UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

EBELE ADAOBI SILVA

Caracterização microestrutural e determinação das propriedades mecânicas e ópticas de um novo material cerâmico infiltrado com polímero

Ribeirão Preto

2020

EBELE ADAOBI SILVA

Caracterização microestrutural e determinação das propriedades mecânicas e ópticas de um novo material cerâmico infiltrado com polímero

Versão Original

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutora em Ciências Programa: Odontologia (Reabilitação Oral).

Área de concentração: Reabilitação Oral

Orientador: Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro

Ribeirão Preto

2020

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Silva, Ebele Adaobi

Caracterização microestrutural e determinação das propriedades mecânicas e ópticas de um novo material cerâmico infiltrado com polímero. Ribeirão Preto, 2020.

145 p. : il. ; 30 cm

Tese de Doutorado, apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP. Área de concentração: Reabilitação Oral.

Orientador: Ribeiro, Ricardo Faria.

1. Cerâmica. 2. Polímeros. 3. Desenho Auxiliado por Computador/Manufatura Auxiliada por Computador. 4. Prótese Dentária. 5. Resistência de Materiais.

NOME: SILVA, Ebele Adaobi

TÍTULO: Caracterização microestrutural e determinação das propriedades mecânicas e ópticas de um novo material cerâmico infiltrado com polímero

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências. Programa: Odontologia (Reabilitação Oral).

Aprovada em ___/___/___

Banca Examinadora

Presidente:

Prof. (a) Dr.(a): _____

Instituição: _____

Assinatura: _____

Prof.(a) Dr.(a): _____

Instituição: _____

Julgamento: _____

Assinatura: _____

Prof.(a) Dr.(a): _____

Instituição: _____

Julgamento: _____

Assinatura: _____

Prof.(a) Dr.(a) _____

Instituição: _____

Julgamento: _____

Assinatura: _____

Agradecimentos Especiais

À minha mãe, **Diva**, que durante toda a minha vida não mediu esforços para que eu tivesse a melhor formação possível e alcançasse meus objetivos. Só nós sabemos como foi o caminho até aqui. Sou grata pelo seu apoio, doação e renúncia. Tenho certeza que minha realização pessoal e profissional são motivos de felicidade para você.

Ao meu orientador, **Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro**, que me recebeu vindo de outra faculdade e desde o início me fez sentir muito à vontade. Sempre muito solícito e acessível para conversas relacionadas ao projeto e tantas outras vezes para momentos de conselho e desabafo. Professor, você certamente fez total diferença na minha vida e só reforçou a ideia de que existem exemplos que não devem ser seguidos, sendo você o oposto dessa situação! O tenho como referência de professor, orientador, líder e pessoa, sempre seguindo a ética, justiça e respeito. Concluo essa etapa com a sensação de muito crescimento e aprendizado. Me faltam palavras para expressar toda gratidão que sinto. Agradeço imensamente pelo carinho, atenção, paciência e pela oportunidade de ter sido orientada por você. Esse foi mais um dos presentes que a vida me deu!

Agradecimentos

À **Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (FORP-USP**), por tantas oportunidades de crescimento durante o Doutorado e o curso de Especialização.

À **Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Reabilitação Oral da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo**, no momento representada pela **Profa. Dra. Andréa Cândido dos Reis**, pela dedicação e pelo comprometimento em melhorar a Pós-Graduação e nossa formação.

À **CAPES (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior)**, pela Bolsa de Estudos e pelo suporte ao Programa de Pós-Graduação em Reabilitação Oral.

Ao Digital Center Lab, **Fernando Lopes** e equipe, pelos projetos e fresagens dos espécimes.

À empresa **Singular Implants** pela doação dos blocos cerâmicos, implantes e pilares para a elaboração desta pesquisa.

Aos **Professores do Departamento de Materiais Dentários e Prótese (FORP-USP)**, por todo conhecimento compartilhado e contribuição à minha formação acadêmica e aperfeiçoamento clínico. Em especial, ao **Prof. Dr. Wilson Matsumoto**, o qual me permitiu inúmeros atendimentos clínicos que fizeram total diferença na minha vivência clínica. Muito obrigada pela disponibilidade, amizade, momentos de descontração e oportunidade de me tornar uma profissional melhor.

Ao **Departamento de Odontologia Restauradora (FORP-USP)**, em especial à **Profa. Dra. Regina Guenka Palma Dibb** que permitiu o uso do Microscópio Confocal a Laser para as análises de Rugosidade Superficial e à **Dra. Juliana Jendiroba Faraoni** por toda disponibilidade e paciência no treinamento para o uso do equipamento.

Aos **colegas de Pós-Graduação**, em especial os do Laboratório de Estudos Biomecânicos em Prótese e Implantes.

À equipe de **Funcionários do Departamento de Materiais Dentários e Prótese**.

À Dra. **Adriana Cláudia Lapria Faria Queiroz**, pela imensa e fundamental colaboração na realização deste estudo. Sua presença é indispensável para o bom funcionamento do laboratório. Serei sempre grata.

Ao **Prof. Dr. Estevam Luiz Bonfante, da Faculdade de Odontologia de Bauru – USP,** pela colaboração no planejamento e análise dos dados da Fadiga acelerada.

Desejar é o primeiro passo para fazer acontecer.

Autor desconhecido

Resumo

SILVA, Ebele Adaobi. **Caracterização microestrutural e determinação das propriedades mecânicas e ópticas de um novo material cerâmico infiltrado com polímero**. Ribeirão Preto, 2020. 145p. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral). Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

RESUMO

Para caracterização microestrutural e determinação das propriedades mecânicas e ópticas de um novo material cerâmico infiltrado com polímero, não comercializado no Brasil o presente estudo o comparou com o Vita Enamic®, tido como material padrão ouro. Se trata de uma nova categoria de materiais compósitos, conhecidos como cerâmica híbrida ou PICN ("*Polymer-infiltered-ceramic-network*"), que possuem o objetivo de combinar as propriedades vantajosas da cerâmica, como durabilidade, biocompatibilidade e estabilidade estética, com as propriedades vantajosas dos polímeros, como alta resistência à flexão e baixa abrasividade. A hipótese nula testada foi que não haveria diferença significativa entre o novo material cerâmico híbrido e o material controle. Espécimes em formato retangular (n=96), foram analisados quanto à rugosidade superficial, microdureza e estabilidade de cor, antes e após a imersão em àgua destilada, café, refrigerante à base de coca, energético, suco de laranja e vinho tinto. As mesmas análises também foram realizadas após envelhecimento em autoclave. Para a resistência à flexão e Correlação de Imagens Digitais (CID) os espécimes foram preparados em formato de barra (n=24). Para a termogravimetria foram utilizados fragmentos triturados de ambos os materiais (n=3). Para a resistência ao desgaste, espécimes cônicos com extremidade em hemiesfera (n=20) foram submetidos a 3×10^5 ciclos e espécimes em formato de canino maxilar (n=24) passaram por ciclagem termomecânica na análise de resistência à fadiga. Após a análise estatística (modelo linear generalizado de medidas repetidas, teste T de amostras independentes e análise de Weibull, $p<0,05$), o Vita Enamic® apresentou maiores valores de microdureza inicial, menor resistência à fratura e estabilidade de cor, além de menor estabilidade de rugosidade e microdureza frente à exposição a diferentes bebidas comumente consumidas. Na análise termogravimétrica foi observado que o material Vita Enamic® apresenta baixo conteúdo de rede polimérica (14% em peso), enquanto no Ambarino® foi encontrado 30% de conteúdo polimérico. Em relação à resistência ao desgaste e à fadiga acelerada, Ambarino® e Vita Enamic® apresentaram comportamentos semelhantes. A hipótese nula testada foi rejeitada. Foi concluído que o novo material cerâmico híbrido, Ambarino High Class®, pode ser utilizado como alternativa ao Vita Enamic®, sem que haja prejuízo mecânico ou estético para o tratamento reabilitador. E que ainda não existe padronização quanto à classificação desses novos materiais, uma vez que ambos são ditos como híbridos, porém suas composições apresentam diferenças (conteúdo em % de cerâmica e polímero) que, como observado, aparentemente acarreta em comportamentos distintos frente a determinados estímulos.

Palavras-chave: Cerâmica, Polímeros, Desenho Auxiliado por Computador/Manufatura Auxiliada por Computador, Prótese Dentária, Resistência de Materiais.

Abstract

ABSTRACT

SILVA, Ebele Adaobi. **Microstructural characterization and determination of the mechanical and optical properties of a new polymer infiltrated ceramic material.** Ribeirão Preto**,** 2020**.** 145p. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral). Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

For microstructural characterization and determination of the mechanical and optical properties of a new ceramic material infiltrated with polymer, not sold in Brazil, the present study compared it with Vita Enamic®, considered as the gold standard material. It is a new category of composite materials, known as hybrid ceramic or PICN ("Polymer-infiltered-ceramic-network"), which aim to combine the advantageous properties of ceramics, such as durability, biocompatibility, and aesthetic stability, with the advantageous properties of polymers, such as high flexural strength and low abrasiveness. The tested null hypothesis was that there would be no significant difference between the new hybrid ceramic material and the control material. Rectangular specimens (n = 96) were analyzed for surface roughness, microhardness, and color stability, before and after immersion in distilled water, coffee, coca-based soft drink, energy drink, orange juice and red wine. The same analyzes were performed also after aging in an autoclave. For flexural strength and Digital Image Correlation (DIC) the specimens were prepared in a bar format (n = 24). For thermogravimetry, crushed fragments from both materials were used (n = 3). For wear resistance, conical specimens with hemisphere extremities (n = 20) were subjected to 3×10^5 cycles and specimens in the shape of a maxillary canine (n = 24) underwent thermomechanical cycling in the fatigue resistance analysis. After the statistical analysis (generalized linear model of repeated measurements, T test of independent samples and Weibull analysis, $p < 0.05$), Vita Enamic® showed higher microhardness initial values, lower fracture resistance and color stability, in addition to less stability of roughness and microhardness when exposed to different commonly consumed drinks. In the thermogravimetric analysis, it was observed that the Vita Enamic® material has a low content of polymeric network (14% by weight), while in Ambarino® it was found 30% polymeric content. Regarding wear resistance and accelerated fatigue, Ambarino® and Vita Enamic® showed similar behaviors. The null hypothesis tested was rejected. It wass concluded that the new hybrid ceramic material, Ambarino High Class®, can be used as an alternative to Vita Enamic®, without any mechanical or aesthetic damage for the rehabilitation treatment. And that there is still no standardization regarding the classification of these new materials, since both are said to be hybrids, however their compositions have differences (% of ceramics and polymer content) that, as noted, apparently leads to different behaviors in relation to certain stimuli.

Keywords: Ceramics, Polymers, Computer-aided design/Computer-aided manufacturing (CAD/CAM), Dental Prosthesis, Material Resistance.

Sumário

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO 27
2. PROPOSIÇÃO 35
2.1. Objetivo geral 37
2.2. Objetivos específicos 37
2.3. Hipótese 37
3. MATERIAL E MÉTODOS 39
3.1 Obtenção dos espécimes 41
3.2 Rugosidade superficial (Sa) 45
3.3 Microdureza 46
3.4 Resistência à flexão 47
3.5 Correlação de Imagens Digitais (CID) 48
3.6 Estabilidade de cor e Envelhecimento 50
3.7 Termogravimetria 51
3.8 Ensaio de resistência ao desgaste 52
3.9 Resistência à fadiga acelerada (SSALT) 55
3.10 Análise dos dados 58
4. RESULTADOS 61
4.1 Rugosidade superficial – Sa (µm) 63
4.2 Microdureza 64
4.3 Resistência à flexão 65
4.4 Análise por Correlação de Imagens Digitais (CID) 66
4.5 Estabilidade de cor e Envelhecimento 67
4.6 Termogravimetria 71
4.7 Resistência ao desgaste e perda de altura vertical 73
4.8 Resistência à fadiga acelerada 74
5. DISCUSSÃO 77
6. CONCLUSÃO 93
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS 97
APÊNDICE 109

1. Introdução

A crescente busca por um padrão estético harmonioso do sorriso e a necessidade de desenvolver materiais restauradores que apresentassem excelente qualidade permitiu que o uso de restaurações em cerâmica se tornasse realidade. E para tal, foi necessária uma longa história que promoveu nova era na Odontologia estética.(1)

Vários materiais cerâmicos e técnicas foram desenvolvidos ao longo do tempo, sendo as cerâmicas feldspáticas as pioneiras a serem confeccionadas em alta fusão, com ótima qualidade estética, porém, baixa resistência. Com o objetivo de melhorar as propriedades da cerâmica, várias estratégias foram desenvolvidas, entre elas, a incorporação de partículas de preenchimento da matriz. A leucita foi adicionada à formulação original, dando origem às vitrocerâmicas.(2) Visando a resolução do problema de fratura, passou a ser empregada uma camada de cerâmica feldspática, material estético, porém pouco resistente, sobre núcleos cerâmicos opacos e com maior resistência à fratura. Essa cerâmica de maior resistência surgiu do aumento de seu conteúdo cristalino e redução no conteúdo vítreo por meio do acréscimo de 45-50% de cristais de alumina a tais cerâmicas.(3) Verificou-se aumento da resistência à flexão adicionando óxidos (de alumina e zircônio) à matriz cerâmica, resultando uma formulação com maiores valores de tenacidade entre os sistemas cerâmicos disponíveis até então.(4) A zircônia estabilizada por ítrio (Y-TZP) trouxe à Odontologia um material com resistência à flexão superior à dos demais, porém de baixa translucidez, o que é uma desvantagem estética.(5)

Após o surgimento de vários materiais cerâmicos, melhorias em sua composição e propriedades mecânicas, a cerâmica odontológica tornou-se cada vez mais popular como material restaurador, devido às suas características, entre elas, a capacidade de reproduzir os complexos fenômenos ópticos observados na estrutura dental, como fluorescência, opalescência, translucidez e opacidade, o que promove estética excelente quando comparada a outros materiais. Outra vantagem é ser o material restaurador mais biocompatível e com menor acúmulo de biofilme devido à sua excelente lisura superficial, além da capacidade de manter cor e textura por períodos prolongados, apresentando alta estabilidade química e alta resistência à abrasão.

A atual odontologia estética visa a redução ou eliminação do uso de metais no tratamento reabilitador e o aumento do uso da tecnologia CAD/CAM (*Computer-Assisted Design and Computer-Assisted Manufacturing*) levou ao surgimento de novos materiais restauradores.(6) Nos últimos anos, os fabricantes de produtos odontológicos têm se concentrado no desenvolvimento de materiais cerâmicos com diferentes microestruturas, que unificam boas propriedades mecânicas e mimetizam as características ópticas dos dentes

naturais. As cerâmicas estéticas contêm alto volume de fase vítrea e podem ser reforçadas com a incorporação de partículas mais fortes.(7) No entanto, foi identificada alta incidência de falhas desses materiais(8), não apenas devido à natureza quebradiça da cerâmica, mas também ao potencial de desgaste abrasivo em dentes naturais antagonistas.(9)

Além dos blocos de cerâmica, usados com mais frequência, foram desenvolvidos blocos à base de polímeros(10) e mais recentemente surgiu uma nova categoria de materiais compósitos, conhecidos como cerâmica híbrida ou PICN ("Polymer-infiltered-ceramic-network"), com o objetivo de combinar as propriedades vantajosas da cerâmica, como durabilidade, biocompatibilidade e estabilidade estética, com as propriedades vantajosas dos polímeros, como alta resistência à flexão e baixa abrasividade.(11, 12) No entanto, esses novos materiais podem ter limitações em outros aspectos, como fadiga sob carga cíclica intermitente, instabilidade de cor ou desgaste do próprio material.(13)

Assim, baseado na tecnologia cerâmica infiltrada com vidro (*In-Ceram System*), que foi originalmente lançada pela VITA (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemanha) na década de 90(6), foi desenvolvido, pela mesma empresa, um material no qual uma rede cerâmica dominante é reforçada por uma rede de polímero, com ambas as redes penetrando completamente uma na outra.(5, 14, 15) Tal material é comercialmente conhecido como Vita Enamic® (Vita Zahnfabrik, Alemanha). Trata-se de um material restaurador inovador, com o objetivo de mimetizar as propriedades físicas e estruturais de dentes naturais e dessa forma, tornar-se um material com características mecânicas aprimoradas, como módulo de elasticidade, microdureza e resistência à fratura, quando comparado com materiais restauradores cerâmicos e compósitos convencionais.(11)

De acordo com o fabricante, a Vita Enamic® consiste em 86% em peso de matriz cerâmica feldspática formada por dióxido de silício (58-63%), óxido de alumínio (20-23%), óxido de sódio (9-11%), óxido de potássio (4-6%), trióxido de boro (0,5-2%), dióxido de zircônio (<1%) e óxido de cálcio (<1%). Sobre tal matriz é incorporado o polímero, que representa 14% em peso, composto por uretano dimetacrilato (UDMA) e trietilenoglicol dimetacrilato (TEGDMA).(16) Está disponível nas dimensões 12 x 14 x 18 mm e 8 x 10 x 15 mm. Apresenta seis opções de cores (0M1, 1M1, 1M2, 2M2, 3M2 e 4M2) e três graus de translucidez (HT- *high translucent*, T- *translucent* e ST- *super translucent*). Além das restaurações clássicas unitárias (*inlays*, *onlays*, facetas e coroas sobre dentes e implantes), é especialmente indicada para tratamentos minimamente invasivos, bem como coroas em regiões com elevada carga mastigatória, como a de molar.(6, 17)

Vita Enamic® se trata de um material verdadeiramente híbrido, uma vez que não é um composto no qual cargas de vidro ou cerâmica finamente moídas são misturadas com um polímero reticulado. Seu projeto estrutural é baseado em um bloco de feldspato compacto sinterizado e poroso, que é então infiltrado com um polímero usando pressão e calor.(5, 18) A interconectividade da rede cerâmica proporciona rigidez e microdureza necessárias para a resistência à deformação, enquanto a rede de polímeros, por apresentar viscosidade próxima à da dentina(19), é capaz de promover melhor distribuição das forças mastigatórias e tensões, quando comparada à cerâmica tradicional.(6, 20) Tal cerâmica apresenta o mecanismo de função *crack-stop*, ou "função antifissuras", que ocorre quando uma fenda que se propaga através da rede de polímeros é paralisada devido à presença da cerâmica, o que resulta em maior resistência à propagação de fendas.(21) Ainda, de acordo com o fabricante, a Vita Enamic® apresenta como vantagens, detalhes e precisão na restauração após o processo de fresagem, garantindo estabilidade das bordas(22), assim como, processamento rápido, com desgaste mínimo do instrumento de fresagem e excelente fotocondutividade, o que garante tonalidades naturais às restaurações.(18)

O conceito por trás da fabricação digital de restaurações é reduzir o tempo de tratamento. Sendo o objetivo principal, fornecer ao paciente através do sistema CAD/CAM, restaurações em uma única sessão, confeccionadas no próprio consultório (*chairside*), se possível. As restaurações com Vita Enamic® não são submetidas à queima durante seu processamento, a caracterização e personalização da cor ocorrem por meio da polimerização, o que oferece vantagem em termos de tempo de tratamento. No contexto da adesão, por se tratar de um bloco cerâmico dominante de feldspato, a cerâmica híbrida pode ser condicionada de maneira convencional com ácido fluorídrico, semelhante aos pré-tratamentos de materiais totalmente cerâmicos, utilizando todos os sistemas adesivos convencionais.(18) Após o polimento, as restaurações produzidas através da cerâmica híbrida podem ser instaladas imediatamente.(18)

No estudo realizado por He & Swain (2011)(6) foi avaliado o comportamento mecânico de um protótipo de cerâmica porosa infiltrada com 15-20% polímero. O resultado mostrou módulo de elasticidade e valor de microdureza significativamente menores do que de cerâmicas dentárias convencionais. Menores valores de microdureza podem significar desgastes menos severos aos dentes antagonistas, uma vez que as restaurações cerâmicas convencionais promovem desgastes excessivos aos dentes quando comparadas a outros materiais restauradores.(23) Através de análise em microscópio eletrônico de varredura (MEV), observou-se infiltração bem sucedida do polímero na cerâmica. Os autores

relacionaram a alta resistência à fratura demonstrada pela cerâmica híbrida ao mecanismo de "função antifissuras". Porém, afirmaram que, por se tratar de um estudo preliminar, no qual foram avaliadas algumas propriedades mecânicas do material, outros aspectos, como resposta à fadiga, estabilidade de cor e biocompatibilidade deveriam ser cuidadosamente investigados.

Clinicamente, falhas de diferentes magnitudes podem ser introduzidas nas restaurações, dependendo, da força de mastigação e hábitos parafuncionais, entre outros. Além disso, podem ser introduzidos danos durante o ajuste técnico ou clínico da cerâmica, antes ou durante a instalação na boca. Baseados nisso, Coldea *et al*. (2013)(24) avaliaram a tolerância da cerâmica dental ao dano produzido por entalhes de Vickers. A cerâmica com polímero infiltrado foi mais tolerante ao dano que as cerâmicas dentárias de uso comum disponíveis no mercado e afirmaram que o polímero incorporado permite que as trincas introduzidas sejam desviadas ou superadas ao longo de sua trajetória.

Coldea *et al.* (2013)(11) e Della Bona *et al.* (2014)(17) avaliaram a resistência à flexão, o módulo de elasticidade, microdureza e resistência à fratura da Vita Enamic® e observaram propriedades semelhantes às estruturas dentárias naturais.

Coldea *et al.* (2014)(25) avaliaram a resistência à flexão e à fratura de espécimes cerâmicos submetidos ao método de endentação de Blunt ou Hertzian, no qual se utilizam esferas de metal, de diferentes diâmetros. Tais esferas aplicaram cargas de valores variados, produzindo entalhes sobre a cerâmica, sendo analisada então, a resposta de contato cuspídeo, simulado pelas esferas, dos materiais cerâmicos testados. Os materiais cerâmicos infiltrados apresentaram menor fragilidade, quando comparados aos sistemas cerâmicos convencionais e observou-se que os contatos oclusais foram distribuídos em maior área de contato, o que permitiu que a intensidade de tensão resultante dos defeitos durante a mastigação simulada fosse diminuída.

Em um estudo realizado por Rohr *et al*. (2015)(26), a cerâmica infiltrada por polímero mostrou valores de fratura superiores aos da cerâmica feldspática, sendo tais cargas superiores a forças de mordida máxima (847 N) para dentes naturais na região de molar.(27) Porém, os autores apontam como limitações do estudo a aplicação apenas de cargas estáticas e a não utilização de ambiente úmido e com ciclagem térmica. Assim, tais resultados devem ser considerados com cautela, uma vez que a simulação de uma situação clínica foi realizada com restrições.

No estudo de Aboushelib et al. (2016)(28) foi avaliada a resistência à fadiga de cerâmicas infiltradas com polímero, reforçadas com vidro e à base de zircônia. A hipótese testada foi que a cerâmica infiltrada com polímero demonstraria menor resistência em

comparação com os demais materiais testados, sendo a hipótese testada aceita, uma vez que os resultados mostraram que os espécimes de cerâmica infiltrada sofreram mais fratura. A fadiga dinâmica resultou em redução significativa da resistência à fratura inicial de todos espécimes testados. Porém, a cerâmica infiltrada mostrou menor porcentagem de deterioração (15% de redução de força). Dessa forma, a resistência mecânica do material híbrido foi menos afetada pelo envelhecimento mecânico. Tal situação pode ser explicada devido à maior tolerância aos danos apresentada pela matriz polimérica do que pela matriz vítrea, quebradiça, da restauração totalmente cerâmica.(29) Resultados similares foram observados anteriormente, nos quais a cerâmica infiltrada com resina mostrou mais tolerância contra a propagação de fissuras induzidas por microindentações(24) ou por desgastes com pontas diamantadas(30).

Em 2016, Zhawi *et al.*(16) e Swain *et al.*(31), por meio de estudos laboratoriais, demonstraram que a cerâmica híbrida apresenta excelente resistência ao desgaste e aos danos causados pela fadiga, quando comparada a materiais restauradores cerâmicos tradicionais. Embora os estudos sobre a fadiga da cerâmica híbrida não tenham sido saturados, os achados sugerem um material altamente resistente à degradação em cargas de baixa intensidade (próximo à situação fisiológica), até 200N, quando cimentado a um substrato. O aumento de carga (acima de 500N) parece favorecer outros materiais, como o dissilicato de lítio.(32)

No estudo realizado por Ramos *et al*. (2016)(21), a cerâmica infiltrada por polímero (Vita Enamic, Vita Zahnfabrik, Alemanha) foi comparada aos seguintes materiais: cerâmica feldspática (Vita Mark II, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha), cerâmica de dissilicato de lítio (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) e cerâmica de dissilicato de lítio reforçada por zircônia (Vita Suprinity, Vita Zahnfabrik). Os resultados mostraram módulo de elasticidade (34,7 ± 2,2 GPa) com valor similar ao informado pelo fabricante (cerca de 30 GPa), no entanto, os valores de tenacidade à fratura (K_{Ic}) medidos no estudo (0,86 $MPa.m^{1/2}$) foram inferiores aos reportados pelo fabricante (1,5 $MPa.m^{1/2}$) e semelhantes ao da cerâmica feldspática (0,84 $MPa.m^{1/2}$). Dessa forma, a ideia de que uma rede de polímeros criaria um mecanismo de endurecimento na microestrutura da cerâmica não pôde ser confirmada. Outro ponto de divergência foi que o estudo não detectou a presença de leucita na microestrutura da cerâmica híbrida, embora Della Bona *et al*. (2014)(17), com base na análise de espectroscopia por energia dispersiva (EDX), tenha chegado a tal conclusão.

Apesar da relatada superioridade da Vita Enamic®, estudos apontam menor resistência à flexão quando comparada a cerâmicas vítreas, como IPS e.max CAD.(13, 33) E, também, menor resistência ao desgaste(33, 34), quando comparada a outros materiais restauradores

cerâmicos, levantando um questionamento sobre sua adequada indicação para coroas posteriores(35). Além de apresentar abrasão sobre o antagonista semelhante ao observado em cerâmicas vítreas (33, 36), quando submetida ao ensaio de desgaste.(33)

A cerâmica infiltrada por polímero é relatada por apresentar várias vantagens em comparação aos materiais restauradores convencionais, no entanto, as evidências sobre suas propriedades mecânicas e comparações com outros materiais são controversas.(32) Os valores de cada propriedade variam bastante entre os estudos e metodologias, as informações disponíveis sobre as propriedades desses materiais após um período de uso prolongado são limitadas(13) e sabe-se que devido a diferença na composição, suas propriedades mecânicas podem variar(13, 17).

As propriedades físicas da cerâmica estão diretamente relacionadas à sua microestrutura, ou seja, tamanho, forma, quantidade e distribuição estrutural dos elementos.(21, 37) Características estéticas que permitem reproduzir com fidelidade a estrutura dental natural têm sido umas das áreas em exponencial crescimento na pesquisa acadêmica e industrial, com foco na qualidade estética, funcional e longevidade. Sendo a caracterização microestrutural e a determinação das propriedades do material os primeiros passos para entender o comportamento dos materiais utilizados na odontologia restauradora.(11)

O desenvolvimento de novos materiais restauradores traz a necessidade de novos estudos sobre suas propriedades ópticas e mecânicas, com o objetivo de prever seu comportamento clínico e capacidade de resistir ao ambiente oral. Tendo em vista que se trata de materiais restauradores recentes e que não há consenso na literatura sobre seu comportamento e indicações e a escassez de estudos comparando materiais cerâmicos híbridos, este estudo foi proposto.

2. Proposição

2.1. Objetivo geral

Comparar um novo material cerâmico híbrido, não disponível comercialmente no Brasil, com a Vita Enamic®, cerâmica infiltrada com polímero, tida como material híbrido padrão de referência para sistemas CAD/CAM.

2.2. Objetivos específicos

Caracterizar a microestrutura e determinar as propriedades mecânicas e ópticas de tais materiais, através das seguintes análises e testes:

2.2.1 Rugosidade superficial

2.2.2 Microdureza

2.2.3 Resistência à flexão

2.2.4 Análise por correlação de imagens digitais (CID)

2.2.5 Estabilidade de cor e Envelhecimento

2.2.6 Termogravimetria

2.2.7 Resistência ao desgaste e perda vertical

2.2.8 Resistência à fadiga

2.3. Hipótese

A hipótese nula testada é que não haverá diferença significativa entre o novo material cerâmico híbrido e o material padrão ouro, usado como parâmetro controle.

3. Material e Métodos

3.1 Obtenção dos espécimes

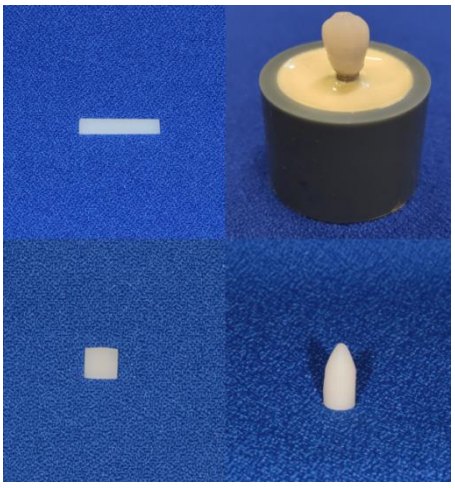
Para a realização deste estudo, as amostras foram obtidas utilizando duas cerâmicas infiltradas por polímero para CAD/CAM odontológico: Vita Enamic® (Vita Zahnfabrik, Alemanha) e AMBARINO® High-Class (Creamed GmgH & Co., Alemanha). Tais materiais se apresentam na forma de blocos com as seguintes dimensões: 17x13x12mm e 18x14x14mm, respectivamente (figura 1). Em relação aos materiais, os grupos serão divididos em VE para o Vita Enamic® e A para o Ambarino®.

Figura 1. Blocos cerâmicos Vita Enamic® e Ambarino®

Fonte: a autora.

Para a realização dos ensaios e análises, foram confeccionados quatro tipos de espécimes: 24 barras (14x4x1,2mm)(38), 24 coroas em forma de canino superior, 96 retângulos (6x5x1mm) e 20 cônicos com extremidade em hemiesfera (figura 2).

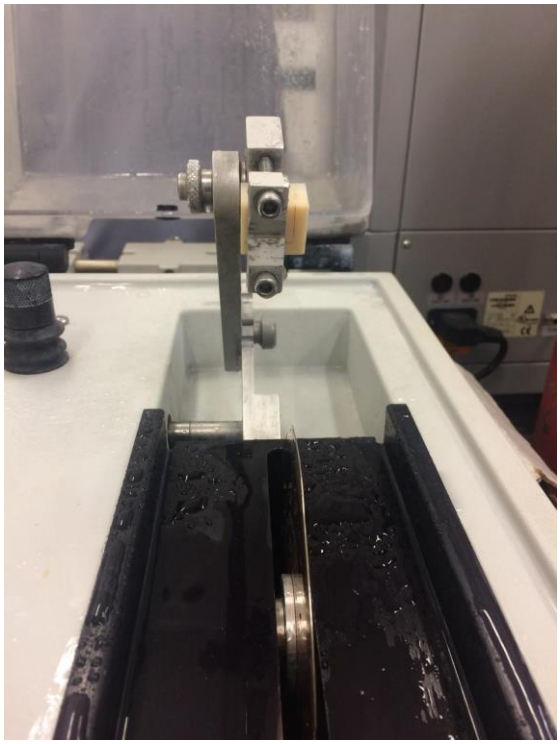
Figura 2. Espécimes no formato de barra, canino superior, retângulo e cônico com extremidade em hemiesfera



Fonte: a autora.

As barras e retângulos foram confeccionados pela secção dos blocos com disco diamantado (Allied High Tech Products Inc, Racgo Dominguez, Canadá), em cortadeira de precisão (Isomet 1000 Precision Saw, Buehler, Illinois, EUA) sob refrigeração (figura 3) e acabamento com lixas d'água (3M, Sumaré, São Paulo, Brasil) nas gramaturas de 320, 400, 600 e 1200. Todos os espécimes tiveram suas dimensões verificadas através de um paquímetro digital (mtx®, importado da China por Mundo das Ferramentas do Brasil Ltda., Guarulhos, São Paulo, Brasil).

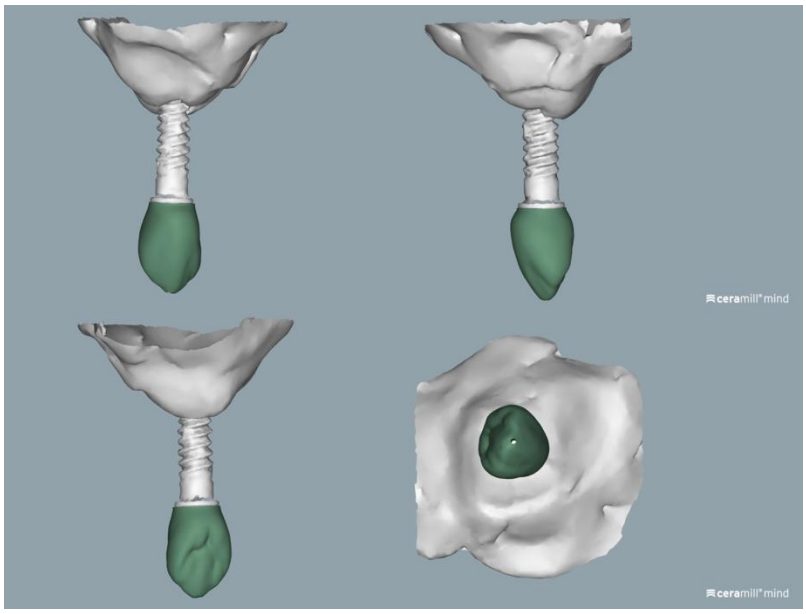
Figura 3. Bloco cerâmico seccionado em cortadeira de precisão com disco diamantado sob refrigeração.



Fonte: a autora.

As barras foram utilizadas para os testes de resistência à flexão e Correlação de Imagens Digitais (CID) e os retângulos para os de rugosidade superficial, microdureza, estabilidade de cor e envelhecimento. A rugosidade e microdureza foram realizadas nos mesmos 96 espécimes, sendo um ensaio em cada face do retângulo. Para a resistência à fadiga, o conjunto implante/pilar foi escaneado e as coroas em forma de canino superior projetadas (figura 4) e confeccionadas através do sistema CAD/CAM (Ceramill Motion 2, Amann Girrbach AG, Alemanha) (figura 5). Os espécimes cônicos foram projetados e fresados pelo mesmo sistema e foram utilizados no ensaio de resistência ao desgaste e perda vertical.

Figura 4. Projeto CAD da coroa de um canino superior realizado pelo *software exocad DentalCAD Version 2.2 Valletta Engine build 6635*, desenvolvido pelo *exocad GmbH* e visualizado pelo *exocad webview – Version 1.3.6499*



Fonte: a autora.

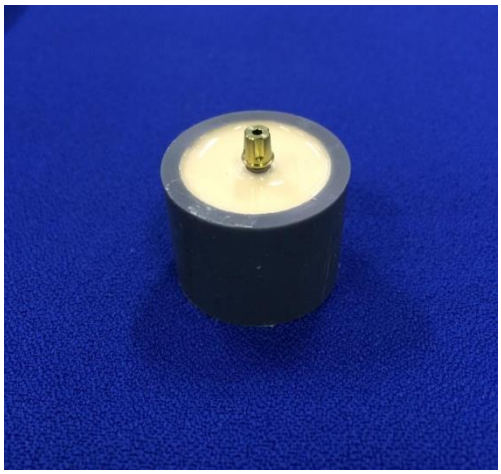
Figura 5. Equipamento *Ceramill Motion* 2 utilizado para a fresagem dos espécimes

Fonte: a autora.

Foram utilizados implantes cone Morse (Singular Implants, Paramirim, RN, Brasil) de 3,5mm de diâmetro por 11,5mm de altura e pilares universais (Singular Implants, Paramirim, RN, Brasil) de 3,3mm de diâmetro e 4,5mm de comprimento. Os implantes foram

incorporados em poliuretano (F16, Axson, Cergy, França) e os pilares universais instalados com torque de 32N.cm, de acordo com a recomendação do fabricante (figura 6).

Figura 6. Implante embutido em poliuretano e sobre ele instalado o pilar universal



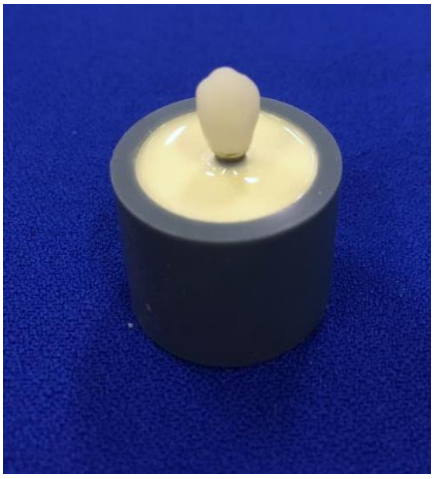
Fonte: a autora.

As coroas foram limpas com etanol e cimentadas sobre os pilares com Megalink Auto TR (Alemanha, importado por OdontoMega, Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil), cimento autoadesivo dual (figura 7), seguindo as recomendações estabelecidas pelo fabricante de: tempo de manipulação de 1 minuto; 1 a 2 segundos de fotopolimerização para facilitar a remoção do excedente e fotopolimerização final de 20 segundos por face. Após a cimentação (figura 8), as amostras foram mantidas a 37°C e 100% de umidade por 24 horas antes do ensaio de fadiga acelerada.

Figura 7. Cimento resinoso dual

Fonte: a autora.

Figura 8. Coroa cimentada ao pilar universal



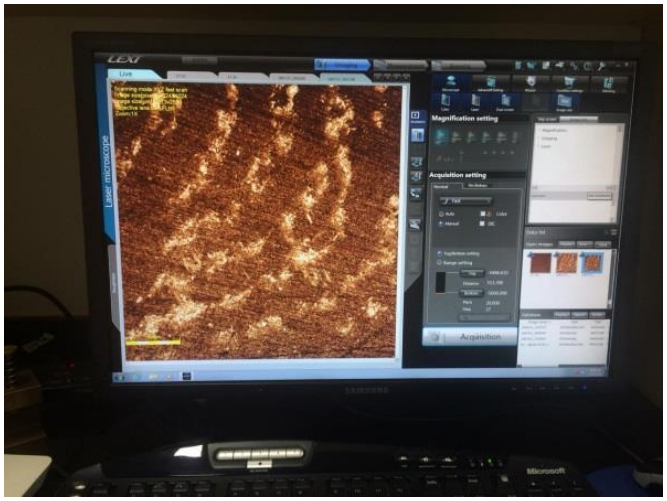
Fonte: a autora.

3.2 Rugosidade superficial (Sa)

As leituras de rugosidade superficial (n=48) foram realizadas nos espécimes retangulares (6x5x1mm) utilizando o Microscópio Confocal a Laser CLSM (LEXT OLS4000, Olympus, Tóqui, Japão) do Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia de Riberão Preto - USP, com lente de aumento de 5X e campo de visão de 2574x2577µm para digitalização.(39)

Através do *software* (sistema LEXT 3D Measuring Laser Microscope OLS4000, Olympus®), que analisa toda a superfície digitalizada (figura 9), a rugosidade média (Sa) foi calculada e expressa em valor numérico (µm). Os valores foram automaticamente transferidos para planilhas no formato Excel. A análise foi realizada antes e após a imersão dos espécimes em água destilada (A), café solúvel forte (Ca) (Nescafé Nestlé Brasil Ltda., Araras, São Paulo, Brasil), refrigerante à base de coca (Co) (Coca-Cola, Sorocaba Refrescos Ltda., São Paulo, Brasil), energético (E) (Energy Drink Original TNT, Cervejaria Petrópolis, Teresópolis, Rio de Janeiro, Brasil), suco de laranja integral pasteurizado (S) (Life Sucos, Tabatinga, São Paulo, Brasil) e vinho de mesa tinto suave (V) (Pérgola, Vinícola Campestre Ltda., Campestre da Serra, Rio Grande do Sul, Brasil) e após a simulação de envelhecimento.

Figura 9. Imagem da superfície digitalizada obtida no ensaio de rugosidade



Fonte: a autora.

3.3 Microdureza

As leituras de microdureza (n=48) foram realizadas nos espécimes retangulares (6x5x1mm) por meio de microdurômetro (HMV- 2, Shimadzu, Japão) (figura 10), calibrado com carga de 50gf por 15 segundos e aumento de 40X. A superfície de cada amostra foi submetida a três endentações Knoop, uma no centro e duas em extremidades opostas, com distância de 1mm da região central. O valor final (KHN) de microdureza é a média dos três valores obtidos em cada espécime. O mesmo ensaio foi realizado antes e após a imersão dos espécimes em bebidas comumente consumidas e após a simulação de envelhecimento.

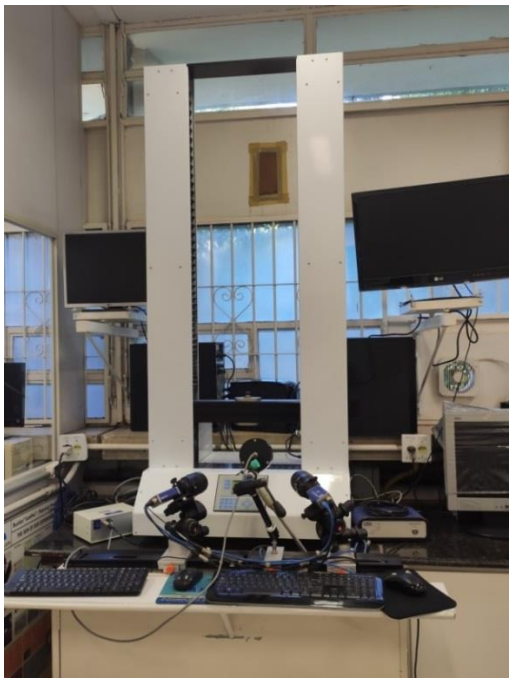
Figura 10. Microdurômetro

Fonte: a autora.

3.4 Resistência à flexão

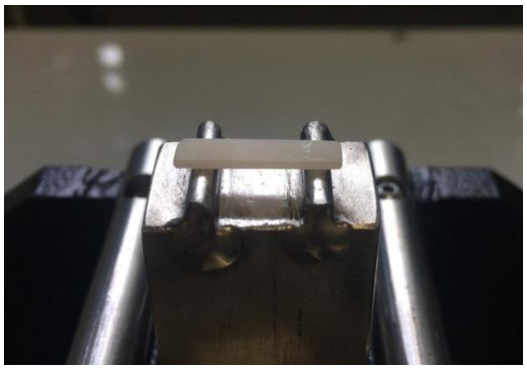
O teste de resistência à flexão (n=24) foi realizado através do ensaio de flexão de três pontos, conduzido de acordo com a norma ISO 6872 adaptada, devido à dimensão dos blocos cerâmicos, em máquina de Ensaios Universal (BIOPDI – Indústria, Comércio, Importação e Exportação de equipamentos Médicos e Odontológicos LTDA, São Carlos, Brasil) utilizando célula de carga de 100kgf e com deslocamento de 0,5mm/min.(Figura 11) As barras (14x4x1,2mm) foram posicionadas sobre um suporte metálico com dois pontos de apoio, um em cada extremidade, com distância de 12mm entre eles (38), sendo a carga aplicada no centro do espécime até sua deformação permanente ou ruptura. (figura 12) O *software* que acompanha o equipamento comandou todo o ensaio e arquivou em computador os resultados, sob forma de gráficos carga-deflexão e valores numéricos (MPa).

Figura 11. Máquina de Ensaios Universal



Fonte: a autora.

Figura 12. Suporte metálico no qual as barras cerâmicas foram posicionadas para o ensaio de flexão, realizado em uma máquina de Ensaios Universal



Fonte: a autora.

3.5 Correlação de Imagens Digitais (CID)

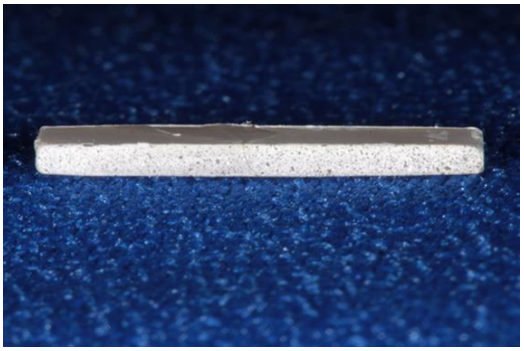
O método de CID foi utilizado para analisar qualitativamente a distribuição de tensões nas barras cerâmicas durante o ensaio de flexão (figura 11), através dos mapas de tensão gerados e, assim, comparar o comportamento dos dois materiais cerâmicos frente ao teste de resistência à flexão.

Previamente as 48 barras cerâmicas foram pintadas utilizando aerógrafo (BC60-0,2, Steula Equipamentos, Pedreira, São Paulo, Brasil) (figura 13), inicialmente realizando uma fina camada de tinta acrílica fosca branca (Acrilex, São Bernardo do Campo, São Paulo, Brasil) e, após sua secagem, foram realizados pequenos pontos pretos, também com tinta acrílica fosca (Acrilex, São Bernardo do Campo, São Paulo, Brasil) (figura 14). A pintura foi realizada para facilitar o sistema de correlação de imagens no rastreamento do deslocamento desses pontos em cada espécime.

Figura 13. Aerógrafo

Fonte: a autora.

Figura 14. Barra pintada com fina camada de tinta acrílica fosca branca e pequenos pontos pretos, também com tinta acrílica fosca

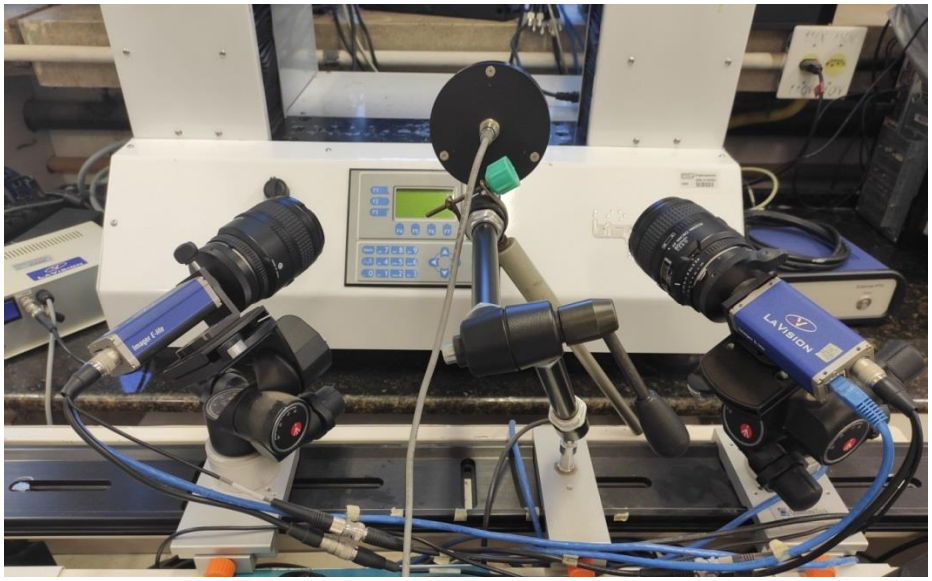


Fonte: a autora.

O sistema completo da técnica de CID (StrainMaster, LaVision Inc., Goettingen, Alemanha) inclui duas câmeras digitais CCD (*Charged-coupled device*) (Imager Intense, LaVision Inc.) com resolução de 1039x1395 *pixels*, utilizadas para captura das imagens da superfície das barras sob carregamento (figura 15) e um software específico (DaVIS 8.1.2 LaVision Inc.) para análise das imagens e cálculo de tensões.

Para medir as tensões geradas no espécime, imagens da superfície pintada foram registradas na frequência de 1Hz, até que a carga total fosse atingida ou a falha ocorresse. As tensões horizontais (E_{xx}) foram calculadas a partir dos deslocamentos dos pontos pelo *software* DaVis.

Figura 15. Câmeras digitais utilizadas para captura das imagens da superfície das barras sob carregamento no ensaio de flexão em conjunto com a CID



Fonte: a autora.

3.6 Estabilidade de cor e Envelhecimento

O objetivo dessa análise foi investigar a ocorrência de variação de cor das cerâmicas após imersão em bebidas comumente consumidas e após simulação de envelhecimento. As amostras retangulares foram lavadas em cuba ultrassônica (Lavadora ultrassônica Plus 3LD) com água destilada por 10 minutos. E para a análise de alteração de cor, foram divididas em 6 grupos (n=8): água destilada (A), café solúvel forte (Ca), refrigerante à base de coca (Co), energético (E), suco de laranja integral pasteurizado (S) e vinho de mesa tinto suave (V). O café foi preparado de acordo com as instruções do fabricante (5g em 50ml de água fervida). As bebidas foram preparadas uma única vez e as amostras imersas individualmente em microtubos tipo Eppendorf de 1,5ml (figura 16) por 137 horas (40), mantidos em estufa (37°C, 100% de umidade). O período de imersão corresponde a 7,6 anos de exposição, baseado na seguinte estimativa: 3 cafés por dia multiplicado por 1 minuto de exposição por copo, multiplicado por 365 dias por ano, resulta em 1095 minutos ou mais de 18 horas de exposição por ano.(41)

Figura 16. Microtubo tipo Eppendorf utilizado para a imersão das amostras nas soluções

Fonte: a autora.

Após o período de imersão as amostras foram lavadas em água corrente e secas em papel toalha. A leitura de cor foi realizada previamente à imersão e após as soluções, sempre na mesma face da amostra, com o espectrofotômetro Delta Vista 450G (Delta Color, Vale dos Sinos, São Leopoldo, Rio Grande do Sul, Brasil), seu *software* (i7 Gold 1.0.3.5) e uma base personalizada com matriz confeccionada em silicone de condensação para padronizar a posição da amostra (figura 17). O espectrofotômetro foi utilizado com abertura de 6mm direcionando a luz à amostra em ângulo de 10º. De acordo com a configuração do equipamento, os dados foram recuperados em relação ao iluminante padrão D65, que

representa a distribuição espectral da luz do dia (42) (incluindo a região de comprimento de onda ultravioleta, com temperatura de cor de 6500K). Após a leitura de cor final, os espécimes não retornaram para as soluções. Foram identificados, armazenados individualmente e mantidos em estufa.

A diferença de cor foi calculada utilizando a fórmula CIEDE2000, que melhor (43) permite avaliar pequenas diferenças de cores (menos que $5\Delta E_{ab}$ unidades) percebidas pelo olho humano(44,45):

$$\Delta E_{00} = [[\Delta L'/(k_L S_L)]^2 + [\Delta C'/k_C S_C)]^2 + \Delta H'/(k_H S_H)]^2 + R_T[\Delta C'/(k_C S_C) \times \Delta H'/(k_H S_H)]]^{1/2}$$

Figura 17. Espectrofotômetro e base personalizada para posicionar o espécime

Fonte: a autora.

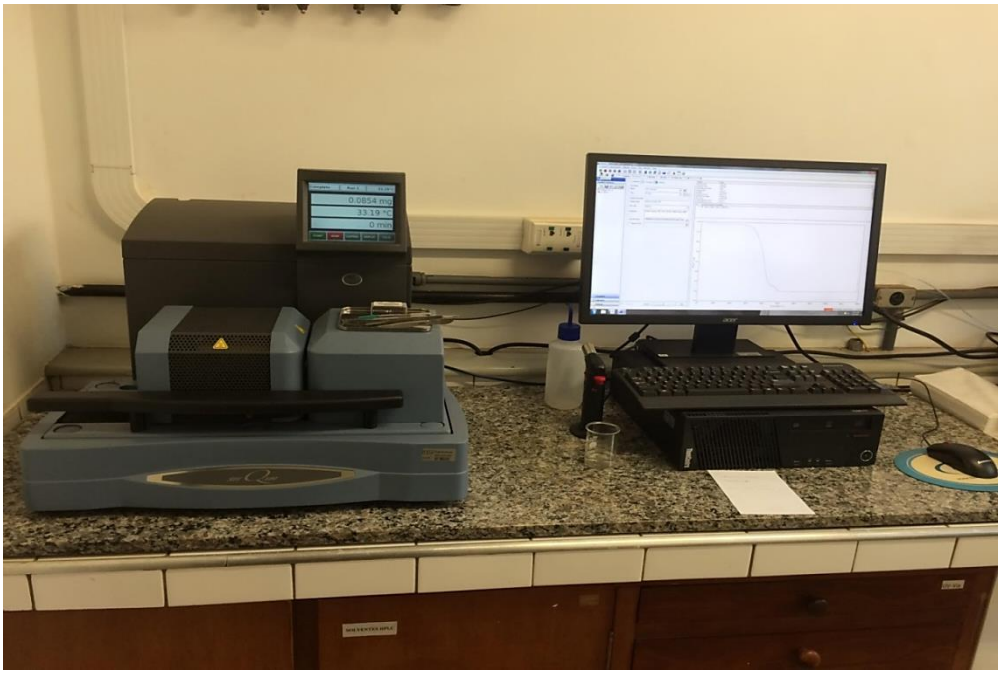
Os mesmos espécimes foram submetidos ao envelhecimento acelerado (46-48) em autoclave (Autoclave Bio 21, Biodont, Brodowski, São Paulo, Brasil), a 134°C, sob 2bar de pressão por 5h, realizando cinco ciclos de 1h (48,49). Cada espécime foi embalado individualmente em grau cirúrgico e identificado de acordo com o grupo pertencente. E a leitura de cor foi realizada após a imersão nas soluções (pré-envelhecimento) e após o envelhecimento em autoclave.

3.7 Termogravimetria

A análise termogravimétrica (TG) foi utilizada para determinar a porcentagem de cargas por peso de cerâmica e polímero contidos em cada material (50, 51) usando analisador termogravimétrico (TGA/DSC SDTQ600 *TA Intruments* – New Castle, EUA) (figura 18) do

Departamento de Química, da Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto/FFCLRP. A TG é uma técnica de análise térmica na qual a variação da massa da amostra (perda ou ganho) é determinada em função da temperatura e/ou tempo, enquanto a amostra é submetida a uma programação controlada de temperatura.

Figura 18. Analisador termogravimétrico



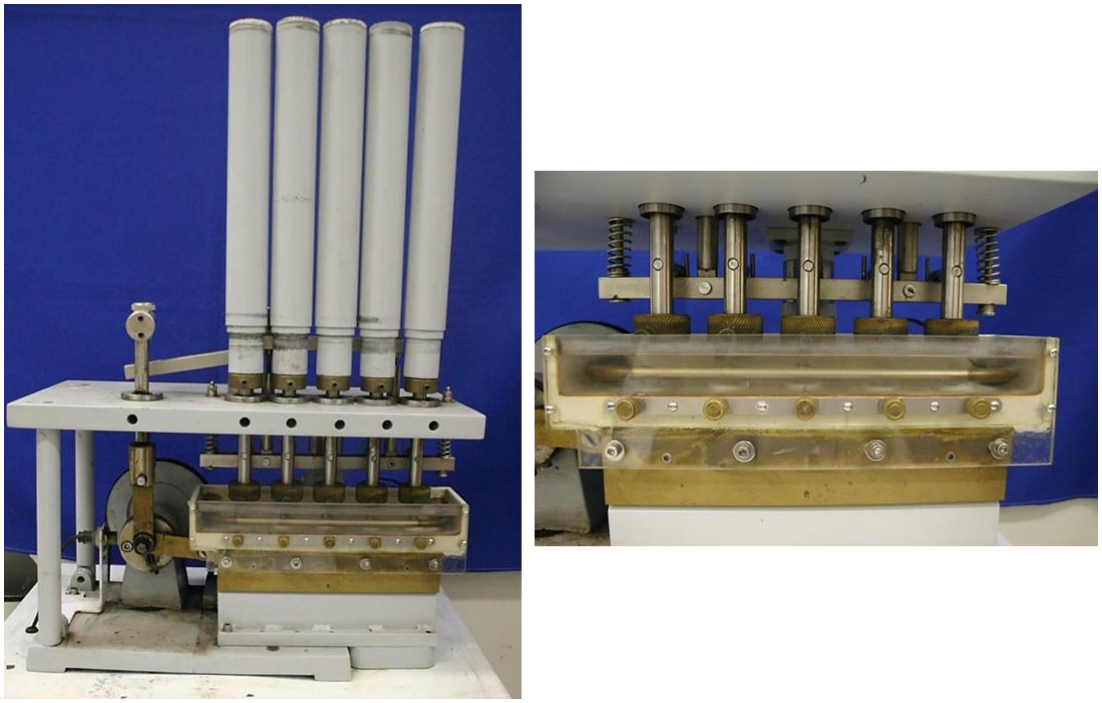
Fonte: a autora.

Três amostras de cada material foram fragmentadas e trituradas (12±1mg) conforme especificação do instrumento termogravimétrico, colocadas em cadinho de alumínio e aquecidas até 700°C com rampa de 10°C por minuto, sob atmosfera de nitrogênio. Sendo o material composto por cerâmica e polímero, após a exposição à alta temperatura, o percentual de resíduo representou a quantidade de cerâmica, uma vez que o polímero é perdido durante o processo, sendo essa porcentagem calculada pelo *software* do equipamento.

3.8 Ensaio de resistência ao desgaste

O objetivo do ensaio de desgaste através da simulação do ciclo mastigatório utilizando equipamento desenvolvido na Oficina do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP (52,53) (figura 19) foi analisar a perda de massa e altura dos espécimes.

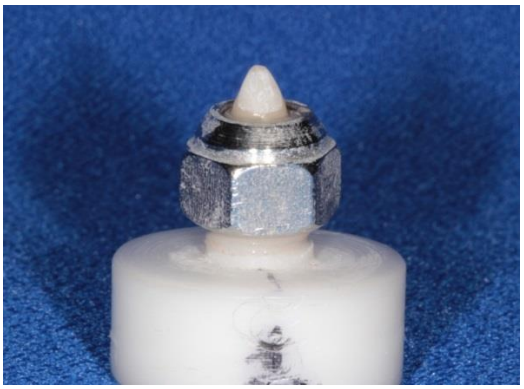
Figura 19. Equipamento para o ensaio de desgaste



Fonte: a autora.

Vinte espécimes (n=10) cônicos com extremidade em hemiesfera (figura 20) e dentes humanos (terceiros molares) foram submetidos ao teste de desgaste de dois corpos. Previamente, os espécimes foram armazenados em água destilada a 37°C por 7 dias. Os terceiros molares foram provenientes do Biobanco de Dentes Humanos da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto-USP, após aprovação do projeto pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CAAE: 21710619.9.0000.5419).

Figura 20. Espécime cônico com extremidade em hemiesfera posicionado na base utilizada para o ensaio de resistência ao desgaste

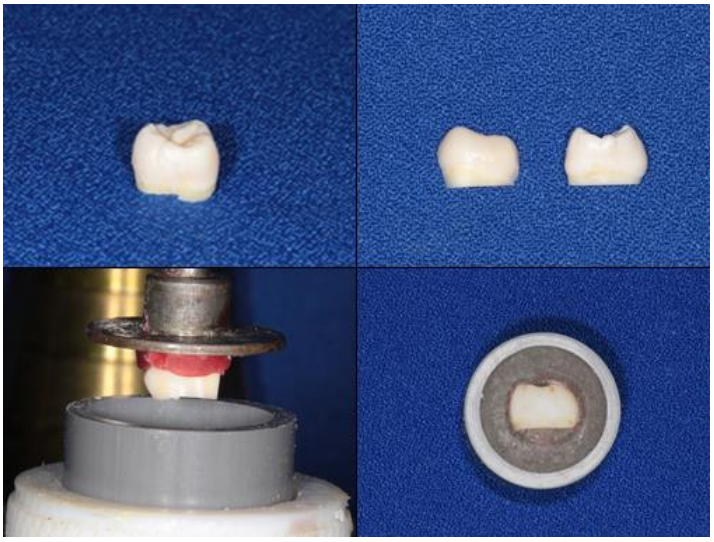


Fonte: a autora.

Os dentes foram preparados inicialmente seccionando a coroa da raiz na junção cemento-esmalte e em seguida, as coroas foram cortadas ao longo do eixo mésio-distal utilizando disco diamantado (Allied High Tech Products Inc,. Racgo Dominguez, Canadá) em

cortadeira de precisão (Isomet 1000 Precision Saw, Buehler, Illinois, EUA) sob refrigeração.(35,54,55) Com ponta diamantada cônica borda arredondada n. 4138 (KG SORENSEN, Cotia, São Paulo, Brasil) e alta rotação sob refrigeração, a superfície do esmalte foi planificada e o acabamento e polimento realizado com tiras de lixas d´água de gramaturas 400, 600 e 1200 (3M, Sumaré, São Paulo, Brasil). Em seguida, utilizando resina acrílica, foram embutidas em tubos de PVC ¾ (Tigre, Rio Claro, São Paulo, Brasil) com diâmetro de 20mm e 16mm de altura, dimensões essas compatíveis com o casulo superior da máquina de ciclagem (figura 21).

Figura 21. Preparo dos terceiros molares humanos para serem usados como antagonistas no ensaio de resistência ao desgaste



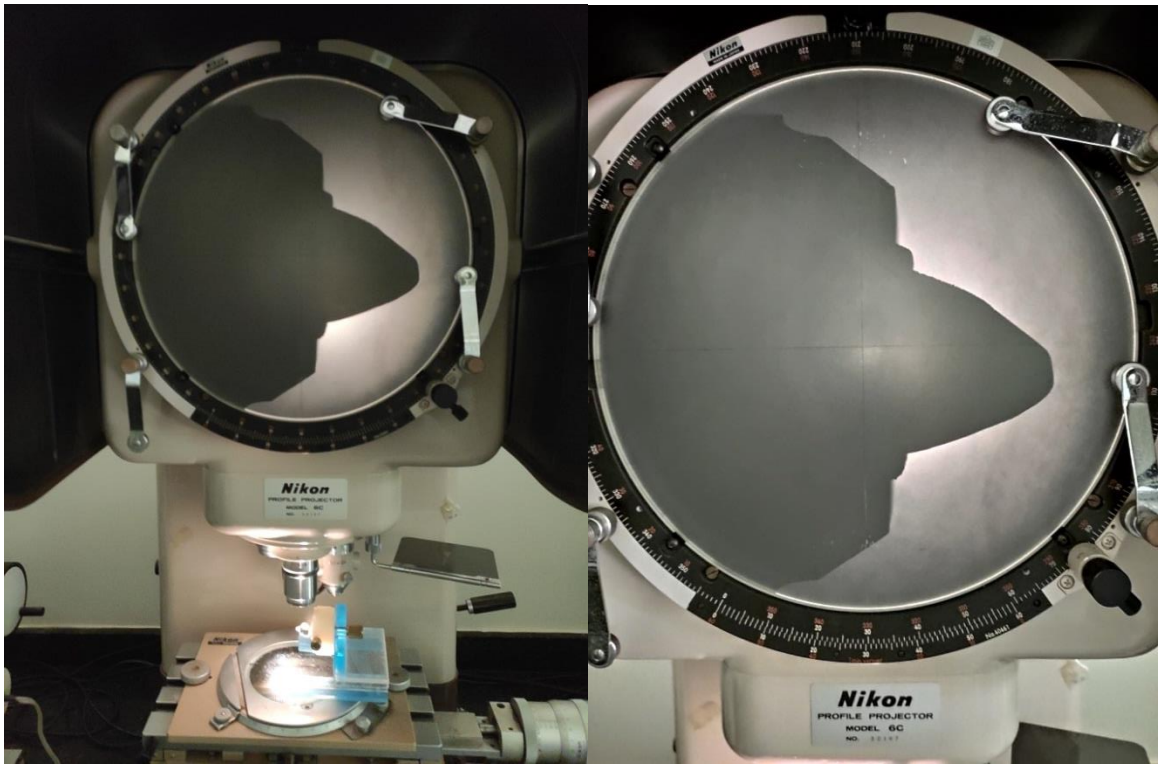
Fonte: a autora.

Os espécimes foram posicionados em um recipiente que se movia em curso linear de 5mm, resultando na velocidade linear de 10mm/s. Os dentes usados como antagonistas foram fixados nos casulos superiores das hastes ajustáveis de carregamento vertical, sob carga de 20N. Cada ciclo de mastigação simulado incluía um movimento vertical descendente (oclusão), um movimento lateral de 5mm (carga excêntrica) e um movimento vertical ascendente (desoclusão). Cinco conjuntos espécime cônico/dente foram ensaiados simultaneamente, realizando 300.000 ciclos, representando 1 ano de função mastigatória(56) à velocidade de 60 ciclos/min (1Hz), semelhante à frequência mastigatória humana.(57)

Antes e após os ensaios de desgaste os perfis dos espécimes cônicos foram traçados usando um projetor de perfil (Nikon Profile Projector, 6C, Tóquio, Japão) com ampliação de 20X em folha transparente e utilizando uma base para posicionamento exatamente igual nas duas leituras (figura 22).(53) A perda de altura dos espécimes foi mensurada com paquímetro

(Mitutoyo Sul Americana Ltda., Suzano, Brasil) de precisão de 0,01mm através dos traçados iniciais e finais.(52,53) Da mesma forma, para a análise de perda de massa os espécimes foram pesados em balança de precisão de 0,0001g (*Bel Engineering*, Monza, Itália), antes e após o ensaio.

Figura 22. Projetor de perfil



Fonte: a autora.

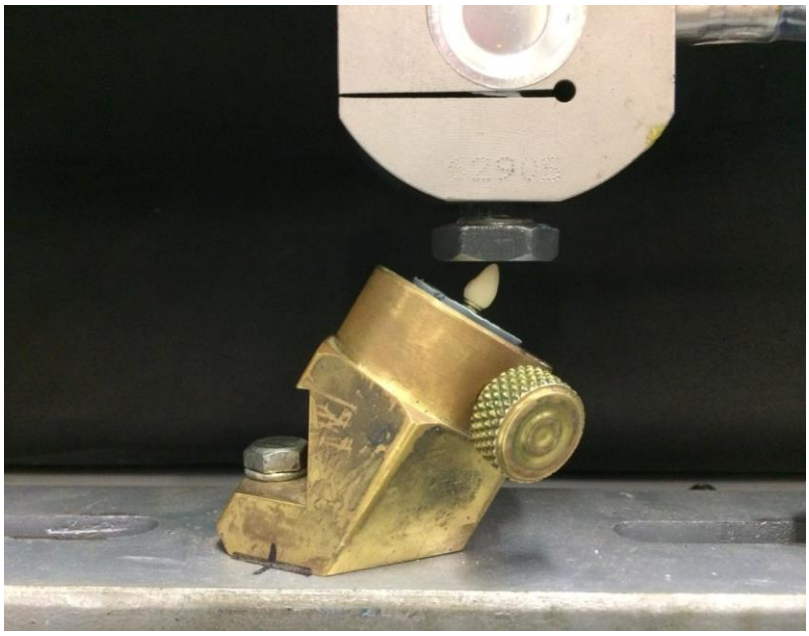
3.9 Resistência à fadiga acelerada (SSALT)

Para o ensaio de resistência à fadiga foi utilizada metodologia de teste de vida acelerado *step-stress*.(58, 59) Essa metodologia foi empregada para avaliar e comparar a confiabilidade dos materiais cerâmicos sob diferentes condições de carregamento. E consiste em carregar cíclica e progressivamente os espécimes seguindo perfis que predeterminam a quantidade de carga e número de ciclos. Os perfis (leve, moderado e agressivo) são definidos de acordo com a média de resistência à fratura por compressão.(60)

O teste de resistência à fratura foi realizado em três coroas em formato de canino superior de cada grupo, através de um ensaio de compressão na máquina de Ensaios Universal (BIOPDI – Indústria, Comércio, Importação e Exportação de Equipamentos Médicos e Odontológicos Ltda., São Carlos, Brasil) (figura 11). A carga foi aplicada com inclinação de

30°, utilizando célula de carga de 1000Kgf(61), à velocidade de deslocamento de 1mm/min até a falha do espécime (figura 23), de acordo com a norma ISO 6872:2015.(62)

Figura 23. Ensaio de compressão na coroa em formato de canino superior para obtenção da média de resistência à fratura



Fonte: a autora.

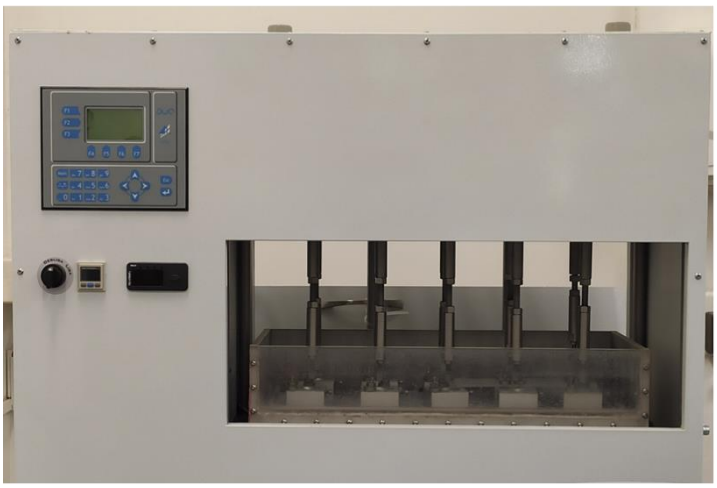
A partir da média obtida nesse primeiro ensaio foi estabelecida a carga máxima para o teste de fadiga (60%). Três perfis de carregamento foram estipulados: leve (n=9), moderado (n=6) e agressivo (n=3), na razão de 3:2:1, em relação ao número de corpos de prova, respectivamente.(59) Esses perfis são nomeados com base no aumento de carga no qual a amostra é fadigada para atingir certo nível de carga. Isso significa que as amostras atribuídas ao perfil leve serão cicladas por mais tempo para atingir a mesma carga que amostras atribuídas aos perfis moderado ou agressivo.(63)

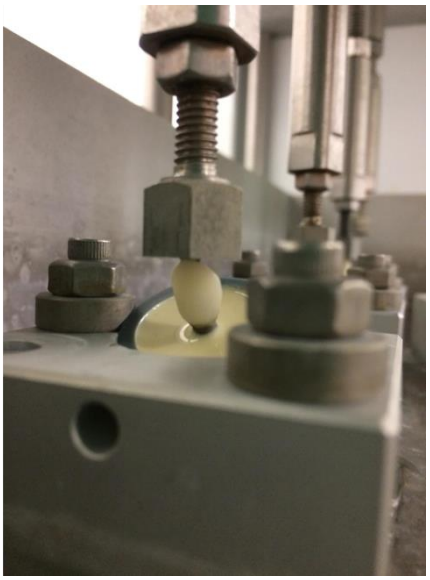
As dezoito coroas (figura 24) de cada grupo foram submetidas ao ensaio de fadiga em cicladora termomecânica pneumática BIOPDI, sendo cicladas até 10 coroas por vez. (figura 25) Simultaneamente à ciclagem mecânica, as amostras eram submetidas à ciclagem térmica, com temperatura variando entre 5° e 55°C, com tempo de imersão de 40 segundos. O teste de fadiga foi realizado até a falha (fratura da cerâmica, flexão ou fratura do pilar) ou sobrevivência (nenhuma falha ao final do perfil) das amostras.

Figura 24. Base metálica utilizada para posicionamentos dos espécimes em 30° na cicladora termomecânica pneumática

Fonte: a autora.

Figura 25. Cicladora termomecânica pneumática (BIOPDI).

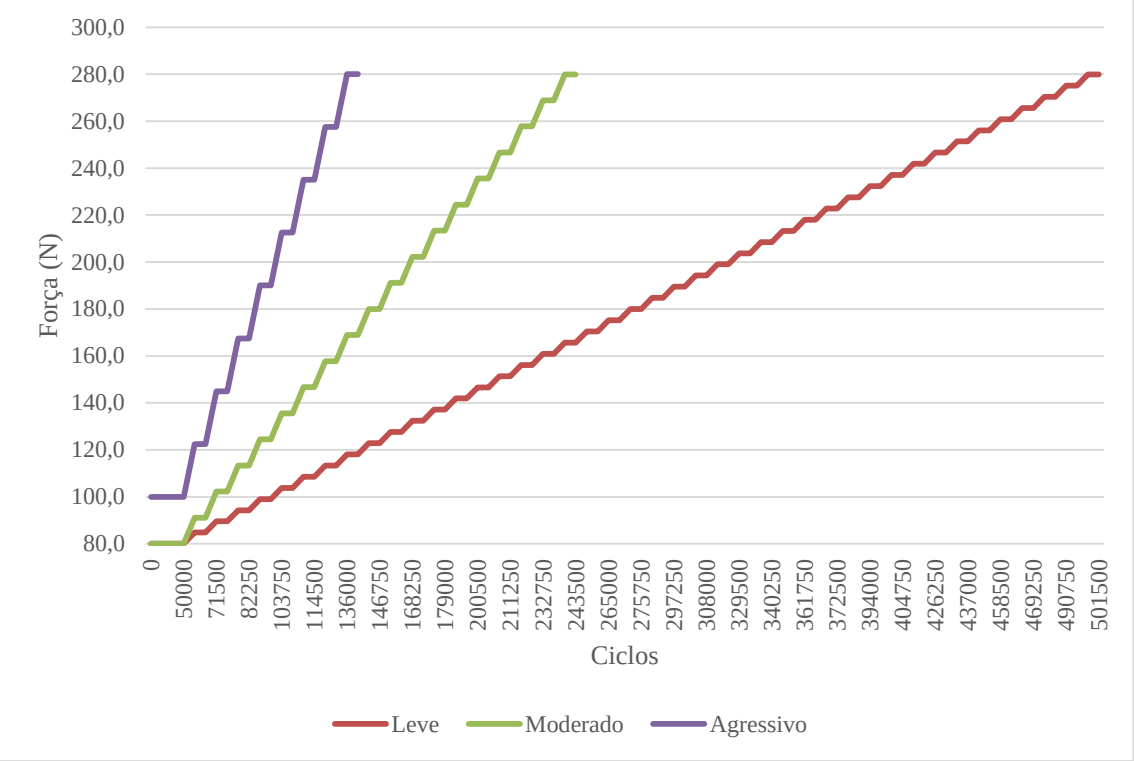




Fonte: a autora.

O primeiro patamar de cada perfil foi composto por 50000 ciclos. Os patamares seguintes foram de 10750 ciclos cada. Ao final de cada ciclo, para cada perfil, o equipamento era reconfigurado com a carga do patamar seguinte. Os perfis leve e moderado iniciaram com carga de 80 N e o agressivo com 100N. A carga variou de acordo com cada perfil e finalizou em 280N para todos (figura 26).

Figura 26. Perfis de carregamento leve, moderado e agressivo para a fadiga acelerada



Fonte: a autora.

3.10 Análise dos dados

A rugosidade, microdureza e estabilidade de cor foram avaliadas inicialmente (TI), após a imersão em soluções (TS) e após a simulação do envelhecimento (TE). Tais médias foram analisadas estatisticamente na forma de Δ. Sendo assim, para a rugosidade, o tempo 1 (Δrugosidade$_1$ = TS-TI) equivale a variação da rugosidade após a imersão nas soluções. E o tempo 2 (Δrugosidade$_2$ = TE-TS) equivale a variação da rugosidade após a simulação do envelhecimento. Para a microdureza, o tempo 1 (Δdureza$_1$ = TS-TI) retrata sua variação após a imersão nas soluções e o 2 (Δdureza$_2$= TE-TS) sua variação após o envelhecimento. E para a análise de estabilidade de cor, calculada pela fórmula CIEDE2000, o tempo 1 (ΔE_1= TS-TI) representa a variação de cor após a imersão nas soluções e o tempo 2, (ΔE_2= TE-TS) após o envelhecimento.

Os dados obtidos foram tabulados e as análises estatísticas realizadas utilizando o *software* IBM SPSS *statistics* (20.0, IBM, EUA).

De acordo com o teste de normalidade de *Shapiro-Wilk*, os dados de todos ensaios e análises apresentaram distribuição normal. O teste utilizado para a análise estatística dos dados de rugosidade superficial (µm), microdureza (KHN) e estabilidade de cor foi o modelo linear generalizado de medidas repetidas. O teste T de amostras independentes foi utilizado

para analisar os dados de resistência à flexão, da perda de massa e altura após o ensaio de desgaste e da termogravimetria.

Para a análise estatística do teste de fadiga acelerada os achados foram registrados como carga, número de ciclos e perfil de estresse em que o espécime falhou durante os testes de vida acelerados para os cálculos de confiabilidade.

As curvas de probabilidade Weibull (probabilidade de falha versus número de ciclos) utilizando uma relação cumulativa de danos foram calculadas (*Synthesis* 9, Alta Pro, *Reliasoft*, Tucson, Az, EUA). A confiabilidade (probabilidade de sobrevida) para a conclusão de missões de 50.000 ciclos (usando intervalos de confiança bilateral de 90%) em 100N e 150N foi determinada para comparações dos grupos. A análise Weibull fornece o valor beta (ß), que descreve o comportamento da taxa de falha ao longo do tempo. O valor beta inferior a 1 (ß < 1) indica que a taxa de falha diminui com o tempo e está associada a "falhas precoces" ou falhas grosseiras; ß com valor de aproximadamente 1 (ß~1) determina que a taxa de falha não varia ao longo do tempo e está associada a falhas de natureza aleatória; e ß superior a 1 (ß > 1) significa que a taxa de falhas aumenta ao longo do tempo e está ligada a danos de fadiga. De acordo com ß < 1 para os grupos testados, o gráfico de contorno da probabilidade Weibull (módulo de Weibull [*m*] vs resistência característica [η]) foi calculado usando estresse final para falha ou sobrevivência de grupos (intervalos de confiança de 90%).

4. Resultados

4.1 Rugosidade superficial – Sa (µm)

Na comparação inicial entre materiais, a rugosidade média de A foi 1,912±0,577µm e a de VE foi 1,894±0,251µm, sem diferença significativa entre os grupos (p=0,848).

Valores negativos em T1 representam diminuição da rugosidade após a imersão nas soluções. Valores negativos em T2 representam diminuição da rugosidade após o envelhecimento.

Na tabela 1 são apresentadas as médias da variação de rugosidade para os grupos, nos dois materiais, para o tempo 1 (após imersão nas soluções) e 2 (após envelhecimento).

T1- Médias (desvio padrão) de rugosidade (µm) para os grupos nos tempos 1 e 2

Materiais	Grupo	T1 Média±DP	T2 Média±DP
A	água	1,761 ± 1,176Aa	-1,486 ± 0,821Aa
	café	0,021 ± 0,684Aa	0,527 ± 0,365Aa
	coca-cola	0,206 ± 0,299Aa	0,298 ± 0,302Aa
	energético	2,622 ± 1,604Aa	-2,477 ± 1,329Ab
	suco	1,679 ± 1,978Aa	-1,218 ± 1,163Aa
	vinho	0,355 ± 0,383Aa	0,629 ± 0,54Aa
VE	água	9,686 ± 4,261Ba	-8,782 ± 4,114Bb
	café	7,916 ± 3,583Aa	-6,689 ± 3,729Cb
	coca-cola	1,947 ± 1,013BCa	-1,366 ± 0,969Aa
	energético	9,226 ± 3,8Aa	-8,201 ± 3,644Db
	suco	8,366 ± 4,218Aa	-7,848 ± 4,272Eb
	vinho	3,252 ± 1,953Ca	-2,854 ± 2,136Ab

Letras maiúsculas diferentes indicam diferença significante entre os grupos, em cada tempo, para cada material.

Letras minúsculas diferentes indicam diferença significante entre os tempos, para cada grupo, para cada material.

Quando comparados os efeitos das soluções no T1, para o material A não houve diferença significativa (p>0,05). Para o material VE, houve diferença significativa para as comparações água x café (p<0,05), água x vinho (p<0,05), café x coca-cola (p<0,05), café x vinho (p<0,05), coca-cola x energético (p<0,05), energético x vinho (p<0,05), suco x coca-cola (p<0,05) e suco x vinho (p=0,002) quando analisadas no T1. No T2, não houve diferença significativa ao comparar os grupos entre si para o material A. Para o material VE, houve diferença significativa nas comparações água x coca-cola (p<0,05), água x vinho (p<0,05), café x coca-cola (p=0,001), café x vinho (p=0,036), coca-cola x energético (p<0,05), coca-cola x suco (p<0,05), energético x vinho (p<0,05) e suco x vinho (p=0,002).

Quando comparados os tempos para o material A, houve diferença significativa somente para o grupo energético (p=0,004). Para o material VE, houve diferença significativa entre os tempos para os grupos água (p<0,05), café (p<0,05), energético (p<0,05), suco (p<0,05) e vinho (p=0,001), sendo os maiores valores de rugosidade encontrados após imersão nas soluções.

Ao comparar os materiais no T1, houve diferença significativa para os grupos água (p<0,05), café (p<0,05), energético (p<0,05), suco (p<0,05) e vinho (p=0,023). Os maiores valores de rugosidade foram encontrados no material VE. No T2, também houve diferença significativa para os grupos água (p<0,05), café (p<0,05), energético (p<0,05), suco (p<0,05) e vinho (p=0,006). E os maiores valores de rugosidade foram encontrados para o material A. O grupo coca-cola não apresentou diferenças significativas no T1 (p=0,168) e no T2 (p=0,178).

4.2 Microdureza

Na comparação inicial entre os materiais houve diferença significativa (p<0,05), sendo a variação de microdureza média para o A de 19,773 ± 2,507KHN e 233,085 ± 63,313KHN para o VE.

Na tabela 2 são apresentadas as médias da variação de microdureza (KHN) para os grupos, nos dois materiais, para o tempo 1 (após imersão nas soluções) e 2 (após envelhecimento). Valores negativos em T1 representam diminuição da microdureza após a imersão nas soluções. Valores negativos em T2 representam diminuição da microdureza após o envelhecimento.

Para o material A, ao comparar as soluções entre si no T1, não houve diferença significativa (p>0,05). No material VE, quando analisado o T1, houve diferença significativa entre as comparações água x suco (p=0,002), café x suco (p=0,002), coca-cola x suco (p<0,05), energético x suco (p<0,05) e suco x vinho (p=0,009). No T2, não houve diferenças significativas para o material A. Para o material VE, houve diferença significativa entre as comparações água x coca-cola (p<0,05), água x vinho (p=0,003), café x coca-cola (p<0,05), café x energético (p<0,05), coca-cola x suco (p=0,03), coca-cola x vinho (p=0,023) e energético x suco (p=0,03).

Quando comparado os tempos (T1 X T2) em cada solução, para o material A não houve diferença significativa em nenhuma comparação. Para o material VE, houve diferença significativa entre os tempos para os grupos café (p=0,034), coca-cola (p=0,014), energético (p=0,001) e suco (p<0,05).

Ao comparar os materiais no T1 em cada solução, houve diferença significativa para os grupos energético (p=0,009) e suco (p=0,001). No grupo energético, o material VE foi o mais suscetível à alteração de microdureza e no suco, foi o material A. No T2, a diferença significativa ocorreu para os grupos água (p=0,012), café (p=0,001) e coca-cola (p=0,040). Para o material A houve aumento da microdureza nos grupos água e café. Já o material VE nos grupos água e café apresentou diminuição da microdureza. No grupo coca-cola houve aumento da microdureza para os dois materiais, sendo o VE o que sofreu maior alteração após o envelhecimento. O vinho não promoveu alteração significativa em nenhum dos tempos.

T2- Médias (desvio padrão) da variação de microdureza (KHN) para os grupos nos tempos 1 e 2

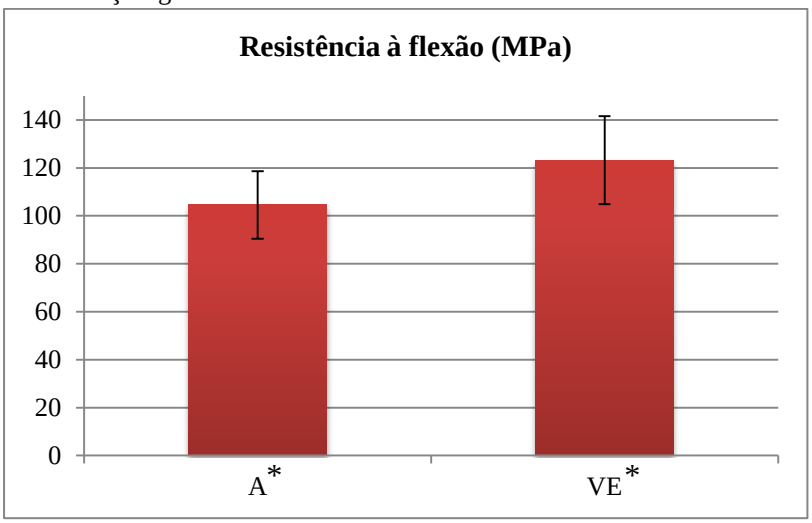
Material	Grupo	T1 Média	T2 Média
A	água	-3,971 ± 2,805Aa	8,309 ± 3,545Aa
	café	1,082 ± 2,823Aa	4,133 ± 3,496Aa
	coca-cola	-3,568 ± 4,823Aa	3,621 ± 3,287Aa
	energético	-5,997 ± 4,752Aa	9,776 ± 4,517Aa
	suco	-1,401 ± 2,287Aa	7,49 ± 5,971Aa
	vinho	-2,28 ± 2,695Aa	0,786 ± 3,794Aa
VE	água	-15,117 ± 117,88Aa	-64,383 ± 91,224Aa
	café	-15,125 ± 94,272Aa	-93,55 ± 86,516Ab
	coca-cola	-28,629 ± 52,114Aa	62,379 ± 43,451Bb
	energético	-82,545 ± 50,688Aa	43,985 ± 55,665Bb
	suco	99 ± 54,381Ba	-46,042 ± 98,474Ab
	vinho	-2,967 ± 92,108Aa	-29,875 ± 86,675Ca

Letras maiúsculas diferentes indicam diferença significante entre os grupos, em cada tempo, para cada material.
Letras minúsculas diferentes indicam diferença significante entre os tempos, para cada grupo, para cada material.

4.3 Resistência à flexão

Conforme mostrado na figura 27, o material A (123,238MPa) obteve de forma significativa ($p<0,05$) maior resistência do que o material VE (104,537MPa).

Figura 27. Médias de resistência à flexão para os materiais A e VE. O asterisco representa diferença significativa



Fonte: a autora.

4.4 Análise por Correlação de Imagens Digitais (CID)

As figuras 28 e 29 representam os mapas de tensão para o material Vita Enamic® e Ambarino® gerados durante o ensaio de flexão. Nas imagens de cada material são apresentadas tensões compressivas, representadas por cores frias, a cor branca corresponde à zona neutra e cores quentes representam as forças de tração.

Figura 28. Tensões horizontais (E_{xx}) em microtensão (µs) para o material Vita Enamic®

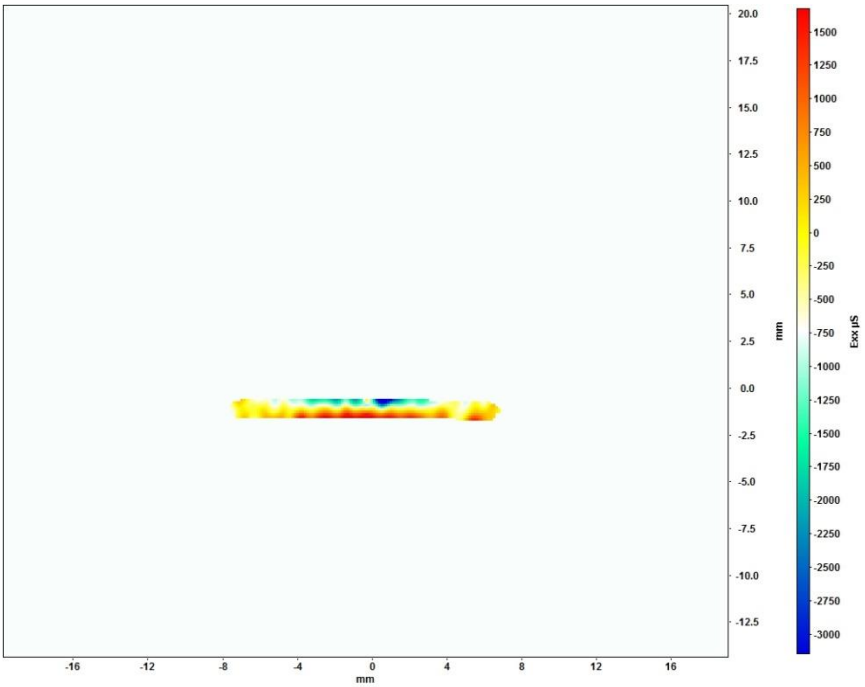
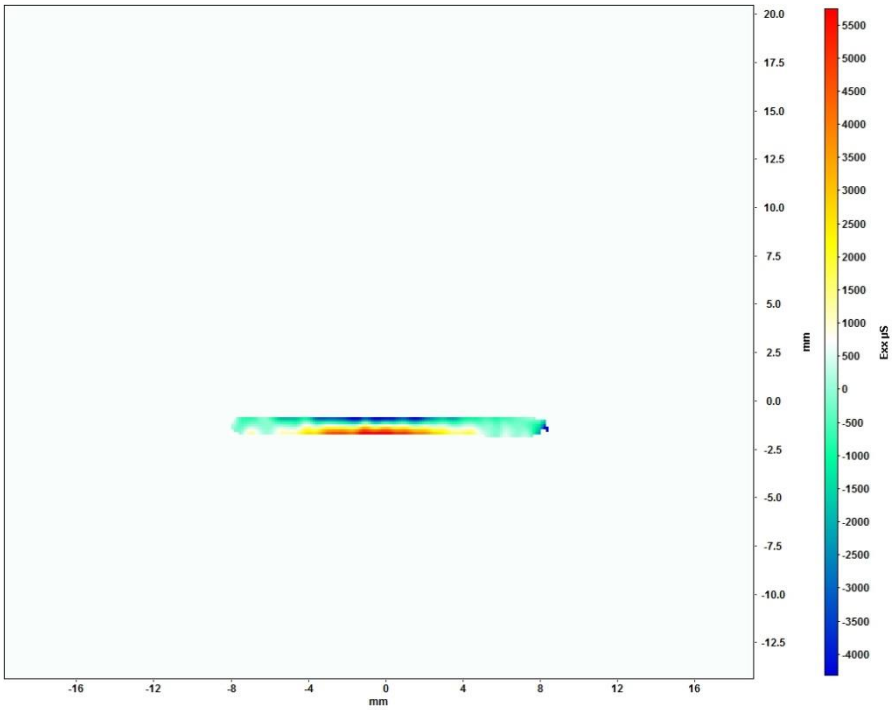


Figura 29. Tensões horizontais (E_{xx}) em microtensão (µs) para o material Ambarino®



4.5 Estabilidade de cor e Envelhecimento

Na tabela 3 são apresentadas as médias da variação de cor (ΔE) para os grupos, nos dois materiais, para o tempo 1 (após imersão nas soluções) e 2 (após envelhecimento).

T3- Médias (desvio padrão) de alteração de cor (ΔE) para os grupos nos tempos 1 e 2

Material	Grupo	T1 Média	T2 Média
A	água	1,506 ± 0,645ACa	10,809 ± 2,637ACb
	café	4,459 ± 2,071Ba	7,254 ± 1,395Bb
	coca-cola	2,47 ± 0,862ACa	9,372 ± 1,440ABCb
	energético	1,602 ± 0,845ACa	10,138 ± 2,421ACb
	suco	1,962 ± 0,754ACa	11,469 ± 1,593ACb
	vinho	3,112 ± 1,111ABCa	7,795 ± 2,412BCb
VE	água	2,65 ± 0,674ACa	10,621 ± 1,356Ab
	café	5,925 ± 1,298Ba	7,799 ± 1,120Bb
	coca-cola	3,556 ± 1,288ACa	10,248 ± 0,943Ab
	energético	1,652 ± 1,026Aa	9,77 ± 0,884ABb
	suco	1,437 ± 0,405Aa	10,212 ± 0,685ABb
	vinho	7,28 ± 1,392Ba	9,774 ± 0,797ABb

Letras maiúsculas diferentes indicam diferença significante entre os grupos, em cada tempo, para cada material.

Letras minúsculas diferentes indicam diferença significante entre os tempos, para cada grupo, para cada material.

Para o material A, ao comparar as soluções entre si no T1, houve diferença significativa entre os grupos água x café ($p<0,05$), café x coca-cola ($p=0,009$), café x energético ($p<0,005$) e café x suco ($p<0,005$). No material VE, houve diferença significativa entre as comparações água x vinho ($p<0,05$), café x água ($p<0,05$), café x coca-cola ($p=0,001$), café x energético ($p<0,05$), café x suco ($p<0,05$), coca-cola x energético ($p=0,015$), coca-cola x suco ($p=0,004$), coca-cola x vinho ($p<0,05$), suco x vinho ($p<0,05$) e energético x vinho ($p<0,05$) quando analisado o T1.

No T2, houve diferença significativa entre as comparações água x café ($p<0,05$), água x vinho ($p=0,005$), café x energético ($p=0,008$), café x suco ($p<0,05$) e suco x vinho ($p<0,05$) para o material A. Para o material VE, houve diferença significativa entre as comparações água x café ($p=0,011$) e café x coca-cola ($p=0,047$).

Quando comparado os tempos, houve diferença significativa ($p<0,05$) em todos os grupos para o material A e VE. O envelhecimento foi responsável por maior alteração de cor para os dois materiais, em todos os grupos.

Ao comparar os materiais no T1, houve diferença significativa para os grupos água ($p=0,043$), café ($p=0,01$) e vinho ($p<0,05$). No T2, a diferença significativa ocorreu apenas para o grupo vinho ($p=0,016$). Sendo os maiores valores encontrados no material VE nos dois tempos. Sendo as maiores alterações de cor foram ocasionadas pelo envelhecimento.

Na tabela 4 são apresentadas as médias da variação da coordenada L* (ΔL^*) para os grupos, nos dois materiais, para o tempo 1 e 2. Na comparação entre os materiais, a média inicial de (ΔL^*) para A foi de 62,58 e de 61,58 para VE ($p=0,001$). Para o material A, ao comparar as soluções entre si no T1, não houve diferença significativa entre os grupos ($p>0,05$). Para o material VE, houve diferença significativa ($p<0,05$) entre as comparações água x café ($p=0,019$), água x suco ($p=0,009$), água x vinho ($p<0,05$), café x coca-cola ($p<0,05$), café x energético ($p<0,05$), café x suco ($p<0,05$), coca-cola x vinho ($p<0,05$), energético x vinho ($p<0,05$) e suco x vinho ($p<0,05$). No T2, houve diferença significativa entre as comparações água x café ($p<0,05$), água x vinho ($p=0,006$) café x coca-cola ($p=0,032$), café x energético ($p=0,002$), café x suco ($p<0,05$), energético x vinho ($p=0,034$) e suco x vinho ($p<0,05$) para o material A. Para o material VE, houve diferença significativa entre as comparações água x café ($p=0,004$), café x coca-cola ($p=0,003$), café x energético ($p=0,028$) e café x suco ($p=0,003$).

Quando comparados os tempos, houve diferença significativa ($p<0,05$) em todos os grupos para o material A e VE. O envelhecimento foi responsável por maior alteração da coordenada L*para os dois materiais, em todos os grupos.

Ao comparar os materiais no T1, houve diferença significativa para os grupos café ($p<0,05$) e vinho ($p<0,05$), sendo as maiores variações apresentadas pelo material A. No T2, a diferença significativa ocorreu apenas para o grupo vinho ($p=0,019$) e o material VE apresentou o maior valor.

T4- Médias (desvio padrão) de alteração de cor (ΔL*) para os grupos nos tempos 1 e 2

Material	Grupo	T1 Média	T2 Média
A	água	-1,315 ± 0,733 Aa	12,445 ± 3,047 Ab
	café	-1,69 ± 2,258 Aa	7,935 ± 1,697 Bb
	coca-cola	-0,207 ± 1,568 Aa	11,074 ± 1,902 Ab
	energético	-0,562 ± 1,171 Aa	11,902 ± 3,156 ABb
	suco	-0,624 ± 0,915 Aa	13,715 ± 1,893 Ab
	vinho	-1,414 ±1,574 Aa	8,785 ± 3,036 Bb
VE	água	-2,129 ± 0,984 Aa	12,525 ± 1,531Ab
	café	-4,361 ± 1,341 Ba	8,770 ± 1,248 Bb
	coca-cola	-1,204 ± 1,320 Aca	12,581 ± 1,196 Ab
	energético	-1,171 ± 1,403 Aca	11,949 ± 1,102 Ab
	suco	0,257 ± 1,053 Ca	12,582 ± 0,805 Ab
	vinho	-5,535 ± 1,046 Ba	11,152 ± 1,143 ABb

Letras maiúsculas diferentes indicam diferença significante entre os grupos, em cada tempo, para cada material.
Letras minúsculas diferentes indicam diferença significante entre os tempos, para cada grupo, para cada material.

Na tabela 5 são apresentadas as médias da variação da coordenada a* (Δa*) para os grupos, nos dois materiais, para o tempo 1 e 2. Na comparação entre os materiais, a média inicial de (Δa*) para A foi de -0,158 e de -0,213 para o VE ($p=0,722$). Para o material A, ao comparar as soluções entre si no T1, houve diferença significativa entre os grupos água x café ($p<0,05$), água x coca-cola ($p<0,05$), água x suco ($p=0,034$), água x vinho ($p<0,05$), café x energético ($p=0,007$), energético x vinho ($p<0,05$) e suco x vinho ($p=0,004$). Para o material VE, houve diferença significativa entre as comparações água x café ($p<0,05$), água x coca-cola ($p<0,05$), água x energético ($p=0,007$), água x suco ($p<0,05$) água x vinho ($p<0,05$), energético x vinho ($p<0,05$), café x energético ($p<0,05$), café x suco ($p<0,05$), café x vinho ($p=0,004$), coca-cola x energético ($p<0,05$), coca-cola x suco ($p=0,002$), coca-cola x vinho ($p<0,05$) e suco x vinho ($p<0,05$). No T2, houve diferença significativa entre as comparações água x coca-cola ($p=0,008$), água x suco ($p<0,05$) e água x vinho ($p=0,018$) para o material A. Para o material VE, não houve diferença significativa ($p>0,05$) entre as comparações.

Quando comparado os tempos, houve diferença significativa (p<0,05) em todos os grupos para o material A e VE. O envelhecimento foi responsável por maior alteração da coordenada a* para o material A, em todos os grupos,

Ao comparar os materiais no T1, houve diferença significativa para os grupos água (p=0,019), café (p<0,05), coca-cola (p=0,017) e vinho (p<0,05), sendo as maiores variações apresentadas predominantemente pelo material VE. No T2, houve diferença significativa (p<0,05) para todos os grupos e o material A apresentou os maiores valores de variação.

T5- Médias (desvio padrão) de alteração de cor (Δa*) para os grupos nos tempos 1 e 2

Material	Grupo	T1 Média	T2 Média
A	água	-0,500 ± 0,369Aa	2,684 ± 0,372 Ab
	café	1,064 ± 1,113BDa	2,336 ± 0,237 ABCDb
	coca-cola	0,842 ± 0,589 BCDa	2,049 ± 0,187 BCDb
	energético	0,005 ± 0,554 Aca	2,300 ± 0,329 ABCDb
	suco	0,419 ± 0,358 BCa	1,890 ± 0,631 CDb
	vinho	1,535 ± 0,589 Da	2,094 ± 0,200 Db
VE	água	-1,200 ± 0,361Aa	1,380 ± 0,540Ab
	café	2,359 ± 0,573 Ba	1,059 ± 0,289Ab
	coca-cola	1,554 ± 0,620 Ba	1,002 ± 0,364Ab
	energético	-0,142 ± 0,357CDa	1,101 ± 0,157Ab
	suco	0,384 ± 0,350 Da	1,107 ± 0,260Ab
	vinho	3,465 ± 0,700Ea	1,170 ± 0,346Ab

Letras maiúsculas diferentes indicam diferença significante entre os grupos, em cada tempo, para cada material.
Letras minúsculas diferentes indicam diferença significante entre os tempos, para cada grupo, para cada material.

Na tabela 6 são apresentadas as médias da variação da coordenada b* (Δb*) para os grupos, nos dois materiais, para o tempo 1 e 2. Na comparação entre os materiais, a média inicial de (Δb*) para A foi de 6,748 e de 9,651 para o VE (p<0,05). Para o material A, ao comparar as soluções entre si no T1, houve diferença significativa entre os grupos água x café (p>0,05), água x vinho (p=0,022) e café x energético (p=0,024). Para o material VE, houve diferença significativa entre as comparações água x café (p<0,05), água x coca-cola (p<0,05), água x vinho (p<0,05), café x energético (p<0,05), café x suco (p<0,05), coca-cola x energético (p=0,029), coca-cola x suco (p=0,022), energético x vinho (p=0,008) e suco x vinho (p=0,006). No T2, para o material A, não houve diferença significativa (p>0,05) entre as comparações. Para o material VE, houve diferença significativa entre as comparações água x café (p=0,020), café x energético (p=0,029) e café x suco (p=0,013).

Quando comparado os tempos, houve diferença significativa nos grupos água ($p<0,05$), café ($p=0,020$) e energético ($p=0,028$) para o material A. Para o material VE a diferença significativa ocorreu nos grupos café ($p<0,05$), coca-cola ($p<0,05$) e vinho ($p<0,05$). A imersão nas soluções foi responsável por maior alteração da coordenada b* para o material VE, em todos os grupos onde houve diferença, para o material A, o envelhecimento predominou como maior alteração de valores da coordenada b*.

Ao comparar os materiais no T1, houve diferença significativa para os grupos café ($p=0,025$), coca-cola ($p=0,002$) e vinho ($p=0,015$), sendo as maiores variações apresentadas pelo material VE. No T2, houve diferença significativa para os grupos água ($p=0,006$), café ($p<0,05$), coca-cola ($p=0,007$) e energético ($p=0,017$) e o material A apresentou os maiores valores de variação.

T6- Médias (desvio padrão) de alteração de cor (Δb*) para os grupos nos tempos 1 e 2

Material	Grupo	T1 Média	T2 Média
A	água	-0,2263 ± 0,660Aa	3,237 ± 1,512Ab
	café	3,407 ± 4,146Ba	1,384 ± 1,258Ab
	coca-cola	1,439 ±1,550ABa	1,957 ± 0,874Aa
	energético	0,904 ± 1,237ACa	2,819 ± 0,673Ab
	suco	1,769 ± 1,285ABa	1,647 ± 3,608Aa
	vinho	2,307 ± 0,931BCa	1,442 ± 1,829Aa
VE	água	-0,670 ± 0,690Aa	0,9425 ± 0,932Aa
	café	5,157 ± 1,097Ba	-1,747 ±1,554Bb
	coca-cola	3,914 ± 1,132Ba	-0,291 ± 0,500 ABb
	energético	1,451 ± 0,663Aa	0,842 ± 0,662Aa
	suco	1,387 ± 0,425Aa	1,040 ± 0,983Aa
	vinho	4,214 ± 0,855Ba	0,634 ± 2,239ABb

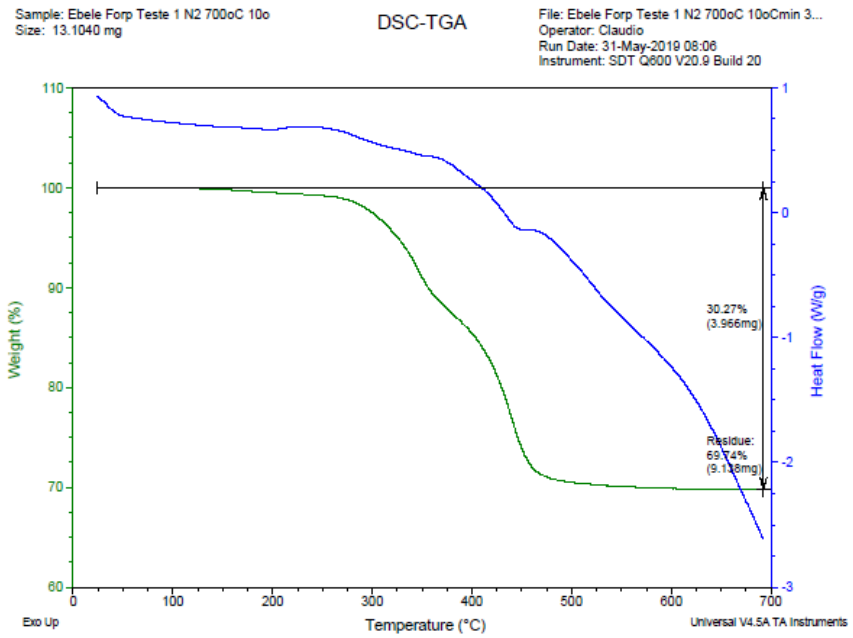
Letras maiúsculas diferentes indicam diferença significante entre os grupos, em cada tempo, para cada material.

Letras minúsculas diferentes indicam diferença significante entre os tempos, para cada grupo, para cada material.

4.6 Termogravimetria

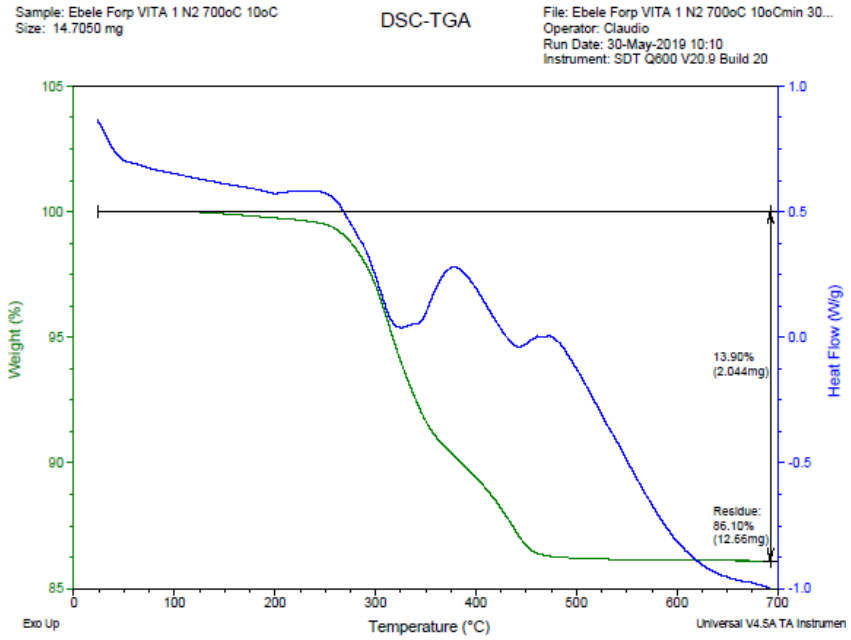
As figuras 30 e 31 são exemplos da demonstração gráfica da análise termogravimétrica.

Figura 30. Gráfico da análise termogravimétrica de uma das amostras do grupo A



Fonte: TGA/DSC SDTQ600 *TA Intruments*

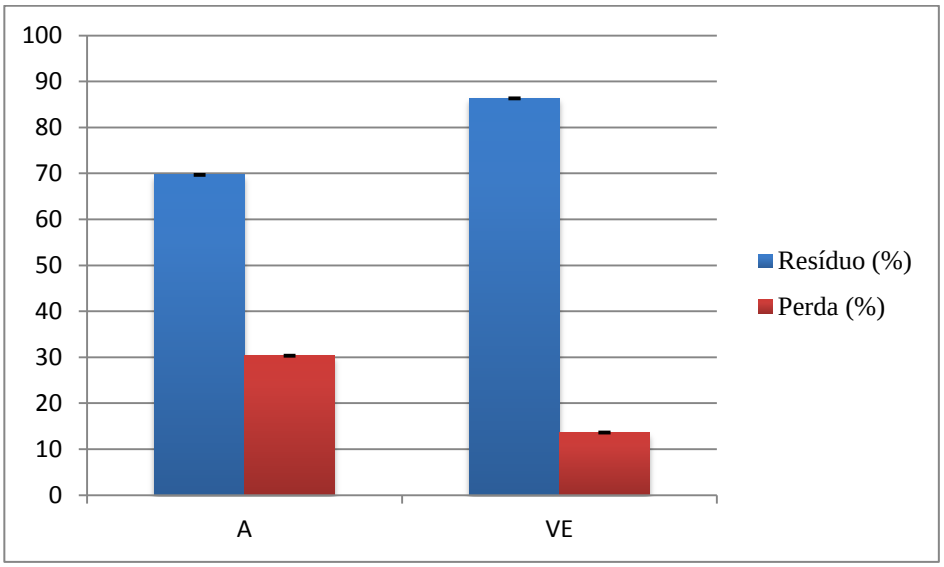
Figura 31. Gráfico da análise termogravimétrica de uma das amostras do grupo VE



Fonte: TGA/DSC SDTQ600 *TA Intruments*

A composição média (%) de material cerâmico (resíduo) e polimérico (perda) de cada material é apresentada na figura 30. Dessa forma, tem-se que o material VE apresentou de forma significativa ($p<0,05$) maior quantidade de material cerâmico, enquanto no material A foi encontrado duas vezes ($p<0,05$) mais material polimérico em sua composição.

Figura 32. Composição (%) de cerâmica (resíduo) e polímero (perda) dos materiais A e VE

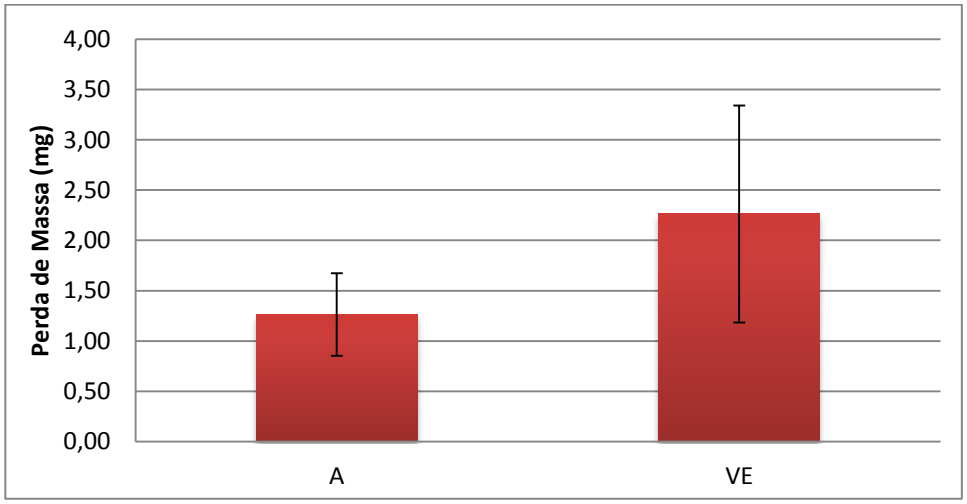


Fonte: a autora.

4.7 Resistência ao desgaste e perda de altura vertical

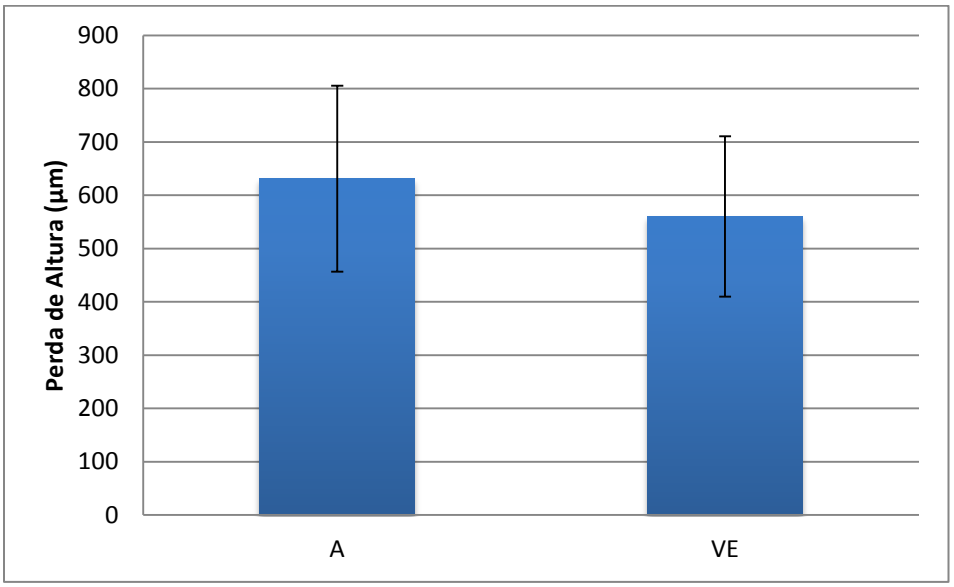
Na figura 33 é apresentada a comparação da média de perda de massa entre os grupos A e VE, após o ensaio de desgaste, porém não houve diferença significativa (p=0,241). O grupo A perdeu 1,2652mg, enquanto o VE perdeu 2,2625mg. A perda vertical (figura 34) também não mostrou diferença significativa (p=0,671) entre as médias de A (630,75µm) e VE (560,15µm).

Figura 33. Perda de massa (mg) dos grupos A e VE após ensaio de desgaste



Fonte: a autora.

Figura 34. Perda vertical (µm) dos grupos A e VE após ensaio de desgaste



Fonte: a autora.

4.8 Resistência à fadiga acelerada

4.8.1 Resistência à fratura por compressão

Os valores médios e desvios-padrão obtidos no teste de carga estática (n=3) foram de 448,1848 ± 13,0998N para o material A e de 462,7896 ± 52,5680N para o material VE.

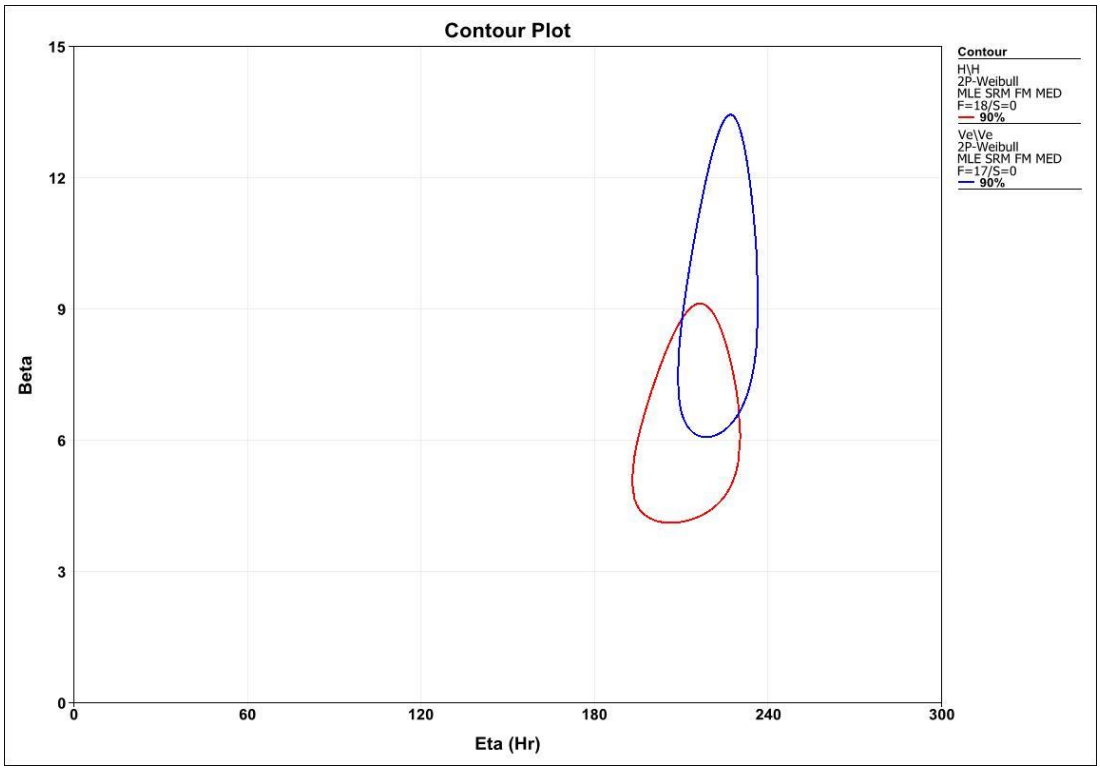
4.8.2 Confiabilidade

O gráfico e o resumo estatístico para a probabilidade de nível de uso derivado do *step-stress* Weibull com estresse de uso de 150N são apresentados na figura 35 e Tabela 4, respectivamente.

Os valores médios de β (limites de intervalo de confiança) derivados dos cálculos Weibull da probabilidade de uso (probabilidade de falha versus número de ciclos) foram 0,5 para A e 0,38 para VE. Os valores β resultantes para A e VE indicaram que, independentemente do nível de estresse de etapa em que as amostras estavam fadigadas, as falhas estavam associadas à carga (nível de estresse) ao invés de acúmulo de danos da fadiga. Assim, a probabilidade de distribuição Weibull foi determinada usando carga de falha durante fadiga.

O módulo de Weibull (*m*) foi 6,41 (limite superior: 8,66; limite inferior: 4,74) para A e 9,43 (limite superior: 12,73; limite inferior: 6,99) para VE. Os valores da resistência característica (η) foram de 211,25N (limite superior: 225,04N; limite inferior: 198,31N) para o grupo A e 222,64N (limite superior: 232,83N; limite inferior: 212,89N) para o grupo VE. O gráfico de *contour* plot (resistência característica vs módulo de Weibull) apresenta essas informações graficamente e detecta que esses conjuntos de dados são de populações semelhantes (p>0,05), com base na sobreposição dos limites de confiança.

Figura 35 - Gráfico de contorno (módulo de Weibull vs resistência característica)



Fonte: a autora.

A técnica de fadiga permite estimativas de confiabilidade em um determinado nível de carga. As cargas calculadas de confiabilidade (tabela 7) com intervalos de confiança de 90% para missões de 100.000 ciclos em cargas de 150N, e 100.000 e 150.000 ciclos em carga de 200N, indicaram que o dano cumulativo para cargas mais altas levaria a menor sobrevivência.

A confiabilidade calculada foi semelhante para os dois materiais (p>0,05), embora numericamente menor para o A. O comportamento dos grupos é mais próximo na missão de 100.000 ciclos sob o carregamento de 150N. Com o carregamento em 200N, para missão de 100.000 ciclos houve queda de 62,16% para A e 48,89% para VE quando comparados ao carregamento de 150N. Com o aumento do número de ciclos para 150.000 e carregamento ainda de 200N, houve queda de 25% para o grupo A e de 13,04% para o grupo VE, quando

comparado à missão de 100.000 ciclos. Sendo, então, o material VE o menos afetado pela missão mais longa em 200N.

Tabela 7 - Confiabilidade calculada para missões de 50.000 ciclos de acordo com a carga, com intervalo de confiança de 90%, limites superior e inferior

Grupos	A			VE		
Missões	Limite Inferior	Confiabilidade	Limite Superior	Limite Inferior	Confiabilidade	Limite Superior
100K/150N	0,56	0,74 a	0,86	0,75	0,9 a	0,96
100K/200N	0,14	0,28 b	0,43	0,26	0,46 b	0,63
150K/200N	0,08	0,21 b	0,38	0,20	0,40 b	0,60
Beta (ß)		0,5			0,38	

* Comparações entre os materiais com diferença não significante em cada missão.
Letras minúsculas diferentes indicam diferença significante ($p<0,05$) entre as diferentes missões, para cada material.

5. Discussão

O presente estudo mostrou que microdureza, resistência à flexão e estabilidade de cor diferiram significativamente entre os dois materiais. O Vita Enamic®, tido como referência entre as cerâmicas híbridas, apresentou valores médios de microdureza mais elevados que o Ambarino®, menor resistência à fratura e menor estabilidade de cor. Em relação à resistência ao desgaste e à fadiga acelerada, o comportamento dos dois materiais se mostrou sem diferença significativa. Dessa forma, pode-se afirmar que a hipótese nula testada foi rejeitada.

O fabricante classifica o Ambarino® High-Class como uma cerâmica híbrida, ultra rígida, que utiliza tecnologia de carga otimizada e altamente compactada, consistindo em 70% em peso de partículas de carga vítrea de silicato inorgânico, semelhante à cerâmica (com tamanho médio de 0,8µm) e 30% em peso de misturas poliméricas altamente reticuladas: Bis-GMA (bisfenol-A glicidil metacrilato), UDMA (uretano dimetacrilato) e BUDMA (butanodiol dimetacrilato). Como propriedades do material relata baixa rugosidade, baixa tendência à abrasão (muito semelhante ao esmalte natural), conforto, distribuição uniforme dos polímeros, excelente qualidade de polimento e integração natural da cor ("efeito camaleão"). É indicado para *inlays*, *onlays*, coroas, próteses de no máximo 3 elementos e *table tops*, peças delgadas cimentadas sobre o elemento dentário utilizadas para restabelecimento de dimensão vertical, baseadas em enceramento diagnóstico. Disponível nas cores BL2, BL3,5, B1, C2, D2, A1, A2, e A3 da escala Vita.

Rugosidade superficial

O Vita Enamic® apresentou a maior média de rugosidade quando comparado a materiais compósitos à base de resina e à cerâmica de silicato.(64) A rugosidade de um material terá influência sobre seu polimento e dispersão de luz, o que afetará a estética.(39) Independentemente do material, as restaurações CAD/CAM são fresadas com instrumentos rotativos revestidos com partículas abrasivas de diamante.(65) É destacado o fato da fresagem em CAD/CAM criar uma superfície mais áspera, sendo que a superfície externa de uma restauração pode ser finalizada, polida e glazeada, enquanto a interna (superfície de adesão) permanecerá intocada.(66) Considerando que as restaurações podem falhar devido a trincas e defeitos em sua superfície interna (67), a literatura apontou esse efeito da fresagem com preocupação, uma vez que superfícies mais ásperas podem prejudicar as propriedades mecânicas da cerâmica pelo acúmulo de danos e redução da vida útil clínica.(68) A mecânica de fratura de materiais cerâmicos no desempenho clínico foi definida pelo mecanismo de crescimento lento da trinca (crescimento subcrítico da trinca). Dessa forma, qualquer defeito

interno existente no material pode atingir tamanho crítico e atuar como iniciador de trinca quando submetido a estímulos mecânicos, levando à fratura prematura da cerâmica sob cargas muito menores que as esperadas. (69)

Em um estudo (70) no qual foram avaliadas as superfícies de fratura dos materiais Vita Enamic e Ambarino® através de microscopia confocal de varredura a laser. O Vita Enamic® apresentou aparência relativamente rugosa, com muitas irregularidades, microestrutura heterogênea e microfissuras visíveis. No Ambarino® foi observado propagação de fissuras através da matriz e interfaces da matriz, partcículas de preenchimento no nível da microestrutura e microfissuras também foram detectáveis. O mesmo foi observado para o Vita Enamic® no estudo de Elgimez et al.(71) Assim como no presente estudo, Flury *et al.*(65) afirmaram não haver diferença significativa entre a rugosidade do material Vita Enamic® e Ambarino®. O Vita Enamic® apresentou maior suscetibilidade de alteração de rugosidade mediante a imersão nas soluções comumente ingeridas. Já o Ambarino® se mostrou mais sensível ao processo de envelhecimento. Tais comportamentos serão abordados mais adiante.

Microdureza

A microdureza é definida como a resistência de um material à indentação (72), associada à rigidez e resistência mecânica.(13) Tal propriedade influencia na usinagem, ou seja, na facilidade com que é processado, assim como na velocidade desse fresamento e no desgaste das fresas do sistema CAD/CAM. Terá também efeito sobre a lisura da borda marginal e precisão da restauração.(73,74) Como um material restaurador ideal não deve desgastar os tecidos dentários opostos, um alto valor de microdureza pode não ser desejável, porém, o desgaste se trata de processo complexo e não é determinado apenas pela microdureza do material.(31,75,76)

Entre os métodos existentes para se testar a microdureza, existem o Vickers e o Knoop. A microdureza Knoop é o método mais indicado para avaliação de materiais poliméricos, por utilizar ponta de diamante rômbico e diminuir o efeito de recuperação elástica após a remoção da ponta.(76,77) Os dados de microdureza Knoop para cerâmicas híbridas são limitados(76,77), não sendo encontrados trabalhos com o Ambarino® nos quais tal propriedade tenha sido analisada. Mormann *et al.*(36) relataram que a microdureza do Vita Enamic se mostrou menor que a do esmalte, estando entre os valores de microdureza de materiais resinosos, que são mais macios que os de cerâmica vítrea (e.max CAD). No estudo de Bek Kurlu & Yoldas(77), apesar de terem sido utilizados parâmetros diferentes (500gf por

10 segundos), o valor de microdureza obtido pelo Vita Enamic® foi significativamente maior quando comparado aos demais materiais híbridos, Lava Ultimate® e Cerasmart®. Já no estudo de Koizumi *et al*.(76), não foram relatados a carga e o tempo de aplicação utilizados no ensaio, porém os resultados mostraram que, dentre os materiais híbridos analisados, o Vita Enamic® apresentou maiores valores de microdureza. Houve, portanto, concordância com os resultados do presente estudo.

Porém, vale ressaltar que a baixa microdureza de um material não é preditor direto do sucesso clínico, pois o desempenho das restaurações também depende de outras propriedades, como tenacidade à fratura e resistência à fadiga.(78)

Resistência à fratura

A resistência à fratura é relatada como das principais propriedades associadas ao desempenho clínico dos materiais dentários, pois indica sua capacidade de resistir à propagação de fissuras e, consequentemente, à falha catastrófica.(17,53) A preocupação com a resistência à fratura se deve ao fato de haver maior tendência de fratura da restauração cerâmica quando é utilizado um material mais rígido, ou fratura do substrato dental, quando é utilizado um material composto de resina. Além disso, como relatado anteriormente, os materiais restauradores cerâmicos são passíveis de danos oriundos da usinagem, especialmente quando a restauração, ou parte dela, apresenta pequena espessura, como por exemplo, em sua porção marginal.(73,79)

Se a microestrutura de um material não for muito bem controlada e as partículas de reforço não estiverem bem dispersas ou bem conectadas ao material da matriz, as partículas de reforço poderão atuar como fatores limitantes da resistência.(70) No presente estudo não foi realizada uma análise que permitisse a visualização das estruturas dos dois materiais, mas essa pode ser uma das explicações para a resistência à fratura significativamente menor do Vita Enamic® em relação ao Ambarino®. A outra hipótese está relacionada ao conteúdo polimérico de cada material.

Baseado nos resultados do presente estudo, os materiais testados foram considerados adequados para a reabilitação através de coroas unitárias anteriores ou posteriores, mas não indicados para próteses parciais fixas, por não atenderem aos critérios de resistência recomendados na ISO 6872:2008, de média de resistência flexural acima de 300 MPa.(71)

O teste de flexão uniaxial de três pontos tem sido comumente utilizado para espécimes retangulares na avaliação da resistência à flexão de materiais restauradores ou

protéticos.(13,35,80) E os padrões internacionais para testes de flexão de materiais resinosos (ISO 4049) e cerâmicos (ISO 6872) exigem que os espécimes tenham comprimento e profundidade que permitam proporção ≥10. No entanto, os blocos cerâmicos utilizados no presente estudo apresentam pequenas dimensões, com suas aplicações limitadas a restaurações unitárias. Choi *et al.*(81) afirmaram haver grande discrepância nas resistências à flexão encontradas em estudos anteriores(13,35,80,82) que utilizaram amostras de dimensão 14x4x1,2mm com vão de apoio de 10 a 12mm, levando à incorreta interpretação do desempenho mecânico e previsão de seus desempenhos clínicos. Ressaltam que o teste de flexão de três pontos é amplamente aceito para testar as propriedades de flexão dos materiais dentários em comparação com outras técnicas de teste mecânico. No entanto, a resistência pode ser significativamente alterada por vários fatores originados da geometria do espécime, configuração de teste e aparelho utilizado. E com isso, sugerem que seja criado novo protoloco de teste para a medição precisa das propriedades flexurais desses novos materiais restauradores.

Ao analisar qualitativamente a distribuição de tensões nas barras cerâmicas durante o ensaio de flexão através da Correlação de Imagens Digitais, o comportamento dos materiais se mostrou compatível com os resultados discutidos anteriormente. O Ambarino®, material que apresentou maior resistência à flexão e maior conteúdo polimérico, mostrou melhor distribuição das tensões compressivas ao longo da barra e, consequentemente, menor concentração de tensões de tração.

Imersão em soluções

Materiais dentários no ambiente oral estão sujeitos a processos térmicos, químicos e mecânicos e com isso se tornam suscetíveis a um processo contínuo de degradação causado por agentes químicos encontrados na saliva, alimentos e bebidas, que podem alterar a qualidade de suas superfícies e, como consequência, resultar em menor durabilidade das restaurações.(64)

No estudo de Sen *et al.*(64), foi avaliado o efeito da imersão em líquidos simuladores de alimentos nas propriedades da superfície de materiais restauradores de desenho e fabricação assistida por computador, incluindo o Vita Enamic®. Tais líquidos foram água destilada, ácido cítrico 0,02M e solução de etanol/água a 75%. Os outros materiais eram blocos compósitos à base de resina (Lava Ultimate e Paradigm MZ100, ambos 3M-ESPE, St Paul, MN, EUA) e uma cerâmica de silicato (Vita Mark II, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen,

Alemanha). O Vita Enamic® apresentou a maior média de rugosidade, porém a imersão não produziu efeitos significativos em seus valores de Ra. Os meios de imersão também não produziram efeito significativo na microdureza do Vita Enamic®.

É afirmado que a estabilidade química e a solubilidade dos materiais híbridos são dependentes do teor de resina orgânica, silano e composição da resina.(83) A fase de resina orgânica e o silano (interface carga/matriz) têm papéis ativos na degradação do material.(84) O enfraquecimento da matriz de resina pela água facilita a propagação de trincas.(85) Porém, tal comportamento não foi observado no presente estudo, uma vez que o material de maior carga polimérica (Ambarino®) foi o que sofreu menor alteração de rugosidade frente à imersão, caracterizando então o Vita Enamic® como o material mais suscetível à degradação. Assim como no estudo de Hampe *et al.*(70), no qual não foi encontrada correlação entre o nível de conteúdo da carga e a perda de tenacidade à fratura, que poderia ser interpretada como indicação de um mecanismo de falha acionado por matriz.

No estudo de Liebermann *et al.*(86), materiais híbridos (Vita Enamic® e Lava Ultimate®) e materiais poliméricos para restaurações temporárias à base de polimetilmetacrilato (PMMA) e poliéteretercetona (PEEK) foram comparados quando imersos em água destilada, saliva fisiológica, saliva artificial e cloreto de sódio (NaCl). Observaram que o aumento do tempo de armazenamento aumentou significativamente os valores de absorção de água. O Vita Enamic® foi o material que apresentou aumento de absorção de água mais acentuado durante os 180 dias de imersão. Em compensação, apresentou solubilidade praticamente inalterada, independentemente do meio de armazenamento.

A absorção de água pode causar instabilidades moleculares, o que pode levar a formações de trincas e à diminuição das propriedades mecânicas.(87) Variações na composição polimérica dos materiais CAD/CAM podem afetar a absorção de água, o que pode ser explicado pela absorção de fluídos na matriz polimérica devido à polaridade das moléculas, levando ao desequilíbrio geral entre as forças intermoleculares.(86) Quanto mais homogêneo é um polímero, menos água é absorvida e menos características solúveis possui.(88)

No presente estudo, o Ambarino® não mostrou diferença significativa para rugosidade e microdureza em decorrência da imersão em diferentes soluções, o que pode indicar maior resistência frente às diversas exposições a bebidas e alimentos a que os materiais restauradores podem ser submetidos ao longo de sua vida útil. Para a rugosidade, após a imersão, o Vita Enamic® foi o material mais suscetível às alterações, o que pode ser explicado

pela composição polimérica do Ambarino®, uma vez que o Bis-GMA e UDMA são caracterizados como monômeros hidrófobos e resistentes à sorção (fenômeno físico-químico decorrente da interação de substâncias no interior ou na superfície de outras). Enquanto o monômero TEGDMA presente no Vita Enamic® comporta-se como hidrofílico, estando mais sujeito à sorção.(89, 0) O mesmo aconteceu para a microdureza, sendo que a maior alteração após a imersão nas soluções foi encontrada no material Vita Enamic®.

Apesar de não ter sido mensurado o pH das soluções utilizadas no presente estudo, café (pH=5,13)(91), refrigerante à base de coca (ph=2,3)(92), energético (pH=2,80)(93), suco de laranja (pH=2,4)(92) e vinho tinto (pH=3,8)(94) são bebidas com pH ácido, podendo assim relacionar tal informação às maiores alterações na rugosidade e microdureza após a imersão dos espécimes.

Simulação de envelhecimento

Hampe *et al*.(70) analisaram entre outros materiais, Vita Enamic® e Ambarino®. As amostras foram submetidas à simulação de envelhecimento através da termociclagem em banho-maria com água destilada a 5° e 55° C. Os resultados mostraram que para o primeiro material, a tenacidade à fratura apresentou diminuição de valor após o envelhecimento, enquanto o Ambarino®, que apresentou valor médio maior, não mostrou impacto em sua resistência. Sonmez et al.(38) relataram efeito prejudicial da termociclagem nas propriedades mecânicas dos materiais analisados, onde a microdureza e resistência à flexão do Vita Enamic® foram afetadas negativamente de forma significativa. No presente estudo, o método escolhido para a simulação do envelhecimento foi o realizado em autoclave. O objetivo do procedimento de esterilização a vapor a 134°C, seria induzir algum grau de envelhecimento, agindo como um teste acelerado. Foi calculado que 1h de tratamento em autoclave na temperatura mencionada teve teoricamente o mesmo efeito que 3-4 anos *in vivo*, o que corresponde a 20 anos em nosso estudo.(48,49) Comumente usado para demonstrar degradação térmica da zircônia (46,47,95) e induzir seu envelhecimento, tal processo evitaria longos experimentos para avaliar a sensibilidade de um material restaurador.(49)

Por se tratar de metodologias diferentes, a comparação talvez não se faça de forma equiparada, devido à dificuldade de se encontrar estudos(71) nos quais Vita Enamic® e Ambarino® tenham sido submetidos ao método de envelhecimento acelerado em autoclave.

Elgimez et al.(71) submeteram as amostras de Vita Enamic® ao tratamento em autoclave a fim de criar efeito combinado de decomposição hidrolítica e térmica e, assim,

acelerar o envelhecimento e analisar a resistência à flexão. Observaram que tal método não promoveu alteração significativa na resistência do material, o que levantou a hipótese de que tal comportamento estaria relacionado à estrutura da rede cerâmica. E que o tratamento com autoclave não seria o método mais adequado para materiais estruturados com resina. Por outro lado, o envelhecimento em autoclave foi considerado como tendo algum efeito sobre os materiais testados (GC Cerasmart™, Lava Ultimate™ e Vita Enamic®) devido ao teor de carga de zircônia neles presente. Para o Vita Enamic® e Ambarino® a rugosidade foi menos afetada pelo envelhecimento. Como nenhuma técnica foi usada para quantificar alterações da fase nos materiais analisados, outros estudos devem ser conduzidos para testar de forma mais precisa o efeito do tratamento com autoclave nessa nova categoria de materiais e confirmar a presença ou não de zircônia.

Como mencionado anteriormente, o material Vita Enamic® apresentou maior suscetibilidade à alteração da rugosidade devido à imersão nas soluções. Já o Ambarino® se mostrou mais sensível ao processo de envelhecimento. Levando em consideração que no presente estudo o processo de imersão nas bebidas representou 7,6 anos de exposição e a simulação de envelhecimento em autoclave representou 20 anos, pode-se dizer que o material Ambarino® se mostrou mais resistente em relação à alteração de rugosidade, já que foi necessário maior tempo para que tais alterações se mostrassem significantes.

Estabilidade de cor

A cor da restauração e sua estabilidade são importantes para seu sucesso em longo prazo. Fatores intrínsecos, como composição, e extrínsecos, como hábitos alimentares, podem afetar a cor da cerâmica.(96) Informações sobre os materiais cerâmicos restauradores CAD/CAM introduzidos recentemente permanecem limitadas.(97)

A cor dos dentes e as restaurações estéticas podem ser avaliadas com espectrofotômetros ou colorímetros. Os espectrofotômetros medem o comprimento de onda que é refletido ou transmitido de um objeto por vez, sem ser afetado pelas interferências subjetivas da cor, enquanto os colorímetros fornecem uma medida geral da luz absorvida. A diferença de cor (ΔE) é calculada através de diferenças nas coordenadas de cor L*, a* e b*, onde L* indica a luminosidade, que varia de preto (0) a branco (100). Os valores a* representam alterações de cor de vermelho (+ 80a*) a verde (- 80a*) e os valores de b* representam as mudanças de cor do amarelo (+ 80b*) para o azul (- 80b*).(40, 98)

Para Ghinea *et al*. (99) e Barutçugil *et al.* (100) o limiar clinicamente aceitável de alteração de cor foi determinado como ΔE= 2,25 e o de percetibilidade como ΔE=1,28. No presente estudo, para os dois materiais, tanto a imersão em soluções como o envelhecimento acelerado promoveram alterações que ultrapassaram o limiar de percetibilidade. Em relação às alterações de cor clinicamente aceitáveis, o material Ambarino® quando imerso em café, coca-cola e vinho ultrapassou o limiar. Para o material Vita Enamic®, tais alterações ocorreram quando imerso em água, café, coca-cola e vinho. Já o processo de envelhecimento promoveu alteração de cor que ultrapassou o limiar de clinicamente aceitável para os dois materiais. O material Vita Enamic® foi o que sofreu maiores alterações de cor quando imerso em bebidas comumente ingeridas, sendo os maiores valores encontrados para as soluções café e vinho. Tal resultado condiz com outros estudos nos quais vinho tinto e café produziram valores de ΔE mais altos.(33,101-103) Após o envelhecimento acelerado, a maior alteração de cor também ocorreu para o material Vita Enamic®. Já Ekici *et al.*(98) utilizam ΔE>3,5 como alteração clinicamente observável, de acordo com o estudo de O'Brien *et al*.(104) e, dessa forma, para o presente estudo o material Ambarino® teve a estética prejudicada em relação à alteração de cor pós-imersão em café, enquanto o material Vita Enamic® sofreu alteração observável quando imerso em café, coca-cola e vinho.

Em relação à luminosidade (L*), na análise inicial o Ambarino® apresentou maior luminosidade que o Vita Enamic®. A imersão em solução promoveu a diminuição nos dois materiais, deixando-os mais escuros. Já o envelhecimento acelerado promoveu aumento de luminosidade nos dois materiais, deixando-os mais claros e, consequentemente, mais opacos.

Quando analisada a coordenada a*, valores positivos representam maior saturação do matiz vermelho e valores negativos, maior saturação do matiz verde. Inicialmente, não houve diferença significativa quando comparados os dois materiais, ambos apresentando maior saturação do matiz verde. Após a imersão nas soluções, o material Vita Enamic® foi o que apresentou maior saturação do matiz vermelho, sendo interessante observar que tal alteração ocorreu para os grupos café, coca-cola e vinho, possivelmente devido à presença de corantes mais saturados em tais bebidas. O processo de envelhecimento causou aumento na saturação do matiz vermelho em todos os grupos, sendo tal alteração maior no material Ambarino®.

Para a coordenada b*, valores positivos representam maior saturação do matiz amarelo e valores negativos maior saturação do matiz azul. Na comparação inicial, Vita Enamic® foi o material que apresentou maior saturação do matiz amarelo. Assim como para coordenada a*, após a imersão nas soluções o material Vita Enamic® foi o que apresentou maior saturação do matiz amarelo, ocorrendo de forma significativa nos grupos café, coca-cola e vinho. O

envelhecimento aumentou a saturação do matiz amarelo de forma mais significativa para o material Ambarino®.

É relatado que as cerâmicas são mais estáveis em relação à coloração que os materiais poliméricos quando submetidos a bebidas com características de manchabilidade.(105) Porém, contrariando tal informação, no presente estudo o Vita Enamic® apresentou a menor estabilidade de cor, o que pode estar relacionada à presença do monômero com maior vulnerabilidade à sorção (TEGDMA) em sua composição.(89,90) E tal observação é corroborada com o estudo de Arif *et al*.(97), no qual o Vita Enamic® também apresentou maior manchabilidade e, de acordo com os autores, isso se relaciona ao TEGDMA, que por possuir maior sorção pode levar o corante a penetrar na matriz da resina, o que foi relatado anteriormente por Gajewski *et al*.(106) e Acar *et al*.(105).

A alteração de cor foi mais significativa após a simulação do envelhecimento acelerado em autoclave do que após a imersão em bebidas comumente consumidas, provavelmente pelo fator tempo, uma vez que o envelhecimento simulou o uso clínico das restaurações por 20 anos, enquanto a imersão representou, aproximadamente, 7 anos e meio.

Outra limitação do presente estudo está relacionada ao fato de que em situações clínicas apenas uma superfície da restauração seria exposta a soluções de coloração, com a outra superfície presa à estrutura dentária. Portanto, a mudança de cor pode não ser da magnitude encontrada em estudos *in vitro,* com imersão total dos corpos de prova.(97,107)

Termogravimetria

Como já relatado anteriormente, a microestrutura do Vita Enamic® é composta por uma rede de cerâmica de feldspato totalmente integrada com baixo conteúdo de rede polimérica (14% em peso)(16, 108) Através da análise termogravimétrica do presente estudo foi confirmada tal porcentagem de polímero para o Vita Enamic®. Enquanto observamos que o Ambarino® possui 30% de conteúdo polimérico em sua composição, assim como afirmado pelo fabricante.

A maior quantidade de polímero presente na composição do Ambarino® corrobora com os resultados encontrados nas análises de rugosidade e microdureza, assim como maior resistência à flexão. De acordo com Flury *et al*.(65), as propriedades micromecânicas do Ambarino® são mais próximas às das resinas compostas do que às de materiais cerâmicos. Vale ressaltar que a respeito da estabilidade de cor, mesmo com maior porcentagem de

cerâmica, o Vita Enamic® apresentou a maior alteração, caracterizando, assim, o Ambarino® como um material mecânica e esteticamente satisfatório.

Resistência ao desgaste

A resistência ao desgaste, por estar relacionada à manutenção de contatos oclusais estáveis, é fator importante relacionado à longevidade da restauração.(109) Dessa forma, tal propriedade também deve ser avaliada quando um novo material restaurador é desenvolvido.(110)

Embora os estudos de laboratório não possam reproduzir totalmente o ambiente da boca humana, podemos simular um ambiente que esteja o mais próximo possível, para assim monitorar e avaliar o desempenho clínico do material.(111) No presente estudo, a resistência ao desgaste foi avaliada através da perda de massa e perda de altura vertical, com os espécimes imersos em água destilada a 37°C, realizando os movimentos de oclusão, deslizamento e desoclusão, tendo como antagonista dente humano (eamalte).

Apesar dos materiais não apresentarem comportamentos com diferença significativa, observou-se que no Ambarino® houve maior perda vertical, porém, foi o Vita Enamic® que apresentou maior perda de massa. O esperado seria que houvesse maior perda de massa para o material com maior perda de altura vertical, porém, possivelmente devido à diferença na composição, o Vita Enamic® mostrou-se como material de maior peso, o que foi observado na pesagem inicial dos espécimes, quando a média dos espécimes do Ambarino® foi de 179,5mg e do Vita Enamic® 273,5mg. Ressaltando que todos os espécimes foram confeccionados através do mesmo processo CAD/CAM, o que lhes confere formato e dimensões padronizados, é possível sugerir que, devido à maior concentração de polímero em sua composição, o Ambarino® apresentou menor resistência ao desgaste e, consequentemente, maior perda vertical, enquanto que a maior perda de massa do Vita Enamic® está relacionada à sua maior densidade (2,1g/cm^3) em relação à do Ambarino (1,89g/cm^3).

No estudo de Ludovichetti *et al*.(112) o Vita Enamic® foi reportado como material restaurador mais favorável ao antagonista (tanto esmalte bovino como material CAD/CAM) do que cerâmicas vítreas e zircônia. Estudos anteriores mostraram controvérsia em relação ao desgaste do Vita Enamic®, uma vez que Mormann *et al*.(36) e Zhi *et al*.(110) relatam desgaste equivalente ao do Lava Ultimate, porém sem diferença significativa em relação ao esmalte(36), enquanto Lauvahutanon *et al*.(34) e Stawarczyk *et al*.(33) relataram desgaste

maior que o do Lava Ultimate. Lawson *et al*.(35) relataram que o Vita Enamic® promoveu no esmalte antagonista desgaste semelhante ao causado pelas cerâmicas vítreas.

A manifestação clínica do desgaste por atrito (mastigação) mostra a aparência de uma faceta plana e circunscrita no esmalte e/ou no material restaurador. À medida que a lesão progride, há tendência de redução da altura da cúspide e achatamento dos planos inclinados oclusais, levando à perda da dimensão vertical.(36, 113)

O desgaste apresenta natureza multifatorial, o que torna importante compreender seu potencial com base na composição dos materiais e seus aspectos microestruturais.(112) Avaliações de desgaste de um grupo de pacientes sugerem que o desgaste normalmente é um processo lento.(36,114) O que levanta a hipótese de que um ensaio mais prolongado no presente estudo poderia ter promovido alterações mais significativas entre os dois materiais analisados, uma vez que o tempo simulado foi de 1 ano(56) de função mastigatória.

Não foram encontrados estudos nos quais o Ambarino® tenha sido submetido ao ensaio de resistência ao desgaste. Tem-se como limitação do presente estudo o fato dos antagonistas (dentes humanos) não terem suas superfícies analisadas com microscopia eletrônica de varredura e sua rugosidade e microdureza mensuradas antes e após o ensaio de desgaste. O que ressalta a importância de estudos futuros que analisem o comportamento do material restaurador juntamente com seu efeito sobre os antagonistas, dentes naturais e outros materiais.

Resistência à fadiga

Os estudos de fadiga dinâmica representam abordagem clinicamente relevante para investigar o mecanismo de falha das restaurações e permitem o cálculo preciso de suas estatísticas de sobrevivência. As restaurações são carregadas repetidamente com cargas cíclicas em condições mecânicas e térmicas alternadas simulando função. Dessa forma é possível compreender seu comportamento frente ao estresse oclusal e condições intraorais para que se conheça e respeite seus limites, propiciando seu melhor desempenho clínico.(58,59)

Apesar de terem efeito negativo, superfícies mais ásperas desempenham papel relevante na melhoria das ligações micromecânicas entre o sistema cerâmico e o de adesão.(115) Se os defeitos forem preenchidos adequadamente pelo agente de união, através de adesão forte e estável, ocorrerá melhora no comportamento mecânico da cerâmica e aumento de sua confiabilidade estrutural.(66,68) Tal comportamento foi observado no

presente estudo, uma vez que o Vita Enamic®, caracterizado como o material de maior rugosidade, não se mostrou diferente do Ambarino® em relação à sobrevida frente ao ensaio de fadiga acelerada.

Analisar a probabilidade de falha com a distribuição Weibull pode ajudar a entender o tempo de vida dos materiais melhor do que usar apenas a resistência do material, fornecendo indicação mais realista do desempenho clínico do material.(116) O módulo Weibull (*m*) não é uma constante do material e é usado para descrever a variação da distribuição de força como resultado de falhas e microfissuras que podem se desenvolver dentro da microestrutura.(117) Entende-se que quanto maior o módulo, menor a variação e maior a confiabilidade.(116,117) O parâmetro da escala Weibull é conhecido como vida útil ou força característica que pode estimar ou refletir estatisticamente a falha. O valor da resistência característica (η) denota os 63,2% dos espécimes com expectativa de falha.(75) No presente estudo, o módulo Weibull dos dois materiais foi maior que 1, o que indica que a taxa de falha aumenta com o tempo.(75)

Embora o Vita Enamic® tenha apresentado menor resistência à flexão, o módulo de Weibull foi numericamente maior. Caso a diferença tivesse sido significativa, poderia sugerir que o Vita Enamic® possui menor variabilidade de qualidade do que o Ambarino®, isto é, maior confiabilidade(75) e que a homogeneidade estrutural do material permaneceu mais estável após condições severas de envelhecimento.(71)

Os resultados do presente estudo caracterizaram o Vita Enamic® como material mais suscetível a alterações em sua rugosidade, microdureza e estabilidade de cor. Em contrapartida, Flury et al.(65) afirmaram que o Vita Enamic® foi considerado mais inerte do que o Ambarino®. Porém, as análises do presente estudo envolveram uma caracterização mecânica mais completa, uma vez que no estudo de Flury et al. foram avaliadas apenas rugosidade (Ra e Rz), microdureza (VHN) e módulo de indentação (EIT).

O fato do Ambarino® apresentar rugosidade e microdureza mais baixos poderia indicar que suas propriedades micromecânicas são mais próximas às da resina do que às de materiais cerâmicos.(65) Porém, no que diz respeito à estabilidade de cor, seu comportamento contrariou o esperado para materiais à base de polímeros e apresentou característica inerente às cerâmicas. Dessa forma, estudos futuros devem tentar vincular essas propriedades a seu desempenho clínico.

A avaliação em longo prazo dos materiais restauradores é um parâmetro importante para determinar o sucesso e a longevidade clínica. Assim, os resultados deste estudo devem ser avaliados com ensaios clínicos randomizados controlados.

Infelizmente, os fabricantes publicaram apenas informações limitadas sobre a composição, microestrutura e processo de fabricação dos materiais testados, limitando assim a interpretação dos resultados. As informações são ainda mais limitadas em relação ao Ambarino®, por se tratar de material mais recente que o Vita Enamic®.

Por apresentarem composição distinta, os materiais utilizados no presente estudo tendem a responder diferentemente sob um estresse específico.(21,118,119) Um teste *in vitro* não consegue replicar todos os fatores biológicos do ambiente oral, e as condições clínicas reais podem levar a resultados diferentes devido ao efeito adicional do estresse e do ambiente complexo.

Como implicação clínica, os resultados deste estudo sugerem que, apesar do Vita Enamic® ser amplamente divulgado como padrão ouro na categoria cerâmica híbrida, o Ambarino® mostrou-se como material restaurador com propriedades mecânicas satisfatórias e condizentes com suas indicações de uso, podendo ser dito que se trata de versão aprimorada dos materiais híbridos anteriores.

Outro ponto de destaque é que a divulgação dos resultados do presente estudo pode incentivar a importação do Ambarino®, uma vez que até o presente momento, ainda não está disponível comercialmente no Brasil, aumentando assim as opções de materiais restauradores híbridos e, consequentemente, podendo elevar ainda mais o nível de excelência das reabilitações orais.

6. Conclusão

Dentro das limitações da metodologia aplicada no presente estudo e baseado nos resultados obtidos, é possível concluir que:

1. Apesar de considerado como padrão ouro na categoria cerâmicas híbridas, o Vita Enamic® apresentou maiores valores de microdureza inicial, menor resistência à fratura e estabilidade de cor; além de menor estabilidade de rugosidade e microdureza frente à exposição a diferentes bebidas comumente consumidas;
2. Em relação à resistência ao desgaste e à fadiga acelerada, Ambarino® e Vita Enamic® apresentaram comportamentos semelhantes, mas como mencionado anteriormente, o fator tempo, isto é, um período maior de ensaio poderia ter desencadeado respostas distintas;
3. Ainda não existe padronização quanto à classificação desses novos materiais, uma vez que ambos são ditos como híbridos, porém suas composições apresentam diferenças (% de cerâmica e polímero) que, como observado, aparentemente acarreta em comportamentos distintos frente a determinados estímulos;
4. O novo material cerâmico híbrido, Ambarino High Class®, pode ser utilizado como alternativa ao Vita Enamic®, sem que haja prejuízo mecânico ou estético para o tratamento reabilitador.

Referências Bibliográficas[1]

[1] De acordo com o Estilo Vancouver: US National Library of Medicine. Bibliographic Services Division. International Committe of Medical Journal Editors.

1. Soares PV, Spini PH, Carvalho VF, Souza PG, Gonzaga RC, Tolentino AB, et al. Esthetic rehabilitation with laminated ceramic veneers reinforced by lithium disilicate. Quintessence Int. 2014;45(2):129-33.

2. Mackert JR, Jr., Evans AL. Effect of cooling rate on leucite volume fraction in dental porcelains. J Dent Res. 1991;70(2):137-9.

3. McLean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. Br Dent J. 1965;119(6):251-67.

4. Brunton PA, Smith P, McCord JF, Wilson NH. Procera all-ceramic crowns: a new approach to an old problem? Br Dent J. 1999;186(9):430-4.

5. Zhang Y, Kelly JR. Dental Ceramics for Restoration and Metal Veneering. Dent Clin North Am. 2017;61(4):797-819.

6. He LH, Swain M. A novel polymer infiltrated ceramic dental material. Dent Mater. 2011;27(6):527-34.

7. Venturini AB, Prochnow C, Pereira GKR, Segala RD, Kleverlaan CJ, Valandro LF. Fatigue performance of adhesively cemented glass-, hybrid- and resin-ceramic materials for CAD/CAM monolithic restorations. Dent Mater. 2019;35(4):534-42.

8. Sailer I, Makarov NA, Thoma DS, Zwahlen M, Pjetursson BE. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). Dent Mater. 2015;31(6):603-23.

9. Quinn GD, Giuseppetti AA, Hoffman KH. Chipping fracture resistance of dental CAD/CAM restorative materials: part I--procedures and results. Dent Mater. 2014;30(5):e99-e111.

10. Duan Y, Griggs JA. Effect of elasticity on stress distribution in CAD/CAM dental crowns: Glass ceramic vs. polymer-matrix composite. J Dent. 2015;43(6):742-9.

11. Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. Dent Mater. 2013;29(4):419-26.

12. Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN, Magne P. Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion. J Prosthet Dent. 2011;105(4):217-26.

13. Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. J Prosthet Dent. 2015;114(4):587-93.

14. Zimmermann M, Mehl A, Reich S. New CAD/CAM materials and blocks for chairside procedures. Int J Comput Dent. 2013;16(2):173-81.

15. Awad MM, Albedaiwi L, Almahdy A, Khan R, Silikas N, Hatamleh MM, et al. Effect of universal adhesives on microtensile bond strength to hybrid ceramic. BMC Oral Health. 2019;19(1):178.

16. El Zhawi H, Kaizer MR, Chughtai A, Moraes RR, Zhang Y. Polymer infiltrated ceramic network structures for resistance to fatigue fracture and wear. Dent Mater. 2016;32(11):1352-61.

17. Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. Dent Mater. 2014;30(5):564-9.

18. Steinbrenner H. Multichromatic and highly translucent hybrid ceramic Vita Enamic. Int J Comput Dent. 2018;21(3):239-50.

19. He LH, Swain MV. Enamel - a "metallic-like" deformable biocomposite. J Dent. 2007;35(5):431-7.

20. Feng X-Q, Mai Y-W, Qin Q-H. A micromechanical model for interpenetrating multiphase composites. Computational Materials Science. 2003;28(3):486-93.

21. Ramos Nde C, Campos TM, Paz IS, Machado JP, Bottino MA, Cesar PF, et al. Microstructure characterization and SCG of newly engineered dental ceramics. Dent Mater. 2016;32(7):870-8.

22. Dirxen C, Blunck U, Preissner S. Clinical performance of a new biomimetic double network material. Open Dent J. 2013;7:118-22.

23. Heintze SD, Cavalleri A, Forjanic M, Zellweger G, Rousson V. Wear of ceramic and antagonist--a systematic evaluation of influencing factors in vitro. Dent Mater. 2008;24(4):433-49.

24. Coldea A, Swain MV, Thiel N. In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN material by sharp indentation. J Mech Behav Biomed Mater. 2013;26:34-42.

25. Coldea A, Swain MV, Thiel N. Hertzian contact response and damage tolerance of dental ceramics. J Mech Behav Biomed Mater. 2014;34:124-33.

26. Rohr N, Coldea A, Zitzmann NU, Fischer J. Loading capacity of zirconia implant supported hybrid ceramic crowns. Dent Mater. 2015;31(12):e279-88.

27. Waltimo A, Kononen M. A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. Scand J Dent Res. 1993;101(3):171-5.

28. Aboushelib MN, Elsafi MH. Survival of resin infiltrated ceramics under influence of fatigue. Dent Mater. 2016;32(4):529-34.

29. Belli R, Geinzer E, Muschweck A, Petschelt A, Lohbauer U. Mechanical fatigue degradation of ceramics versus resin composites for dental restorations. Dent Mater. 2014;30(4):424-32.

30. Coldea A, Fischer J, Swain MV, Thiel N. Damage tolerance of indirect restorative materials (including PICN) after simulated bur adjustments. Dent Mater. 2015;31(6):684-94.

31. Swain MV, Coldea A, Bilkhair A, Guess PC. Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials. Dent Mater. 2016;32(1):34-42.

32. Facenda JC, Borba M, Corazza PH. A literature review on the new polymer-infiltrated ceramic-network material (PICN). J Esthet Restor Dent. 2018.

33. Stawarczyk B, Liebermann A, Eichberger M, Guth JF. Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. J Mech Behav Biomed Mater. 2015;55:1-11.

34. Lauvahutanon S, Takahashi H, Oki M, Arksornnukit M, Kanehira M, Finger WJ. In vitro evaluation of the wear resistance of composite resin blocks for CAD/CAM. Dent Mater J. 2015;34(4):495-502.

35. Lawson NC, Bansal R, Burgess JO. Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. Dent Mater. 2016;32(11):e275-e83.

36. Mormann WH, Stawarczyk B, Ender A, Sener B, Attin T, Mehl A. Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. J Mech Behav Biomed Mater. 2013;20:113-25.

37. Homaei E, Farhangdoost K, Tsoi JKH, Matinlinna JP, Pow EHN. Static and fatigue mechanical behavior of three dental CAD/CAM ceramics. J Mech Behav Biomed Mater. 2016;59:304-13.

38. Sonmez N, Gultekin P, Turp V, Akgungor G, Sen D, Mijiritsky E. Evaluation of five CAD/CAM materials by microstructural characterization and mechanical tests: a comparative in vitro study. BMC Oral Health. 2018;18(1):5.

39. Akar GC, Pekkan G, Cal E, Eskitascioglu G, Ozcan M. Effects of surface-finishing protocols on the roughness, color change, and translucency of different ceramic systems. J Prosthet Dent. 2014;112(2):314-21.

40. Palla E-S, Kontonasaki E, Kantiranis N, Papadopoulou L, Zorba T, Paraskevopoulos KM, et al. Color stability of lithium disilicate ceramics after aging and immersion in common beverages. The Journal of prosthetic dentistry. 2018;119(4):632-42.

41. Gawriolek M, Sikorska E, Ferreira LF, Costa AI, Khmelinskii I, Krawczyk A, et al. Color and luminescence stability of selected dental materials in vitro. J Prosthodont. 2012;21(2):112-22.

42. Wan L, Shinomori K. Possible influences on color constancy by motion of color targets and by attention-controlled gaze. J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis. 2018;35(4):B309-b23.

43. Gomez-Polo C, Portillo Munoz M, Lorenzo Luengo MC, Vicente P, Galindo P, Martin Casado AM. Comparison of the CIELab and CIEDE2000 color difference formulas. J Prosthet Dent. 2016;115(1):65-70.

44. Luo MR, Cui G, Rigg B. The development of the CIE 2000 colour- difference formula: CIEDE2000. Color Research and Application2001. p. 340-50.

45. Sharma G, Wu W, Dalal EN. The CIEDE2000 Color-Difference Formula: Implementation Notes, Supplementary Test Data, and Mathematical Observations. Color research and application2005. p. 21-30.

46. Cotes C, Arata A, Melo RM, Bottino MA, Machado JP, Souza RO. Effects of aging procedures on the topographic surface, structural stability, and mechanical strength of a ZrO2-based dental ceramic. Dent Mater. 2014;30(12):e396-404.

47. Borchers L, Stiesch M, Bach FW, Buhl JC, Hubsch C, Kellner T, et al. Influence of hydrothermal and mechanical conditions on the strength of zirconia. Acta Biomater. 2010;6(12):4547-52.

48. Borba M, de Araujo MD, Fukushima KA, Yoshimura HN, Griggs JA, Della Bona A, et al. Effect of different aging methods on the mechanical behavior of multi-layered ceramic structures. Dent Mater. 2016;32(12):1536-42.

49. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? Biomaterials. 2006;27(4):535-43.

50. Hussain B, Thieu MKL, Johnsen GF, Reseland JE, Haugen HJ. Can CAD/CAM resin blocks be considered as substitute for conventional resins? Dent Mater. 2017;33(12):1362-70.

51. Sabbagh J, Ryelandt L, Bacherius L, Biebuyck JJ, Vreven J, Lambrechts P, et al. Characterization of the inorganic fraction of resin composites. J Oral Rehabil. 2004;31(11):1090-101.

52. Faria ACL, de Oliveira AA, Alves Gomes E, Silveira Rodrigues RC, Faria Ribeiro R. Wear resistance of a pressable low-fusing ceramic opposed by dental alloys. J Mech Behav Biomed Mater. 2014;32:46-51.

53. Theodoro GT, Fiorin L, Moris ICM, Rodrigues RCS, Ribeiro RF, Faria ACL. Wear resistance and compression strength of ceramics tested in fluoride environments. J Mech Behav Biomed Mater. 2017;65:609-15.

54. Grau A, Stawarczyk B, Roos M, Theelke B, Hampe R. Reliability of wear measurements of CAD-CAM restorative materials after artificial aging in a mastication simulator. J Mech Behav Biomed Mater. 2018;86:185-90.

55. 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;33(12):1351-61.

56. Quek CE, Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performance of a single-tooth implant abutment system: effect of diameter. Int J Oral Maxillofac Implants. 2006;21(6):929-36.

57. Kim SG, Park JU, Jeong JH, Bae C, Bae TS, Chee W. In vitro evaluation of reverse torque value of abutment screw and marginal opening in a screw- and cement-retained implant fixed partial denture design. Int J Oral Maxillofac Implants. 2009;24(6):1061-7.

58. Shembish FA, Tong H, Kaizer M, Janal MN, Thompson VP, Opdam NJ, et al. Fatigue resistance of CAD/CAM resin composite molar crowns. Dent Mater. 2016;32(4):499-509.

59. Chun EP, Anami LC, Bonfante EA, Bottino MA. Microstructural analysis and reliability of monolithic zirconia after simulated adjustment protocols. Dent Mater. 2017;33(8):934-43.

60. Bonfante EA, Suzuki M, Lorenzoni FC, Sena LA, Hirata R, Bonfante G, et al. Probability of survival of implant-supported metal ceramic and CAD/CAM resin nanoceramic crowns. Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials. 2015;31(8):e168-e77.

61. Bonfante EA, Coelho PG, Guess PC, Thompson VP, Silva NR. Fatigue and damage accumulation of veneer porcelain pressed on Y-TZP. J Dent. 2010;38(4):318-24.

62. Baldassarri M, Zhang Y, Thompson VP, Rekow ED, Stappert CF. Reliability and failure modes of implant-supported zirconium-oxide fixed dental prostheses related to veneering techniques. J Dent. 2011;39(7):489-98.

63. Delben JA, Barão VA, Ferreira MB, da Silva NR, Thompson VP, Assunção WG. Influence of abutment-to-fixture design on reliability and failure mode of all-ceramic crown systems. Dent Mater. 2014;30(4):408-16.

64. Şen N, Tuncelli B, Göller G. Surface deterioration of monolithic CAD/CAM restorative materials after artificial abrasive toothbrushing. J Adv Prosthodont. 2018;10(4):271-8.

65. Flury S, Diebold E, Peutzfeldt A, Lussi A. Effect of artificial toothbrushing and water storage on the surface roughness and micromechanical properties of tooth-colored CAD-CAM materials. J Prosthet Dent. 2017;117(6):767-74.

66. Guilardi L, Soares P, Werner A, de Jager N, Pereira G, Kleverlaan C, et al. Fatigue performance of distinct CAD/CAM dental ceramics. J Mech Behav Biomed Mater. 2020;103:103540.

67. Thompson VP, Rekow DE. Dental ceramics and the molar crown testing ground. J Appl Oral Sci. 2004;12(spe):26-36.

68. de Kok P, Pereira GKR, Fraga S, de Jager N, Venturini AB, Kleverlaan CJ. The effect of internal roughness and bonding on the fracture resistance and structural reliability of lithium disilicate ceramic. Dent Mater. 2017;33(12):1416-25.

69. Gonzaga CC, Cesar PF, Miranda WG, Jr., Yoshimura HN. Slow crack growth and reliability of dental ceramics. Dent Mater. 2011;27(4):394-406.

70. Hampe R, Theelke B, Lümkemann N, Eichberger M, Stawarczyk B. Fracture Toughness Analysis of Ceramic and Resin Composite CAD/CAM Material. Oper Dent. 2019;44(4):E190-e201.

71. Egilmez F, Ergun G, Cekic-Nagas I, Vallittu PK, Lassila LVJ. Does artificial aging affect mechanical properties of CAD/CAM composite materials. J Prosthodont Res. 2018;62(1):65-74.

72. Yap AU, Mah MK, Lye CP, Loh PL. Influence of dietary simulating solvents on the hardness of provisional restorative materials. Dent Mater. 2004;20(4):370-6.

73. Tsitrou EA, Northeast SE, van Noort R. Brittleness index of machinable dental materials and its relation to the marginal chipping factor. J Dent. 2007;35(12):897-902.

74. Lebon N, Tapie L, Vennat E, Mawussi B. Influence of CAD/CAM tool and material on tool wear and roughness of dental prostheses after milling. J Prosthet Dent. 2015;114(2):236-47.

75. 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;114(3):440-6.

76. Koizumi H, Saiki O, Nogawa H, Hiraba H, Okazaki T, Matsumura H. Surface roughness and gloss of current CAD/CAM resin composites before and after toothbrush abrasion. Dent Mater J. 2015;34(6):881-7.

77. Bek Kurlu ZG, Yoldas HO. The evaluation of the surface micro-hardness values in different depth of resin blocks. Cumhuriyet Dental Journal2018. p. 284-9.

78. Agarwalla SV, Malhotra R, Rosa V. Translucency, hardness and strength parameters of PMMA resin containing graphene-like material for CAD/CAM restorations. J Mech Behav Biomed Mater. 2019;100:103388.

79. Zhang Y, Mai Z, Barani A, Bush M, Lawn B. Fracture-resistant monolithic dental crowns. Dent Mater. 2016;32(3):442-9.

80. Kurtulmus-Yilmaz S, Cengiz E, Ongun S, Karakaya I. The Effect of Surface Treatments on the Mechanical and Optical Behaviors of CAD/CAM Restorative Materials. J Prosthodont. 2018.

81. Choi BJ, Yoon S, Im YW, Lee JH, Jung HJ, Lee HH. Uniaxial/biaxial flexure strengths and elastic properties of resin-composite block materials for CAD/CAM. Dent Mater. 2019;35(2):389-401.

82. Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, Iwasaki N, Asakawa Y, Oki M, et al. Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. Dent Mater J. 2014;33(5):705-10.

83. Randolph LD, Palin WM, Leloup G, Leprince JG. Filler characteristics of modern dental resin composites and their influence on physico-mechanical properties. Dent Mater. 2016;32(12):1586-99.

84. Lohbauer U, Belli R, Ferracane JL. Factors involved in mechanical fatigue degradation of dental resin composites. J Dent Res. 2013;92(7):584-91.

85. Belli R, Petschelt A, Lohbauer U. Are linear elastic material properties relevant predictors of the cyclic fatigue resistance of dental resin composites? Dent Mater. 2014;30(4):381-91.

86. Liebermann A, Wimmer T, Schmidlin PR, Scherer H, Löffler P, Roos M, et al. Physicomechanical characterization of polyetheretherketone and current esthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media. J Prosthet Dent. 2016;115(3):321-8.e2.

87. Tuna SH, Keyf F, Gumus HO, Uzun C. The evaluation of water sorption/solubility on various acrylic resins. Eur J Dent. 2008;2(3):191-7.

88. Czasch P, Ilie N. In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. Clin Oral Investig. 2013;17(1):227-35.

89. Alshali RZ, Silikas N, Satterthwaite JD. Degree of conversion of bulk-fill compared to conventional resin-composites at two time intervals. Dent Mater. 2013;29(9):e213-7.

90. Dhanpal P, Yiu CK, King NM, Tay FR, Hiraishi N. Effect of temperature on water sorption and solubility of dental adhesive resins. J Dent. 2009;37(2):122-32.

91. Rao NZ, Fuller M. Acidity and Antioxidant Activity of Cold Brew Coffee. Sci Rep. 2018;8(1):16030.

92. Prati C, Montebugnoli L, Suppa P, Valdrè G, Mongiorgi R. Permeability and morphology of dentin after erosion induced by acidic drinks. J Periodontol. 2003;74(4):428-36.

93. Pinto SC, Bandeca MC, Silva CN, Cavassim R, Borges AH, Sampaio JE. Erosive potential of energy drinks on the dentine surface. BMC Res Notes. 2013;6:67.

94. Obreque-Slier E, Espínola-Espínola V, López-Solís R. Wine pH Prevails over Buffering Capacity of Human Saliva. J Agric Food Chem. 2016;64(43):8154-9.

95. Lee TH, Lee SH, Her SB, Chang WG, Lim BS. Effects of surface treatments on the susceptibilities of low temperature degradation by autoclaving in zirconia. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2012;100(5):1334-43.

96. Atay A, Karayazgan B, Ozkan Y, Akyil MS. Effect of colored beverages on the color stability of feldspathic porcelain subjected to various surface treatments. Quintessence Int. 2009;40(7):e41-8.

97. Arif R, Yilmaz B, Johnston WM. In vitro color stainability and relative translucency of CAD-CAM restorative materials used for laminate veneers and complete crowns. J Prosthet Dent. 2019;122(2):160-6.

98. Ekici MA, Ekici A, Kaskatı T, Helvacıoğlu Kıvanç B. Tooth crown discoloration induced by endodontic sealers: a 3-year ex vivo evaluation. Clin Oral Investig. 2019;23(5):2097-102.

99. Ghinea R, Pérez MM, Herrera LJ, Rivas MJ, Yebra A, Paravina RD. Color difference thresholds in dental ceramics. J Dent. 2010;38 Suppl 2:e57-64.

100. Barutçugil Ç, Bilgili D, Barutcigil K, Dündar A, Büyükkaplan U, Yilmaz B. Discoloration and translucency changes of CAD-CAM materials after exposure to beverages. J Prosthet Dent. 2019;122(3):325-31.

101. Liebermann A, Vehling D, Eichberger M, Stawarczyk B. Impact of storage media and temperature on color stability of tooth-colored CAD/CAM materials for final restorations. J Appl Biomater Funct Mater. 2019;17(4):2280800019836832.

102. Stawarczyk B, Sener B, Trottmann A, Roos M, Ozcan M, Hämmerle CH. Discoloration of manually fabricated resins and industrially fabricated CAD/CAM blocks versus glass-ceramic: effect of storage media, duration, and subsequent polishing. Dent Mater J. 2012;31(3):377-83.

103. Lauvahutanon S, Shiozawa M, Takahashi H, Iwasaki N, Oki M, Finger WJ, et al. Discoloration of various CAD/CAM blocks after immersion in coffee. Restor Dent Endod. 2017;42(1):9-18.

104. O'Brien WJ, Hemmendinger H, Boenke KM, Linger JB, Groh CL. Color distribution of three regions of extracted human teeth. Dent Mater. 1997;13(3):179-85.

105. Acar O, Yilmaz B, Altintas SH, Chandrasekaran I, Johnston WM. Color stainability of CAD/CAM and nanocomposite resin materials. J Prosthet Dent. 2016;115(1):71-5.

106. Gajewski VE, Pfeifer CS, Fróes-Salgado NR, Boaro LC, Braga RR. Monomers used in resin composites: degree of conversion, mechanical properties and water sorption/solubility. Braz Dent J. 2012;23(5):508-14.

107. Subaşı MG, Alp G, Johnston WM, Yilmaz B. Effect of thickness on optical properties of monolithic CAD-CAM ceramics. J Dent. 2018;71:38-42.

108. Elsaka SE. Bond strength of novel CAD/CAM restorative materials to self-adhesive resin cement: the effect of surface treatments. J Adhes Dent. 2014;16(6):531-40.

109. Heintze SD, Cavalleri A, Forjanic M, Zellweger G, Rousson V. A comparison of three different methods for the quantification of the in vitro wear of dental materials. Dent Mater. 2006;22(11):1051-62.

110. Zhi L, Bortolotto T, Krejci I. Comparative in vitro wear resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic materials. J Prosthet Dent. 2016;115(2):199-202.

111. Yin R, Jang YS, Lee MH, Bae TS. Comparative Evaluation of Mechanical Properties and Wear Ability of Five CAD/CAM Dental Blocks. Materials (Basel). 2019;12(14).

112. Ludovichetti FS, Trindade FZ, Werner A, Kleverlaan CJ, Fonseca RG. Wear resistance and abrasiveness of CAD-CAM monolithic materials. J Prosthet Dent. 2018;120(2):318.e1-.e8.

113. Mehta SB, Banerji S, Millar BJ, Suarez-Feito JM. Current concepts on the management of tooth wear: part 1. Assessment, treatment planning and strategies for the prevention and the passive management of tooth wear. Br Dent J. 2012;212(1):17-27.

114. Bartlett DW. Retrospective long term monitoring of tooth wear using study models. Br Dent J. 2003;194(4):211-3; discussion 04.

115. Monteiro JB, Oliani MG, Guilardi LF, Prochnow C, Rocha Pereira GK, Bottino MA, et al. Fatigue failure load of zirconia-reinforced lithium silicate glass ceramic cemented to a dentin analogue: Effect of etching time and hydrofluoric acid concentration. J Mech Behav Biomed Mater. 2018;77:375-82.

116. Egilmez F, Ergun G, Cekic-Nagas I, Vallittu PK, Lassila LV. Factors affecting the mechanical behavior of Y-TZP. J Mech Behav Biomed Mater. 2014;37:78-87.

117. Pittayachawan P, McDonald A, Petrie A, Knowles JC. The biaxial flexural strength and fatigue property of Lava Y-TZP dental ceramic. Dent Mater. 2007;23(8):1018-29.

118. Wendler M, Belli R, Petschelt A, Mevec D, Harrer W, Lube T, et al. Chairside CAD/CAM materials. Part 2: Flexural strength testing. Dent Mater. 2017;33(1):99-109.

119. Belli R, Wendler M, de Ligny D, Cicconi MR, Petschelt A, Peterlik H, et al. Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization. Dent Mater. 2017;33(1):84-98.

Apêndice

APÊNDICE A. Dados originais da rugosidade superficial (Sa) inicial do material Ambarino®

Espécime	Sa(µm)	Espécime	Sa(µm)
A1	2,296	A25	0,968
A2	2,481	A26	3,742
A3	2,495	A27	2,032
A4	1,359	A28	2,206
A5	2,697	A29	1,324
A6	1,842	A30	2,647
A7	1,21	A31	1,915
A8	1,596	A32	1,774
A9	2,29	A33	1,591
A10	0,73	A34	1,981
A11	1,45	A35	1,931
A12	2,427	A36	1,601
A13	1,302	A37	1,836
A14	2,131	A38	2,237
A15	2,131	A39	1,828
A16	2,734	A40	1,376
A17	0,622	A41	1,455
A18	2,495	A42	1,915
A19	2,124	A43	1,959
A20	1,056	A44	1,964
A21	1,267	A45	1,829
A22	2,311	A46	1,986
A23	2,648	A47	2,323
A24	1,881	A48	1,799

APÊNDICE B. Dados originais da rugosidade superficial (Sa) inicial do material Vita Enamic®

Espécime	Sa(µm)	Espécime	Sa(µm)
VE1	1,84	VE25	1,92
VE2	1,86	VE26	1,94
VE3	1,85	VE27	1,26
VE4	1,33	VE28	1,64
VE5	1,37	VE29	2,14
VE6	1,11	VE30	1,87
VE7	1,38	VE31	2,08
VE8	1,65	VE32	2,04
VE9	1,99	VE33	1,96
VE10	1,89	VE34	1,80
VE11	1,80	VE35	1,90
VE12	1,83	VE36	2,06
VE13	1,96	VE37	2,01
VE14	1,89	VE38	2,07
VE15	1,75	VE39	2,07
VE16	2,08	VE40	2,13
VE17	2,07	VE41	2,45
VE18	1,81	VE42	1,95
VE19	2,15	VE43	1,98
VE20	2,19	VE44	2,01
VE21	2,00	VE45	1,95
VE22	1,90	VE46	1,95
VE23	1,98	VE47	1,86
VE24	2,14	VE48	1,86

APÊNDICE C. Dados originais da rugosidade superficial (Sa) do material Ambarino® após imersão nas soluções

Solução	Espécime	Sa(µm)	Solução	Espécime	Sa(µm)
Energético	A1	3,81	Café	A25	2,10
	A2	2,50		A26	2,38
	A3	3,48		A27	1,63
	A4	6,01		A28	2,85
	A5	6,63		A29	1,92
	A6	5,07		A30	1,82
	A7	4,85		A31	1,75
	A8	4,57		A32	2,30
Água	A9	3,49	Vinho	A33	2,59
	A10	2,56		A34	2,45
	A11	4,45		A35	1,88
	A12	3,63		A36	2,41
	A13	3,22		A37	1,77
	A14	5,45		A38	2,41
	A15	4,18		A39	2,08
	A16	2,26		A40	1,60
Suco	A17	3,18	Coca-cola	A41	1,79
	A18	2,41		A42	2,28
	A19	3,15		A43	2,76
	A20	2,70		A44	2,04
	A21	5,81		A45	1,98
	A22	3,23		A46	2,06
	A23	2,95		A47	2,19
	A24	4,38		A48	1,73

APÊNDICE D. Dados originais da rugosidade superficial (Sa) do material Vita Enamic® após imersão nas soluções

Solução	Espécime	Sa(µm)	Solução	Espécime	Sa(µm)
Energético	VE1	13,21	Café	VE25	4,92
	VE2	4,93		VE26	12,32
	VE3	11,36		VE27	4,96
	VE4	5,33		VE28	8,48
	VE5	11,59		VE29	8,06
	VE6	10,56		VE30	14,45
	VE7	14,77		VE31	11,46
	VE8	14,46		VE32	13,55
Água	VE9	14,69	Vinho	VE33	2,76
	VE10	16,89		VE34	3,52
	VE11	3,53		VE35	6,95
	VE12	8,36		VE36	4,89
	VE13	12,41		VE37	5,09
	VE14	15,27		VE38	5,95
	VE15	11,25		VE39	3,93
	VE16	10,29		VE40	8,93
Suco	VE17	5,91	Coca-cola	VE41	4,26
	VE18	7,45		VE42	5,20
	VE19	14,39		VE43	3,78
	VE20	16,15		VE44	3,25
	VE21	5,65		VE45	5,61
	VE22	6,95		VE46	3,84
	VE23	13,62		VE47	3,06
	VE24	13,03		VE48	2,59

APÊNDICE E. Dados originais da rugosidade superficial (Sa) do material Ambarino® após envelhecimento

Solução	Espécime	Sa(µm)	Solução	Espécime	Sa(µm)
Energético	A1	2,29	Café	A25	2,68
	A2	1,84		A26	3,10
	A3	2,13		A27	2,45
	A4	1,92		A28	3,39
	A5	2,15		A29	2,45
	A6	2,21		A30	2,73
	A7	2,14		A31	2,13
	A8	2,41		A32	2,03
Água	A9	2,18	Vinho	A33	2,17
	A10	1,91		A34	2,57
	A11	2,12		A35	3,06
	A12	1,92		A36	3,33
	A13	2,16		A37	2,33
	A14	2,58		A38	3,07
	A15	2,65		A39	3,17
	A16	1,84		A40	2,53
Suco	A17	2,03	Coca-cola	A41	1,85
	A18	1,79		A42	2,64
	A19	1,89		A43	2,66
	A20	2,02		A44	2,29
	A21	2,11		A45	2,90
	A22	3,10		A46	2,35
	A23	2,69		A47	2,38
	A24	2,42		A48	2,15

APÊNDICE F. Dados originais da rugosidade superficial (Sa) do material Vita Enamic® após envelhecimento

Solução	Espécime	Sa(µm)	Solução	Espécime	Sa(µm)
Energético	VE1	2,36	Café	VE25	2,57
	VE2	2,38		VE26	3,80
	VE3	2,57		VE27	3,33
	VE4	2,34		VE28	3,23
	VE5	2,47		VE29	3,25
	VE6	2,78		VE30	2,70
	VE7	3,14		VE31	2,78
	VE8	2,55		VE32	2,96
Água	VE9	3,19	Vinho	VE33	2,72
	VE10	3,21		VE34	2,47
	VE11	2,66		VE35	2,63
	VE12	2,45		VE36	2,38
	VE13	2,99		VE37	2,33
	VE14	2,73		VE38	2,14
	VE15	2,40		VE39	2,43
	VE16	2,80		VE40	2,10
Suco	VE17	2,72	Coca-cola	VE41	2,20
	VE18	2,47		VE42	2,70
	VE19	3,15		VE43	2,44
	VE20	2,84		VE44	2,77
	VE21	2,40		VE45	2,89
	VE22	2,61		VE46	2,70
	VE23	2,19		VE47	2,58
	VE24	2,00		VE48	2,38

APÊNDICE G. Dados originais da microdureza (KHN) inicial do material Ambarino®

Espécime	leitura 1	leitura2	leitura 3	Média
A1	19,54	19,90	19,86	19,77
A2	30,00	29,20	27,10	28,76
A3	19,70	21,50	22,30	21,16
A4	24,60	23,60	21,70	23,30
A5	20,20	21,10	20,40	20,56
A6	19,60	19,00	21,00	19,86
A7	24,30	20,90	17,40	20,86
A8	19,10	28,70	24,30	24,03
A9	20,20	20,00	22,50	20,90
A10	20,20	24,10	22,10	22,13
A11	21,70	19,00	17,60	19,43
A12	21,90	17,30	19,10	19,43
A13	15,10	19,70	24,20	19,66
A14	18,20	18,40	19,30	18,63
A15	22,00	23,40	20,70	22,03
A16	20,10	19,60	20,80	20,16
A17	19,00	21,50	20,90	20,46
A18	25,70	19,20	19,50	21,46
A19	19,50	18,40	17,70	18,53
A20	19,60	17,50	15,70	17,60
A21	14,20	15,30	19,10	16,20
A22	18,20	17,20	18,20	17,86
A23	19,80	16,80	14,70	17,10
A24	17,50	16,80	16,20	16,83
A25	16,60	16,00	19,40	17,33
A26	17,50	17,70	16,40	17,20
A27	15,00	18,00	17,40	16,80
A28	18,50	18,20	17,30	18,00
A29	18,60	20,80	19,00	19,46
A30	16,80	18,00	15,80	16,86
A31	17,00	20,20	19,50	18,90
A32	18,70	18,20	18,40	18,43
A33	16,40	13,80	14,40	14,86
A34	19,30	20,40	21,60	20,43
A35	19,30	23,00	20,50	20,93
A36	17,20	23,00	21,80	20,66
A37	20,70	22,50	19,20	20,80
A38	20,40	18,20	21,70	20,10
A39	18,30	19,50	19,80	19,20
A40	20,40	23,00	21,00	21,46
A41	19,10	20,10	17,60	18,93
A42	18,90	19,80	18,90	19,20

A43	18,90	21,90	19,00	19,93
A44	22,30	20,10	37,10	26,50
A45	21,20	19,70	19,10	20,00
A46	16,60	16,00	16,40	16,33
A47	20,00	18,50	19,60	19,36
A48	20,70	20,60	20,40	20,56

APÊNDICE H. Dados originais da microdureza (KHN) inicial do material Vita Enamic®

Espécime	leitura 1	leitura2	leitura 3	Média
VE1	236	236	226	232,66
VE2	262	206	202	223,33
VE3	158	286	167	203,66
VE4	279	285	249	271,00
VE5	228	291	220	246,33
VE6	265	281	250	265,33
VE7	168	238	112	172,66
VE8	202	237	218	219,00
VE9	218	206	165	196,33
VE10	249	114	138	167,00
VE11	323	395	317	345,00
VE12	310	399	340	349,66
VE13	295	154	304	251,00
VE14	304	341	227	290,66
VE15	262	125	259	215,33
VE16	211	147	227	195,00
VE17	260	227	154	213,66
VE18	186	248	321	251,66
VE19	204	265	226	231,66
VE20	264	277	222	254,33
VE21	222	245	222	229,66
VE22	193	122	174	163,00
VE23	147	119	139	135,00
VE24	130	176	176	160,66
VE26	204	213	191	202,66
VE27	219	166	204	196,33
VE27	301	329	265	298,33
VE28	411	459	410	426,66
VE29	347	326	169	280,66
VE30	362	362	297	340,33
VE31	315	315	295	308,33
VE32	315	276	322	304,33
VE33	356	334	281	323,66
VE34	172	108	159	146,33
VE35	83,5	95,7	260	146,40
VE36	250	249	255	251,33
VE37	271	324	258	284,33
VE38	272	249	309	276,66
VE39	254	262	279	265,00
VE40	263	237	218	239,33
VE41	181	245	245	223,66
VE42	178	195	224	199,00

VE43	199	187	175	187,00
VE44	149	131	157	145,66
VE45	166	149	121	145,33
VE46	156	147	156	153,00
VE47	155	183	179	172,33
VE48	204	187	172	187,66

APÊNDICE I. Dados originais da microdureza (KHN) do material Ambarino® após imersão nas soluções

Solução	Espécime	leitura 1	leitura2	leitura 3	Média
Energético	A1	16,86	16,09	15,94	16,30
	A2	14,70	17,50	14,50	15,57
	A3	10,20	9,50	11,00	10,23
	A4	17,50	16,40	14,70	16,20
	A5	18,80	17,80	17,80	18,13
	A6	20,60	19,80	18,50	19,63
	A7	18,10	19,30	20,40	19,27
	A8	18,10	12,30	14,70	15,03
Água	A9	15,73	16,56	16,70	16,33
	A10	17,30	20,00	18,90	18,73
	A11	9,28	9,24	11,50	10,01
	A12	17,00	17,00	18,10	17,37
	A13	19,00	16,60	16,30	17,30
	A14	16,60	20,10	16,50	17,73
	A15	15,60	14,90	15,90	15,47
	A16	15,30	18,10	19,70	17,70
Suco	A17	16,63	18,11	15,83	16,86
	A18	16,40	17,80	13,90	16,03
	A19	14,90	17,20	16,10	16,07
	A20	19,30	17,10	17,90	18,10
	A21	16,70	16,80	16,60	16,70
	A22	18,90	17,60	16,20	17,57
	A23	10,80	19,80	16,40	15,67
	A24	19,40	20,50	13,70	17,87
Café	A25	19,93	18,64	18,30	18,96
	A26	20,20	23,00	26,10	23,10
	A27	19,70	20,20	16,10	18,67
	A28	18,00	15,60	15,60	16,40
	A29	19,90	14,00	18,00	17,30
	A30	24,80	20,50	17,00	20,77
	A31	20,60	18,10	19,20	19,30
	A32	16,30	19,10	16,10	17,17
Vinho	A33	18,50	16,76	17,33	17,53
	A34	17,20	16,60	17,90	17,23
	A35	16,00	13,80	17,20	15,67
	A36	19,10	18,70	17,10	18,30
	A37	20,50	18,80	17,80	19,03
	A38	20,30	15,80	17,00	17,70
	A39	20,40	18,10	18,60	19,03
	A40	16,00	15,50	15,70	15,73
Coca-cola	A41	15,69	16,37	17,54	16,54
	A42	19,20	21,60	19,60	20,13

A43	16,50	17,40	20,90	18,27
A44	15,20	15,90	12,60	14,57
A45	9,76	13,50	17,30	13,52
A46	20,10	18,60	19,40	19,37
A47	11,60	11,10	13,20	11,97
A48	17,50	16,50	19,80	17,93

APÊNDICE J. Dados originais da microdureza (KHN) do material Vita Enamic® após imersão nas soluções

Solução	Espécime	leitura 1	leitura2	leitura 3	Média
Energético	VE1	141,00	128,00	124,00	131,00
	VE2	120,00	153,00	160,00	144,33
	VE3	194,00	131,00	185,00	170,00
	VE4	112,00	204,00	172,00	162,67
	VE5	95,00	76,20	104,00	91,73
	VE6	170,00	187,00	115,00	157,33
	VE7	124,00	198,00	228,00	183,33
	VE8	171,00	124,00	106,00	133,67
Água	VE9	283,00	259,00	156,00	232,67
	VE10	154,00	191,00	228,00	191,00
	VE11	177,00	204,00	184,00	188,33
	VE12	163,00	210,00	267,00	213,33
	VE13	86,20	148,00	122,00	118,73
	VE14	149,00	415,00	365,00	309,67
	VE15	258,00	235,00	269,00	254,00
	VE16	333,00	409,00	402,00	381,33
Suco	VE17	226,00	259,00	441,00	308,67
	VE18	409,00	220,00	281,00	303,33
	VE19	367,00	214,00	295,00	292,00
	VE20	416,00	523,00	313,00	417,33
	VE21	341,00	240,00	316,00	299,00
	VE22	276,00	150,00	179,00	201,67
	VE23	237,00	389,00	335,00	320,33
	VE24	215,00	292,00	361,00	289,33
Café	VE26	263,00	264,00	298,00	275,00
	VE27	366,00	298,00	377,00	347,00
	VE27	181,00	226,00	277,00	228,00
	VE28	407,00	368,00	305,00	360,00
	VE29	260,00	412,00	281,00	317,67
	VE30	319,00	293,00	331,00	314,33
	VE31	194,00	133,00	207,00	178,00
	VE32	276,00	177,00	197,00	216,67
Vinho	VE33	132,00	141,00	196,00	156,33
	VE34	163,00	129,00	145,00	145,67
	VE35	215,00	314,00	225,00	251,33
	VE36	237,00	328,00	427,00	330,67
	VE37	312,00	387,00	278,00	325,67
	VE38	184,00	112,00	207,00	167,67
	VE39	391,00	300,00	174,00	288,33
	VE40	207,00	240,00	284,00	243,67
Coca-cola	VE41	109,00	146,00	156,00	137,00
	VE42	68,00	90,90	107,00	88,63

VE43	129,00	144,00	143,00	138,67
VE44	208,00	139,00	161,00	169,33
VE45	174,00	187,00	171,00	177,33
VE46	145,00	151,00	183,00	159,67
VE47	213,00	154,00	143,00	170,00
VE48	134,00	140,00	158,00	144,00

APÊNDICE K. Dados originais da microdureza(KHN) do material Ambarino® após envelhecimento

Solução	Espécime	leitura 1	leitura2	leitura 3	Média
Energético	A1	22,20	22,53	23,58	22,77
	A2	21,60	22,80	19,90	21,43
	A3	21,60	21,30	20,90	21,27
	A4	21,90	38,50	41,20	33,87
	A5	34,30	25,40	23,60	27,77
	A6	30,30	35,10	26,50	30,63
	A7	22,80	23,00	22,30	22,70
	A8	21,40	24,60	38,40	28,13
Água	A9	24,07	24,66	25,19	24,64
	A10	25,30	25,60	25,40	25,43
	A11	25,50	21,00	27,50	24,67
	A12	19,30	16,90	22,70	19,63
	A13	25,30	33,40	23,80	27,50
	A14	25,10	25,80	22,30	24,40
	A15	22,90	24,50	28,30	25,23
	A16	25,10	25,40	26,30	25,60
Suco	A17	24,17	22,59	26,29	24,35
	A18	26,10	22,70	23,90	24,23
	A19	34,70	26,60	49,00	36,77
	A20	23,80	23,20	27,80	24,93
	A21	25,90	26,30	22,90	25,03
	A22	22,20	19,80	19,70	20,57
	A23	18,20	20,70	21,80	20,23
	A24	18,30	18,80	18,90	18,67
Café	A25	22,60	23,59	23,09	23,09
	A26	17,60	19,00	23,90	20,17
	A27	22,60	25,30	19,80	22,57
	A28	24,10	26,90	26,80	25,93
	A29	23,60	22,00	23,60	23,07
	A30	24,60	25,60	20,70	23,63
	A31	22,60	23,40	24,50	23,50
	A32	23,10	22,90	22,30	22,77
Vinho	A33	18,32	18,27	18,36	18,31
	A34	9,61	9,46	9,24	9,44
	A35	16,20	15,60	17,40	16,40
	A36	20,20	19,90	18,20	19,43
	A37	19,70	22,40	19,30	20,47
	A38	19,50	21,10	18,60	19,73
	A39	22,50	19,70	22,30	21,50
	A40	20,50	19,70	23,50	21,23
Coca-cola	A41	19,53	19,44	21,50	20,16
	A42	17,40	16,80	22,50	18,90

A43	19,80	22,50	24,20	22,17
A44	22,90	20,60	24,10	22,53
A45	18,60	16,30	16,60	17,17
A46	22,10	26,80	23,40	24,10
A47	18,20	17,20	21,90	19,10
A48	17,70	15,90	17,80	17,13

APÊNDICE L. Dados originais da microdureza(KHN) do material Vita Enamic® após envelhecimento

Solução	Espécime	leitura 1	leitura2	leitura 3	Média
Energético	VE1	206,57	204,36	201,91	204,28
	VE2	236,00	207,00	185,00	209,33
	VE3	217,00	186,00	123,00	175,33
	VE4	276,00	276,00	205,00	252,33
	VE5	242,00	192,00	256,00	230,00
	VE6	157,00	111,00	146,00	138,00
	VE7	202,00	217,00	123,00	180,67
	VE8	146,00	160,00	102,00	136,00
Água	VE9	156,00	122,00	156,00	144,67
	VE10	194,00	162,00	136,00	164,00
	VE11	219,00	189,00	112,00	173,33
	VE12	171,00	123,00	157,00	150,33
	VE13	180,00	213,00	219,00	204,00
	VE14	170,00	156,00	182,00	169,33
	VE15	221,00	163,00	247,00	210,33
	VE16	212,00	110,00	152,00	158,00
Suco	VE17	174,00	191,00	197,00	187,33
	VE18	169,00	208,00	223,00	200,00
	VE19	291,00	428,00	484,00	401,00
	VE20	269,00	222,00	186,00	225,67
	VE21	169,00	263,00	236,00	222,67
	VE22	236,00	258,00	236,00	243,33
	VE23	273,00	254,00	280,00	269,00
	VE24	340,00	283,00	320,00	314,33
Café	VE26	94,80	122,00	141,00	119,27
	VE27	152,00	151,00	195,00	166,00
	VE27	178,00	227,00	173,00	192,67
	VE28	184,00	225,00	213,00	207,33
	VE29	182,00	161,00	146,00	163,00
	VE30	171,00	219,00	206,00	198,67
	VE31	241,00	257,00	211,00	236,33
	VE32	195,00	204,00	216,00	205,00
Vinho	VE33	197,00	210,00	180,00	195,67
	VE34	260,00	215,00	234,00	236,33
	VE35	274,00	270,00	220,00	254,67
	VE36	208,00	136,00	205,00	183,00
	VE37	195,00	348,00	369,00	304,00
	VE38	242,00	170,00	166,00	192,67
	VE39	163,00	163,00	128,00	151,33
	VE40	137,00	148,00	173,00	152,67
Coca-cola	VE41	184,00	205,00	217,00	202,00
	VE42	234,00	205,00	247,00	228,67

VE43	256,00	291,00	197,00	248,00
VE44	211,00	197,00	214,00	207,33
VE45	255,00	280,00	168,00	234,33
VE46	173,00	162,00	181,00	172,00
VE47	198,00	182,00	189,00	189,67
VE48	204,00	163,00	238,00	201,67

APÊNDICE M. Dados originais da leitura de cor inicial do material Ambarino®

Espécime	L*	a*	b*	c*	h*
A1	63,71	1,53	12,72	12,81	83,12
A2	61,11	-0,37	2,98	3,00	97,05
A3	63,24	0,76	10,99	11,02	86,03
A4	63,74	0,96	10,15	10,20	84,58
A5	62,65	-0,21	3,92	3,93	93,09
A6	63,59	0,86	11,29	11,32	85,65
A7	60,81	-0,39	3,92	3,94	95,68
A8	61,09	-0,83	2,24	2,39	110,43
A9	65,00	0,59	10,71	10,73	86,85
A10	61,52	-0,39	2,23	2,26	100,01
A11	62,19	-0,55	2,07	2,14	104,84
A12	61,01	-1,15	3,21	3,41	109,78
A13	63,76	0,44	8,86	8,87	87,19
A14	64,38	0,52	10,35	10,36	87,11
A15	62,90	0,37	9,39	9,40	87,75
A16	64,84	-0,05	8,43	8,43	90,33
A17	61,98	-0,35	3,15	3,17	96,42
A18	61,01	-1,07	3,49	3,65	107,03
A19	62,26	-0,45	3,08	3,11	98,30
A20	61,06	-0,53	3,23	3,27	99,30
A21	61,15	0,14	2,45	2,45	86,80
A22	62,73	0,38	9,44	9,45	87,68
A23	59,70	-0,62	3,03	3,09	101,64
A24	65,37	0,43	8,98	8,99	87,26
A25	64,09	-0,29	8,93	8,93	91,86
A26	64,21	0,63	11,24	11,26	86,77
A27	64,67	1,54	11,38	11,48	82,28
A28	60,49	-0,45	2,66	2,70	99,57
A29	64,37	0,25	8,84	8,84	88,39
A30	59,78	-1,79	1,98	2,67	132,22
A31	63,59	-1,28	7,95	8,05	99,14
A32	63,00	0,26	8,89	8,89	88,32
A33	65,32	0,65	9,56	9,58	86,14
A34	62,56	0,58	10,47	10,49	86,83
A35	62,82	-0,30	11,31	11,31	91,02
A36	62,82	-0,76	8,24	8,27	95,30
A37	63,30	-0,20	9,54	9,54	91,20
A38	59,30	-1,18	2,98	3,21	111,63
A39	60,61	-0,56	3,85	3,89	98,31
A40	65,19	-0,03	10,35	10,35	90,15
A41	65,22	0,99	11,48	11,52	85,05
A42	63,16	-0,33	8,31	8,32	92,25

A43	59,55	-1,25	1,79	2,18	124,84
A44	59,33	-1,63	0,09	1,63	176,99
A45	62,74	-0,48	7,82	7,83	93,49
A46	62,39	-1,19	3,03	3,26	111,38
A47	64,60	-0,19	10,77	10,77	91,01
A48	60,14	-0,60	2,17	2,25	105,47

APÊNDICE N. Dados originais da leitura de cor inicial do material Vita Enamic®

Espécime	L*	a*	b*	c*	h*
VE1	61,80	-0,46	9,17	9,18	92,87
VE2	61,82	-0,22	9,80	9,80	91,27
VE3	61,24	0,57	10,59	10,61	86,91
VE4	60,61	-0,41	9,31	9,32	92,50
VE5	61,90	0,87	11,44	11,47	85,65
VE6	61,83	0,45	10,92	10,93	87,62
VE7	60,94	0,54	10,98	10,99	87,18
VE8	63,02	-0,58	9,01	9,03	93,71
VE9	62,73	0,50	10,38	10,39	87,26
VE10	62,30	-0,31	9,30	9,31	91,93
VE11	61,33	0,74	11,35	11,37	86,26
VE12	62,45	0,37	10,49	10,50	87,98
VE13	62,43	0,23	10,82	10,82	88,79
VE14	61,24	-1,16	8,33	8,41	97,93
VE15	61,96	0,51	10,48	10,49	87,23
VE16	61,05	0,42	10,65	10,66	87,72
VE17	60,35	0,29	10,80	10,80	88,45
VE18	61,54	0,50	10,74	10,75	87,31
VE19	60,86	0,02	10,25	10,25	89,89
VE20	59,72	-0,23	9,71	9,71	91,34
VE21	60,02	0,53	10,59	10,60	87,15
VE22	60,83	-0,18	9,97	9,97	91,01
VE23	61,59	-0,82	8,85	8,89	95,30
VE24	60,38	-1,45	8,03	8,16	100,24
VE25	61,98	0,65	11,18	11,20	86,67
VE26	63,44	0,18	10,22	10,22	89,01
VE27	60,21	-0,24	9,79	9,79	91,38
VE28	60,80	0,00	9,85	9,85	89,98
VE29	63,61	-0,16	9,58	9,58	90,95
VE30	61,85	0,33	10,63	10,64	88,21
VE31	62,77	-1,88	6,53	6,80	106,09
VE32	60,09	-0,19	9,91	9,91	91,11
VE33	62,86	-1,65	6,70	6,90	103,82
VE34	60,63	-0,13	9,65	9,65	90,76
VE35	61,78	-1,42	7,91	8,04	100,18
VE36	61,79	0,29	10,25	10,25	88,37
VE37	62,32	-1,32	8,02	8,13	99,35
VE38	62,52	-1,40	7,90	8,02	100,02
VE39	62,64	-0,87	8,76	8,80	95,66
VE40	61,08	-0,99	8,13	8,19	96,97

VE41	61,73	0,72	11,16	11,18	86,32
VE42	61,06	-1,52	7,51	7,66	101,46
VE43	60,84	0,76	11,39	11,42	86,21
VE44	59,59	0,36	10,66	10,67	88,04
VE45	62,38	-0,43	9,10	9,11	92,71
VE46	61,45	-0,68	8,96	8,99	94,33
VE47	62,78	-0,21	9,46	9,46	91,28
VE48	61,77	-1,18	8,07	8,16	98,34

APÊNDICE O. Dados originais da leitura de cor do material Ambarino® após imersão nas soluções

Solução	Espécime	L*	a*	b*	c*	h*
Energético	A1	65,44	1,00	12,61	12,65	85,48
	A2	60,37	-0,02	4,46	4,46	90,30
	A3	63,77	0,19	10,57	10,57	88,98
	A4	62,81	0,92	10,07	10,11	84,76
	A5	60,53	-0,64	4,99	5,03	97,32
	A6	62,50	0,87	11,69	11,72	85,73
	A7	59,84	-0,24	5,47	5,48	92,49
	A8	60,18	0,27	5,58	5,59	87,28
Água	A9	63,24	0,15	10,69	10,69	89,18
	A10	59,69	-1,14	0,81	1,40	144,64
	A11	60,34	-1,24	1,86	2,24	123,71
	A12	60,54	-0,95	2,69	2,85	109,40
	A13	61,81	-0,48	8,36	8,37	93,29
	A14	63,64	-0,28	10,54	10,54	91,52
	A15	62,75	-0,02	9,17	9,17	90,14
	A16	63,07	-0,26	9,32	9,32	91,59
Suco	A17	61,06	0,02	5,10	5,10	89,73
	A18	61,26	-0,09	2,98	2,98	91,67
	A19	61,37	-0,30	6,26	6,27	92,76
	A20	60,69	-0,28	3,61	3,62	94,39
	A21	60,66	-0,05	5,42	5,42	90,55
	A22	61,71	0,92	10,81	10,85	85,16
	A23	60,45	-0,06	5,41	5,41	90,61
	A24	63,07	1,12	11,41	11,46	84,38
Café	A25	61,53	1,12	12,58	12,63	84,94
	A26	62,35	1,22	13,60	13,65	84,87
	A27	58,98	0,21	6,78	6,78	88,21
	A28	62,93	1,59	13,19	13,29	83,14
	A29	61,84	1,09	11,66	11,71	84,66
	A30	58,89	0,25	7,29	7,29	88,01
	A31	62,22	0,58	11,92	11,93	87,24
	A32	61,94	1,32	12,11	12,18	83,76
Vinho	A33	62,60	1,52	11,20	11,30	82,29
	A34	61,64	1,41	11,62	11,71	83,08
	A35	62,82	1,75	12,98	13,10	82,32
	A36	61,11	1,75	12,26	12,38	81,85
	A37	63,49	1,28	11,74	11,81	83,76
	A38	58,56	0,55	6,24	6,26	84,92
	A39	59,77	0,53	6,02	6,04	84,95
	A40	60,62	1,69	12,70	12,81	82,44
Coca-cola	A41	62,02	0,63	10,42	10,44	86,56
	A42	63,18	0,56	10,44	10,46	86,93

	A43	60,95	-0,17	4,51	4,51	92,17
	A44	60,81	-0,16	3,35	3,35	92,77
	A45	63,26	0,61	8,97	8,99	86,10
	A46	61,14	0,22	4,99	4,99	87,50
	A47	63,53	0,45	10,10	10,11	87,47
	A48	60,58	-0,08	4,19	4,19	91,12

APÊNDICE P. Dados originais da leitura de cor do material Vita Enamic® após imersão nas soluções

Solução	Espécime	L*	a*	b*	c*	h*
Energético	VE1	60,23	-0,99	10,39	10,44	95,44
	VE2	61,23	-0,87	10,50	10,54	94,74
	VE3	60,21	0,96	12,40	12,44	85,58
	VE4	61,21	-0,43	10,69	10,70	92,31
	VE5	61,00	0,79	12,53	12,55	86,37
	VE6	60,13	0,64	13,04	13,06	87,20
	VE7	60,86	0,15	11,71	11,71	89,24
	VE8	58,92	-0,63	11,57	11,59	93,13
Água	VE9	59,39	-0,73	9,92	9,95	94,19
	VE10	61,00	-1,90	7,58	7,81	104,08
	VE11	60,68	-0,27	10,67	10,67	91,44
	VE12	59,92	-0,31	10,59	10,59	91,67
	VE13	61,13	-0,76	10,05	10,08	94,32
	VE14	58,07	-2,09	8,51	8,76	103,79
	VE15	60,03	-1,22	8,91	8,99	97,79
	VE16	58,24	-1,02	10,21	10,26	95,68
Suco	VE17	61,33	0,64	12,25	12,27	87,03
	VE18	60,49	0,74	12,22	12,24	86,54
	VE19	61,40	0,77	11,83	11,86	86,26
	VE20	61,31	-0,14	10,57	10,57	90,75
	VE21	61,49	0,65	12,03	12,05	86,89
	VE22	60,16	-0,13	10,88	10,88	90,68
	VE23	60,70	0,22	11,05	11,05	88,86
	VE24	60,47	-1,02	9,21	9,27	96,29
Café	VE25	56,62	2,47	15,20	15,40	80,77
	VE26	58,15	2,19	14,69	14,85	81,52
	VE27	55,69	2,82	15,52	15,77	79,72
	VE28	58,64	2,23	14,96	15,13	81,53
	VE29	58,21	2,28	15,21	15,38	81,49
	VE30	58,19	1,99	14,58	14,72	82,22
	VE31	57,06	1,42	13,84	13,91	84,15
	VE32	57,30	2,16	14,95	15,11	81,78
Vinho	VE33	55,93	2,31	12,21	12,43	79,28
	VE34	56,37	2,30	12,80	13,00	79,79
	VE35	57,50	2,28	12,31	12,52	79,53
	VE36	57,20	2,86	13,34	13,64	77,89
	VE37	56,03	2,58	12,33	12,60	78,17
	VE38	56,22	2,49	12,42	12,67	78,67
	VE39	57,22	2,12	12,47	12,65	80,36
	VE40	54,87	3,29	13,15	13,56	75,94
Coca-cola	VE41	60,35	1,55	14,01	14,10	83,70
	VE42	61,43	0,27	12,19	12,19	88,71

	VE43	60,31	1,53	13,66	13,75	83,60
	VE44	60,22	1,54	13,71	13,80	83,61
	VE45	60,27	1,72	13,82	13,93	82,91
	VE46	58,24	1,87	14,64	14,76	82,72
	VE47	60,56	1,42	13,46	13,53	83,99
	VE48	60,59	0,35	12,13	12,14	88,35

APÊNDICE Q. Dados originais da leitura de cor do material Ambarino® após envelhecimento

Solução	Espécime	L*	a*	b*	c*	h*
Energético	A1	72,290	3,58	14,84	15,27	76,45
	A2	74,790	1,92	7,81	8,04	76,21
	A3	72,430	3,03	12,47	12,83	76,37
	A4	73,330	2,98	13,30	13,63	77,36
	A5	75,530	1,86	8,53	8,73	77,69
	A6	73,560	3,24	13,64	14,02	76,63
	A7	75,440	1,95	8,68	8,90	77,31
	A8	73,290	2,19	8,72	8,99	75,91
Água	A9	74,520	2,85	13,27	13,57	77,87
	A10	75,830	1,59	5,79	6,00	74,64
	A11	75,900	1,56	6,01	6,21	75,48
	A12	75,890	1,60	8,14	8,30	78,86
	A13	74,360	2,83	11,35	11,70	75,99
	A14	71,560	1,67	11,45	11,57	81,70
	A15	74,320	2,71	11,60	11,91	76,85
	A16	72,260	2,44	11,73	11,98	78,24
Suco	A17	76,850	1,78	6,63	6,86	74,95
	A18	75,290	2,80	12,31	12,62	77,19
	A19	75,630	1,82	8,51	8,70	77,96
	A20	71,930	1,82	3,43	3,88	61,96
	A21	76,050	1,57	6,41	6,60	76,20
	A22	75,720	1,56	7,18	7,35	77,72
	A23	75,000	1,84	6,71	6,96	74,69
	A24	73,520	3,21	13,00	13,39	76,14
Café	A25	68,280	3,48	13,92	14,35	75,96
	A26	69,390	3,53	14,94	15,35	76,71
	A27	70,400	2,41	9,75	10,04	76,12
	A28	70,160	3,67	14,21	14,68	75,54
	A29	69,800	3,57	13,62	14,08	75,30
	A30	68,420	2,42	10,26	10,54	76,74
	A31	68,790	3,42	11,39	11,89	73,30
	A32	68,920	3,57	12,11	12,63	73,58
Vinho	A33	70,020	3,47	13,49	13,93	75,56
	A34	70,140	3,47	13,91	14,34	76,01
	A35	67,870	3,55	11,68	12,21	73,09
	A36	69,870	3,73	13,31	13,82	74,33
	A37	68,870	3,71	11,83	12,40	72,56
	A38	71,420	2,84	9,59	10,00	73,52
	A39	73,070	2,59	9,96	10,29	75,43
	A40	69,630	3,87	12,53	13,11	72,85
Coca-cola	A41	73,220	2,80	12,21	12,53	77,11
	A42	71,920	2,63	11,04	11,35	76,58

	A43	73,310	1,86	6,13	6,41	73,09
	A44	73,270	1,78	4,85	5,17	69,86
	A45	73,040	2,85	11,47	11,82	76,06
	A46	73,120	2,07	8,46	8,71	76,28
	A47	71,940	2,76	12,71	13,01	77,76
	A48	74,240	1,70	5,76	6,01	73,56

APÊNDICE R. Dados originais da leitura de cor do material Vita Enamic® após envelhecimento

Solução	Espécime	L*	a*	b*	c*	h*
Energético	VE1	73,38	0,38	12,14	12,15	88,20
	VE2	74,32	0,30	12,21	12,21	88,60
	VE3	72,68	1,85	12,43	12,57	81,55
	VE4	71,98	0,61	10,81	10,83	86,75
	VE5	72,25	1,86	13,36	13,49	82,07
	VE6	71,90	1,87	14,07	14,19	82,42
	VE7	71,13	1,08	12,65	12,70	85,12
	VE8	71,74	0,48	11,90	11,91	87,71
Água	VE9	70,71	0,77	9,99	10,02	85,58
	VE10	73,55	-0,96	9,24	9,29	95,92
	VE11	71,12	1,31	12,21	12,28	83,87
	VE12	71,27	0,32	9,69	9,70	88,14
	VE13	73,95	1,72	11,75	11,88	81,68
	VE14	71,85	-0,82	9,20	9,24	95,10
	VE15	72,70	0,06	10,22	10,22	89,66
	VE16	73,51	0,34	11,68	11,68	88,35
Suco	VE17	72,66	1,41	12,18	12,26	83,42
	VE18	73,17	1,65	13,05	13,15	82,78
	VE19	74,18	1,71	12,19	12,31	82,03
	VE20	73,79	1,39	11,70	11,78	83,24
	VE21	74,35	1,62	13,20	13,30	83,02
	VE22	73,13	1,05	13,00	13,04	85,39
	VE23	72,34	1,38	11,10	11,19	82,93
	VE24	74,39	0,38	11,94	11,95	88,16
Café	VE25	64,17	3,25	12,94	13,34	75,92
	VE26	68,13	2,91	9,64	10,07	73,18
	VE27	65,09	3,98	12,94	13,54	72,92
	VE28	67,40	2,99	14,26	14,57	78,14
	VE29	66,47	3,43	14,97	15,36	77,11
	VE30	65,91	3,17	13,44	13,81	76,73
	VE31	68,00	2,99	13,15	13,49	77,18
	VE32	64,85	3,31	13,63	14,03	76,34
Vinho	VE33	68,69	3,11	14,03	14,37	77,50
	VE34	66,53	4,01	14,27	14,82	74,31
	VE35	67,91	3,56	14,81	15,23	76,47
	VE36	68,99	3,81	15,01	15,49	75,75
	VE37	65,48	3,79	8,20	9,03	65,28
	VE38	68,09	3,59	14,09	14,54	75,72
	VE39	67,87	3,63	13,91	14,38	75,37
	VE40	67,00	4,09	11,78	12,47	70,87
Coca-cola	VE41	71,94	2,54	14,08	14,31	79,78
	VE42	72,98	1,73	11,67	11,80	81,58

	VE43	74,66	2,96	13,54	13,86	77,67
	VE44	73,90	2,30	14,15	14,34	80,76
	VE45	71,62	2,39	12,79	13,01	79,41
	VE46	71,72	3,04	14,45	14,77	78,11
	VE47	72,12	1,85	12,54	12,68	81,62
	VE48	73,68	1,46	12,07	12,16	83,12

APÊNDICE S. Dados originais de ΔE do material Ambarino® após imersão nas soluções (ΔE1) e após envelhecimento (ΔE2)

Espécime	Solução	ΔE1	ΔE2
A1	Energético	1,59	6,31
A2		1,52	12,05
A3		0,92	7,83
A4		0,79	8,91
A5		2,11	12,65
A6		0,96	9,30
A7		1,56	12,98
A8		3,39	11,08
A9	Água	1,58	9,60
A10		2,36	14,08
A11		1,89	13,42
A12		0,66	13,38
A13		2,11	11,01
A14		1,25	6,84
A15		0,57	9,89
A16		1,63	8,26
A17	Suco	1,91	12,65
A18		1,47	13,48
A19		2,76	11,71
A20		0,59	9,58
A21		2,58	12,37
A22		1,45	11,37
A23		2,28	11,90
A24		2,67	8,69
A25	Café	3,75	6,30
A26		2,28	6,40
A27		6,08	10,07
A28		8,44	6,37
A29		3,06	7,23
A30		5,44	8,70
A31		3,95	6,56
A32		2,69	6,40
A33	Vinho	2,75	6,57
A34		1,52	7,45
A35		2,72	4,89
A36		4,53	7,57
A37		2,44	5,36
A38		3,77	11,22
A39		2,48	11,40
A40		4,70	7,91
A41	Coca-cola	2,81	9,39
A42		1,92	7,48

A43	3,16	10,37
A44	3,93	10,42
A45	1,77	8,39
A46	2,87	10,23
A47	1,32	7,46
A48	1,98	11,25

APÊNDICE T. Dados originais de ΔE do material Vita Enamic® após imersão nas soluções (ΔE1) e após envelhecimento (ΔE2)

Espécime	Solução	ΔE1	ΔE2
VE1	Energético	1,74	10,80
VE2		1,07	10,50
VE3		1,56	10,14
VE4		1,09	8,79
VE5		1,06	9,18
VE6		2,03	9,70
VE7		0,72	8,45
VE8		3,97	10,61
VE9	Água	3,35	9,53
VE10		2,81	12,02
VE11		1,52	8,80
VE12		2,37	9,33
VE13		1,82	10,79
VE14		3,06	11,49
VE15		3,10	10,44
VE16		3,17	12,60
VE17	Suco	1,35	9,15
VE18		1,36	10,27
VE19		1,51	10,23
VE20		1,51	10,17
VE21		1,60	10,30
VE22		0,86	10,65
VE23		2,23	9,52
VE24		1,08	11,42
VE25	Café	5,76	6,87
VE26		5,91	9,17
VE27		6,58	8,57
VE28		4,62	7,48
VE29		6,59	7,18
VE30		4,52	6,83
VE31		8,44	9,53
VE32		4,97	6,78
VE33	Vinho	9,00	10,96
VE34		5,32	9,01
VE35		6,89	9,05
VE36		5,51	10,04
VE37		8,14	8,99
VE38		8,20	10,25
VE39		6,65	9,25
VE40		8,52	10,64
VE41	Coca-cola	2,36	9,48
VE42		4,16	9,45

VE43	1,76	11,59
VE44	2,48	11,01
VE45	4,51	9,30
VE46	5,66	11,19
VE47	3,84	9,39
VE48	3,68	10,58

APÊNDICE U. Planejamento de carregamento para cada perfil da fadiga acelerada

Ciclos	Força (N)			Ciclos	Força (N)		
	Leve	Moderado	Agressivo		Leve	Moderado	Agressivo
0	80,0	80,0	100,0	275750	180,0		
50000	80,0	80,0	100,0	286500	184,7		
60750	84,8	91,1	122,5	297250	189,5		
71500	89,5	102,2	145,0	308000	194,2		
82250	94,3	113,3	167,5	318750	199,0		
93000	99,0	124,4	190,0	329500	203,8		
103750	103,8	135,6	212,5	340250	208,5		
114500	108,6	146,7	235,0	351000	213,3		
125250	113,3	157,8	257,5	361750	218,0		
136000	118,1	168,9	280,0	372500	222,8		
146750	122,8	180,0		383250	227,6		
157500	127,6	191,1		394000	232,3		
168250	132,4	202,2		404750	237,1		
179000	137,1	213,3		415500	241,8		
189750	141,9	224,4		426250	246,6		
200500	146,6	235,5		437000	251,4		
211250	151,4	246,7		447750	256,1		
222000	156,2	257,8		458500	260,9		
232750	160,9	268,9		469250	265,6		
243500	165,7	280,0		480000	270,4		
254250	170,4			490750	275,2		
265500	175,2			501500	279,9		