

Alana de Castro Pereira

**MÓDULO ELÁSTICO E RESISTÊNCIA FLEXURAL DO PEEK  
E LAVA ULTIMATE EM COMPARAÇÃO A CERÂMICA Y-TPZ  
PARA PINOS INTRARRADICULARES**

Dissertação submetida ao Programa de Pós-graduação em Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina para a obtenção do Grau de Mestre em Odontologia, área de concentração Dentística Restauradora

Orientador: Prof. Dr. Hamilton Pires Maia

Coorientador: Prof. Dr. Guilherme Carpena Lopes

Florianópolis  
2016

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor  
através do Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária  
da UFSC.

Pereira, Alana de Castro  
MÓDULO ELÁSTICO E RESISTÊNCIA FLEXURAL DO PEEK E LAVA  
ULTIMATE EM COMPARAÇÃO A ZIRCÔNIA Y-TPZ PARA PINOS  
INTRARRADICULARES / Alana de Castro Pereira ; orientador,  
Hamilton Pires Maia ; coorientador, Guilherme Carpena  
Lopes. - Florianópolis, SC, 2016.  
p.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Santa  
Catarina, Centro de Ciências da Saúde. Programa de Pós  
Graduação em Odontologia.

Inclui referências

1. Odontologia. 2. Lava Ultimate. 3. PEEK. 4.  
Propriedades mecânicas. 5. Pinos intrarradiculares. I.  
Maia, Hamilton Pires . II. Lopes, Guilherme Carpena . III.  
Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de Pós  
Graduação em Odontologia. IV. Título.

Alana de Castro Pereira

**MÓDULO ELÁSTICO E RESISTÊNCIA FLEXURAL DO PEEK  
E LAVA ULTIMATE EM COMPARAÇÃO A CERÂMICA Y-TPZ  
PARA PINOS INTRARRADICULARES**

Esta Dissertação foi julgada adequada para obtenção do Título de Mestre em Odontologia, área de concentração Dentística e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-graduação em Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina.

Florianópolis, 29 de fevereiro de 2016.

---

Prof. <sup>a</sup> Dr. <sup>a</sup> Izabel Cristina Santos Almeida  
Coordenadora do Curso

**Banca Examinadora:**

---

Prof. Dr. Hamilton Pires Maia  
Orientador

---

Prof. Dr. Luiz Narciso Baratieri  
Membro – Universidade Federal de Santa Catarina

---

Prof. <sup>a</sup> Dr. <sup>a</sup> Beatriz Álvares Cabral de Barros  
Membro – Universidade Federal de Santa Catarina

---

Prof. Dr. Fábio Luiz Andretti  
Membro Externo



*Este trabalho é dedicado ao meu avô*  
***Átila** (in memoriam) e à minha avó*  
***Zenaíde**, que nunca mediram*  
*esforços para me fazerem feliz!*



*Agradecimientos*





## *A Deus*

É engraçado como tudo na minha vida acontece no tempo que devem acontecer. Por muitas vezes ficava ansiosa por conquistar coisas naquele momento que eu achava ideal e me sentia frustrada quando não aconteciam. Passava-se algum tempo as oportunidades surgiam melhores do que eu planejava e imaginava. À *Deus* eu agradeço por guiar a minha vida, meus caminhos conforme a vontade d'Ele.



# *Agradecimentos à Família e Amigos*

## *Vó Zenaide*

Desde pequena ouço minha avó Zenaide me dizer: “minha filha estude muito e vença na vida! ”. Tenho muita sorte de ter essa joia preciosa e exemplo de ser humano. **Vó**, obrigada por seu amor, zelo, carinho e preocupação. Obrigada por fazer parte da minha educação. Obrigada por tanto esforço para me fazer feliz! Te amo muito!!

## *Ingrah e Alan*

Eu e minha irmã formamos uma dupla incrível! Daria para escrevermos um livro com tantas histórias pelas quais vivemos. **Ingrah**, vindo para o mestrado foi a primeira vez que nos separamos e a saudade foi silenciosa, mas apertada. A vida é assim mesmo, temos que seguir nossos caminhos, porém com a certeza de que nenhuma distância ou falta de tempo atrapalhará os laços de irmãs que nós temos! Te amo demais e tenho muito orgulho de você!! Ao meu cunhado **Alan**, agradeço por fazê-la feliz!

## *Gabriel e Natália*

Aos meus irmãos caçulas **Gabriel** e **Natália** que vibram por mim! Amo muito vocês!

## *Pai*

Ao meu pai, amigo e conselheiro, **Abílio**, obrigada pela motivação e por se orgulhar das minhas decisões. Acho que eu, dos quatro filhos, fui mais quem puxou a você! Admiro sua ambição e garra para o trabalho e me espelho nisso para conquistar os meus objetivos!! Sempre me lembro das suas palavras dizendo: “Se você quer, 50% já é seu. Só falta correr atrás dos outros 50%! ”

## *Tia Soya e Família*

Tia **Soya**, a quem tenho um amor imenso, agradeço não só pelos carinhos e conselhos de tia/mãe, mas por me inspirar como mulher, filha, mãe e profissional. Obrigada por me mostrar o quanto a odontologia é linda, por ter me incluído nos seus projetos profissionais mesmo eu tão imatura, por apostar em mim e me incentivar nas minhas decisões e, principalmente, por torcer sempre pela minha felicidade. Ao meu tio **Edilberto** pelas conversas serenas e sensatas.

À minha prima **Láís**, pela amizade, pelas risadas de sempre, pela cumplicidade! Ao meu primo **Tiago** pelo carinho e resenhas!

## *Tia Liane e Família*

À tia **Liane** e ao tio **Alberto** por serem tão alegres e motivadores e por proporcionarem com alegria tantos momentos divertidos em família.

Aos meus priminhos **Vinícius** e **Beatriz**, meus amores!

## *Kika*

À minha prima **Ana Cristina** pelos abraços e conversas sinceras!

## *Ao meu amor*

Ao **Camilo** por ser tão atencioso e fazer todas as minhas vontades. Por cuidar de mim, ouvir meus desabaços muitas vezes estressados, por me dar conselhos. Por me ajudar com a dissertação. Tantas coisas devo te agradecer, pois o que estamos vivendo é lindo. Você faz tudo parecer mais leve! Amo você!

## *A Família e Amigos de Salvador*

À toda minha família de Salvador, **Tios e Tias, Primos e Primas**, pela torcida e orações! Aos amigos que mesmo de longe se mostram presentes, em especial minha amiga **Andréa Pinho**.

## *A Família de Floripa*

À minha família de Florianópolis, **Jeane, Renato, Dona Nilza, Sofia, Vinícios, Tia Nena**, por terem me recebido tão bem na cidade logo que me mudei para cá.

## *A Família de São Paulo*

À toda minha **família de São Paulo**, em especial ao tio **Helinho** que sempre se preocupou comigo e com minha irmã, com nosso futuro, e sempre tem palavras cativantes para nos dar. À tia **Marisa** que sonha comigo os meus sonhos e faz tudo o que pode para me motivar a correr atrás deles. Pelos conselhos de mãe, pelas horas de conversas e atenção por telefone. Te amo muito tia e desculpe a minha ausência nestes meses.

## *Vini e tia Nina*

Ao amigo **Vinicius Santini** e à sua mãe **Nina Carvalho** que são minha família baiana do coração aqui no sul. Tenho muito amor por vocês e sou muito grata por terem me acolhido com tanto carinho.

## *Érica e Thiara*

Às minhas amigas **Érica e Thiara** por simplesmente serem o que são na minha vida: essenciais! A distância e os anos não mudam nada entre a gente!



# *Agradecimentos Especiais*

Ao professor e amigo **Leonardo Muniz** por fazer eu me apaixonar pela Dentística, por me incentivar a fazer o mestrado na UFSC e por sempre se mostrar disponível às minhas dúvidas.

Às queridas professoras **Dr.ª Teresinha Santana** e **Dr.ª Clarissa Gurgel**, que talvez nem saibam, mas me inspiraram a seguir carreira docente pelo modo como exercem a profissão com amor.

À **Universidade Estadual de Feira de Santana** pela qual eu tenho muito orgulho de ter me graduado e à **Universidade Federal de Santa Catarina** por estar me proporcionando realizar o sonho da pós-graduação.

Ao **Prof. Dr. Luiz Clovis Cardoso** por me receber tão bem na UFSC, pela atenção, carinho e orientação no primeiro projeto de pesquisa. Certa vez adoeci e por uma semana estive ausente na universidade. Na semana seguinte, depois dele perguntar a todos os meus colegas “cadê aquela baiana que sumiu?” eu fui à sua sala, pedi desculpas e expliquei o motivo. Para a minha surpresa (que esperava uma bronca pelo sumiço!) ele me disse para avisá-lo se acontecesse de novo, pois, estando longe da minha família ele se sentia responsável por mim e em casos de urgência eu poderia contar com o auxílio dele. Ele tem um coração imenso! Por essas e por outras é que eu lhe tenho um carinho muito especial, obrigada professor!

Ao meu querido **Prof. Dr. Hamilton Pires Maia** que me vem emoção ao escrever palavras de gratidão. Me orientou, me acolheu, me puxou a orelha, me mandou falar menos, me deu um beijo, me disse que eu era capaz. Como quase que um pai ele vem me ensinando a ser uma pessoa melhor. Obrigada por me escolher professor! Sou muito grata por tudo que fez por mim e todos os ensinamentos que me deu! Espero retribuir toda essa gentileza de alguma forma, no mínimo seguindo seu exemplo e fazendo o mesmo pelos meus futuros alunos.

Ao **Prof. Dr. Luiz Narciso Baratieri** por quem eu sou uma fã sem vergonha! Um dia eu lhe disse: “Prof. preciso da sua ajuda, quero ser famosa quando voltar a Salvador!” e ele me respondeu: “Tem que trabalhar muito, mas você está no caminho certo!”. Obrigada pelas orientações, por me deixar à vontade em brincar, em fazer milhões de perguntas, pelas broncas que eu, particularmente, as absorvo como conselhos, por aquelas dicas dadas alto e bom tom e também por aquelas dadas muitas vezes nas entrelinhas de uma conversa descontraída. Obrigada por ser tão generoso ao nos ensinar, não só uma odontologia fundamentada em evidências científicas, mas a sermos profissionais diferenciados. Espero levar do professor não só seu nome no meu currículo Lattes, mas que eu seja um reflexo dos seus ensinamentos!

Ao **Prof. Dr. Sylvio Monteiro Jr.** por quem eu tenho respeito e admiração imensos! Obrigada por várias vezes disponibilizar seu tempo a me ouvir pedindo conselhos, muitas vezes em pé nos corredores da UFSC. Pela companhia em tantas aulas, por sempre nos motivar, por gostar da nossa turma e não ter constrangimento em nos dizer isso e também pelas broncas que com certeza estão fazendo parte da minha construção profissional. Almejo um dia ter pelo menos um pouco da sua sabedoria ao explicar coisas complexas tornando-as simples.

Ao **Prof. Dr. Guilherme Carpena Lopes** pela gentileza de sempre, pelas orientações tanto na pesquisa como nos casos clínicos. Lembro-me da primeira vez que dei a aula prática na pré-clínica da 5ª fase. Quando terminei o professor, disfarçadamente, bateu palmas com um sorriso no rosto. Aquele gesto me deixou muito feliz, obrigada por tudo!

Ao **Prof. Dr. Mauro Caldeira de Andrada**, por ser tão cordial e querido! Obrigada por acompanhar e nos ajudar nas nossas primeiras aulas!

À **Prof.ª Dr.ª Renata Gondo Machado** por me inspirar em sala de aula. Seu jeito firme e ao mesmo tempo descontraído, o modo como lida com os alunos lembrando o nome de cada um são características que eu quero levar como exemplo para mim! Obrigada por essa inspiração!

À **Prof.ª Dr.ª Jussara Karina Bernardon** pelas orientações e conselhos, principalmente logo que cheguei. Por se dedicar tanto ao que faz e por nos proporcionar oportunidades desafiadoras. Que essa mente continue a mil por hora com muitas idéias para a gente!!



À **Prof.ª Dr.ª Beatriz Castro Alvez** pela simpatia e por ser tão prestativa sempre que precisei.

Ao **Prof. Dr. Cleo Nunes** pelos momentos de descontração. Continue na torcida para o Bahia subir para a série A. Saudações tricolores professor!

Ao **Prof. Dr. Gilberto Arcari** pelas aulas e incentivo nos nossos primeiros passos da fotografia odontológica.

Ao **Prof. Dr. Fabio Andretti** por compartilhar tudo o que sabe a respeito de qualquer assunto. Por ser sempre muito atencioso. Por me ajudar nas aulas de fotografia, na minha pesquisa da dissertação. Muito agradecida por tantas tardes disponibilizando tempo e atenção para me ensinar a operar a Instron.

Ao **Prof. Dr. Julio César Matias Souza** e à **Prof.ª Dr.ª Sheila Stolf** pelas contribuições dadas nas disciplinas da Dentística.

Ao **Prof. Dr. Antônio Pedro Novaes de Oliveira** coordenador do Laboratório da Engenharia Mecânica **VITROCER** e ao mestrando **Alexandre Teixeira** por terem disponibilizado tempo e atenção à realização de parte dos ensaios da minha pesquisa.

À **Dona Lea** pela atenção e prestatividade comigo e aos meus colegas sempre que precisamos.

À **Ana Frandozolo** por toda atenção na secretaria da Pós-graduação.

À minha turma querida da Dentística, **Alfonso, Ândria, Carolina, Maynara, Renata** e **Vitor**. Apesar de sermos tão diferentes em personalidade e formas de pensamentos, conseguimos respeitar as diferenças entre cada um e formar uma equipe show!! Muito feliz em dividir essa experiência com vocês!

Aos demais colegas do Programa de Pós-graduação em Odontologia em especial à minha **Turma de Mestrado 2014.1** pelos momentos descontraídos.

A todos os colegas de **Mestrado** e **Doutorado** da **Dentística** pela convivência diária.

À amiga **Patrícia Medeiros** pela amizade que construímos e pelas ótimas experiências que compartilhamos nestes quase dois anos! Obrigada por participar não só nos momentos bons (que foram muitos!) mas também sempre que precisei de alguma ajuda você se fez presente! Sou muito feliz por nossa amizade!! Levarei ela além da UFSC!

Aos **professores, funcionários e alunos** do **CEPID**, em especial à **Debora, Gabriel, Bruna, Daniel, Miguel, Artur, Felipe Dumes, Edwin** pela amizade, companheirismo e por sempre se mostrarem dispostos a ajudar.

Aos **Alunos da Graduação** pela experiência proporcionada em sala de aula.

À **Prof.ª Dr.ª Izabel Cristina Santos Almeida**, pelo trabalho realizado na coordenação da pós-graduação.

À **CAPES** e ao **CNPQ** pelo apoio financeiro.

A todos que contribuíram de forma direta ou indireta na realização deste trabalho.

*Muito Obrigada!*

*“A mente que se abre a uma nova ideia jamais  
voltará ao seu tamanho original”*

*(Albert Einstein)*



## RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar as propriedades mecânicas do Lava Ultimate e PEEK, e compará-los a cerâmica Y-TZP no que diz respeito ao módulo elástico e resistência flexural. Para isso foram confeccionadas um total de 60 amostras ( $n=20$ ) em forma de barras e os grupos foram divididos de acordo com o tipo de material: LAVA, PEEK e Y-TZP. Em seguida foram realizados dois ensaios, o primeiro, não-destrutivo, utilizando o equipamento Sonelastic que verifica o módulo elástico pela técnica de excitação por impulso; e o segundo, destrutivo, que determina a resistência flexural através do teste flexural de três pontos realizado em uma máquina universal de ensaios Instron 4444. Os valores médios de módulo elástico observados foram 2123,50 MPa (Y-TZP), (LAVA) e 1018,50 MPa (PEEK). Os valores médios de resistência flexural foram 820,9 MPa (Y-TZP), 259,2 MPa (LAVA) e 176,9 MPa (PEEK). Os resultados foram submetidos a análise de variância ANOVA e teste paramétrico de TUKEY ao nível de significância  $p<0.05$ . O grupo Y-TZP apresentou os maiores valores médios de módulo de elasticidade e resistência flexural, seguido do LAVA e PEEK. Para o módulo elástico, não houveram diferenças estatísticas significativas entre os grupos LAVA e PEEK. Todos os grupos apresentaram diferenças estatísticas no que diz respeito a resistência flexural. Os resultados desta pesquisa podem sugerir mais testes para a avaliação de outras propriedades indicando assim estes materiais como uma alternativa no uso para pinos intrarradiculares.

**Palavras-chave:** Módulo elástico. Resistência Flexural. Pinos intrarradiculares.



## ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the mechanical properties of Lava Ultimate and PEEK, and compare them to Y-TZP ceramics with respect to the elastic modulus and flexural strength. To this was made a total of 60 samples ( $n = 20$ ) in the form of bars and the groups they were divided according to the type of material: lava, PEEK and Y-TZP. Then there were two trials, the first non-destructive, using Sonelastic equipment that checks the elastic modulus by the impulse excitation technique; and second, destructive determining the flexural strength by three-point flexural test conducted on a universal testing machine Instron 4444. The average values of elastic modulus were observed 2123.50 MPa (Y-TZP) (LAVA) and 1018.50 MPa (PEEK). The average values of the flexural strength was 820.9 MPa (Y-TZP), 259.2 MPa (LAVA) and 176.9 MPa (PEEK). The results were submitted to ANOVA and Tukey parametric test of significance level of  $p < 0.05$ . The Y-TZP group showed the highest average values of elastic modulus and flexural strength, followed by LAVA and PEEK. For elastic modulus, there were no statistically significant differences between LAVA and PEEK groups. All groups showed significant differences with respect to flexural strength. These results may suggest more tests to evaluate other properties thus indicating these materials as an alternative use for post.

**Keywords:** Elastic Modulus. Flexural strength. Root intra post.





## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Fórmula química de poli (éter – éter – cetona) .....	43
Figura 2 – PEEK Classix.....	58
Figura 3 – Lava Ultimate para CAD/CAM.....	58
Figura 4 – Cerâmica Y-TZP para CAD/CAM.....	58
Figura 5 – Amostras cortadas em barras.....	59
Figura 6 – Equipamento Sonelastic® .....	60
Figura 7 - Princípio de funcionamento do Sonelastic® (© 2009-2013 ATCP Engenharia Física) .....	61
Figura 8 – Tela principal do programa Sonelastic® .....	62
Figura 9 – Aba “aquisição” do programa Sonelastic® .....	62
Figura 10 – Aba “módulos elásticos” para a escolha do modo de análise do programa Sonelastic®.....	63
Figura 11 – Realização do ensaio.....	63
Figura 12 – Leitura das vibrações sonoras do programa Sonelastic® .....	64
Figura 13 – Ensaio flexural de três pontos .....	64



## **LISTA DE GRÁFICOS**

- Gráfico 1 - Gráfico de médias mostrando a distribuição dos dados representativos do módulo elástico dos grupos LAVA e PEEK e ZIRCONIA..... 70
- Gráfico 2 - Gráfico de médias mostrando a distribuição dos dados representativos da resistência flexural dos grupos LAVA e PEEK e ZIRCONIA.....72



## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Informações técnicas sobre os materiais utilizados.....	57
Tabela 2 – Formação dos grupos.....	60
Tabela 3 – Número da amostra (n), Médias Aritméticas, Desvios-Padrão, Erro-Padrão, valores mínimo e máximo obtidos por meio da mensuração do módulo elástico dos três grupos avaliados .....	69
Tabela 4 - Análise de Variância ANOVA dos valores médios de módulo elástico dos grupos avaliados .....	70
Tabela 5 – Teste de TUKEY para Comparações Múltiplas, Número da amostra (n), Médias Aritméticas, Desvios-Padrão, Erro-Padrão, valores mínimo e máximo obtidos por meio da mensuração do módulo elástico dos três grupos avaliados .....	71
Tabela 6 - Número da amostra (n), Médias Aritméticas, Desvios-Padrão, Erro-Padrão, valores mínimo e máximo obtidos por meio da mensuração da resistência flexural dos três grupos avaliados.....	71
Tabela 7 - Análise de Variância ANOVA dos valores médios de resistência flexural dos grupos avaliados .....	72
Tabela 8 – Teste de TUKEY para Comparações Múltiplas, Número da amostra (n), Médias Aritméticas, Desvios-Padrão, Erro-Padrão, valores mínimo e máximo obtidos por meio da mensuração da resistência flexural dos três grupos avaliados .....	73



## LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

CAD/CAM	<i>Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing</i>
PEEK	<i>Polyetheretherketone</i>
Cerâmica Y-TZP	<i>Yttriumstabilized - Tetragonal Zirconia Polycrystalline</i>
Fig.	Figura
° C	Celsius
h	Horas
min	Minuto
mm	Milímetro
rpm	Rotações por minuto
MPa/GPa	Megapascal/Gigapascal
n°	Número
N	Newton





## SUMÁRIO

<b>1.</b>	<b>INTRODUÇÃO.....</b>	<b>35</b>
<b>2.</b>	<b>REVISÃO DA LITERATURA.....</b>	<b>41</b>
2.1.	PEEK.....	43
2.2.	LAVA ULTIMATE.....	45
2.3.	CERÂMICA Y-TZP.....	46
2.4.	MÓDULO ELÁSTICO e RESISTÊNCIA FLEXURAL.....	48
<b>3.</b>	<b>OBJETIVOS.....</b>	<b>51</b>
3.1.	OBJETIVO GERAL.....	53
3.2.	OBJETIVO ESPECÍFICO.....	53
<b>4.</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS.....</b>	<b>55</b>
4.1.	MATERIAIS.....	57
4.2.	MÉTODOS.....	59
4.2.1.	Confecção das amostras.....	59
4.2.2.	Formação dos grupos.....	60
4.2.3.	Ensaio não-destrutivo - Sonelastic®.....	60
4.2.4.	Determinação do módulo elástico.....	61
4.2.5.	Ensaio flexural de três pontos.....	64
4.2.6.	Determinação da resistência flexural.....	65
<b>5.</b>	<b>RESULTADOS.....</b>	<b>67</b>
5.1.	MÓDULO ELÁSTICO.....	69
5.2.	RESISTÊNCIA FLEXURAL.....	71
<b>6.</b>	<b>DISCUSSÃO.....</b>	<b>75</b>
<b>7.</b>	<b>CONCLUSÕES .....</b>	<b>81</b>
	<b>REFERÊNCIAS</b>	
	<b>APÊNDICE A – VALORES DAS MEDIDAS DAS AMOSTRAS</b>	
	<b>APÊNDICE B – RESULTADOS MÓDULO ELÁSTICO</b>	
	<b>APÊNDICE C – RESULTADOS RESISTÊNCIA FLEXURAL</b>	



# *Introdução*



# 1. INTRODUÇÃO

Pesquisas laboratoriais são de fundamental importância para se testar materiais e desenhar técnicas antes da aplicação clínica. Os resultados obtidos *in vitro* são úteis na orientação de protocolos que poderão ser utilizados nas mais diversas áreas da odontologia, em especial à proposta de materiais novos no mercado onde não há experiência clínica comprovada (SKUPIEN, 2015).

A busca por materiais que façam o reforço da estrutura dental de dentes despolpados aliados à uma estética favorável desperta um interesse crescente (SCHWARTZ e ROBBINS, 2004; JULOSKI, 2014). Por isso é importante que se conheça as propriedades mecânicas dos materiais a serem indicados para cada caso.

Nos últimos anos as pesquisas aprimoraram no sentido de buscar materiais alternativos que possuam indicação em situações onde os materiais tradicionais não podem ser primeira opção, como por exemplo pacientes exigentes com a estética ou alérgicos a metais (ALMAROOF et al, 2015; MAEKAWA et al, 2015; SCHWITALLA, 2015; ZOIDIS, et al. 2015). Além disso, a tecnologia avança a cada dia desenvolvendo e disponibilizando ao mercado odontológico maquinários que nos permitem produzir restaurações dentárias desde o seu projeto inicial até sua concepção final em um único tempo operatório com os sistemas CAD/CAM (*Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing*) (AL-HARBI et al, 2015). Tendo em vista isso, é importante que se tenha um maior arsenal de materiais compatíveis com esses sistemas.

A pesquisa biomédica com os plásticos de alto desempenho em engenharia vem crescendo de forma constante. Eles podem ser uma alternativa viável de uso em reabilitações orais em substituição aos materiais metálicos. O polieteretercetona, mais conhecido como PEEK (*Polyetheretherketone*) é um exemplo. Ele é um polímero linear, poli aromático, semicristalino, e de alto desempenho, que apresenta excelentes propriedades mecânicas, como resistência à compressão, à tração, ao escoamento que aliadas a uma boa resistência química e o indicam a atuar nas mais diversas áreas industriais e biomédicas (WILLIAMS et al, 1987).

Atualmente o PEEK está sendo sugerido como material alternativo às ligas de titânio em reabilitações orais na implantodontia (MENINGAUD, 2012). Diversos estudos estão sendo realizados a fim de se conhecer suas propriedades mecânicas e possíveis aplicações clínicas tanto na implantodontia (LU et al, 2015; SCHWITALLA, 2015), como na prótese (SCHWITALLA, 2015; ZOIDIS, et al. 2015), ortodontia

(MAEKAWA et al, 2015), e também na dentística incluindo investigações sobre adesão (STAWARCZYK et al, 2014; UHRENBACHER et al, 2014; KEUL, 2014).

Como uma nova sugestão para restaurações indiretas, recentemente a 3M ESPE introduziu no mercado odontológico a resina nanocerâmica Lava Ultimate. Os fabricantes procuram desenvolver um produto final que combine as propriedades atraentes características de cada material como a estabilidade e durabilidade de cor das cerâmicas, e as propriedades mecânicas de flexão e baixa abrasividade das resinas compostas (AWADA e NATHANSON, 2015).

O Lava Ultimate é apresentado como um bloco de polímero compatível ao sistema CAD/CAM onde sua polimerização ocorre sob alta temperatura e pressão, levando a um maior grau de conversão e com isso há uma melhora das propriedades mecânicas, quando comparado às resinas polimerizadas diretamente na boca do paciente. Em se tratando de propriedades mecânica e ópticas, bem como seu menor efeito abrasivo sobre os dentes antagonistas, os blocos de resina polimérica podem ser considerados como materiais alternativos às cerâmicas dentárias. (ALHARBI et al, 2015)

A cerâmica Y-TZP surgiu como material alternativo aos já bastante utilizados pinos metálicos, por sua cor mais estética e propriedades mecânicas similares aos metais (ASMUSSEN et al, 1999; ALMUFLEH et al, 2014; FENG et al, 2014; BELO et al, 2013; ALMAROOF et al, 2015). No entanto, por conta da sua alta rigidez ainda não a fazem um material de primeira eleição pois essas diferenças de propriedades em comparação à dentina podem provocar fraturas radiculares (OZKURT et al, 2010; ALMAROOF et al, 2015).

Os três materiais estudados possuem apresentação comercial compatível com sistemas CAD/CAM, um dos fatos que despertou o interesse desta pesquisa na investigação das propriedades mecânicas para que se possa indica-los com confiabilidade tendo-se em vista a atual evolução dos materiais e técnicas voltados para esses sistemas computadorizados que otimizam os procedimentos clínicos.

Idealmente, materiais com indicação para pinos intraradiculares devem possuir propriedades mecânicas semelhantes às da dentina, serem passíveis de adesão à estrutura dental, biocompatíveis com o ambiente bucal e capazes de absorver choques transmitindo, assim, uma quantidade limitada de tensão à estrutura dental residual (DEAN et al, 1998; OZKURT et al, 2010; DURMUS & OYAR, 2014; KURTHUKOTI et al, 2015).

O objetivo deste estudo é determinar as propriedades mecânicas dos materiais Lava Ultimate e PEEK, e comparar o seu comportamento com a cerâmica Y-TZP, que já possui investigação laboratorial e clínica como pinos intrarradiculares.

As hipóteses nulas testadas são de que: 1 - não haverá diferenças estatísticas significativas nos valores de módulo elástico entre os materiais testados; e 2 - não haverá diferenças estatísticas significativas nos valores de resistência flexural entre os materiais testados.





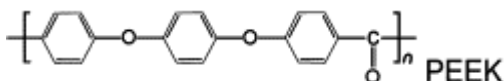
*Revisão da  
Literatura*



## 2. REVISÃO DA LITERATURA

### 2.1. PEEK

Em 1987 Williams, *et al.* comprovaram a biocompatibilidade das polieteretercetonas e as indicaram para a aplicação biomédica. A estrutura química dessas cetonas poli aromáticas (Fig. 1) confere estabilidade a temperaturas elevadas superiores a 300 ° C, resistência química e à radiação, compatibilidade com muitos agentes de reforço (como por exemplo fibras de vidro e carbono) e resistência comparada a algumas cerâmicas e metais.



**Figura 1** - Fórmula química de poli (éter – éter – cetona), vulgarmente abreviado como PEEK

No fim da década de 1990, o PEEK se tornou o principal material termoplástico de alto desempenho com possibilidade de substituir implantes metálicos em ortopedia e traumatologia, pois se mostrou resistente às simulações de degradação *in vivo*. Por volta de 1998, a empresa InVibio, Ltda., Thornton-Cleveleys, no Reino Unido, começou a comercializar este biomaterial para a implantodontia (KURTZ & DEVINE, 2007).

Devido às suas propriedades mecânicas, que podem ser influenciadas por adição de diferentes materiais compostos, tais como fibras de carbono ou mesmo partículas de cerâmica, o PEEK pode representar um biomaterial viável, não só é capaz de substituir polímeros convencionais, mas também cerâmicas e ligas metálicas no campo nas diversas áreas da odontologia (SCHWITALLA *et al.* 2015)

Najeeb, *et al.* (2016) em uma extensa revisão literária investigaram o uso do PEEK em diversas aplicações na odontologia. Uma busca eletrônica realizada *através* da base de dados PubMed (Medline) utilizando a combinação das palavras-chaves “polyetheretherketone”, “dental” e “dentistry”, coletou trabalhos de pesquisa originais publicados no idioma inglês. Os autores verificaram estudos na implantodontia, com implantes, pilares de implantes, com superfície nanoestruturada ou ainda na incorporação de partículas inorgânicas bioativas; na prótese, como infraestrutura de próteses fixas, removíveis, como grampos; na dentística

com coroas totais ou parciais; e até mesmo com PEEK para CAD/CAM. Eles concluem que o PEEK é um material atraente e mais pesquisas e ensaios clínicos são necessários para explorar suas novas aplicações dentárias.

Schwitalla *et al.* (2015) avaliaram a resistência flexural e o módulo flexural de onze diferentes tipos de PEEK. Neste estudo 150 amostras foram produzidas em forma de barras e divididos conforme a armazenagem: a seco e, após incubação em solução de Ringer a 37 ° C, durante 1, 7, 28 e 84 dias. Foram realizados ensaios flexurais de três pontos. Os autores concluíram que a resistência flexural mínima exigida para plásticos utilizados em odontologia de 65 MPa foi excedida, sugerindo-o como material de escolha para reconstruções definitivas no futuro.

Como uma alternativa às ligas de Co-Cr e Ni-Ti Maekawa *et al.* (2015) avaliaram a viabilidade da utilização de três plásticos de alto desempenho de engenharia (PEEK, PES e PVDF) como fios ortodônticos. Para tanto foram realizados ensaios flexurais de três pontos, de fluência, análises visuais de cores e testes de absorção de água. Os autores verificaram boa aparência estética nos três polímeros analisados. PEEK também apresentou uma maior resistência à flexão e à fluência, na área de 1,0 × 1,0 milímetros transversal, podendo empregar uma força ortodôntica semelhante ao fio de Ni-Ti (0,40 × 0,55 mm). Além disso, PEEK e PVDF mostraram baixa absorção de água. Eles concordam com o fato de que o PEEK possui as características ideais para ser utilizado como um fio ortodôntico estético isento de metal.

A influência de diferentes regimes de envelhecimento em polímeros para (CAD/CAM) foi investigada por Liebermann *et al.* (2015). Amostras de PEEK, Lava Ultimate, VITA Enamic, Protemp 4, Zenotec Pro Fix, artBlocTemp, Telio CAD e VITA CAD-Temp, foram submetidas à armazenagem em cloreto de sódio, saliva artificial, saliva humana e água destilada. Após o período de 1, 7, 14, 28, 90 e 180 dias a rugosidade, absorção de água, dureza e módulo de recuo foram avaliados. A solubilidade foi determinada após 180 dias. Os parâmetros de dureza de PEEK eram comparáveis com os de materiais à base de PMMA. Além disso PEEK evidenciou baixas taxas de solubilidade e absorção de água. Diante disto, os autores sugerem que PEEK pode ser recomendado para restaurações a longo prazo.

Zoidis *et al.* (2015) relataram o uso de um PEEK modificado, o BioHPP que possui 20% de partículas de cerâmica em sua composição, na forma de um material alternativo para infraestruturas de PPRs. Foi confeccionada uma PPR com extensões para distal, substituindo todo o

quadro metálico por PEEK. Bases em resina acrílica e dentes artificiais foram empregados de maneira convencional à nova infraestrutura. Após um ano de acompanhamento clínico, a aparência mais estética dos grampos e a sensação da prótese ser mais 27% mais leve foram alguns dos relatos do paciente. Os autores concordam que o BioHPP ainda não deve ser considerado como um material substituto às ligas de Cr-Co, porém se trata de um material alternativo para pacientes com sensibilidade gustativa ou alergias às infraestruturas metálicas convencionais.

Stawarczyk *et al.* (2015-1) realizaram um estudo com o objetivo de investigar a influência de diferentes tratamentos de superfície de PEEK e sistemas adesivos. Para isso foram confeccionadas quatrocentos e oitenta estruturas de pontes fixas de três elementos em PEEK e divididos de acordo com o pré-tratamento de superfície e com o tipo de agente de união. Após termociclagem, a resistência à fratura foi verificada através de ensaios de compressão. Foi observado que o pré-tratamento, condicionamento, ou cimento de resina de revestimento e a termociclagem não afetaram os resultados de resistência à fratura. Os autores concluíram que o PEEK apresenta uma resistência à fratura suficiente para a aplicação clínica e o indicam como um material de infraestrutura para próteses dentárias

## 2.2. LAVA ULTIMATE

O Lava Ultimate é uma resina nanocerâmica que possui apresentação comercial em blocos com indicação para o uso em CAD/CAM (STAWARCZYK *et al.* 2015).

Possui uma matriz orgânica de UDMA/BisGMA envolvendo uma porção inorgânica de partículas nanométricas ultrafinas de cerâmica de sílica (20 nm) e zircônia (4 a 11 nm), apresentando um total de 80% em peso e 54% em volume. (BACKER *et al.*, 2015)

O Lava Ultimate é conhecido como um material com elevada capacidade de resistência, devido ao seu baixo módulo elástico. Segundo as recomendações do fabricante, este material está indicado para confecção de restaurações adesivas unitárias como coroas, coroas sobre implantes, inlays, onlays e laminados.

Para determinar as propriedades mecânicas de compósitos de CAD/CAM, Stawarczyk *et al.* (2015-2) realizaram ensaios flexurais de três pontos em amostras de Lava Ultimate, Cerasmart, Shofu, dois Compósitos experimentais para CAD/CAM, um material híbrido VITA Enamic, uma cerâmica leucita IPS Empress CAD e dissilicato de lítio IPS

e.max CAD. O dissilicato de lítio apresentou os maiores valores de resistência flexural, seguido por Lava. No entanto, os valores de resistência flexural do Lava não foi estatisticamente diferente em comparação com os compósitos experimentais de CAD/CAM, bem como Cerasmart CAD/CAM. Em contraste, Shofu Bloco mostrou valores significativamente mais baixos do que Lava. Os autores concordam que todos os compósitos para CAD/CAM testados apresentaram propriedades mecânicas satisfatórias, sugerindo seu uso para restaurações de médio prazo.

Nos estudos realizados por Awada e Nathanson (2015) foram determinadas e comparadas as propriedades mecânicas (resistência à flexão, módulo de flexão, módulo de elasticidade) entre blocos de polímeros recentemente disponibilizados para CAD/CAM. Para isso efetuou-se ensaios de resistência à flexão em amostras de Lava Ultimate, Enamic, Cerasmart, IPS Empress CAD, Vitablocs Mark II e Paradigma MZ100 Block. Os autores concluíram que o Lava Ultimate exibiu os maiores valores para resistência à flexão, módulo de flexão, módulo de elasticidade em comparação com os materiais cerâmicos ou híbridos testados.

Albero *et al.* (2015) determinaram e compararam as propriedades mecânicas do Lava Ultimate, uma resina nanocerâmica; Vita Enamic, uma cerâmica infiltrada por polímero; do Mark II, uma cerâmica feldspática; do IPS-e max CAD, uma cerâmica dissilicato de lítio; e da Imperatriz – CAD, uma cerâmica com base leucita através de ensaio flexural de três pontos. IPS-e max apresentou propriedades mecânicas significativamente melhores do que os materiais estudados. O Lava Ultimate e Vita Enamic destacaram-se como os materiais mais resistentes, na sequência. Os autores concluíram que a resistência à flexão e módulo de elasticidade semelhantes as estruturas dentais podem ser uma opção a ser considerada como um material de restauração.

### 2.3. CERÂMICA Y-TZP

Policristais de zircônia tetragonal parcialmente estabilizado por ítria, ou cerâmica Y-TZP, é a mais recente aquisição da família das cerâmicas de uso odontológico. Suas propriedades mecânicas são muito semelhantes aos metais e sua cor é semelhante à cor do dente, e estas características fazem desse material uma atraente alternativa às ligas metálicas (MANICONE *et al.*, 2007; OZKURT *et al.*, 2010). Com os avanços na tecnologia CAD/CAM tornou-se possível usar com mais frequência a cerâmica Y-TZP em odontologia, pois permite que formas

complexas de peças sejam previamente desenhadas e então blocos pré-sinterizados de zircônia possam ser fresados seguindo o desenho estabelecido (RAIGRODSKI, 2004; AL-AMLEH *et al*, 2010).

Na sua forma pura ela se apresenta como um material que, dependendo da temperatura, ocorre em três formas diferentes: fase monoclinica (temperatura ambiente até 1170 ° C), fase tetragonal (1170 ° C-2370 ° C) e fase cúbica (2.370 ° C - até ao ponto de fusão). No entanto quando óxidos de estabilização como óxido de cério, óxido de ítrio e cálcio são adicionados a zircônia, a fase tetragonal é estabilizada à temperatura ambiente. A forma mais utilizada na odontologia é o policristal de zircônia tetragonal estabilizada por ítria (3 mol% de yttria), a Y-TZP. Possui boas propriedades mecânicas como resistência à flexão variando de 900 a 1200 Mpa e também apresenta uma característica de transformação por endurecimento, que seria uma resposta a estímulos mecânicos. Quando ocorre uma tensão de tração a cerâmica Y-TZP transforma-se na fase monoclinica causando um aumento no volume em torno da fenda de aproximadamente 4%. Este aumento de volume provoca tensões de compressão em resposta à tensão de tração, evitando então, a propagação das trincas formadas, tornando-a com maior resistência à fratura catastrófica. É este processo de transformação que dá a zircônia sua força e resistência, superando todas as cerâmicas disponíveis atualmente (RAIGRODSKI, 2004; MANICONE *et al*, 2007; AL-AMLEH *et al*, 2010).

As cerâmicas têm sido materiais de primeira escolha em restaurações usinadas em CAD/CAM devido a algumas características que são vantajosas como aparência estética, biocompatibilidade, resistência ao desgaste e durabilidade química. Porém sua elevada dureza e a capacidade limitada para suportar as forças mastigatórias continuam a ser um grande desafio (AL-HARBI *et al*, 2015).

Em meados da década de 90 iniciou-se relatos do uso da zircônia como pinos intrarradiculares onde mostravam que este material poderia ser uma alternativa às ligas de ouro, titânio e outros metais utilizados na época, exibindo valores de resistência flexural acima de 1400 MPa (MEYENBERG *et al*, 1995). Apesar disso, há pouco consenso e confiabilidade na literatura no que diz respeito ao seu comportamento mecânico e os fatores que contribuem para seu desempenho clínico (OZKURT *et al*, 2010). Além de possuir a vantagem estética de ter uma cor semelhante ao dente natural, também exibe propriedades físicas e químicas favoráveis. No entanto, pinos de zircônia ainda estão aquém de serem considerados ideais. Exibem alto módulo elástico e, portanto, alta rigidez. Nesse sentido a tensão gerada pelas forças mastigatórias pode ser

transferida para a dentina radicular, e as concentrações de tensões podem resultar em fratura (DILMENER *et al.*, 2006; OZKURT *et al.*, 2010).

Maccari *et al.* (2003) realizaram ensaios de resistência a fratura em uma angulação de 45° em incisivos humanos restaurados com três tipos de pinos: de fibras de vidro, de fibras de carbono e de zircônia. Foi observado que a resistência à fratura do pino de zircônia foi significativamente menor do que a dos outros pinos, estando ainda associado com fraturas radiculares. Os dentes restaurados pinos de fibras de vidro e carbono apresentavam fraturas nas coroas reconstruídas com resina composta, levando os autores à conclusão de que eles oferecem uma maior resistência às raízes tratadas endodonticamente.

Dayalan, *et al.* (2010) analisaram e compararam a resistência à fratura de pinos de fibra de vidro pré-fabricados tradicionais com pinos de óxido de zircônio construídos usando a tecnologia CAD CAM. Foram realizados ensaios de resistência à fratura através da aplicação de uma carga na porção coronal dos pinos com uma angulação de 45°, usando uma máquina universal de ensaios a uma velocidade constante de 1 mm/min. Os pinos de óxido de zircônio apresentaram maior resistência à fratura exibindo valores de 257,6 N com relação aos pinos de fibra de vidro que apresentaram 123,1 N. Os autores afirmam que pinos de óxido de zircônio podem ser recomendados para restauração de dentes anteriores e posteriores, pois exibem alta resistência à fratura.

#### 2.4. MÓDULO ELÁSTICO e RESISTÊNCIA FLEXURAL

Os ensaios laboratoriais têm como objetivo prever resultados antes da aplicabilidade clínica, oferecendo uma maior previsibilidade aos materiais restauradores (SKUPIEN, 2015). Neste estudo o comportamento flexural dos materiais Lava Ultimate, PEEK e cerâmica Y-TZP foram testados através do equipamento Sonelastic® e do ensaio flexural de três pontos, obtendo-se assim, valores de módulo elástico e resistência flexural, respectivamente.

O módulo elástico é uma propriedade intrínseca do material que descreve a relação entre tensão e deformação no regime elástico. Depende da composição química, microestrutura e defeitos como, por exemplo, poros e trincas. Quanto maior o módulo elástico mais rígido o material e menor a deformação elástica que resulta de uma dada tensão (COSSOLINO & PEREIRA, 2012; ORSI *et al.* 2012). Pode ser obtido por ensaios destrutivos, como o flexural de três pontos, através de uma curva tensão-deformação. Contudo na realização deste método podem haver erros em torno de 15% devido aos acessórios de medida dos



módulos elásticos, a rigidez apresentada pelo quadro de força da máquina, arredondamento dos cálculos, precisão do equipamento e de quem executa o ensaio. Por conta disso podemos dispor de métodos mais modernos, que não inutilizam a amostra e podem ser realizados com mais simplicidade e precisão de resultados (COSSOLINO & PEREIRA, 2012).

Para a obtenção do módulo elástico neste estudo, realizamos um ensaio com o equipamento Sonelastic®. Comumente utilizado em ensaios físicos nas engenharias (DIÓGENES *et al*, 2011; SEGUNDINHO *et al*, 2012; PEREIRA *et al*, 2012; LEITE, 2013), esta aparelhagem permite a caracterização não-destrutiva dos módulos elásticos e do amortecimento dos materiais a partir das vibrações do material testado obtidas através da técnica de excitação por impulso. Nesta técnica, a amostra sofre um impacto de curta duração e responde com vibrações em suas frequências naturais. No aparelho Sonelastic® temos um pulsador, responsável por aplicar o impacto no corpo de prova para gerar as vibrações mecânicas, sem danificá-lo; e o transdutor que capta a resposta acústica e a transforma em sinal elétrico de maneira que possamos ler as frequências de ressonância através de um software fazendo os cálculos do módulo elástico daquele material. (DIÓGENES *et al*, 2011; COSSOLINO & PEREIRA, 2012).

O teste flexural de três pontos é bastante citado na literatura (CHITCHUMNONG, BROOKS & STAFFORD, 1989; HIRATA, 2002; PLOTINO *et al*, 2007; RUSCHEL, 2011; MAEKAWA, 2015; SCHWITALLA, 2015; AWADA, 2015; AL-HARBI, 2015; ALMAROOF *et al*, 2015) e foi eleito tanto pela disponibilidade do dispositivo no laboratório da pós-graduação de odontologia da UFSC, quanto por ser clinicamente relevante, visto seu uso em ensaios com pontes fixas, pinos, infraestruturas protéticas, entre outros. Além disso, apesar de existirem outros métodos disponíveis para avaliação da resistência flexural como os de quatro pontos, biaxial e uniaxial, o teste de três pontos é considerado padrão (WAGNER e CHU, 1996). Utilizando o dispositivo de três pontos, a carga incide em um ponto central do corpo de prova proporcionando zonas de tensão abaixo do ponto de aplicação do teste. A principal tensão que ocorre na superfície inferior dos espécimes é a tração e, geralmente, é responsável pelo início da falha em materiais friáveis. Portanto, o comportamento flexural ocorreu através de forças de compressão na parte superior, forças de tração na parte inferior e forças de cisalhamento nas laterais da amostra (CHITCHUMNONG, BROOKS & STAFFORD, 1989).

A resistência flexural é uma propriedade mecânica importante a ser observada nos materiais a serem propostos como pinos

intrarradiculares. É a capacidade que o material tem a suportar forças até um determinado limite, sofrendo certa flexão. Essa resistência flexural passa por um limite elástico, no qual as fibras estão sendo flexionadas e absorvendo as tensões até chegar a uma resistência máxima e em seguida ocorrer a ruptura (MAZZOCCATO *et al*, 2006).

Os parâmetros de resistência flexural obtidos em ensaios laboratoriais sob carga estática, muitas vezes não refletem as condições presentes na cavidade oral, contudo são úteis para se comparar materiais que foram testados em ambientes controlados. A resistência à flexão e módulo de elasticidade são parâmetros importantes, proporcionando uma estimativa do desempenho clínico das restaurações submetidas a forças de mastigação (ORSI *et al*. 2012).

*Materiais e  
Métodos*



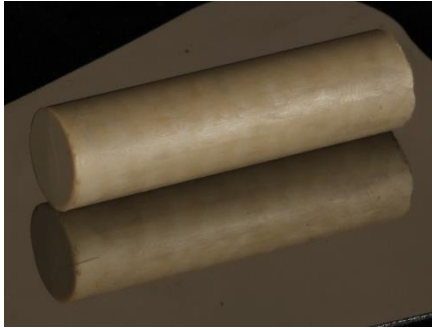
## 4. MATERIAIS E MÉTODOS

### 4.1. MATERIAIS:

Os materiais utilizados estão descritos a seguir na tabela 1 e ilustrados nas figuras de 2 a 4:

<b>Material</b>	<b>Composição</b>	<b>Fabricante</b>
<b>SustaPEEK®</b>	Polieteretercetona 30 a 35% grau de cristalinidade.	Röchling Engineering Plastics, EUA
<b>Lava™ Ultimate</b>	Resina composta (BisGMA, UDMA, BisEMA, TEGDMA) com 80% em peso de nanopartículas de sílica e zircônia.	3M ESPE, EUA
<b>InCoris ZI</b>	Óxido de zircônio estabilizado por 3 mol% de ítrio, pré-sinterizado.	Sirona Dental, Alemanha

**Tabela 1.** Informações técnicas sobre os materiais utilizados fornecidas pelo fabricante



**Figura 2 – PEEK**



**Figura 3 – Lava Ultimate**



**Figura 4 – inCoris Cerâmica Y-TZP**

## 4.2. MÉTODOS

### 4.2.1. Confeção das amostras

Para obtenção dos espécimes os blocos foram fixados no dispositivo da máquina de corte seriado Isomet 1000 (Buehler®, Lake Bluff, IL, USA), com o auxílio de godiva de baixa fusão. Determinou-se, em milímetros, as zonas de corte descontando-se a espessura do disco diamantado (0,4 mm). Os cortes foram realizados sob refrigeração a água na velocidade de 175 rpm. As amostras foram obtidas em forma de barras (Fig. 5), de acordo com a Norma 4049 da ISO.

Em seguida as amostras foram submetidas à planificação com discos abrasivos de papel impregnados com carboneto de silício (#1200 de granulação) e as medidas foram conferidas com o auxílio de um paquímetro.

A cerâmica Y-TZP foi sinterizada em um forno cerâmico seguindo as instruções e recomendações do fabricante.

Antes da realização do ensaio foi realizada armazenagem de todas as amostras por 24h em estufa a 37°C com 100% de umidade.



**Figura 5** – Amostras em Barras

#### 4.2.2. Formação dos grupos

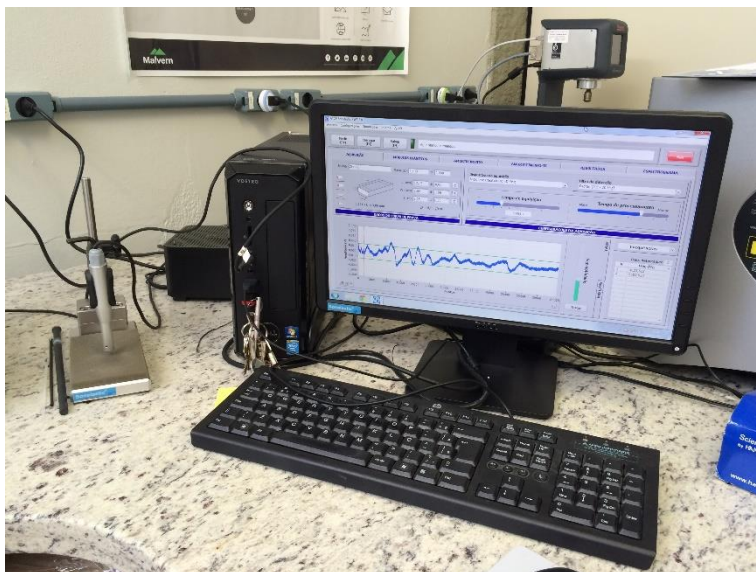
Foram obtidos um total de 60 amostras e divididos de acordo com o material (n=20), formando-se três grupos conforme a Tabela 2:

Quantidade de grupos	Denominação dos grupos	Distribuição do n° de amostras por grupo
1	LAVA	n = 20
2	PEEK	n = 20
3	Y-TZP	n = 20

**Tabela 2** – Formação dos grupos

#### 4.2.3. Ensaio não-destrutivo - Sonelastic®.

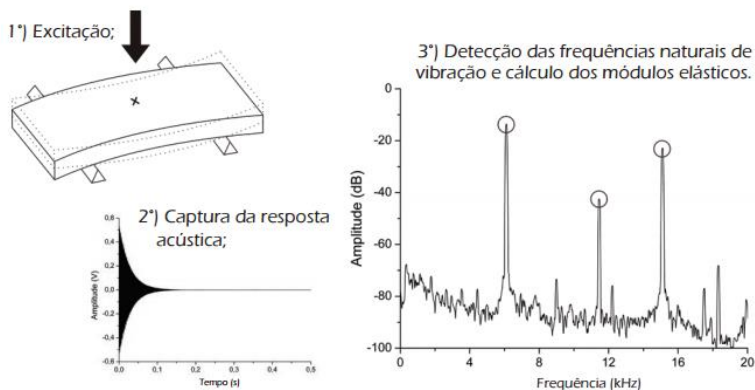
Para a obtenção dos valores de módulo elástico foi realizado um teste não-destrutivo empregando-se a *Técnica de Excitação por Impulso*, através do software Sonelastic® (Fig. 6).



**Figura 6** – Equipamento Sonelastic®



Esta técnica baseia-se nas frequências naturais de vibração (Fig. 7) onde a amostra, ao sofrer um leve impacto mecânico, emite um som que depende de suas dimensões, massa e propriedades elásticas.



**Figura 7** - Princípio de funcionamento do Sonelastic® (© 2009-2013 ATCP Engenharia Física).

#### 4.2.4. Determinação do módulo elástico

Cada amostra foi medida com um paquímetro digital e pesada em balança de precisão. Todos os valores foram transcritos para o programa em momento oportuno.

Para a realização do teste foi necessário abrir a tela principal (Fig. 8) do Programa Sonelastic® no computador e na aba “aquisição” (Fig. 9) escolher a geometria e fornecer os dados referentes ao nome da amostra, dimensões e massa.

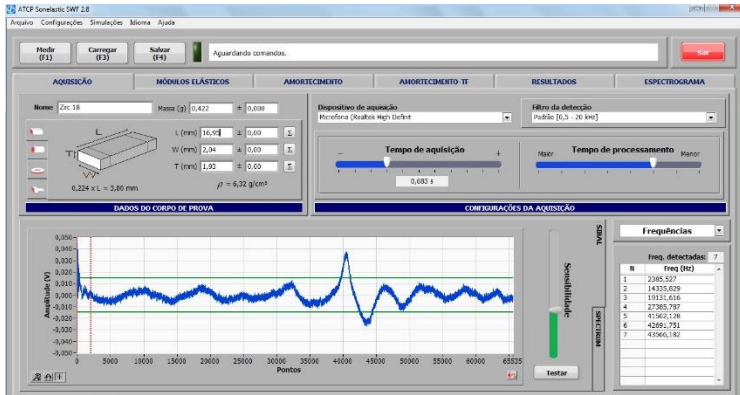
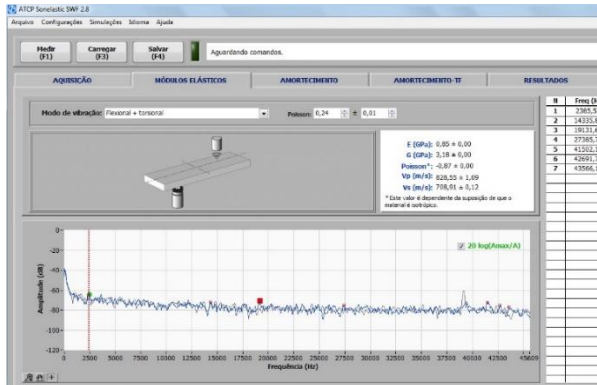


Figura 8 – Tela inicial do programa



Figura 9 – Aba “aquisição”

Na aba “Módulos Elásticos” (Fig. 10) foi escolhido qual o tipo de análise a ser feita em “Modo de vibração”, e então o modo “Flexional + torcional” foi selecionado, possibilitando o cálculo do módulo de Elástico (E).

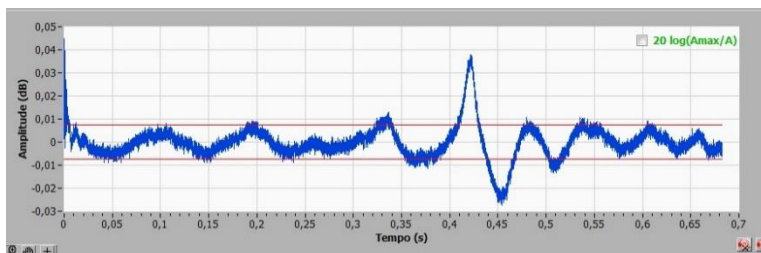


**Figura 10** – Aba “Módulos Elásticos” para a escolha do modo de análise do programa

No momento do teste a amostra foi posicionada próximo ao microfone que fez o processamento da resposta acústica. Em seguida, foi calibrada a sensibilidade do microfone. Com o auxílio de um dispositivo fornecido pelo programa, realizou-se pancadas mecânicas manualmente no centro da amostra (Fig. 11), de modo que houvesse uma captura das vibrações sonoras pelo microfone do software (Fig. 12).



**Figura 11** – Realização do ensaio



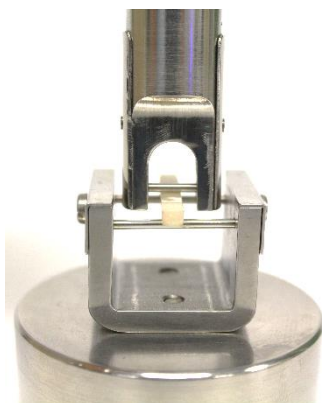
**Figura 12** – Leitura das vibrações sonoras pelo software

No armazenamento dos resultados gerou-se uma tabela onde se permite exportar esses dados, podendo ser posteriormente trabalhada no Programa Microsoft Excel 2013 (Microsoft Office system 2013).

#### 4.2.5. Ensaio flexural de três pontos

O teste de resistência flexural de três pontos foi realizado em uma Máquina Universal de Ensaios (Instron 4444, Instron Corp, Canton, Mass), de acordo com a Norma 4049 da ISO.

As amostras de cada grupo experimental foram posicionadas, uma por vez, na parte inferior de um dispositivo metálico que apresenta duas barras de 1,6 mm de diâmetro e distância de 15 mm entre si. Uma terceira barra com o mesmo diâmetro, na haste superior aplicou uma carga de 2000N no centro de cada espécime com velocidade de 0,5 mm/min (Fig. 13).



**Figura 13** – Realização do ensaio flexural

#### 4.2.6. Determinação da resistência flexural

A força foi aplicada até a perda de resistência do corpo de prova e a carga máxima efetuada foi registrada. A realização do cálculo da resistência flexural,  $\sigma$ , seguiu as especificações da ISO 178 utilizando a seguinte equação:

Onde  $W$  é a carga máxima exercida na amostra, em Newtons;  $l$  é a distância, em milímetros, entre os suportes (15 mm);  $b$  e  $d$  é a largura (2

$$\sigma = \frac{3.W.l}{2.b.d^2}$$

mm) e a espessura (2 mm) do corpo de prova, respectivamente, em milímetros, medida imediatamente antes do teste. Assim, os valores individuais obtidos foram submetidos à análise estatística.



*Resultados*





## 5. RESULTADOS

A análise estatística dos resultados foi auxiliada pelos programas Microsoft Excel 2008 (Microsoft Office system 2008) e SPSS 19 (SPSS Inc., Chicago, IL, EUA).

### 5.1. MÓDULO ELÁSTICO

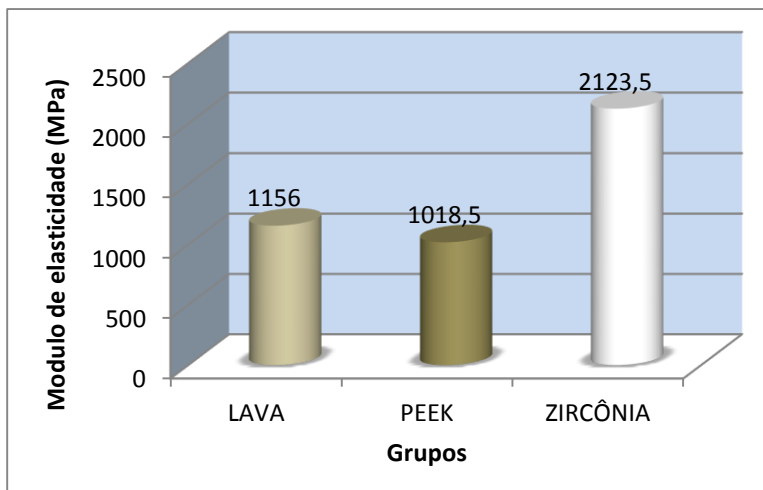
Considerando os valores de módulo elástico em MPa foram determinadas as médias de cada grupo. A estatística descritiva da dispersão dos valores do módulo elástico está disposta na Tabela 3.

	Descritivos							Mínimo	Máximo
	N	Média	Desvio padrão	Modelo padrão	Intervalo de confiança de 95% para média				
					Limite inferior	Limite superior			
LAVA	20	1156,00	514,049	114,945	915,42	1396,58	710	2870	
PEEK	20	1018,50	555,909	124,305	758,33	1278,67	350	2170	
Y-TZP	20	2123,50	1425,841	318,828	1456,19	2790,81	590	5600	

**Tabela 3** - Estatística descritiva da dispersão dos valores de módulo elástico

Também, o gráfico 1 ilustra os valores médios apresentados da tabela 3 e pode-se observar uma maior variabilidade no comportamento do grupo Y-TZP em comparação aos grupos LAVA e PEEK.

O maior valor de módulo elástico foi exibido pela Y-TZP (2123,50 MPa), LAVA (1156,00 MPa), seguido do PEEK (1018,50 MPa). Os valores obtidos foram submetidos à Análise de Variância (ANOVA) (Tabela 4).



**Gráfico 1** - Gráfico de médias mostrando a distribuição dos dados representativos do módulo elástico dos grupos LAVA e PEEK e Y-TZP.

Para avaliar se existem diferenças estatisticamente significativas dos valores médios de módulo elástico entre os grupos LAVA, PEEK e Y-TZP o nível de significância adotado foi menor que 5% ( $p < 0,05$ ).

#### ANOVA

	Soma dos Quadrados	df	Quadrado Médio	F	Sig.
Entre Grupos	14506583,333	2	7253291,667	8,349	,001
Nos grupos	49519790,000	57	868768,246		
Total	64026373,333	59			

**Tabela 4** - Análise de Variância

A Análise de Variância mostrou que EXISTE diferença estatisticamente significativa entre os grupos avaliados para módulo elástico ( $p = 0,001$ ). Para entender a significância destes dados emprega-se o teste Post Hoc de comparações múltiplas (Tabela 5) entre as médias dos grupos com o teste paramétrico de TUKEY.

## Comparações múltiplas

Tukey HSD

(I) Grupos	(J) Grupos	Diferença média (I-J)	Modelo padrão	Sig.	Intervalo de confiança 95%	
					Limite inferior	Limite superior
LAVA	PEEK	137,500	294,749	,887	-571,79	846,79
	Y-TZP	-967,500 <sup>*</sup>	294,749	,005	-1676,79	-258,21
PEEK	LAVA	-137,500	294,749	,887	-846,79	571,79
	Y-TZP	-1105,000 <sup>*</sup>	294,749	,001	-1814,29	-395,71
Y-TZP	LAVA	967,500 <sup>*</sup>	294,749	,005	258,21	1676,79
	PEEK	1105,000 <sup>*</sup>	294,749	,001	395,71	1814,29

\* A diferença média é significativa no nível 0.05.

**Tabela 5** - Teste paramétrico de TUKEY

Houveram diferenças significativas do grupo da zircônia com os demais grupos ( $p = 0,005$ ;  $p = 0,001$ ). A análise estatística mostrou que não havia nenhuma diferença significativa entre os grupos LAVA e PEEK ( $p = 0,887$ ).

## 5.2. RESISTÊNCIA FLEXURAL

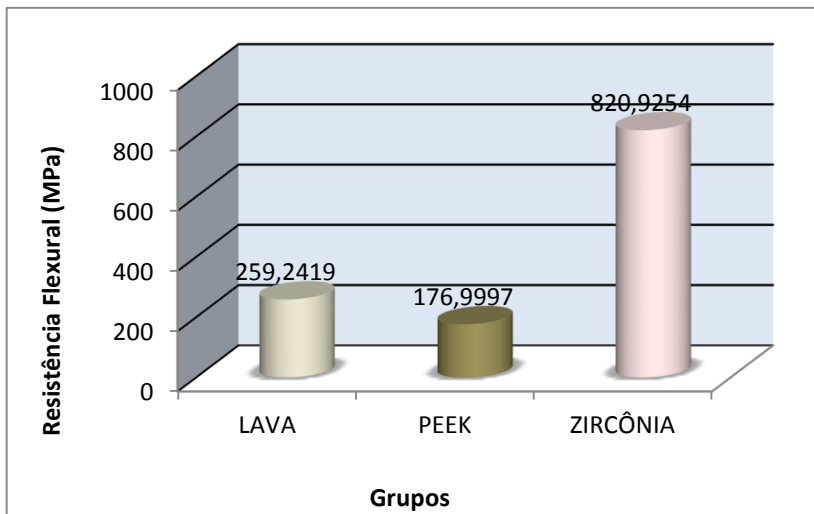
Após realizado o ensaio, os valores fornecidos pela Instron 4444 em kN foram convertidos em N. Em seguida utilizou-se a fórmula, anteriormente descrita (ver em item **4.2.6.**), para se obter os resultados em MPa. A estatística descritiva da dispersão dos valores médios da resistência flexural está disposta na Tabela 6.

### Descritivos

	N	Média	Desvio padrão	Modelo padrão	Intervalo de confiança de 95% para média		Mínimo	Máximo
					Limite inferior	Limite superior		
LAVA	20	259,24	40,627	9,084	240,22	278,25	173	330
PEEK	20	176,99	17,923	4,007	168,61	185,38	127	213
Y-TZP	20	820,92	150,611	33,677	750,43	891,41	447	1027

**Tabela 6** - Estatística descritiva da dispersão dos valores de resistência flexural

Também, o Gráfico 2 ilustra os valores médios apresentados na Tabela 6.



**Gráfico 2** - Gráfico de médias mostrando a distribuição dos dados representativos da resistência flexural dos grupos LAVA e PEEK e Y-TZP.

O maior valor de resistência flexural foi exibido pelo grupo Y-TZP (820,9 MPa), LAVA (259,2 MPa), seguido do PEEK (176,9 MPa). Os valores obtidos foram submetidos à Análise de Variância (ANOVA) (Tabela 7). Para avaliar se existem diferenças estatisticamente significativas dos valores médios entre os grupos o nível de significância adotado foi menor que 5% ( $p < 0,05$ ).

### ANOVA

	Soma dos Quadrados	df	Quadrado Médio	F	Sig.
Entre Grupos	4912615,788	2	2456307,894	298,873	,000
Nos grupos	468458,515	57	8218,570		
Total	5381074,303	59			

**Tabela 7** - Análise de Variância

A Análise de Variância mostrou que EXISTE diferença estatisticamente significativa entre os grupos avaliados para a resistência flexural ( $p=0,00$ ). Para entender a significância desses dados empregou-se o teste POST HOC de comparações múltiplas entre as médias dos grupos com o teste paramétrico de TUKEY (Tabela 8).

#### Comparações múltiplas

Tukey HSD

(I) grupo	(J) grupo	Diferença média (I-J)	Modelo padrão	Sig.	Intervalo de confiança 95%	
					Limite inferior	Limite superior
LAVA	PEEK	82,24215*	28,66805	,016	13,2548	151,2295
	Y-TZP	-	28,66805	,000	-630,6708	-492,6962
PEEK	LAVA	-82,24215*	28,66805	,016	-151,2295	-13,2548
	Y-TZP	-	28,66805	,000	-712,9130	-574,9383
Y-TZP	LAVA	643,92565*	28,66805	,000	492,6962	630,6708
	PEEK	643,92565*	28,66805	,000	574,9383	712,9130

\* A diferença média é significativa no nível 0.05.

**Tabela 8** - Teste paramétrico de TUKEY

Todos os grupos demonstraram diferenças estatísticas significativas entre si ( $p = 0,000$  e  $p = 0,016$ ) no que diz respeito aos valores médios de resistência flexural.



*Discussão*





## 6. DISCUSSÃO

Com base nos resultados deste estudo, as hipóteses nulas foram aceitas para os grupos PEEK e LAVA que não diferiram entre si com relação ao módulo elástico, e rejeitadas tanto para análise do módulo elástico como para resistência flexural entre o grupo Y-TZP, pois houveram diferenças estatísticas significativas entre todos os grupos.

Na presente investigação os grupos LAVA e PEEK não apresentaram diferenças estatísticas significativas no que diz respeito ao módulo elástico, podendo-se afirmar que exibem comportamento elástico semelhante quando submetidos a tensões flexurais, diferentemente do grupo Y-TZP que apresentou ruptura catastrófica antes de qualquer comportamento elástico. Callister (2008) explica que o processo de fratura das cerâmicas policristalinas envolvem duas etapas, a formação e a propagação de trincas em resposta a uma tensão.

O conhecimento das propriedades elásticas da dentina é de primordial importância em todas as discussões sobre a força de resistência de materiais restauradores e para a melhor compreensão dos princípios que influenciam a integração bem-sucedida de dente e restauração (KINNEY *et al*, 2003; PLOTINO *et al*, 2007). Kinney *et al*. (2003) revisaram os achados literários que relataram experimentos com as propriedades elásticas da dentina entre os anos 1950 a 2003. O valor médio para o módulo elástico encontrado foi de 13,3 GPa com um desvio padrão de 4,0 GPa e um intervalo de 10- 30 GPa. Contudo, os diferentes valores podem ser atribuídos à composição estrutural da dentina em si (dentina peritubular, intertubular, primária, secundária, esclerosada, idade do dente, grau de destruição, e outros), as características dos túbulos dentinários (densidade, direção e dimensão) que variam dependendo da sua localização no interior da dentina, e outros fatores como idade e diferenças biológicas entre os indivíduos, corroborando com um recente estudo realizado por Shinno e seus colaboradores (2016) no qual descreve que a dentina mostra anisotropia em termos de orientação túbulos dentinários, no que diz respeito à resistência flexural. Por exemplo, dentina com túbulos orientados perpendicularmente ao eixo longo possui maior resistência à flexão que a dentina com túbulos orientada paralelamente ao seu eixo longitudinal.

Considerando que nos materiais restauradores o módulo de elasticidade está relacionado à transmissão da tensão entre a restauração e a estrutura dentária de acordo com Sidoli *et al*. (1997), Maccari *et al*. (2003), e Dilmener *et al*. (2006) o comportamento elástico apresentado pelo LAVA Ultimate e o PEEK pode ser um fator indicativo destes

materiais como pinos intrarradiculares visto que os achados literários nos dizem que propriedades elásticas mais próximas aos de dentes naturais podem promover uma diminuição da concentração de tensões e, portanto, um aumento da longevidade das restaurações (SIDOLI *et al*, 1997; DILMENER *et al*, 2006).

No estudo realizado por Dayalan, *et al.* (2010), pinos de fibra de vidro pré-fabricados tradicionais com pinos de cerâmica Y-TZP foram analisados com relação à resistência à fratura. Os pinos de cerâmica Y-TZP apresentaram maior resistência à fratura exibindo valores de 257,6 N com relação aos pinos de fibra de vidro que apresentaram 123,1 N. Os autores afirmam que pinos de fibra de vidro possuem um módulo elástico mais próximo ao da dentina, enquanto a cerâmica Y-TZP exibe alta rigidez, corroborando com achados do presente estudo onde a cerâmica Y-TZP apresentou os maiores valores tanto de módulo elástico como de resistência flexural.

Segundo a Norma 10477 da ISO, materiais de uso odontológico devem apresentar valores mínimos de resistência flexural de 65 Mpa. No presente estudo foram encontrados valores de  $176,9 \pm 17,9$  MPa - PEEK,  $259,2 \pm 40,6$  MPa - LAVA Ultimate e  $820,9 \pm 150,6$  MPa - Zircônia Y-TZP, mostrando que todos os materiais testados excederam a resistência flexural mínima exigida, estando aptos a investigações mais detalhas.

Maccari *et al.* (2003) compararam pinos de fibra de vidro e carbono com pinos de zircônia em teste compressivo. Os pinos de fibra de vidro e carbono não apresentaram diferenças estatísticas significantes quanto à resistência à fratura e também não houve a fratura de nenhum deles contra 100% de fraturas ocorridas nos pinos de zircônia, associadas às fraturas radiculares. Estes achados reforçam os resultados obtidos neste estudo de forma que confirmam a natureza rígida da Zircônia Y-TZP ao não apresentar deformação elástica frente a tensões.

Stawarczyk *et al.* (2015) realizaram ensaios flexurais de três pontos em amostras de Lava Ultimate, Cerasmart, Shofu, dois Compósitos experimentais para CAD/CAM, um material híbrido VITA Enamic, uma cerâmica leucita IPS Empress CAD e dissilicato de lítio IPS e.max CAD. Lava exibiu o segundo maior valor para resistência flexural. No entanto, os valores não foram estatisticamente diferentes em comparação com os compósitos experimentais de CAD/CAM, bem como Cerasmart CAD/CAM. Em contraste, Shofu Bloco mostrou valores significativamente mais baixos do que Lava. Resultados semelhantes foram encontrados no presente estudo, onde o Lava mostrou o segundo maior valor de resistência flexural, abaixo da cerâmica Y-TZP, seguido por PEEK.

No estudo de Stawarczyk *et al.* (2015-2) que investigou o uso de PEEK em infraestruturas de pontes fixas de três elementos através de ensaios de compressão, os autores concluíram que o PEEK apresenta uma resistência à fratura suficiente para a aplicação clínica e o indicam como um material de infraestrutura para próteses dentárias. No presente estudo a avaliação da resistência flexural do PEEK e LAVA Ultimate também demonstrou resultados satisfatórios para aplicabilidade clínica.

Nesse contexto, resultados semelhantes foram encontrados por Schwitalla *et al.* (2015) que avaliaram uma variedade de tipos de PEEK por meio de ensaios flexurais de três pontos e, assim como neste estudo, encontraram valores promissores que o indicam como um material com aplicação odontológica.

Zoidis *et al.* (2015) foram pioneiros em sugerir e relatar um caso do uso do PEEK como um material alternativo para infraestruturas de PPRs. Foi confeccionada uma PPR, substituindo todo o quadro metálico por PEEK. Após um ano de acompanhamento clínico o paciente se mostrou satisfeito com a aparência mais estética dos grampos e a sensação da prótese ser mais 27% mais leve. Desta mesma forma, o presente estudo teve como objetivo não só determinar as propriedades mecânicas dos materiais alternativos, mas também sugerir mais estudos envolvendo a aplicabilidade deles como pinos intrarradiculares.

Os blocos de Zircônia Y-TZP são parcialmente sinterizados para que não ocorra um maior desgaste das brocas durante a fresagem devido à sua alta rigidez quando totalmente sinterizado (XU *et al.*, 2015). Em seguida as peças precisam ser levadas ao laboratório para a sinterização final ao contrário do LAVA Ultimate e do PEEK que possuem a vantagem de dispensarem esta etapa laboratorial (AWADA E NATHANSON, 2015)

Orsi *et al.* (2012) afirmaram que a resistência à flexão e módulo de elasticidade são parâmetros importantes, proporcionando uma estimativa do desempenho clínico das restaurações submetidas a forças de mastigação. Concordando com os autores, na presente investigação optou-se pela determinação destas duas propriedades, pois a partir delas pode-se ter uma previsão de como serão seus desempenhos clínicos.

De acordo com DILMENER *et al.* (2006) e OZKURT *et al.* (2010) pinos de zircônia ainda estão aquém de serem considerados ideais. Exibem alto módulo elástico e, portanto, alta rigidez. Nesse sentido a tensão gerada pelas forças mastigatórias pode ser transferida para a dentina radicular, e as concentrações de tensões podem resultar em fratura. Esta situação foi encontrada neste estudo, onde a cerâmica Y-TZP demonstrou valores muito superiores.

Meyenberg *et al.* (1995) relatou pela primeira vez o uso da cerâmica Y-TZP como pino intrarradicular como uma alternativa às ligas de ouro, titânio e outros metais utilizados na época. Após duas décadas este material ainda não se consolidou nesta aplicação clínica.

Lava Ultimate e PEEK são mais estéticos quando comparados aos antigos núcleos de ligas metálicas e até mesmo a zircônia que, de acordo com Heffernan *et al.* (2002) possui uma coloração branca opaca que muitas vezes pode ser difícil de mascarar em restaurações estéticas. Cara *et al.* (2007) consideram que a estética e o módulo de elasticidade seriam as principais características a serem observadas, no que diz respeito à escolha de pinos intrarradiculares. O conhecimento das propriedades elásticas da dentina é de primordial importância em todas as discussões sobre a força de resistência de materiais restauradores e para a melhor compreensão dos princípios que influenciam a integração bem-sucedida de dente e restauração (KINNEY *et al.*, 2003; PLOTINO *et al.*, 2007). Kinney *et al.* revisaram os achados literários que relataram experimentos com as propriedades elásticas da dentina entre os anos 1950 a 2003. O valor médio para o módulo elástico encontrado foi de 13,3 GPa com um desvio padrão de 4,0 GPa e um intervalo de 10- 30 GPa. Contudo, os diferentes valores podem ser atribuídos à composição estrutural da dentina em si (dentina peritubular, intertubular, primária, secundária, esclerosada, idade do dente, grau de destruição, e outros), as características dos túbulos dentinários (densidade, direção e dimensão) que variam dependendo da sua localização no interior da dentina, e outros fatores como idade e diferenças biológicas entre os indivíduos, corroborando com um recente estudo realizado por Shinno e seus colaboradores (2016) no qual descreve que a dentina mostra anisotropia em termos de orientação túbulos dentinários, no que diz respeito à resistência flexural. Por exemplo, dentina com túbulos orientados perpendicularmente ao eixo longo possui maior resistência à flexão que a dentina com túbulos orientada paralelamente ao seu eixo longitudinal.

Resiliência é a energia máxima por unidade de volume que pode ser armazenada elasticamente. Em outras palavras, é a capacidade do material para absorver a energia quando ele é deformado elasticamente e, em seguida, a recuperar seu tamanho e forma originais após removida a carga. Adicionalmente, a combinação de elevada resistência e de baixo módulo, se traduz em maior resiliência. (CALLISTER, 2008).

A partir dos resultados encontrados nesse estudo pode-se sugerir outros testes envolvendo diferentes propriedades para confirmar a indicação destes materiais como uma alternativa no uso de pinos intrarradiculares.

*Conclusões*



## 7. CONCLUSÕES

Dentro das limitações do presente estudo podemos afirmar:

- A primeira hipótese nula foi aceita para o módulo elástico dos grupos PEEK e LAVA que se mostraram estatisticamente semelhantes, e rejeitada para o módulo elástico do grupo Y-TZP, havendo diferença estatística significativa entre os demais grupos.

- A segunda hipótese nula foi rejeitada pois houveram diferenças estatísticas significativas entre todos os grupos avaliados.

Os resultados desta pesquisa podem sugerir a realização de novos ensaios para a observação de outras propriedades, confirmando a indicação do PEEK e Lava Ultimate como pinos intrarradiculares.





## REFERÊNCIAS

59. ALBERO, et al. Comparative characterization of a novel cad-cam polymer-infiltrated-ceramic-network. *J Clin Exp Dent*. 2015 Oct 1;7(4):
38. ATPC Engenharia Física. **Manual de instalação e operação Software Sonelastic®**. Versão 3.1, Abril/2015
12. AWADA and NATHANSON. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. **The journal of prosthetic dentistry**. Vol 114, Issue 4, Pg 587-593. Oct 2015.
13. AL-HARBI, et al. Effect of Aging Regimens on Resin Nanoceramic Chairside CAD/CAM Material. **Journal of Prosthodontics** 00 (2015) 1–7
21. ALMUFLEH, et al. Effect of surface treatment and type of cement on push-out bond strength of zirconium oxide posts. *J Prosthet Dent*. 2014 Oct;112(4):957-63.
14. AL-AMLEH, et al. Clinical trials in zirconia: a systematic review. **Journal of Oral Rehabilitation** 2010 37; 641–652
17. ALMAROOF, et al. New functional and aesthetic composite materials used as an alternative to traditional post materials for the restoration of endodontically treated teeth. **Journal of Dentistry** 43 (2015) 1308–1315
19. ASMUSSEN, et al. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. **Journal of Dentistry** 27 (1999) 275–278
47. BELO, et al. Zircônia tetragonal estabilizada por ítria: comportamento mecânico, adesão e longevidade clínica. **Cerâmica**. v59; p633-639, 2013
58. BACKER, et al. Efeitos do suco gástrico simulado sobre CAD / CAM Resina Composites-morfológicos e avaliações mecânicas. *J Prosthodont*. p. 1-8, 2015
43. CARA, et al. Resistência à flexão de pinos de fibra de carbono e de fibra de vidro. **Revista de Odontologia da Universidade Cidade de São Paulo** 19(1):13-20. jan-abr/2007.

50. CALLISTER Jr. **Ciência e Engenharia de Materiais: Uma Introdução**. 7ed. Rio de Janeiro: LTC Livros Técnicos e Científicos Editora S. A.; 2008.

39. COSSOLINO & PEREIRA. Módulos elásticos: visão geral e métodos de caracterização. **Informativo Técnico-Científico ITC-ME/ATCP**, 2010

25. CHITCHUMNONG, BROOKS & STAFFORD. Comparison of three- and four-point flexural strength testing of denture-base polymers. **Dent Mater**. 1989 Jan; 5(1):2-5.

61. DAYALAN, et al. An Evaluation of Fracture Strength of Zirconium Oxide Posts Fabricated Using CAD-CAM Technology Compared with Prefabricated Glass Fibre Posts. **J Indian Prosthodont**. Soc. 2010 Dec;10(4):213-8.

44. DEAN, et al. In vitro evaluation of a carbon fiber post. **J Endod** 1998 Dec;24(12);807- 10.

41. DIÓGENES, et al. Determination of modulus of elasticity of concrete from the acoustic response. **IBRACON Structures and Materials Journal**. Vol. 4, nº 5. 2011.

31. DILMENER, et al. Resistance of three new esthetic post-and-core systems to compressive loading. **J Prosthet Dent**. 2006 Feb; 95(2):130-6.

29. DURMUS and OYAR. Effects of post core materials on stress distribution in the restoration of mandibular second premolars: A finite element analysis. **J Dent Prosthet** 2014 setembro; 112 (3): 547-54. doi: 10.1016

20. FENG, et al. Influence of mesoporous silica coating treatment on push-out bond strength of zirconia posts. **Bio-Medical Materials and Engineering** 24 (2014) 2187–2195

46. HEFFERNAN, et al. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. **J Prosthet Dent**. 88(1):4-9; Jul/2002

26. HIRATA. **Resistência flexural e módulo de elasticidade de resinas compostas e fibras de vidro e polietileno**. 2002. 102f. Dissertação

(Mestrado em Odontologia). Faculdade de odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, 2002

3. JULOSKI, J. et al. “Four-Year Survival of Endodontically Treated Premolars Restored with Fiber Posts.” **Journal of Dental Research** 93.7 Suppl (2014): 52S–58S. *PMC*. Web. 12 Jan. 2016.

24. KEUL, et al. Influence of PEEK surface modification on surface properties and bond strength to veneering resin composites. *J Adhes Dent*. 2014 Aug; 16(4):383-92.

34. KINNEY, et al. The mechanical properties of human dentin: a critical review and re-evaluation of the dental literature. **Crit Rev Oral Biol Med**. 2003; 14 (1):13-29.

7. KURTZ, J.N., DEVINE. Biomateriais PEEK em trauma, ortopedia, e implantes espinhais. **Biomaterials** 28 (2007) pg. 4845–4869

18. KURTHUKOTI, et al. Fracture resistance of endodontically treated permanent anterior teeth restored with three different esthetic post systems: An in vitro study. **J Indian Soc Pedod Prev Dent**. 2015 Oct-Dec; 33(4):296-301

53. LIEBERMANN, et al. Physicomechanical characterization of polyetheretherketone and current esthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media. **J Prosthet Dent**. 2015 Nov 5.

60. Lava Ultimate — CAD/CAM Restorative, Technical Product Profile. Seefeld: 3M-Espe; 2012.

42. LEITE. **Identificação experimental de amortecimento de vigas de alumínio com camadas de material viscoelástico**. Monografia (Graduação em Engenharia Automotiva). Universidade de Brasília, DF, 2013

11. LU, et al. Enhanced osteointegration on tantalum-implanted polyetheretherketone surface with bone-like elastic modulus. **Biomaterials**. 51 173e183 (2015)

49. MACCARI, et al. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with three different prefabricated esthetic posts. **J Esthet Restor Dent.** 2003;15(1):25-30;
5. MAEKAWA, et al. Mechanical properties of orthodontic wires made of super engineering plastic. **Dental Materials Journal** 2015; 34(1): 114–11
16. MANICONE, et al. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. **Journal of Dentistry** 35 (2007) 819–826
32. MEYENBERG, et al. Zirconia posts: a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. **J Esthet Dent** 1995; 7: 73-80.
10. MENINGAUD et al. After titanium, peek? **Rev Stomatol Chir Maxillofac** 113:407-410; 2012.
48. MAZZOCCATO, et al. Propriedades flexurais de pinos diretos metálico e não – metálicos. **R Dental Press Estét**, Maringá, v. 3, n. 3. jul./ago./set. 2006
55. NAJEEB, et al. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. **J Prosthodont Res.** 60(1): 12-9. 2016 jan.
57. NORMA DA ISO 2004
33. Norma da ISO
30. OZKURT, et al. Zirconia ceramic post systems: a literature review and a case report. **Dent Mater J.** 2010 May; 29(3):233-45.
56. ORSI, et al. Evaluation of the flexural strength and elastic modulus of resins used for temporary restorations reinforced with particulate glass fibre. **Gerodontology.** 2012 Jun;29(2): e63-8.

40. PEREIRA, et al. Algoritmo para determinação do amortecimento de materiais cerâmicos pela técnica das frequências naturais de vibração via excitação por impulso. **Cerâmica**, v. 58 p. 229-237, 2012

35. PLOTINO, et al. Flexural properties of endodontic posts and human root dentin. **Dent Mater**. 2007 Sep; 23(9):1129-35.

15. RAIGRODSKI, AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. **Dent Clin N Am** 48 (2004) 531–544

27. RUSCHEL. **Influência de alterações na rugosidade superficial externa e interna na resistência flexural de uma cerâmica**. 2011. 114f. Dissertação (Mestrado Em Odontologia) Universidade Federal De Santa Catarina Programa De Pós-Graduação Em Odontologia, 2011

51. SHINNO, et al. Comprehensive analyses of how tubule occlusion and advanced glycation end-products diminish strength of aged dentin. *Sci Rep*. jan/2016

2. SCHWARTZ RS, ROBBINS JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. **J Endod** 30:289-301, 2004.

8. SCHWITALLA, et al. Flexural behavior of PEEK materials for dental application. **Dental Materials** 31 (2015) 1377–1384.

9. SCHWITALLA et al. Finite element analysis of the biomechanical effects of PEEK dental implants on the peri-implant bone. **Journal of Biomechanics** 48 (2015) 1–7

37. SEGUNDINHO, et al. Aplicação do método de ensaio das frequências naturais de vibração para obtenção do módulo de elasticidade de peças estruturais de madeira. **Revista Árvore**, v.36, n.6, p.1155-1161, 2012

36. SIDOLI, et al. An in vitro evaluation of a carbon fiber-based post and core system. **J Prosthet Dent**. 1997 Jul;78(1):5-9.

1. SKUPIEN, et al. A systematic review of factors associated with the retention of glass fiber posts. **Braz Oral Res** [online]. 29(1):1-8, 2015.

22. STAWARCZYK, et al. PEEK surface treatment effects on tensile bond strength to veneering resins. . J Dent Prosthet 2014 novembro; 112 (5): 1278-1288. doi: 10.1016

45. STAWARCZYK et al. Effect of different surface pretreatments and adhesives on the load-bearing capacity of veneered 3-unit PEEK FDPs. **J Prosthet Dent.** 2015 Nov;114(5):666-73.

54. STAWARCZYK, et al. Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. **Journal of the mechanical behavior of biomedical materials** 55 (2016)

23. UHRENBACHER, et al. The effect of surface modification on the retention strength of polyetheretherketone crowns adhesively bonded to dentin abutments. **J Prosthet Dent.** 2014 Dec;112(6):1489-97. doi: 10.1016

28. WAGNER e CHU. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. **J Prosthet Dent.** 1996 Aug; 76 (2):140-4.

4. WILLIAMS, et al. Potential of polyetheretherketone (peek) and carbon-fibre-reinforced peek in medical applications. **Journal of materials science letters** 6 (1987) 188-190

52. XU, et al. Comparative study of flexural strength test methods on CAD/CAM Y-TZP dental ceramics. **Regenerative Biomaterials.** p239–244. Dec/2015

6. ZOIDIS, et al. The Use of a Modified Poly-Ether-Ether-Ketone (PEEK) as an Alternative Framework Material for Removable Dental Prostheses. A Clinical Report. **Journal of Prosthodontics** (2015)

