. PMID: 25766468.

Reitemeier B, Reitemeier G, Schmidt A, Schaal W, Blochberger P, Lehmann D, et al. Evaluation of a device for attenuation of electron release from dental restorations in a therapeutic radiation field. J Prosthet Dent. 2002; 87(3): 323-7. PMID: 11941360.

Reyes-Gasga J, Martínez-Piñeiro EL, Rodríguez-Álvarez G, Tiznado-Orozco GE, García-García R, Brès EF. XRD and FTIR crystallinity indices in sound human tooth enamel and synthetic hydroxyapatite. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl. 2013 Dec 1;33(8):4568-74. doi: 10.1016/j.msec.2013.07.014. PMID: 24094161.

Richards TM, Hurley T, Grove L, Harrington KJ, Carpenter GH, Proctor GB, et al. The effect of parotid gland-sparing intensity-modulated radiotherapy on salivary composition, flow rate and xerostomia measures. Oral Dis. 2017 Oct;23(7):990-1000. doi: 10.1111/odi.12686. PMID: 28434191.

Savoini B, Cáceres D, Vergara I, González R, Muñoz Santiuste J. Radiation damage in neutron-irradiated yttria-stabilized-zirconia single crystals. J Nucl Mat. 2000 Feb;277(2-3):199-203. doi: 10.1016/S0022-3115(99)00200-7.

Scaff L. Física da radioterapia. São Paulo: Sarvier; 1997

Seyedmahmoud R, Wang Y, Thiagarajan G, Gorski JP, Reed Edwards R, McGuire JD, et al. Oral cancer radiotherapy affects enamel microhardness and associated indentation pattern morphology. Clin Oral Investig. 2018 May;22(4):1795-803. doi: 10.1007/s00784-017-2275-z. PMID: 29151196.

Shah JP, Gil Z. Current concepts in management of oral cancer – surgery. Oral Oncol. 2009 Apr-May;45(4-5):394-401. doi: 10.1016/j.oraloncology.2008.05.017. PMID: 18674952.

Silva PNFD, Martinelli-Lobo CM, Bottino MA, Melo RM, Valandro LF. Bond strength between a polymer-infiltrated ceramic network and a composite for repair: effect of several ceramic surface treatments. Braz Oral Res. 2018;32:e28. doi: 10.1590/1807-3107bor-2018.vol32.0028. PMID: 29641642.

Soares CJ, Castro CG, Neiva NA, Soares PV, Santos-Filho PC, Naves LZ, et al. Effect of gamma irradiation on ultimate tensile strength of enamel and dentin. J Dent Res. 2010 Feb;89(2):159-64. doi: 10.1177/0022034509351251. PMID: 20042736.

Soares CJ, Neiva NA, Soares PB, Dechichi P, Novais VR, Naves LZ, et al. Effects of chlorhexidine and fluoride on irradiated enamel and dentin. J Dent Res. 2011 May;90(5):659-64. doi: 10.1177/0022034511398272. PMID: 21335538.

Springer IN, Niehoff P, Warnke PH, Böcek G, Kovács G, Suhr M et al. Radiation caries- radiogenic destruction of dental collagen. Oral Oncol. 2005;41(7):723-8. doi: 10.1016/j.oraloncology.2005.03.011. PMID: 15979926.

Stawarczyk B, Liebermann A, Eichberger M, Güth JF. Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. J Mech Behav Biomed Mater. 2015 Mar;55:1-11. doi: 10.1016/j.jmbbm.2015.10.004. PMID: 26519658.

Stuart BW, Gimeno-Fabra M, Segal J, Ahmed I, Grant DM. Mechanical, structural and dissolution properties of heat treated thin-film phosphate based glasses. Appl Surf Sci. 2017;416:605-17. doi:10.1016/j.apsusc.2017.04.110.

Tillitson EW, Craig RG, Peyton FA. Friction and wear of restorative dental materials. J Dent Res. 1971 Jan-Feb;50(1):149-54. doi: 10.1177/00220345710500011001. PMID: 5276330.

Thiagarajan G, Vizcarra B, Bodapudi V, Reed R, Seyedmahmoud R, Wang Y, et al. Stress analysis of irradiated human tooth enamel using finite element methods. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2017 Nov;20(14):1533-42. doi: 10.1080/10255842.2017.1383401. PMID: 29063816.

Toque JA, Herliansyah MK, Hamdi M, Ide-Ektessabi A, Sopyan I. Adhesion failure behavior of sputtered calcium phosphate thin film coatings evaluated using microscratch testing. J Mech Behav Biomed Mater. 2010 May;3(4):324-30. doi: 10.1016/j.jmbbm.2010.01.002. PMID: 20346900.

Tsujii II. Quantitative dose-response analysis of salivary function following radiotherapy using sequential RT-sialography. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 1985;11:1603-12. PMID: 2993209.

Tsujimoto A, Barkmeier WW, Takamizawa T, Latta MA, Miyazaki M. Influence of Thermal Cycling on Flexural Properties and Simulated Wear of Computer-aided Design/Computer-aided Manufacturing Resin Composites. Oper Dent. 2017 Jan/Feb;42(1):101-10. doi: 10.2341/16-046-L. PMID: 27802120.

Vargas-Becerril N, García-García R, Reyes-Gasga J. Structural Changes in Human Teeth after Heating up to 1200°C in Argon Atmosphere. Materials Sci Appl. 2018; 9:637-56. doi: 10.4236/msa.2018.97046.

Vaz, Rafael Galhardo. Metodologia de medidas dos efeitos de dose acumulada de radiação ionizante nos parâmetros elétricos de transitores MOS [dissertação]. São José dos Campos (SP): Instituto Tecnológico de Aeronáutica (ITA), 2015.

Veronese I, Galli A, Cantone MC, Martini M, Vernizzi F, Guzzi G. Study of TSL and OSL properties of dental ceramics for accidental dosimetry applications. Rad Meas. 2010 Jan;45:35–41. doi: 10.1016/j.radmeas.2009.11.005.

von Fraunhofer JA, Curtis Jr P, Sharma S, Farman AG. The effects of gamma radiation on the properties of composite restorative resins. J Dent. 1989 Aug;17(4):177-83. PMID: 2768630.

Walker R. Direct effect of radiation on the solubility of human teeth in vitro. J Dent Res. 1975 Jul-Aug;54(4):901. doi: 10.1177/00220345750540043201. PMID: 1057576.

Wang K, Amdur RJ, Mendenhall WM, Green R, Aumer S, Hackman TG, et al. Impact of post-chemoradiotherapy superselective/selective neck dissection on patient reported quality of life. Oral Oncol. 2016; 58:21–6. doi: 10.1016/j.oraloncology.2016.04.015. PMID: 27311398.

Wassell RW, McCabe JF, Walls AW. A two-body frictional wear test. J DentRes. 1994;Sep;73(9):1546-53. doi: 10.1177/00220345940730091001. PMID: 7929990.

Woda A, Mishellany A, Peyron MA. The regulation of masticatory function and food bolus formation. J Oral Rehabil. 2006 Nov;33(11):840-9. doi: 10.1111/j.1365-2842.2006.01626.x. PMID: 17002744.

Yap AU, Ong LF, Teoh SH, Hastings GW. Comparative wear ranking of dental restoratives with the BIOMAT wear simulator. J Oral Rehabil. 1999 Mar;26(3):228-35. PMID: 10194732.

Yoriyaz H. Monte Carlo Method: principles and applications in Medical Physics. Revista Brasileira de Física Médica. 2009;3(1):141-9.

Xu Z, Yu P, Arola DD, Min J, Gao S. A comparative study on the wear behavior of a polymer infiltrated ceramic network (PICN) material and tooth enamel. Dent Mater. 2017 Dec;33(12):1351-61. doi: 10.1016/j.dental.2017.08.190. PMID: 28941585.

Zierden K, Acar J, Rehmann P, Wöstmann B. Wear and Fracture Strength of New Ceramic Resins for Chairside Milling. Int J Prosthodont. 2018;31(1):74–6. doi: 10.11607/ijp.5492. PMID: 29166421.

Zheng J, Zeng Y, Wen J, Zheng L, Zhou Z. Impact wear behavior of human tooth enamel under simulated chewing conditions. J Mech Behav Biomed Mater. 2016 Sep;62:119-27. doi: 10.1016/j.jmbbm.2016.04.039. PMID: 27183431.

Zhi L, Bortolotto T, Krejci I. Comparative in vitro wear resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic materials. J Prosthet Dent. 2016 Feb;115(2):199-202. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.07.011. PMID: 26460171.

Zurek AD, Alfaro MF, Wee AG, Yuan JC, Barao VA, Mathew MT, Sukotjo C. Wear Characteristics and Volume Loss of CAD/CAM Ceramic Materials. J Prosthodont. 2018 Mar 6. doi: 10.1111/jopr.12782. PMID: 29508487.

ANEXO A —Comitê de Ética



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Caracterização microestrutural de uma cerâmica híbrida e sua capacidade de desgaste do esmalte dentário submetido à radiação ionizante

Pesquisador: POLLYANNA NOGUEIRA FERREIRA DA SILVA

Área Temática:

Versão: 1 CAAE: 66495417.1.0000.0077

Instituição Proponente: Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos - UNESP Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.022.414

Apresentação do Projeto:

O projeto esta bem descrito.

Objetivo da Pesquisa:

 Avaliar, as modificações microestruturais na cerâmica (Enamic), através da resistência à flexão biaxial, FT-IR e microscopia eletrônica de varredura.

 Avaliar, as alterações causadas pelas diferentes doses de radiação ionizante, no esmalte dental, por meio do FT-IR, DR-X, dureza Knoop, resistência ao riscamento, microscopia de luz polarizada e microscopia eletrônica de varredura, após desgaste.

• Avaliar, a resistência ao desgaste do esmalte dentário submetido à diferentes doses de radiação ionizante, por meio da rugosidade óptica, perda de massa, microscopia eletrônica de varredura.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

por se tratar de um projeto laboratorial,que usara dentes humanos extraídos, os riscos e benefícios foram citados de forma pertinente.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

trata-se um experimento com vistas a melhoras restauradoras, o que é muito pertinente

Endereç	o: Av.Engº Francisco J	osé Longo 777			
Bairro:	Jardim São Dimas	CEP:	12.245-000		
UF: SP	Município:	SAO JOSE DOS CAMPOS			
Telefone	: (12)3947-9078	Fax: (12)3947-9010	E-mail:	ceph@fosjc.unesp.br	

Página 01 de 03

ANEXO B — Dados dos testes pareados T-Student fixados no fator radiação

Paired T-Test and CI: Desgaste (Inicial), Desgaste (Final)

```
Results for Material = Enamic, Radiação = 0
```

```
Paired T for Desgaste (Inicial) - Desgaste (Final)
```

	Ν	Mean	StDev	SE Mean
Desgaste (Inicial)	10	0.866	0.136	0.043
Desgaste (Final)	10	0.639	0.343	0.108
Difference	10	0.227	0.362	0.114

95% CI for mean difference: (-0.032, 0.485)T-Test of mean difference = 0 (vs \neq 0): T-Value = 1.98 P-Value = 0.079

Results for Material = Enamic, Radiação = 20

Paired T for Desgaste (Inicial) - Desgaste (Final)

N Mean StDev SE Mean Desgaste (Inicial) 10 0.8293 0.1240 0.0392 Desgaste (Final) 10 0.5117 0.0777 0.0246 Difference 10 0.3177 0.1586 0.0502 95% CI for mean difference: (0.2042, 0.4311)T-Test of mean difference = 0 (vs \neq 0): T-Value = 6.33 P-Value = **0.000**

Results for Material = Enamic, Radiação = 40

Paired T for Desgaste (Inicial) - Desgaste (Final)

NMeanStDevSE MeanDesgaste (Inicial)100.85430.20120.0636Desgaste (Final)100.59300.09910.0313Difference100.26130.24960.0789

95% CI for mean difference: (0.0828, 0.4399)

T-Test of mean difference = 0 (vs \neq 0): T-Value = 3.31 P-Value = 0.009

Results for Material = Enamic, Radiação = 50

 Paired T for Desgaste (Inicial) - Desgaste (Final)

 N
 Mean
 StDev
 SE Mean

 Desgaste (Inicial)
 10
 0.9247
 0.1710
 0.0541

 Desgaste (Final)
 10
 0.6383
 0.1794
 0.0567

 Difference
 10
 0.2863
 0.2632
 0.0832

95% CI for mean difference: (0.0980, 0.4746) T-Test of mean difference = 0 (vs \neq 0): T-Value = 3.44 P-Value = **0.007**

Results for Material = Enamic, Radiação = 60

Paired T for Desgaste (Inicial) - Desgaste (Final)

NMeanStDevSE MeanDesgaste (Inicial)100.90900.11260.0356Desgaste (Final)100.72230.15770.0499Difference100.18670.23770.0752

95% CI for mean difference: (0.0166, 0.3567) T-Test of mean difference = 0 (vs \neq 0): T-Value = 2.48 P-Value = **0.035**

Results for Material = Enamic, Radiação = 70

Paired T for Desgaste (Inicial) - Desgaste (Final)

NMeanStDevSE MeanDesgaste (Inicial)100.83770.08910.0282Desgaste (Final)100.52900.25380.0802Difference100.3090.3230.102

95% CI for mean difference: (0.078, 0.540)

T-Test of mean difference = 0 (vs \neq 0): T-Value = 3.02 P-Value = 0.014

Results for Material = Esteatita, Radiação = 0

Paired T for Desgaste (Inicial) - Desgaste (Final)

N M	lean	StDe	v SE N	Mean
Desgaste (Inicial)	10	1.809	0.320	0.101
Desgaste (Final)	10	1.463	0.778	0.246
Difference 1	0 0	.346 0	.720	0.228

95% CI for mean difference: (-0.169, 0.862)

T-Test of mean difference = 0 (vs \neq 0): T-Value = 1.52 P-Value = 0.163

Results for Material = Esteatita, Radiação = 20

Paired T for Desgaste (Inicial) - Desgaste (Final)NMeanStDevSE MeanDesgaste (Inicial)10101.75750.30200.0955Desgaste (Final)10101.04700.19870.0628Difference100.7110.4550.144

95% CI for mean difference: (0.385, 1.036) T-Test of mean difference = 0 (vs \neq 0): T-Value = 4.94 P-Value = 0.001

Results for Material = Esteatita, Radiação = 40

Paired T for Desgaste (Inicial) - Desgaste (Final)

N Mean StDev SE Mean

Desgaste (Inicial)	10	1.922	0.288	0.091
Desgaste (Final)	10	1.005	0.387	0.122
Difference 1	0 0	.917 0	.407	0.129

95% CI for mean difference: (0.626, 1.208) T-Test of mean difference = 0 (vs \neq 0): T-Value = 7.12 P-Value = 0.000

Results for Material = Esteatita, Radiação = 50

Paired T for Desgaste (Inicial) - Desgaste (Final)NNMeanStDevSEMeanDesgaste (Inicial)101.7330.2390.076Desgaste (Final)101.0440.3510.111Difference100.6890.3620.114

95% CI for mean difference: (0.430, 0.948)T-Test of mean difference = 0 (vs \neq 0): T-Value = 6.02 P-Value = 0.000

Results for Material = Esteatita, Radiação = 60

Paired T for Desgaste (Inicial) - Desgaste (Final) N Mean StDev SE Mean Desgaste (Inicial) 10 1.9123 0.2948 0.0932 Desgaste (Final)101.10700.24330.0770Difference100.80530.22570.0714

95% CI for mean difference: (0.6439, 0.9668) T-Test of mean difference = 0 (vs \neq 0): T-Value = 11.28 P-Value = 0.000

Results for Material = Esteatita, Radiação = 70

Paired T for Desgaste (Inicial) - Desgaste (Final)NMean StDev SE MeanDesgaste (Inicial)101.7300.1680.053Desgaste (Final)100.8760.4020.127Difference100.8530.3720.118

95% CI for mean difference: (0.587, 1.120) T-Test of mean difference = 0 (vs \neq 0): T-Value = 7.25; p-Value = 0.000

Fonte: Prof. Dr. Ivan Balducci