

RESSALVA

Atendendo solicitação do(a)
autor(a), o texto completo desta tese
será disponibilizado somente a partir
de 21/10/2018.



UNESP - Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”
Faculdade de Odontologia de Araraquara



THIAGO SOARES PORTO

**Análise comparativa de diferentes materiais utilizados para confecção
de restaurações em CAD/CAM**

Araraquara
2016



UNESP - Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”
Faculdade de Odontologia de Araraquara



THIAGO SOARES PORTO

**Análise comparativa de diferentes materiais utilizados para confecção
de restaurações em CAD/CAM**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação
em Ciências Odontológicas, Área de Dentística
Restauradora, da Faculdade de Odontologia de
Araraquara, da Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho” – UNESP, para obtenção
do Título de Doutor em Ciências Odontológicas.

Orientador: Prof. Dr. Edson Alves de Campos

Araraquara
2016

Porto, Thiago Soares

Análise comparativa de diferentes materiais utilizados para
confeção de restaurações em CAD/CAM / Thiago Soares Porto.--

Araraquara: [s.n.], 2016

106 f.; 30 cm.

Tese (Doutorado) – Universidade Estadual Paulista,
Faculdade de Odontologia

Orientador: Prof. Dr. Edson Alves de Campos

1. Materiais dentários 2. Cerâmica 3. Propriedades físicas I. Título

THIAGO SOARES PORTO

Análise comparativa de diferentes materiais utilizados para confecção
de restaurações em CAD/CAM

Defesa de Tese para obtenção do título de Doutor

Comissão Examinadora

Presidente e Orientador: Prof. Dr. Edson Alves de Campos

2º EXAMINADOR: Prof. Dr. José Roberto Cury Saad

3º EXAMINADOR: Prof. Dr. Marcelo Ferrarezi de Andrade

4º EXAMINADOR: Prof. Dr. Renato Cassio Roperto

5º EXAMINADOR: Prof. Dr. Cristina Magnani Felicio

Araraquara, 21 de Outubro de 2016

DADOS CURRICULARES

Thiago Soares Porto

NASCIMENTO – 25 de abril de 1983

NATURALIDADE – São Carlos - SP

FILIAÇÃO – Sizenando de Toledo Porto Neto
Cecília Helena Soares Porto

2001 – 2004 – Curso de graduação em Odontologia – Universidade de
Ribeirão Preto – UNAERP.

2005 – 2006 – Curso de Pós-Graduação em Dentística Restauradora – Nível
Mestrado – Faculdade de Odontologia de Araraquara – Universidade
Estadual Paulista – UNESP.

2006 – 2008 – Curso de Especialização em Implantodontia e Cirurgia
Avançada – Fundação Araraquarense de Ensino e Pesquisa Odontológica –
FAEPO.

2010 – Reconhecimento pelo Conselho Federal de Odontologia como
Especialista em Implantodontia e Dentística Restauradora.

2013 – 2016 – Curso de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas, área de
concentração Dentística Restauradora – Nível Doutorado – Faculdade de
Odontologia de Araraquara – Universidade Estadual Paulista – UNESP.

2015 – 2016 – Pesquisador Visitante no Comprehensive Care Department,
School of Dental Medicine, Case Western Reserve University.

2013 – 2016 – Professor Assistente do Curso de Odontologia da Universidade
Camilo Castelo Branco – UNICASTELO.

Salmo 91(90)

O justo confia em Deus

*Eu que habito ao amparo do Altíssimo,
e vivo a sombra do Onipotente,
digo a Javé: “Meu refúgio, minha Fortaleza,
meu Deus, eu confio em ti!”*

*Ele me livrará do laço do caçador,
e da peste destruidora.
Ele me cobrirá com suas penas,
e debaixo de suas asas eu me refugiarei.
O braço dele é meu escudo e minha armadura.*

*Eu não temerei o terror da noite,
nem a fleche que voa de dia,
nem a epidemia que caminha nas trevas,
nem a peste que devasta ao meio-dia.
Caíam mil ao meu lado
e dez mil à minha direita,
a mim nada atingirá.*

*Basta que eu olhe com meus próprios olhos,
para ver o salário dos injustos,
porque eu fiz de Javé o meu refúgio
e tomou o Altíssimo como meu defensor.
A desgraça jamais me atingirá,
e praga nenhuma vai chegar à minha tenda.
pois ele ordenou aos meus anjos
que me guardem em meus caminhos.
Eles me levarão nas mãos,
para que meu pé não tropece numa pedra.
Eu caminharei sobre cobras e víboras,
e pisarei leões e dragões.*

*“Eu o livrarei, porque a mim se apegou.
Eu o protegerei, pois conhece o meu nome.
Ele me invocará, e eu responderei.
Na angústia estarei com ele.
Eu o livrarei e glorificarei.
Vou saciá-lo de longos dias
e lhe farei ver a minha salvação”.*

Dedicatória...

Dedico este trabalho a minha esposa Betina Grehs Porto, esteve ao meu lado desde do início da minha caminhada que rapidamente se tornou nossa. Meu maior orgulho é estar ao seu lado.

A meus filhos Arthur Grehs Porto e Theo Grehs Porto, tão pequenos ainda não entendem o valor das conquistas, meus grandes tesouros.

A meus pais Sizenando de Toledo Porto Neto e Cecilia Helena Soares Porto, me ensinaram os primeiros passos e sempre por perto nos momentos turbulentos, apoiando e incentivando nos momentos de vitória e derrota.

A meus irmãos Felipe Soares Porto e Fernanda Soares Porto, sigam seus caminhos, sempre estarei torcendo por vocês.

*A meus avós paternos e maternos, os ensinamentos foram valiosos
para atingirmos grandes objetivos.*

Obrigado Deus, por ter uma família valiosa e maravilhosa!!!

Amo muito a todos!!!

Agradecimento especial...

Tive o privilégio de ter dois grandes amigos e orientadores durante a caminhada do Doutorado, pessoas experientes de extrema competência me ensinaram o significado de ser professor associado ao lado humano. Ambos permitiram e contribuíram para que eu tivesse experiências valiosas, que nos tornam grandes e nos fazem querer chegar mais longe vencendo desafios cada vez maiores.

Ao grande amigo e orientador... ***Prof. Dr. Edson Alves de Campos***. O apoio e incentivo me fizeram buscar desafios maiores. Exemplo de conduta no ensino e orientação. Sempre uma pessoa alto astral de bem com a vida, inovando, liderando, sendo exemplo a todos que passam pelo seu caminho. Os anos de convivência nos tornam pessoas mais experientes e evoluídas.

Prof. Dr. Renato Cassio Roperto quem imaginava que um dia quando o conheci como meu professor de graduação, que viríamos tantos anos depois voltar a trabalhar juntos e formar uma excelente equipe. Espero que os laços profissionais, porém acima de tudo de companherismo e amizade se prolonguem por muitos anos. Você foi um grande pilar em um ano coroadado de novas experiências e muitas vitórias.

Agradecimentos...

À Faculdade de Odontologia de Araraquara – Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP, na pessoa da sua diretora **Profa. Dra. Elaine Maria Sgavioli Massucato** e do vice-diretor **Prof. Dr. Edson Alves de Campos**.

Ao **Prof. Dr. Osmir Batista de Oliveira Jr.**, Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Dentística Restauradora, pela oportunidade, amizade e incentivo.

À Case Western Reserve University na pessoa do **Prof. Dr. Renato Cassio Roperto**, do Diretor **Dr. Kenneth Chance** e, à Chefe do Departamento na pessoa de **Dra. Lisa A. Lang**, todos me abriram as portas da Universidade para o desenvolvimento do meu trabalho, e oportunidade de adquirir novos conhecimentos.

Aos Professores do Departamento da Comprehensive Care da Case Western Reserve University, **Dr. Sorin Teich**, **Dr. Faddy Faddoul**, **Dr. Ibraihm Tolonuglu**, **Dr. Aurelio Alonso**, **Dr. Hussein Assaf**, **Dr. Andre Paes**, entre todos os outros que tive a oportunidade de conviver e aprender.

Ao **Dr. Ozan Akkus** que cedeu o laboratório da Escola de Engenharia da Case Western Reserve University para o desenvolvimento do meu trabalho, o meu muito obrigado. Obrigado também **Dra. Anna Akkus** pelo seu tempo e dedicação a minha pessoa.

Ao Departamento de Prótese – UNESP, em especial ao **Prof. Dr. Gelson Adabo** muito me ajudou na execução da parte experimental, pelas inúmeras oportunidades, ensinamentos e conhecimentos transmitidos.

Aos estimados professores do Programa de Pós-Graduação em Dentística Restauradora, **Prof. Dr. Edson Alves de Campos**, **Prof. Dr. José Roberto Cury Saad**, **Prof. Dr. Marcelo Ferrarezi de Andrade**, **Prof. Dr. Sizenando de Toledo Porto Neto**, **Profa. Dra.**

Alessandra Nara de Souza Rastelli, Prof. Dr. Osmir Batista de Oliveira Jr. e Profa. Dra. Andrea Abi Rached Dantas pelos ensinamentos e agradável convivência.

Aos docentes do departamento de Odontologia Social em especial a **Profa. Dra. Livia Nordi Dovigo, Profa. Dra. Camila Pinelli e Profa. Dra. Patrícia Petromilli Nordi Sasso Garcia.**

Aos meus amigos e colegas de turma do curso de pós-graduação, área de concentração Dentística Restauradora, **Maciel Junior, Vinicius Ibiapina, Kamilla Figueiredo, Camila Lorenzetti, Marina Galoza, Carolina Santezzi, Claudia Huck, Keren Jordão, Mateus Tonetto, Cristina Dupim Presoto** muito obrigado pela amizade e convívio agradável.

Aos funcionários do Departamento de Odontologia Restauradora, queridíssima **Creuza Maria Hortenci, Mario Sérgio Fantini (Marinho), Vanderlei José Antonio da Silva, Maria Isabel da Costa Domiciano, Maria Aparecida Venâncio dos Santos (dona Cida), Alessandra Aparecida Rabalho** sempre dispostos a ajudar.

Aos funcionários da secretaria de Pós-graduação da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP, **José Alexandre Garcia e Cristiano Afonso Lamounier**, e especialmente a **Mara Cândida Munhoz do Amaral**, pela ajuda e sentimos todos sua falta.

À todos os funcionários da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Araraquara pela atenção, respeito e afeto com que sempre recebem.

Ao **Prof. Romeu Magnani** pelo auxílio realização da análise estatística deste trabalho.

À CAPES – Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior pela concessão da bolsa de estudo para realização deste trabalho, inclusive com a grande experiência de estagio no exterior – processo número 99999.008214/201400.

Como não poderia esquecer dos meus sogros ***Prof. Dr. Renésio Armindo Grehs*** hoje diretor da Universidade Federal de Santa Maria (UFSM) e Maria Helena Grehs, pessoas de enorme coração sempre presentes e dispostos a se dedicar. E meus queridos cunhados Murilo, Cristiano, Rodrigo e Carina.

A todos que de forma direta ou indireta ajudaram na realização deste trabalho para que hoje pudesse concluí-lo.

MUITO OBRIGADO!!!

*“Existem, durante a nossa vida, sempre dois caminhos a seguir:
Aquele que todo mundo segue, e
aquele que a nossa imaginação nos leva a seguir.
O primeiro pode ser o mais seguro, o mais confiável,
o menos crítico... Mas, você será apenas mais um a caminhar.
O segundo com certeza vai ser o mais difícil, mais solitário,
o que você terá maiores
críticas... Mas também, o mais criativo, o mais original possível.
Não importa o que você seja, ou o que deseja na vida, a ousadia em
ser diferente reflete na sua personalidade, no seu caráter, naquilo
que você é.
E é assim que as pessoas lembrarão de você um dia.”*

Ayrton Senna da Silva

Porto TS. Análise comparative de diferentes materiais utilizados para confecção de restaurações em CAD/CAM [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2016.

RESUMO

O objetivo deste estudo é investigar e comparar, por meio de três diferentes protocolos de pesquisa, o comportamento de diferentes materiais cerâmicos utilizados para fabricação de restaurações em CAD/CAM. No Estudo 1, o objetivo foi determinar quais dos materiais possui a melhor usinabilidade, ou seja, a facilidade de corte. Os blocos para CAD/CAM selecionados foram: IPS e.max CAD, IPS Empress CAD, Vitablocs Mark II e LAVA Ultimate, estes cortados em uma máquina de corte (Isomet 4000, Buehler, Lake Bluff, IL, USA) e levados ao microdurômetro. Através das medidas da indentação e trincas geradas pela leitura, foi determinado qual dos materiais utilizados em restaurações de CAD/CAM possui a melhor usinabilidade por meio do cálculo do índice de fragilidade. O LAVA Ultimate apresentou a melhor usinabilidade seguido pelo IPS Empress CAD. O IPS e.max CAD e o Vitablocs Mark II não apresentaram diferenças estatisticamente significantes. Para os estudos 2 e 3 os materiais selecionados foram IPS e.max CAD, Vitablocs Mark II, LAVA Ultimate e Enamic. No Estudo 2, o objetivo foi determinar qual dos materiais possui maior resistência à fratura após serem submetidos a diversas condições de termociclagem. Os blocos de cerâmicas de CAD/CAM foram cortados em várias fases até atingirem as dimensões finais de 14mm x 3mm x 2,5mm, no formato de barra, foram confeccionados um total de 144 corpos de prova. A resistência à fratura foi determinada por meio do teste de três pontos com um entalhe realizado nos corpos de prova. Posteriormente as fraturas apresentadas foram analisadas em microscópio eletrônico de varredura (MEV) e classificadas quanto as fraturas ocorridas. O melhor desempenho foi obtido pelo material IPS

e.max CAD, nestes um aumento estatisticamente significativo foi observado após 120.000 termo ciclos. Os materiais LAVA Ultimate e Enamic apresentaram uma redução na resistência à fratura após a termociclagem.

No Estudo 3, o objetivo foi determinar a melhor performance entre os materiais do ponto de vista da resistência flexural e módulo de elasticidade. Os corpos de prova possuíam as mesmas medidas do estudo 2, porém sem o entalhe na parte inferior. Igualmente também submetidos as mesmas condições de termociclagem, do estudo 2. Como resultado sem levar em consideração a termociclagem o material com a maior resistência flexural foi o IPS e.max CAD, seguido em ordem decrescente pelo Vita Enamic, Lava Ultimate e Vitablocs Mark II. Por outro lado na avaliação do módulo de elasticidade o material com o menor valor foi Lava Ultimate, devido a sua composição baseada em compósito. Composição esta que levou o material a sofrer influência da termociclagem, fazendo com que sua resistência flexural diminuísse de maneira estatisticamente significativa após 60.000 e 120.000 ciclos. Porém entre os outros materiais avaliados não houveram alterações em suas propriedades mecânicas a serem consideradas. Importante ainda salientar que nos estudos 2 e 3 as fotomicrografias realizadas em MEV evidenciaram fraturas de características frágil para as cerâmicas e o Vita Enamic, com exceção do Lava Ultimate que apresentou fraturas com característica dúcteis.

Palavras-chave: materiais dentários, cerâmica, propriedades físicas

Porto TS. Comparative analysis of different CAD/CAM materials used to indirect restorations [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2016.

ABSTRACT

The aim of this study was to investigate and compare, through three different research protocols, the behavior of different ceramic materials used to manufacture CAD/CAM restorations. In Study 1, the objective was to determine which material has better machinability, i.e., ease of cutting. The blocks for CAD/CAM selected were: IPS e.max CAD IPS Empress CAD, VITABLOCS Mark II and LAVA Ultimate, these were cut on a cutting machine and taken to microhardness. From the measurements of the indentation and crack generated by the readings was determined which of the materials used for CAD/CAM restorations has the better machinability by calculating the Brittleness index. The LAVA Ultimate showed the best machinability followed by IPS Empress CAD. The IPS e.max CAD and VITABLOCS Mark II showed no statistically significant differences. For studies 2 and 3 the selected materials were IPS e.max CAD, VITABLOCS Mark II, LAVA Ultimate and Enamic. In Study 2, the goal was to determine which of the materials have greater fracture toughness after being subjected to various conditions of thermal cycling. Ceramic CAD/CAM blocks were cut in several stages until got the final dimensions of 14mm x 3mm x 2.5mm on bar formats, in total 144 specimens were made. The fracture toughness was determined by the three-point bending test with a notch made in the specimens. Later fractures were analyzed in scanning electron microscope and classified how the fractures occurred. The best performance was shown by the IPS e.max CAD material, where a statistically significant increase was observed after 120,000 cycles term. The LAVA Ultimate and Enamic materials showed reduction in their fracture toughness after thermal cycling.

In Study 3, the objective was to determine the best performance among the materials on flexural strength and flexural modulus. The specimens had the same measures of the study 2, but without the notch on the bottom. Also underwent the same conditions of thermal cycling the study 2. As a result without taking into account the thermal cycling the material with higher flexural strength was the IPS e.max CAD, followed in descending order by Vita Enamic, Lava Ultimate and Vitablocs Mark II. In the other hand, taking account elasticity modulus the material with the lowest value was Lava Ultimate due to its composite composition. This composition took the material to be influenced by thermal cycling, making its flexural strength impaire statistically significant way after 60,000 and 120,000 cycles. However among the other materials tested there were no changes in their mechanical properties to be considered. Also important to note that in studies 2 e 3 photomicrographs made by SEM showed brittle fractures for ceramics and Vita Enamic, except for Lava Ultimate which showed fractures with ductile characteristics.

Keywords: dental materials, ceramic, physical properties,

Lista de Ilustrações

ARTIGO 1

Figure 1 – CAD/CAM blocks with approximate width of 0.6 mm.

Figure 2 – Left side A – scheme of Brittleness index measurement. Right side B – scheme of Vickers hardness diagonals measurement.

Figure 3 – Pearson correlation between Vickers hardness (x) and Brittleness index (y).

Figure 4 – A: Loading a ceramic beam sample to complete failure to check the loading distribution. B: A CAD/CAM composite resin block under loading to check the loading concentration.

ARTIGO 2

Figure 1 – Material performance in comparison against each other and conditions applied.

Figure 2 – Vitablocs Mark II – At the bottom of the picture is possible to identify the fracture origin, with pore at the 800 x magnification picture, also a mirror region with mist and hackle region characterizes the surface.

Figure 3 – IPS e.max CAD – Due to lithium disilicate crystals like needle orientation it is not visible mirror region. Flaws mist and hackle region characterize the fracture origin at the bottom of the pictures. Porous region, which identify 3-dimensional zone of porosity and microporosity, is visible at the 800x magnification picture.

Figure 4 – Lava Ultimate – The surface of this resin nano ceramic material shows coarse hackle, flaws along the surface and in both pictures the entire surface is dominated by a hackle regions. Also large grains are apparent in the middle of the 800x magnification picture.

Figure 5 – Vita Enamic – The ceramic hybrid material besides the fact that has a similar behavior to composite materials after the mechanical tests, the fractrographic analysis shows regions of brittle fracture, flaws, grains boundary, and also porous region; which characterize the material with a ceramic behavior.

ARTIGO 3

Figure 1 – Vitablocs Mark II – categorized as feldspathic porcelain, at the 120x magnification show an appearance known as fish scale in the direction of the fracture, identified by the white arrow. A brittle fracture occurred by cleavage is apparent over the surface among the two different magnifications, also conchoidal fracture is visible as result of breakage surface that appears like a wavelet.

Figure 2 – IPS e.max CAD – classified as lithium disilicate glass ceramic, show peaks and valleys on the 120x magnification due to action of needle-like crystals randomly oriented. The crystals cause the deflection of cracks propagation providing a substantial increase in the flexural strength. A brittle fracture is clear on the ceramic surface and flaws are also apparent. Porous region characterize the center of the circle shown at 800x magnification.

Figure 3 – Lava Ultimate – the resin nano ceramic material show ductile fracture characteristics, at the 120x magnification can be identified at the right side of figure by the undulation. Closer (800x magnification) some small undulations and flaws are also visible characterizing the material with plastic behavior.

Figure 4 – Enamic – a polymer-infiltrated-ceramic-network besides the polymer composition, the fracture characteristics point out a material with ceramic behavior. At the 120x magnification the fish scale feature are clearly identified as is for feldspathic ceramic. Complementing at 800x magnification the ceramic network is visible and no plastic deformations were found. On the surface of both magnification is apparent some porous region and also handling damage.

Lista de Tabelas

ARTIGO 1

Table 1 – Compositions and flexural strength of CAD/CAM materials used.

Table 2 – The descriptive statistics for Vickers hardness across the materials type.

Table 3 – The descriptive statistics for Brittleness Index ($\mu\text{m}^{-1/2}$) across the materials type.

ARTIGO 2

Table 1 – Material commercial name, manufacturer, composition and batch number.

Table 2 – Means (standard error) of fracture toughness ($\text{Mpa.m}^{1/2}$) related to CAD/CAM materials.

Table 3 – Means (standard error) of fracture toughness ($\text{Mpa.m}^{1/2}$) related to CAD/CAM materials and thermo cycling conditions.

ARTIGO 3

Table 1 – Details of materials included in research.

Table 2 – Mean and standard deviation of flexural strength (MPa) and flexural modulus (GPa) among the materials tested.

Table 3 – Flexural strength (MPa) and flexural modulus (GPa) of tested specimens submitted to different conditions and data from manufacturer's technical sheet.

APÊNDICE

Tabela A1 – Teste para normalidade Shapiro-Wilk – ARTIGO 1.

Tabela A2 – Teste Levene para homogeneidade de variâncias – ARTIGO 1.

Tabela A3 – Análise de variância – ARTIGO 1.

Tabela A4 – Teste *post-hoc* Games-Howell – ARTIGO 1.

Tabela A5 – Two-way ANOVA resistência à fratura – ARTIGO 2.

Tabela A6 – Tukey *post-hoc* teste ($p > 0,05$) comparação de pares – ARTIGO 2.

Tabela A7 – Two-way ANOVA resistência flexural – ARTIGO 3.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	21
2	PROPOSIÇÃO.....	36
3	PUBLICAÇÕES.....	37
3.1	Publicação 1.....	37
3.2	Publicação 2.....	55
3.3	Publicação 3.....	75
4	CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	93
	REFERÊNCIAS.....	96
	APÊNDICE.....	102

1 INTRODUÇÃO

A busca pela excelência nas reabilitações protéticas é crescente e muitos são os parâmetros a serem estudados nesse desafio. Podemos citar entre os fatores que mais podem influenciar um bom resultado reabilitador, as propriedades físicas e mecânicas dos materiais, a adaptação marginal das restaurações e sua linha de cimentação (Cho et al.,¹¹ 2011; Conrad et al.,¹³ 2007; Kramer, Frankenberger,²⁶ 2005; Pallesen, van Dijken,³⁴ 2000). Durante muito tempo o ouro foi o material eleito em restaurações indiretas devido às suas características de adaptação aos preparos, contato proximal, polimento e manuseio laboratorial (Stappert et al.,⁵⁰ 2008; Wagner et al.,⁵⁵ 2003). Por razões estéticas, as restaurações metálicas, de um modo geral, têm sido amplamente substituídas pelos sistemas cerâmicos livres de metal (Blatz,⁶ 2002; Giannetopoulus et al.,²⁰ 2010; Manhart et al.,³² 2004; Pallense, van Dijken,³⁴ 2000; Wagner et al.,⁵⁵ 2003). De acordo com evidências na literatura, pode-se dizer que os resultados clínicos de restaurações cerâmicas, após 10 anos em função, são muito similares ao ouro e não seria possível afirmar qual é a melhor restauração (Wagner et al.,⁵⁵ 2003).

Apesar dos trabalhos protéticos metalo-cerâmicos ainda serem os mais utilizados para reabilitações unitárias ou múltiplas em região posterior, as coroas de infraestrutura metálica possuem suas desvantagens inerentes ao material, como por exemplo: a) oxidação metálica, que pode levar ao manchamento da margem gengival; b) retração gengival devido aos íons metálicos; c) exposição do metal na região cervical; d) falta de opalescência nas coroas devido à transmissão de luz desfavorável; entre outras (Bernardes et al.,⁴ 2012; Giannetopoulus et al.,²⁰ 2010; Lorenzoni et al.,²⁹ 2010). Essas desvantagens começaram a ser questionadas de maneira mais abrangente devido ao aumento da exigência estética, além da busca de um material restaurador com melhores propriedades mecânicas, físicas e biológicas, o que impulsionou o desenvolvimento das restaurações em cerâmica pura (El-Mowafy, Brochu,¹⁷ 2002).

Embora as coroas unitárias posteriores confeccionadas em cerâmica pura mostrem um tempo de sobrevida significativamente menor do que as metalo-cerâmicas (Pjetursson et al.,³⁵ 2007), investigações clínicas realizadas por alguns autores (Davidowitz, Kotick,¹⁵ 2011; Lorenzoni et al.,²⁹ 2010; Pallense, van Dijken,³⁴ 2000; Pjetursson et al.,³⁵ 2007; Rosenblum, Schulman,⁴¹ 1997) mostram que as coroas de cerâmicas puras têm excelentes propriedades estéticas, ótima estabilidade de cor e estão constantemente melhorando sua resistência frente aos esforços exigidos durante a mastigação. Embasados por artigos científicos (Blatz,⁶ 2002; Manhart et al.,³² 2004) podemos dizer que existe uma tendência crescente em substituir restaurações com bases metálicas por cerâmicas puras e ainda afirmar que coroas unitárias feitas por diferentes cerâmicas (disilicato de lítio, leucita, alumina) têm sido utilizadas por mais de 30 anos com excelente durabilidade e estão se tornando referências em grandes reabilitações (Blatz,⁶ 2002; Manhart et al.,³² 2004).

Quanto as cerâmicas porém, ainda é necessário mais estudos e aprofundamento de pesquisas para melhor avaliar as propriedades mecânicas que são essenciais para o entendimento de suas aplicações. A caracterização micro estrutural e a determinação destas propriedades são os primeiros passos para entender de uma maneira geral o comportamento dos materiais utilizados em Odontologia Restauradora, como por exemplo a utilização da microscopia eletrônica de varredura (MEV), que é uma ferramenta utilizada para demonstrar características importantes em diversas situações da topografia dos materiais, além de propiciar a visualização de parâmetros micro estruturais, a saber; tamanho e forma das partículas cerâmicas (Borba et al.,⁹ 2011; Della Bona et al.,¹⁶ 2014; Rodrigues et al.,⁴⁰ 2008; Sinmazisik, Ovecoglu,⁴⁶ 2006). A associação do MEV com espectroscopia de energia dispersiva, permite a melhora da qualidade na quantidade de informação química das diferentes fases do material. Algumas importantes características relacionadas ao comportamento desses materiais quando em função são essenciais na pesquisa, densidade,

modulo de Young, Poisson ratio são alguns exemplos, que em conjunto com análise de elemento finito criam um vasto campo de estudo (Corazza et al.,¹⁴ 2013; Geng et al.,¹⁹ 2001).

O domínio das técnicas de aglutinação e sinterização em forno específico, sendo cada camada estratificada de acordo com a necessidade estética, permitiu obter nas reabilitações um perfeito mimetismo com as propriedades ópticas dos tecidos remanescentes, que além de serem atrativas, têm biocompatibilidade com os tecidos bucais (Bernardes et al.,⁴ 2012). No entanto, o complexo processo de fabricação das cerâmicas laboratoriais ainda é feito prioritariamente com a utilização de técnicas seculares que não evoluíram nos últimos tempos. Essas técnicas envolvem materiais com diferentes propriedades e características (Bernardes et al.,⁴ 2012), cuja manipulação consome muito tempo do ceramista pelo fato de ter muitos passos e variáveis, exigindo habilidade específica do mesmo ao coordenar simultaneamente olhos e mãos (Christensen et al.,¹² 2006). Além desses aspectos podemos mencionar também fatores que favorecem a dificuldade em determinar a longevidade das próteses, como: formato e espessura do material de infraestrutura, a aplicação da cerâmica, métodos laboratoriais de fabricação e módulo de elasticidade das próprias cerâmicas (Goodacre et al.,²¹ 2003; Heintze et al.,²⁹ 2008).

Sabemos que para o sucesso da reabilitação é importante a precisão de adaptação das coroas ao substrato dentário. A tecnologia CAD/CAM (computer aided design/computer aided manufacturing) tem como grande vantagem a confecção computadorizada de restaurações minimizando as pequenas distorções causadas pelos métodos convencionais, além de eliminar várias etapas laboratoriais que podem ser fatores complicadores em sua confecção (Goodacre et al.,²¹ 2003; Heintze et al.,²⁹ 2008). Assim sendo, o constante desenvolvimento das restaurações livres de metal e a tecnologia uniram as cerâmicas e o

CAD/CAM há anos, e a evolução destes materiais cerâmicos, assim como do sistema digital têm sido crescente (Pallense, van Dijken,³⁴ 2000).

Podemos afirmar que a tecnologia CAD/CAM foi desenvolvida para resolver três grandes desafios: 1) Proporcionar à restauração resistência adequada às forças mastigatórias as quais é submetida, quando comparada com as restaurações de cerâmicas convencionais; 2) Criar restaurações com uma aparência mais natural; e 3) Fazer com que as reabilitações se tornem mais fáceis, rápidas e precisas. Em alguns casos, a tecnologia proporciona a finalização de reabilitações no mesmo dia em que se inicia o trabalho (Batalha-Silva et al.,² 2013; Davidowitz, Kotick,¹⁵ 2011; Pallesen, van Dijken,³⁴ 2000).

A tecnologia CAD/CAM promove inúmeras possibilidades de interação entre profissional clínico e laboratório de prótese, facilitando o trabalho do dentista e do protético. O dentista pode moldar as coroas de maneira convencional utilizando as siliconas para impressão, ou então utilizar uma câmera intra-oral no ato de fazer a impressão digital e enviar ao laboratório, ou mesmo confeccionar o trabalho ele mesmo se possuir uma fresadora de consultório. Da mesma maneira, o protético pode dar sequência à confecção das coroas quando recebe a impressão convencional, confeccionando o modelo de gesso e escaneando o modelo para obtenção da imagem digital com um escâner de laboratório, ou quando recebe do dentista a imagem de escaneamento digital, seguindo através do computador e fazendo todo o trabalho de *design* através do *software* a partir das imagens recebidas (Boccaccini,⁸ 1996).

A utilização de CAD/CAM permite a confecção de preparos cavitários mais conservadores, o que torna a restauração mais resistente (Giannetopoulus et al.,²⁰ 2010; Magne, Knezevic,³¹ 2009; Saridag et al.,⁴³ 2013). Do mesmo modo, materiais como resinas compostas de laboratório podem ser mais facilmente confeccionados em máquinas CAD/CAM, com propriedades mais desejáveis devido às condições ideais às quais são

realizados (Magne, Knezevic,³¹ 2009; Saridag et al.,⁴³ 2013), pela simples confecção digital da restauração final. No entanto estudos mostram comportamentos inesperados como uma resistência maior à fadiga dessas resinas quando comparadas às cerâmicas, muito provavelmente devido ao módulo de elasticidade ser similar ao da dentina, o que nos possibilita, além de mais opções restauradoras, uma mudança na escolha de qual material utilizar em determinadas situações (Kelly,²⁴ 1999; Magne, Knezevic,³⁰ 2009; Magne et al.,³¹ 2010).

Muitas pesquisas tem estudado a performance clinica de coroas feitas por materiais resinosos (Behr et al.,³ 2003; Rammelsberg et al.,³⁹ 2005; Vannorbeek et al.,⁵⁴ 2010). Alguns desses estudos mostram que coroas de compósitos, utilizando a técnica de incremento, tem um performance aceitável com uma média de 96% após 3 anos conforme relata Rammelsberg et al.³⁹ (2005). Outro estudo realizado por Vannorbeek et al.⁵⁴ (2010), reporta após 3 anos uma média de 87.9% de coroas feitas por materiais resinosos ainda em função, essas coroas foram realizadas através da tecnologia CAD/CAM. Os estudos mostram como razão principal de falha a fratura, e sugerem que a resistência das coroas de materiais resinosos é um dos principais fatores para obter um resultado clinico adequado.

Mesmo assim é importante checar a literatura perante as principais propriedades mecânicas. A resistência à fratura é considerada uma das propriedades principais no comportamento clinico das cerâmicas dentais (Harada et al.,²² 2015). A resistência à fratura caracteriza a capacidade do material à resistir a propagação de trincas, e consequentemente à falha prematura, com especial relevância à fratura de materiais frágeis (Scherrer et al.,⁴⁴ 1998; Yilmaz et al.,⁵⁶ 2007). Para materiais cerâmicos, o método recomendado para determinar a resistência à fratura é o teste através da pré-trinca realizada no corpo de prova. O corpo de prova deve ser confeccionado no formato de uma barra, que mostra-se pela literatura de fácil confecção, repetição e precisão.

Assim diante do crescente aumento de técnicas e materiais protéticos é possível visualizar uma lacuna nas possíveis interações entre propriedades mecânicas, e a usinabilidade dos materiais, que pode ser calculada de maneira quantitativa através de seu índice de fragilidade, e as suas qualidades de adaptação marginal, após testes mecânicos, como: ciclagem termomecânica e resistência à compressão. Heintze et al.²³ em 2008 concluíram que para avaliar coroas cerâmicas em metal free é indispensável a utilização da carga dinâmica para conclusões válidas de performance clínica. Do mesmo modo, Saridag et al.⁴³ em 2013 também avaliaram a resistência à fratura de restaurações cerâmicas puras, em dois tipos de preparos diferentes (inlay e onlay), além do controle. Eles concluem (Saridag et al.,⁴³ 2013) que para o IPS e.max Press, a resistência à fratura é menor nos preparos onlay; já no grupo cerâmica de zircônia (ICE Zirkon) o tipo de preparo não influenciou a resistência.

Seguindo a mesma linha de pensamento podemos citar outros trabalhos (Heintze et al.,²³ 2008; Magne e Knezevic,³⁰ 2009; Magne et al.,³¹ 2010; Stappert et al.,⁵⁰ 2008) em que é investigado a influência da fadiga após movimentos mastigatórios utilizando também a ciclagem térmica para o envelhecimento da amostra. As discrepâncias na integridade marginal visualizadas pelos autores em réplicas de resina epóxica mostram que essas desadaptações marginais no sentido vestibulo-lingual foram significativamente mais altas do que as mesio-distais em todos os estágios. Entre os materiais por eles utilizados as restaurações de ouro evidenciaram superioridade marginal seguida pelo cerômero. As restaurações de cerâmica tinham margens aceitáveis, porém a fabricação por CAD/CAM comprometeu levemente a integridade marginal, segundo os autores.

Uma avaliação clínica realizada por Calamia et al.¹⁰ (1989) onde foram avaliados 115 facetas laminadas de porcelana condicionadas e cimentadas por um único pesquisador clínico, trabalho este desenvolvido na Universidade de Nova Iorque entre os anos de 1982 e 1985. As restaurações foram divididas em dois grupos, onde o primeiro grupo consistia de 43

restaurações cimentadas sem qualquer tipo de preparo dental, e o segundo grupo foram instaladas 72 restaurações após o preparo de um chanfro. Os critérios avaliados foram, a descoloração marginal na margem cavo-superficial, integridade marginal e presença de lesões cariosas. O exame clínico revelou também o número de falhas de cimentação e fraturas da porcelana. Uma avaliação periodontal mostrou mínimas respostas negativas ao tratamento e o baixo índice de falhas no estudo, associado a nenhuma incidência de cárie indicaram que as restaurações tiveram um resultado satisfatório.

Segundo Qualtrough et al.³⁷ (1991), não há consenso a respeito da margem de preparo para restaurações inlay. O estudo realizado por esses autores comparou preparos realizados com acabamento variando entre margens com bisel e sem bisel. Vinte e quatro preparos classe II MOD foram definidas como preparo padrão em pré-molares extraídos. Doze foram realizados utilizando o acabamento com bisel e 12 sem bisel. Restaurações em porcelana foram fabricadas e instaladas com material resinoso de polimerização dual. As restaurações finalizadas foram estocadas em água, termocicladas, e analisadas utilizando-se um microscópio eletrônico de varredura (MEV). A qualidade da interface esmalte/material resinoso foi confirmada sendo consideravelmente melhor que a interface porcelana/material resinoso. A adaptação do material resinoso ao esmalte foi de igual qualidade para ambos, preparos biselados e não biselados.

Na pesquisa realizada por Mörmann e Krejci,³³ (1992), oito mesio-ocluso-disto *inlays* adesivas, foram fabricadas a partir de blocos cerâmicos utilizando o sistema “*computer-aided design/computer-machining method*” e foram reavaliadas após 5 anos em função. As restaurações foram avaliadas de acordo com o critério do Serviço Público de Saúde dos Estados Unidos. Os resultados indicaram excelente performance clínica, com oito classificações Alfa para desgaste, caries recorrentes, e estabilidade de cor; e cinco Alfa e três Bravos para descoloração marginal e integridade marginal. Após a leitura no microscópio

eletrônico de varredura, 81% das interfaces dente-cimento e 84,1% das interfaces cimento-inlay foram classificadas com interface sem defeitos na margem oclusal. Axialmente, 73,6% das interfaces dente-cimento, e 87% das interfaces cimento-inlay também foram classificadas sem defeitos. Apesar disso a investigação no longo prazo revelou boa performance clínica, com melhoras na infraestrutura cerâmica e suas propriedades, além do mais o design da margem cavo-superficial, e o material resinoso de cimentação foram recentemente introduzidos para otimizar a qualidade.

Diferentes métodos para determinar a resistência à fratura de cerâmicas no modo I tem sido descritas na literatura. A precisão e reprodutibilidade entre examinadores depende do teste realizado, e dos parâmetros utilizados nas condições dos corpos de prova. Scherrer et al.⁴⁴ (1998), propuseram o estudo de comparar a resistência à fratura por métodos diferentes de indentação, assim como um novo método estabelecido por fratura mecânica. Aplicaram os seguintes métodos; (1) fratura por indentação (IF), (2) força de indentação (IS) e (3) teste do corpo de prova em forma de barra com pré-trinca. Os materiais testados foram cerâmicas com baixo ponto de fusão (Duceram LFC) e cerâmica feldspática (IPS classic). Para ambos os materiais, o coeficiente de resistência à fratura teve uma variação entre 10% e 14% para IF e 7% e 10% para IS. A força de indentação demonstrou uma dependência da força aplicada para a porcelana IPS, qual não foi vista para o método de fratura por indentação. O teste mecânico mostrou resultados consistentes com coeficientes de variação entre 1% e 3%. A resistência à fratura para a porcelana IPS estava em acordo com o teste IS realizado. Apesar disso, foram observadas trincas na pré-fratura realizada de todos os corpos de prova do Duceram mostrando talvez valores subestimados. Como conclusão os autores relatam que os testes realizados obtiveram sucesso e são reprodutíveis, além de mostrarem semelhança maior de 90%. Porém não se comportam exatamente iguais e deve ser levado em

consideração um entendimento das características cerâmicas assim como as limitações para definir o a técnica mais adequada.

Com a melhora nas propriedades mecânicas dos materiais livres de metal, há algum tempo pesquisas investigam a utilização desses materiais na região posterior. Conforme relata Rammelsberg et al.³⁸ (2000), a resistência à fratura de materiais livres de metal não deve ser considerado um fator limitante para a utilização em coroas posteriores. Como objetivo no trabalho fizeram a avaliação axial das paredes do preparo, desgaste oclusal realizado e técnica de cimentação na resistência de coroas realizadas em *Artglass*. Utilizaram setenta e dois terceiros molares extraídos, que receberam preparos padronizados. A parede axial foi realizada de duas maneiras; com desgaste de 1mm formando um ombro e com desgaste de 0,5mm formando um chanfro, e o desgaste oclusal igualmente em duas medidas 0,5mm e 1,3mm. As coroas de *Artglass* realizadas foram cimentadas com três cimentos diferentes: fosfato de zinco, ionômero de vidro e um cimento resinoso combinado com adesivo dental. Após a termociclagem de 10.000 ciclos entre 5°C e 55°C, as coroas artificiais foram verticalmente levadas até a fratura. Nos resultados a mínima resistência a fratura encontrada foi com a força de 500N, porém 9 de 24 coroas cimentadas com fosfato de zinco, soltaram após a termociclagem. A cimentação adesiva resultou em significativa melhora na resistência à fratura comparada com o ionômero de vidro e cimento de fosfato de zinco. Aumento da espessura oclusal, resultou em melhor estabilidade, e o desgaste da parede axial não resultou em melhoras. Concluíram que o desgaste axial de 0,5mm associado com uma redução oclusal adequada e cimentação adesiva garante excelente estabilidade posterior para coroas livres de metal.

Tanoue et al.⁵² (2006) conduziu um trabalho avaliando a influência da força centrífuga no carregamento de partículas em compósitos utilizando a polimerização com luz combinada com a centrifugação. Para acessar a distribuição das partículas resultantes da

centrifugação dos corpos de prova, duas resinas de baixa viscosidade (Palfique Estelite LV e Revolution Formula 2) foram selecionadas e colocadas em tubos de teste, centrifugadas e consequentemente polimerizadas. Após cada corpo de prova ser cortado em quatro discos de 2mm de espessura, as partículas inorgânicas e a dureza Knoop foram determinadas. Os resultados encontrados sugeriram que o carregamento de partículas em compósito, pode ser melhorado através da aplicação da força centrífuga, se o monômero e as partículas forem proporcionalmente corretas.

A caracterização da microestrutura e determinação de algumas propriedades mecânicas foi proposta e investigada por Della Bona et al.¹⁶ (2014), como forma de conhecer melhor e entender as características de materiais para CAD/CAM conhecidos como cerâmicas infiltradas por polímeros. Corpos de prova foram fabricados com o objetivo de analisa-los quantitativamente e qualitativamente quanto a sua microestrutura, além de determinar sua resistência à fratura, densidade, *Poisson ratio* e modulo de *Young*. A resistência à fratura foi determinada através de espécimenes confeccionados no formato de barras, com uma pré-trinca realizada, e sob o teste de carregamento foram fraturados. A densidade foi calculada utilizando o princípio de Arquimedes, e o *Poisson ratio* e o modulo de *Young* foram medidos através de ondas ultrassônicas combinados com um osciloscópio pulsado. Os resultados encontrados por esses autores mostram a microestrutura formado por cerâmica e uma base de polímero penetrada. As médias e desvio padrão das propriedades avaliadas foram: resistência à fratura $1,09 \pm 0,05 \text{ Mpa m}^{1/2}$; densidade $2,09 \pm 0,01 \text{ g/cm}^3$; *Poisson ratio* $0,23 \pm 0,002$; e modulo de *Young* $37,95 \pm 0,34 \text{ GPa}$. Concluíram que as cerâmicas infiltrados por polímeros tem propriedades mecânicas entre porcelanas e materiais a base de compósito, refletindo seus componentes microestruturais.

Com o objetivo de estudar se o processo de fabricação de coroas cerâmicas feitas pelo sistema CAD/CAM ou pelo processo manual de aplicação afetam a resistência à fratura,

Harada et al.²² (2015) selecionaram os seguintes materiais: Lava Ultimate, Estenia C&B, e o IPS e.max Press. A partir desses materiais quatro tipos diferentes de coroas foram preconizadas. Coroas CAD/CAM feitas com o Lava Ultimate; técnica manual de construção com camada única com Estenia C&B; técnica manual de construção com várias camadas com Estenia C&B; e coroas cerâmicas infiltradas com IPS e.max Press. Cada tipo de coroa foi cimentada em preparos e a fratura à resistência foi testada. As coroas Estenia multicamadas mostraram significativamente menor resistência à fratura quando comparadas com as coroas de Lava e IPS e.max Press, apesar disso não houve diferença na resistência a flexão e resistência à fratura quando os materiais foram comparados através de corpos de prova com formato de barras. Tomografia micro-computadorizada e análise fractográfica mostraram que a diminuição da resistência provavelmente resulta de falhas internas nas coroas realizadas através das multicamadas. Não houve diferença significativa na resistência à fratura entre Lava, Estenia C&B camada única, e IPS e.max Press. Ambos os tipos de coroa de material resinoso mostraram fraturas maiores que 2000N, o que é maior que a força de mordida na região posterior. As coroas CAD/CAM realizaram coroas, sem os defeitos internos, e poderiam ser aplicadas a região de molar com suficiente resistência à fratura.

Em uma pesquisa recente realizada por Kelvin Khng et al.²⁵ (2016), foi identificado que a precisão de coroas feitas pelo sistema CAD/CAM não foi completamente investigada e ainda existem dúvidas quanto a avaliação da integridade marginal. Com o propósito de um estudo *in vitro* eles estudaram a avaliação da parte interna, relacionada a integridade marginal de coroas fabricadas através do sistema CAD/CAM e as compararam com coroas convencionais fabricadas em polimetilmetacrilato (PMMA). Um pré-molar inferior esquerdo foi preparado com características para receber uma coroa de cerâmica e escaneado para a fabricação de 60 preparos em resina. Metade dos preparos foram escaneados para fabricação de 15 coroas Telio CAD-CEREC e 15 coroas Paradigm MZ 100-E4D-E4D. Trinta coroas

provisórias sendo 15 Caulk e 15 Jet foram confeccionadas nos preparos remanescentes. Todas as coroas foram cimentadas com Tempgrip sob uma força de 17.8N, termocicladas por 1000 ciclos, então colocadas em ácido fucsínico, e por último posicionadas em resina epóxica antes da secção. A discrepância marginal foi medida através de microscópio óptico, e através da porcentagem de penetração do ácido no contorno sob a coroa. Como resultados a média vertical de discrepância encontrada nas coroas convencionais foi maior que as fabricadas em CAD/CAM, enquanto nenhuma diferença foi encontrado no componente horizontal. Uma menor porém significativa discrepância marginal foi encontrada nas coroas fabricadas pelo sistema CAD/CAM quando comparadas com as coroas convencionais; diferença que não foi observada no componente horizontal. A porcentagem de penetração do ácido foi correlacionada com as discrepâncias verticais e horizontais na superfícies axiais das coroas.

Uma recente pesquisa conduzida por Song et al.⁴⁹ (2016) calculando a fragilidade e usinabilidade de cerâmicas estéticas e compostas por disilicato de lítio, evidenciou a importância não somente dos procedimentos de fabricação através do sistema CAD/CAM como a também o processo de finalização e ajuste. A usinabilidade neste estudo foi feita simulando a cavidade oral, utilizando uma peça de mão e pontas diamantadas. As forças geradas através da velocidade e energia necessária para corte foram calculadas por um mecanismo de alta velocidade com um sensor de força. As superfícies usinadas do disilicato de lítio foram visualizadas através de um perfilômetro óptico confocal e microscópio eletrônico de varredura. As superfícies e morfologia das pontas diamantadas utilizadas foram também avaliadas. Mínimo desgaste das ferramentas porém diversos processos de delaminação foram visualizados. As forças e energia de usinagem dependeram significativamente das condições de fresagem e foram significativamente maiores que outras cerâmicas vítreas. As velocidades de usinagem caíram drasticamente comparadas com outras

cerâmicas vítreas. Os índices de usinabilidade associados com dureza, módulo de Young e resistência à fratura colocam o disilicato de lítio no ranking das cerâmicas vítreas mais difíceis de serem usinadas.

É importante salientarmos, ainda, trabalhos de outros autores sobre possíveis fatores que poderiam influenciar a resistência e a adaptação dos materiais cerâmicos. Esses autores (Taira, Yamaki,⁵¹ 1994; Tsitrou et al.,⁵³ 2007) mediram a usinabilidade de formas diferentes, através de corte das cerâmicas e também através do cálculo do seu índice de fragilidade por meio da dureza Vickers. Segundo os autores (Tsitrou et al.,⁵³ 2007), o grau de desadaptação de uma restauração usinada pode ser estimado calculando o fator de desadaptação marginal (Marginal Chipping Factor). Os resultados mostraram que o cerômero Paradigm MZ100 (3M/ESPE) mostrou os menores valores de índice de fragilidade (BI) e fator de desadaptação marginal (CF), enquanto o IPS e.max CAD mostrou os maiores valores.

No estudo que realizamos, foram utilizados os seguintes materiais: LAVA Ultimate (3M ESPE); IPS e.max CAD (Ivoclar-Vivadent); IPS Empress CAD (Ivoclar-Vivadent); Vitablocs Mark II (Vita Zahnfabrik-Vident); Enamic (Vita Zahnfabrik-Vident). Ao analisar a ficha técnica do LAVA Ultimate, vemos que em sua composição ele possui 85% de partículas ultrafinas de cerâmicas sílica-zircônia, que reforça a matriz polimérica, a qual é formada por BisGMA e TEGDMA. Comparando com a composição química do IPS e.max CAD percebemos a grande diferença entre os materiais, pois este é constituído em sua maior parte de cerâmica vítrea de di-silicato de lítio (SiO_2); possui também óxido de lítio (Li_2O), óxido de potássio (K_2O), óxido de magnésio (MgO), óxido de alumínio (Al_2O_3), pentóxido de fósforo (P_2O_5), entre outros óxidos. Ainda pensando na relação entre os dois materiais e analisando suas características frente a esforços vemos que, o IPS e.max possui uma resistência à flexão de 360 MPa e um módulo de elasticidade de 95 GPa, enquanto o LAVA Ultimate tem em torno de 150 MPa de resistência à flexão e um módulo de elasticidade

próximo de 12 GPa. Assim, correlacionando o trabalho dos autores Tsitrou⁵³ et al. realizado em 2007 com a composição química dos materiais por eles observados, pode-se levantar uma hipótese de que os blocos para CAD/CAM de resina composta, assim classificados pelo fabricante, podem ter uma performance clínica superior às cerâmicas. Porém, seria necessário avaliá-los quanto a sua resistência e durabilidade diante das condições encontradas no meio bucal ou em situações que simulem estas condições.

Cerâmicas e materiais resinosos são as duas classes principais de materiais restauradores. Materiais resinosos são normalmente compostos por um polímero com matriz orgânica e reforçados com partículas inorgânicas (Ferracane,¹⁸ 1995). A quantidade de partículas pode estar diretamente relacionada com o módulo de elasticidade e a dureza desses materiais. O desenvolvimento de uma tecnologia de inclusão de partículas inorgânicas teve consideráveis avanços nas propriedades mecânicas dos materiais resinosos. Uma importante atenção deve ser dada no momento de seleção das partículas inorgânicas pois, está pode ter uma influência direta nas características ópticas, e segundo trabalhos publicados na literatura partículas de sílica compõe as exigências necessárias. Por outro lado, as alterações dimensionais resultantes da polimerização são determinadas pelos monômeros da matriz polimérica, e os mais comuns são Bis-GMA, UDMA, UTMA, e Bis-EMA (Ferracane,¹⁸ 1995). Ao analisarmos a performance clínica das restaurações diretas de resina composta comparadas com trabalhos cerâmicos indiretos ainda são consideradas inferiores no que tange a adaptação marginal, propriedades ópticas e forma anatômica.

É nessa lacuna que esta investigação se insere, considerando que analisamos o índice de fragilidade de materiais estéticos e sua relação com a resistência e adaptação.

Sabemos, ainda, que as cerâmicas vítreas possuem diversas composições e algumas delas são menos resistentes, podendo comportar-se com similaridade aos cerômeros, o que limita sua utilização em coroas e restaurações unitárias na região anterior. Porém, as

cerâmicas de zircônia são extremamente resistentes e podem ser utilizadas para reabilitações múltiplas de um modo geral (Lorenzoni et al.,²⁹ 2010). No entanto, o ideal seria desenvolver um material com a resistência de uma cerâmica e a resiliência de uma resina, mas para isso ainda são necessárias inúmeras pesquisas. No desenvolvimento dos compósitos e cerâmicas para reabilitação, a busca por resistência e resiliência é constante. Recentemente a Vita Zahnfabrik lançou um material buscando essas características, utilizando uma nova tecnologia e uma nova classificação de substrato. Conhecido como Enamic, uma cerâmica infiltrada por polímero, este material não é um compósito e tampouco é cerâmica pura segundo informações do fabricante; é uma mistura de ambos, o que aumenta ainda mais as possibilidades de eleição de materiais nas inúmeras situações de trabalho.

Temos um campo de pesquisa extremamente vasto e interessante quando consideramos o grande número de cerâmicas e compósitos existentes e suas diversas composições, proporcionando a esses materiais diferenças em sua dureza, resistência e durabilidade. Alguns parâmetros de resistência e adaptação já estão estabelecidos; porém, ainda não está claro na literatura qual material se comporta melhor frente aos esforços mastigatórios e principalmente se sua resistência ou técnica de confecção tem alguma relação com suas características de adaptação. Há perguntas ainda não respondidas como: será que adaptação marginal pode ser influenciada pela dureza do material ou pela técnica de confecção? E ainda sendo o material mais resistente, pode-se afirmar que as deformações e/ou fraturas de esforços não poderiam ser minimizadas por materiais que tenham um módulo de elasticidade mais alto?

4 CONSIDERAÇÕES FINAIS

A evolução tecnológica associada ao desenvolvimento dos materiais odontológicos através do aumento das pesquisas científicas, abriu um novo leque de discussão, além de novos horizontes a serem estudados. Conceitos básicos e fundamentados na literatura voltam a ser necessários ao clínico, bem como o pesquisador interessado em aprofundar-se no assunto.

O profissional que almeja trabalhar com a tecnologia CAD/CAM necessita de um conhecimento teórico e científico do comportamento atual das novas cerâmicas disponíveis no mercado para serem utilizadas no atual sistema. Princípios muitas vezes negligenciados ou até mesmo desconhecidos pelo clínico; como índice de fragilidade, também conhecido como tenacidade à fratura das cerâmicas dentais, englobam os conceitos atuais e anteriormente utilizados, necessários a este novo desafio.

Obviamente a tecnologia CAD/CAM trouxe muitos avanços, como: diminuir os custos de fabricação de coroas protéticas, otimizar o atendimento clínico, aumentar a precisão das peças, entre muitos outros. Porém, nossos resultados mostraram que a fragilidade das cerâmicas dentais está diretamente relacionada a sua dureza, evidenciando que quanto mais duro o material, inferior deve ser seu desempenho do ponto de vista da usinabilidade. Entretanto, a escolha do material a ser utilizado pelo clínico para a finalização de seu trabalho protético deve estar diretamente relacionado as limitações impostas pelos novos equipamentos. Por outro lado permite ao clínico escolher diretamente qual material utilizar exigindo o conhecimento relacionado as propriedades mecânicas dos materiais disponíveis.

A correlação de *Pearson* mostrou que o índice de fragilidade está diretamente relacionado com a dureza Vickers, quanto maior sua dureza mais frágil será o material. Quando nos referenciamos a tecnologia CAD/CAM, que necessita de uma fresadora para

confecção das coroas protéticas, é importante entendermos limitações tais como; espessura do material que será um fator de complicação durante a fresagem. Situações clínicas limitantes ou que exijam a necessidade de preparos conservadores podem impor desafios, que devem ser contornados pela escolha correta do material, ou ainda a utilização de outros meios para a realização do trabalho protético.

Entretanto os novos materiais disponíveis, devido a fabricação industrial das cerâmicas, sem necessidade que alterem seu estado para o processo de confecção das coroas protéticos novas possibilidades tornaram-se possíveis para a indústria. Os materiais apresentados nos nossos estudos conhecidos por resina nano cerâmica (Lava Ultimate) e cerâmica híbrida (Vita Enamic) mostraram possuir excelentes propriedades mecânicas, permitindo em muitas ocasiões substituírem as já conhecidas cerâmicas vítreas.

A despeito das propriedades individuais de cada material existem algumas particularidades que são importantes salientar. A cerâmica de disilicato de lítio fabricada pela Ivoclar – Vivadent apesar de possuir o mais alto valor do índice de fragilidade entre os materiais testados, consequentemente a pior performance nesse quesito em sua forma pré-sinterizada, mostrou-se o material com a maior resistência à fratura, módulo de elasticidade e resistência à flexão após o processo de cristalização, não alterando suas propriedades após ter sido submetida a um longo processo de termociclagem. A cerâmica feldspática conhecida por Vitablocs Mark II, a primeira a ser utilizada com a tecnologia CAD/CAM veio sofrendo modificações em sua composição ao longo dos anos. Assim como o IPS e.max CAD teve um índice de fragilidade similar e não apresentou alterações em suas propriedades mecânicas após o processo de termociclagem.

Os materiais desenvolvidos recentemente incluídos em nossa pesquisa (Lava Ultimate / Vita Enamic), como anteriormente salientado mostraram possuir excelentes propriedades mecânicas, com um índice de fragilidade de valor inferior a todos os outros no

caso do Lava Ultimate, sugerindo assim uma maior capacidade de usinabilidade por parte deste material. Entretanto, ambos materiais após o período de termociclagem apresentaram valores menores do que os iniciais de resistência à fratura, módulo de elasticidade e resistência à flexão, evidenciando que sofreram absorção de água quando em contato com meios úmidos. Os valores finais apresentaram similaridades a cerâmica feldspática que desde o início performou com valores inferiores.

Todos os materiais testados apresentaram resultados dentro do esperado e devem ser criticamente estudados em situações in vivo para que situações reais também possam servir de embasamento para as mais diversas condições clínicas. Além do mais, diante dos resultados encontrados na literatura, as cerâmicas vítreas, e materiais híbridos que apresentam formulações variadas possuem excelentes propriedades mecânicas, capacidade estética; e através do sistema CAD/CAM redução de custos e agilidade nas consultas clínicas, porém as mais diversas situações clínicas devem ser criticamente avaliadas pelo profissional em questão e comparadas com os sistemas tradicionais a fim de que as vantagens sejam realmente evidenciadas.

É importante reafirmar que não somente estudos clínicos, mas pesquisas laboratoriais envolvendo as cerâmicas disponíveis no sistema CAD/CAM fazem-se necessárias para avaliação de suas respectivas propriedades, fornecendo assim informações científicas aos clínicos para a obtenção dos melhores resultados.

REFERÊNCIAS*

1. Baik DS, No KS, Chun JS, Yoon YJ, Cho HY. A comparative evaluation method of machinability for mica-based glass ceramics, J Mater Science. 1995; 30(7): 1801-6.
2. Batalha-Silva S, Andrada MAC, Maia HP, Magne P. Fatigue resistance and crack propensity of large MOD composite resin restorations: direct versus CAD/CAM inlays. Dent Mater. 2013; 29(3): 324-31.
3. Behr M, Rosentritt M, Handel G. Fiber-reinforced composite crowns and FDPs: a clinical report. Int J Prosthodont. 2003; 16(3): 239-43.
4. Bernardes SR, Tiossi R, Sartori IAM, Thomé G. Tecnologia CAD/CAM aplicada a prótese dentária e sobre implantes: revisão crítica da literatura. Jornal ILAPEO. 2012; 6(1): 8-13.
5. Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, Edelhoff D. High-Strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zircônia copings – A new fabrication mode for all-ceramic restorations. Dent Mater. 2009; 25(1): 121-128.
6. Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. Quintessence Int. 2002; 33(6): 415–426.
7. Boccaccini A. Short communication: machinability and brittleness of glass-ceramics. J Mater Proces Tech. 1997; 65(1-3): 302-304.
8. Boccaccini A. Assessment of brittleness in glass-ceramics and particulate glass matrix composites by indentation data. J Mater Sci Let. 1996; 15(13): 1119-1121.
9. Borba M, de Araujo MD, de Lima E, Yoshimura HN, Cesar PF, Griggs JA et al. Flexural strength and failure modes of layered ceramic structures. Dent Mater. 2011; 27(12): 1281-8.
10. Calamia JR. Clinical evaluation of etched porcelain veneers. Am J Dent. 1989; 2(1): 9-15.

*De acordo com o Guia de Trabalhos Acadêmicos da FOAr, adaptado das Normas Vancouver. Disponível no site da Biblioteca: <http://www.foar.unesp.br/#biblioteca/manual>

11. Cho HY, Won HY, Choe HC, Son MK. Fracture characteristics of dental ceramic crown according to zirconia coping design. *Procedia Eng.* 2011; 10: 1561-6.
12. Christensen RP, Galàn AD, Mosher TA. Clinical status of eleven CAD/CAM materials after one to twelve years of service. In: Mörmann WH, State of the Art of CAD/CAM restorations – 20 years of CEREC. Berlin: Quintessence; 2006. p. 9-18.
13. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2007; 98(5): 389-404.
14. Corazza PH, Feitosa SA, Borges AL, Della Bona A. Influence of convergence angle tooth preparation on the fracture resistance of Y-TZP-based all-ceramic restorations. *Dent Mater.* 2013; 29(3): 339-47.
15. Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. *Dent Clin N Am.* 2011; 55(3): 559-70.
16. Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater.* 2014; 30(5): 564-9.
17. El-Mowafy O, Brochu JF. Longevity and clinical performance of IPS-Empress ceramic restorations—a literature review. *J Can Dent Assoc* 2002; 68(4): 233–7.
18. Ferracane JL. Current trends in dental composites. *Crit Rev Oral Biol Med.* 1995; 6(4): 302-18.
19. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2001; 85(6): 585-98.
20. Giannetopoulus S, van Noort R, Tsitrou E. Evaluation of the marginal integrity of ceramic copings with different marginal angles using two different CAD/CAM systems. *J Dent.* 2010; 38(12): 980-6.
21. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JYK. Clinical complications in fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 2003; 90(1): 31-41.

22. Harada A, Nakamura K, Kanno T, Inagaki R, Örtengren U, Niwano Y, et al. Fracture resistance of computer-aided design/computer-aided manufacturing-generated composite resin-based molar crowns. *Eur J Oral Sci.* 2015; 123(2): 122-9.
23. Heintze SD, Cavalleri A, Zellweger G, Büchler A, Zappini G. Fracture frequency of all-ceramic crowns during dynamic loading in a chewing simulator using different loading and luting protocols. *Dent Mater.* 2008; 24(10): 1352-61.
24. Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent.* 1999; 81(6): 652-61.
25. Kelvin Khng KY, Ettinger RL, Armstrong SR, Lindquist T, Gratton DG, Qian F. In vitro evaluation of the marginal integrity of CAD/CAM interim crowns. *J Prosthet Dent.* 2016 Jan 7. [Epub ahead of print].
26. Kramer N, Frankenberger R. Clinical performance of bonded leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after eight years. *Dent Mater.* 2005; 21(3): 262–71.
27. 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.
28. Lawn BR, Marshall DB. Hardness, toughness and brittleness – an indentation analysis. *J Am Ceramic Soc.* 1979; 62(7-8): 347-50.
29. Lorenzoni FC, Martins LM, Silva NRFA, Coelho PG, Guess PC, Bonfante EA, et al. Fatigue life and failure modes of crowns systems with a modified framework design. *J Dent.* 2010; 38(8): 626-34.
30. Magne P, Knezevic A. Influence of overlay restorative materials and load cusps on the fatigue resistance of endodontically treated molars. *Quintessence Int.* 2009; 40(9): 729-37.

31. Magne P, Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN. In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *J Prosthet Dent*. 2010; 104(3): 149-57.
32. Manhart J, Chen H, Hamm G, Hickel R. Buonocore Memorial Lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Oper Dent*. 2004; 29(5): 481–508.
33. Mörmann W, Krejci I. Computer-designed inlays after 5 years in situ: clinical performance and scanning electron microscopic evaluation. *Quintessence Int*. 1992; 23(2): 109-15.
34. Pallesen U, van Dijken JWV. An 8-year evaluation of sintered ceramic and glass ceramic inlays processed by the Cerec CAD/CAM system. *Eur J Oral Sci*. 2000; 108(3): 239–46.
35. Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hammerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal–ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I. Single crowns. *Clin Oral Implants Res* 2007; 18(Suppl. 3): 73–85.
36. Qin F, Zheng S, Luo Z, Li Y, Guo L, Zhao Y, Fu Q. Evaluation of machinability and flexural strength of a novel dental machinable glass-ceramic. *J Dent*. 2009; 37(10): 776-80.
37. Qualtrough AJ, Cramer A, Wilson NH, Roulet JF, Noack M. An in vitro evaluation of the marginal integrity of a porcelain inlay system. *Int J Prosthodont*. 1991; 4(6): 517-23.
38. Rammelsberg P, Eickemeyer G, Erdelt K, Pospiech P. Fracture resistance of posterior metal-free polymer crowns. *J Prosthet Dent*. 2000; 84(3): 303-8.

39. Rammelsberg P, Spiegl K, Eickemeyer G, Schmitter M. Clinical performance of metal-free polymer crowns after 3 years in service. *J Dent*. 2005; 33(6): 517-23.
40. Rodrigues Jr SA, Scherrer SS, Ferracane JL, Della Bona A. Microstructural characterization and fracture behavior of a microhybrid and a nanofill composite. *Dent Mater*. 2008; 24(9): 1281-8.
41. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc* 1997; 128(3): 297–307.
42. Ruschel VC, Maia HP, Lopes GC. Influence of external and internal surface roughness modifications on ceramic flexural strength. *J Prosthet Dent*. 2012; 112 (4): 903-8.
43. Saridag S, Sevimay M, Pekkan G. Fracture resistance of teeth restored with all-ceramic inlays and onlays: an in vitro study. *Oper Dent*. 2013; 38(4): 1-9.
44. Scherrer SS, Denry IL, Wiskott HW. Comparison of three fracture toughness testing techniques using a dental glass and a dental ceramic. *Dent Mater*. 1998; 14(4): 246-55.
45. Sehgal J, Ito S. A new low-brittleness glass in the soda-lime-silica glass Family. *JAm Ceram Soc*. 1998; 81(9): 2485–8.
46. Sinmazisik G, Ovecoglu ML. Physical properties and microstructural characterization of dental porcelains mixed with distilled water and modeling liquid. *Dent Mater*. 2006; 22(8): 735-45.
47. Slavcheva S, Krejci I, Bortolotto T. Luting of ceramic crowns with a self-adhesive cement: Effect of contamination on marginal adaptation and fracture strength, *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2013; 18(5): 799-803.

48. Soares CJ, Martins LRM, Fonseca RB, Correr-Sobrinho L, Fernandes Neto AJ. Influence of cavity preparation design on fracture resistance of posterior leucite-reinforced ceramic restorations J Prosthet Dent. 2006; 95(6): 421-9.
49. Song XF, Ren HT, Yin L. Machinability of lithium disilicate glass ceramic in *in vitro* dental diamond bur adjusting process. J Mech Behav Biomed Mater. 2016; 53: 78-92.
50. Stappert CFJ, Chitmongkolsuk S, Silva NRFA, Att W, Strub JR. Effect of mouth-motion fatigue and thermal cycling on the marginal accuracy of partial coverage restorations made of various dental materials. Dent. Mater. 2008; 24(9): 1248-57.
51. Taira M, Yamaki M. Ranking machinability of nine machinable ceramics by dental high-speed cutting tests. J Mater Sci Let. 1994; 13(7): 480-2.
52. Tanoue N, Mikami A, Yanagida H, Atsuta M, Nomoto R, Matsumura H. Influence of centrifugal force on filler loading of resin composites. Dent Mater J. 2006; 25(4): 650-4.
53. 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.
54. Vanoorbeek S, Vandamme K, Lijnen I, Naert I. Computer-aided designed/computer-assisted manufactured composite resin versus ceramic single-tooth restorations: a 3-year clinical study. Int J Prosthodont. 2010; 23(3): 223-30.
55. Wagner J, Hiller KA, Schmalz G. Long-term clinical performance and longevity of gold alloy vs ceramic partial crown. Clin Oral Invest. 2003; 7(2): 80-5.
56. Yilmaz H, Aydin C, Gul BE. Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. J Prosthet Dent. 2007; 98(2): 120-8.

APÊNDICE A

Tabela A1 – Teste para normalidade Shapiro-Wilk.

		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	ceramic	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
hardness	empress	.160	13	.200*	.909	13	.175
	emax	.159	13	.200*	.944	13	.517
	cerec	.150	13	.200*	.943	13	.503
	lava	.206	13	.136	.864	13	.043
brittle	empress	.172	13	.200*	.950	13	.598
	emax	.110	13	.200*	.965	13	.822
	cerec	.138	13	.200*	.944	13	.517
	lava	.227	13	.065	.897	13	.123

Fonte: Elaboração própria

Tabela A2 – Teste Levene para homogeneidade de variâncias.

Levene				
	Statistic	df1	df2	Sig.
hardness	4.623	3	48	.006
brittle	6.614	3	48	.001

Fonte: Elaboração própria

Tabela A3 – Análise de variância.

		Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
hardness	Between Groups	2810019.103	3	936673.034	3175.371	.000
	Within Groups	14159.070	48	294.981		
	Total	2824178.173	51			
brittle	Between Groups	20.385	3	6.795	492.903	.000
	Within Groups	.662	48	.014		
	Total	21.047	51			

Fonte: Elaboração própria

Tabela A4 – Teste *post-hoc* Games-Howell.

Dependent Variable	(I)	(J)	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	99,9% Confidence Interval	
						Lower Bound	Upper Bound
hardness Games-Howell	ceramic	emax	-111.88308*	7.39443	.000	-132.3625	-91.4037
		cerec	-23.45923*	8.15865	.039	-45.9660	-.9524
		lava	483.01846*	6.08250	.000	465.3858	500.6511
	emax	empres	111.88308*	7.39443	.000	91.4037	132.3625
		cerec	88.42385*	7.33256	.000	68.1245	108.7232
		lava	594.90154*	4.91933	.000	580.7922	609.0108
	cerec	empres	23.45923*	8.15865	.039	.9524	45.9660
		emax	-88.42385*	7.33256	.000	-108.7232	-68.1245
		lava	506.47769*	6.00714	.000	489.0729	523.8825
	lava	empres	-483.01846*	6.08250	.000	-500.6511	-465.3858
		emax	-594.90154*	4.91933	.000	-609.0108	-580.7922
		cerec	-506.47769*	6.00714	.000	-523.8825	-489.0729
brittle Games-Howell	ceramic	emax	-.75154*	.05709	.000	-.9107	-.5924
		cerec	-.53385*	.04344	.000	-.6537	-.4140
		lava	.87231*	.03333	.000	.7758	.9688
	emax	empres	.75154*	.05709	.000	.5924	.9107
		cerec	.21769*	.05596	.005	.0612	.3742
		lava	1.62385*	.04852	.000	1.4816	1.7661
	cerec	empres	.53385*	.04344	.000	.4140	.6537
		emax	-.21769*	.05596	.005	-.3742	-.0612
		lava	1.40615*	.03135	.000	1.3156	1.4967
	lava	empres	-.87231*	.03333	.000	-.9688	-.7758
		emax	-1.62385*	.04852	.000	-1.7661	-1.4816
		cerec	-1.40615*	.03135	.000	-1.4967	-1.3156

Fonte: Elaboração própria

Tabela A5 – Two-way ANOVA resistência à fratura.

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.	Partial Eta Squared
Corrected Model	2.175 ^a	15	.145	40.551	.000	.826
Intercept	37.767	1	37.767	10560.384	.000	.988
ceramic	1.925	3	.642	179.423	.000	.808
condition	.048	3	.016	4.479	.005	.095
ceramic * condition	.202	9	.022	6.285	.000	.306
Error	.458	128	.004			
Total	40.400	144				
Corrected Total	2.633	143				

Fonte: Elaboração própria

Tabela A6 – Tukey *post-hoc* teste ($p > 0,05$) comparação de pares (continua).

						95% Confidence Interval for Difference ^b	
	(I)	(J) condition	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig. ^b	Lower Bound	Upper Bound
ceramic vita	dry sample	water storage	-.027	.028	.334	-.083	.028
		thermo60	-.031	.028	.267	-.087	.024
		thermo120	-.084*	.028	.004	-.140	-.028
	water storage	dry sample	.027	.028	.334	-.028	.083
		thermo60	-.004	.028	.884	-.060	.052
		thermo120	-.057*	.028	.047	-.112	-.001
	thermo60	dry sample	.031	.028	.267	-.024	.087
		water storage	.004	.028	.884	-.052	.060
		thermo120	-.052	.028	.065	-.108	.003
	thermo120	dry sample	.084*	.028	.004	.028	.140
		water storage	.057*	.028	.047	.001	.112
		thermo60	.052	.028	.065	-.003	.108
emax	dry sample	water storage	-.104*	.028	.000	-.160	-.049
		thermo60	-.081*	.028	.005	-.137	-.025
		thermo120	-.125*	.028	.000	-.181	-.070
	water storage	dry sample	.104*	.028	.000	.049	.160
		thermo60	.023	.028	.410	-.033	.079
		thermo120	-.021	.028	.458	-.077	.035
	thermo60	dry sample	.081*	.028	.005	.025	.137
		water storage	-.023	.028	.410	-.079	.033
		thermo120	-.044	.028	.119	-.100	.012
	thermo120	dry sample	.125*	.028	.000	.070	.181

Tabela A6 – Tukey *post-hoc* teste ($p>0,05$) comparação de pares (conclusão).

lava		water storage	.021	.028	.458	-.035	.077
		thermo60	.044	.028	.119	-.012	.100
	dry sample	water storage	-.013	.028	.642	-.069	.043
		thermo60	.090*	.028	.002	.034	.146
		thermo120	.099*	.028	.001	.043	.155
	water storage	dry sample	.013	.028	.642	-.043	.069
		thermo60	.103*	.028	.000	.048	.159
		thermo120	.112*	.028	.000	.056	.168
	thermo60	dry sample	-.090*	.028	.002	-.146	-.034
		water storage	-.103*	.028	.000	-.159	-.048
		thermo120	.009	.028	.763	-.047	.064
	thermo120	dry sample	-.099*	.028	.001	-.155	-.043
		water storage	-.112*	.028	.000	-.168	-.056
		thermo60	-.009	.028	.763	-.064	.047
	enamic	dry sample	water storage	-.033	.028	.243	-.089
thermo60			.024	.028	.399	-.032	.080
thermo120			.062*	.028	.031	.006	.117
water storage		dry sample	.033	.028	.243	-.023	.089
		thermo60	.057*	.028	.046	.001	.113
		thermo120	.095*	.028	.001	.039	.150
thermo60		dry sample	-.024	.028	.399	-.080	.032
		water storage	-.057*	.028	.046	-.113	-.001
		thermo120	.038	.028	.182	-.018	.094
thermo120		dry sample	-.062*	.028	.031	-.117	-.006
		water storage	-.095*	.028	.001	-.150	-.039
		thermo60	-.038	.028	.182	-.094	.018

Fonte: Elaboração própria

Tabela A7 – Two-way ANOVA resistência flexural.

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Corrected Model	1888873.374 ^a	15	125924.892	99.076	.000
Intercept	6116648.166	1	6116648.166	4812.483	.000
ceramic	1751423.507	3	583807.836	459.331	.000
condition	17522.381	3	5840.794	4.595	.004
ceramic * condition	119927.486	9	13325.276	10.484	.000
Error	162687.519	128	1270.996		
Total	8168209.059	144			
Corrected Total	2051560.892	143			

Fonte: Elaboração própria

Não autorizo a reprodução deste trabalho até o dia 21 de outubro de 2018.
(Direitos de publicação reservados ao autor)
Araraquara, 21 de outubro de 2016
Thiago Soares Porto