

**FUNDAÇÃO OSWALDO ARANHA**  
**CENTRO UNIVERSITÁRIO DE VOLTA REDONDA**  
**PRO-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO**  
**PROGRAMA DE MESTRADO PROFISSIONAL EM MATERIAIS**

**PEDRO PAULO MOTTA BARBOSA CICHELLI**

**Avaliação da dureza e desenvolvimento de um protocolo de  
tratamento de superfície para coroas monolíticas da zircônia  
Prettau<sup>®</sup> em próteses fixas de dentes anteriores**

**VOLTA REDONDA**

**2019**

**FUNDAÇÃO OSWALDO ARANHA**  
**CENTRO UNIVERSITÁRIO DE VOLTA REDONDA**  
**PRO-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO**  
**PROGRAMA DE MESTRADO PROFISSIONAL EM MATERIAIS**

**Avaliação da dureza e desenvolvimento de um protocolo de tratamento de superfície para coroas monolíticas da zircônia Prettau® em próteses fixas de dentes anteriores**

Dissertação apresentada ao Mestrado Profissional em Materiais do Centro Universitário de Volta Redonda – UniFOA, como requisito obrigatório para obtenção do título de Mestre em Materiais, sob a orientação do prof. Dr. Roberto De Oliveira Magnago, na área de concentração de processamento e caracterização de materiais reciclados, compósitos, nanomateriais e biomateriais, linha de pesquisa em materiais cerâmicos

Aluno:

Pedro Paulo Motta Barbosa Cicchelli

Orientador:

Prof. Dr. Roberto De Oliveira Magnago

Co-Orientador:

Prof. Dr. Cláudio Luis Melo Silva

**VOLTA REDONDA**

**2019**

### FICHA CATALOGRÁFICA

Bibliotecária:Alice Tacão Wagner - CRB 7/RJ 4316

C586aCicchelli, Pedro Paulo Motta Barbosa.

Avaliação da dureza e desenvolvimento de um protocolo de tratamento de superfície para coroas monolíticas da zircônia Prettau® em próteses fixas de dentes anteriores. / Pedro Paulo Motta Barbosa Cicchelli. - Volta Redonda: UniFOA, 2019.

65p.: Il

Orientador(a): Roberto de Oliveira Magnago

Dissertação (Mestrado) – UniFOA / Mestrado Profissional em Materiais, 2019

1. Materiais - dissertação. 2.Cerâmica – tratamento de superfície - dureza.I. Magnago, Roberto de Oliveira. II. Centro Universitário de Volta Redonda. III. Título.

CDD – 620.1



FUNDAÇÃO OSWALDO ARANHA  
CENTRO UNIVERSITÁRIO DE VOLTA REDONDA  
PRO-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO  
MESTRADO PROFISSIONAL EM MATERIAIS



**PEDRO PAULO MOTTA BARBOSA CICHELLI**

Desenvolvimento de um protocolo de tratamento de superfície para coroas monolíticas da zircônia Prettau® em próteses fixas de dentes anteriores

ESTA DISSERTAÇÃO FOI JULGADA ADEQUADA PARA OBTENÇÃO DO  
TÍTULO DE  
“MESTRE EM MATERIAIS”

APROVADO EM SUA FORMA FINAL PELO PROGRAMA DE MESTRADO  
PROFISSIONAL EM MATERIAIS

  
Prof. Dr. Roberto de Oliveira Magnago  
Coordenador

**BANCA EXAMINADORA:**

  
Prof. Dr. ROBERTO DE OLIVEIRA MAGNAGO  
Presidente da banca / Orientador / UniFOA

  
Profa. Dra. CRISTIANE FONSECA DE CARVALHO  
Examinador interno / UniFOA

  
Profa. Dra. RENATA MARTINS PARREIRA  
Examinador externo / UniREDENTOR

Junho de 2019

## **DEDICATÓRIA**

Este trabalho é dedicado a todos que me motivaram e inspiraram para sua realização e conclusão.

## **AGRADECIMENTOS**

À todos que de alguma forma colaboraram com minha formação, em especial aos meus professores da especialização : Tereza Cristina, Cristiane Fonseca, também ao meu co-orientador Cláudio Melo. Aos meus amigos e familiares que sempre contribuíram positivamente em todos os meus projetos.

## RESUMO

Buscando inovação e a mais avançada tecnologia, a indústria de materiais odontológicos se supera a cada ano. Com o atual fomento estético, muitas empresas voltaram toda sua atenção para esse tema popular e rentável em todo mundo, e chegaram a um produto considerado como o ápice da estética, as zircônias de alta translucidez. Com este material é possível a realização de trabalhos de qualidade, altamente estéticos e com elevadas propriedades mecânicas. Além disso, a utilização da zircônia também é viável em sua forma monolítica, mesmo em região estética, por ser translúcido após a sinterização, diferente das zircônias tradicionais, que são opacas, e por isso precisam ser combinadas com outras cerâmicas para uso nesta região. A realização de coroas monolíticas elimina a delaminação, que é a falha na união entre a cerâmica da infraestrutura, com a cerâmica de cobertura. Essa falha muitas vezes resulta na perda do trabalho, o que às vezes acarreta em constrangimento, e perda de confiança na relação entre dentista e paciente. Por outro lado, este ainda é um material novo e desconhecido por alguns profissionais. A zircônia Prettau Anterior, é uma zircônia de alta translucidez, usada na confecção de coroas monolíticas, para a região estética. Ela será o material analisado neste trabalho, que tem a finalidade de desenvolver um protocolo de tratamento de superfície desta cerâmica auxiliando o dentista na etapa de cimentação. Análises em microscópio eletrônico para visualização da superfície, ensaios de microdureza Vickers e resistência de união, também foram realizados, nos quais foram obtidos valores médios de 1410,15 HV para dureza, e 34 MPa na resistência de união da Zircônia Prettau Anterior.

**Palavras-chave: Dureza, Cerâmica Tratamento de superfície**

## ***ABSTRACT***

Seeking innovation and the most advanced technology, the dental materials industry overcomes itself every year. With today's aesthetic advancement many companies have turned their attention to this popular and profitable theme all over the world, and have come to a product regarded as the apex of aesthetics, the high translucidity zirconia. With this material it's possible to carry out quality, highly aesthetic and with high mechanical properties. In addition, the use of zirconia is also feasible in its monolithic form, even in the aesthetic region, because it is translucent after sintering, unlike the traditional zirconia, which are opaque and therefore need to be combined with other ceramics for use in this region. The realization of monolithic crowns eliminates the delamination, which is the failure in the union between the infrastructural ceramics, with the covering ceramics. This failure often results in loss of work, which sometimes leads to embarrassment, and loss of confidence in the relationship between dentist and patient. On the other hand, this is still a new and unknown material by some professionals. Prettau Anterior zirconia, is a high translucidity zirconia, used in the manufacture of monolithic crowns, for the aesthetic region. It will be the material analyzed in this work, which has the purpose of developing a protocol of surface treatment of this ceramic assisting the dentist in the stage of cementation. Electron microscopic analysis for surface visualization, Vickers microhardness tests and bond strength were also performed, in which average values of 1410.15 HV were obtained for hardness and 34 MPa in the bond strength of Zirconia Prettau Anterior.

**Keywords: Hardness, Ceramics, Surface treatment**



## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - O destaque da região no macromodelo ilustra a região correspondente aos dentes anteriores, Incisivos centrais, laterais e caninos. Fonte: O Autor .....	20
Figura 2 – A seta indica a ocorrência de delaminação em prótese sobre implante. Fonte: O Autor.....	27
Figura 3 – Feixe de luz mostrando a opacidade da zircônia pré-sinterizada a (esquerda A ) e translucidez da zircônia sinterizada a (direita B). Fonte: O Autor ....	29
Figura 4 - Zircônia Prettau Anterior présinterizada (esquerda A) e sinterizada (direita B). Fonte: O Autor .....	29
Figura 5 – A: Zircônia Prettau® e Transluzent Fonte: O Autor .....	34
Figura 6 – B: Zircônia Prettau® e Transluzent Fonte: O Autor .....	34
Figura 7- Confecção do molde de silicone sobre o modelo do corpo de prova (Fonte: O Autor).....	36
Figura 8 – Realização dos furos na posição desejada, para aplicação do cimento resinoso(Fonte: O Autor) .....	36
Figura 9- Furos realizados no molde de silicone (Fonte: O Autor) .....	37
Figura 10- Aplicação do cimento resinoso (Fonte: O Autor).....	37
Figura 11- Fotopolimerização do cimento resinoso (Fonte: O Autor).....	38
Figura 12- Corpo de prova pronto para o ensaio de cisalhamento (Fonte: O Autor).38	
Figura 13 – Corpos de prova para o ensaio de microdurezaVickers Fonte: O Autor	39
Figura 14 – Corpo de prova para o ensaio de cisalhamento. Fonte: O Autor .....	40
Figura 15 – Molde de silicone para cimentação dos cilindros de cimento resinoso Fonte: O Autor.....	41
Figura 16 – Ensaio de Cisalhamento Fonte: O Autor .....	41
Figura 17 – Microscópio Eletrônico de Varredura do laboratório UniFOA Fonte: O Autor.....	42
Figura 18 - Resultados da Zircônia Sinterizada.....	44
Figura 19 - Resultados da Zircônia Transluciente Sinterizada.....	45
Figura 20 - Comparação entre o Grupo A1 (Zircônia Sinterizada) e Grupo A4 (Zircônia Transluciente Sinterizada).....	45
Figura 21 - Resultados da Zircônia Pré-Sinterizada.....	46
Figura 22 - Resultado da Zircônia TranslucientePré Sinterizada .....	46
Figura 23 - Resultados gerais dos ensaio de dureza. ....	47
Figura 24 - Zircônia Jateada.....	48
Figura 25 - Zircônia Controle (Não Jateada) .....	49
Figura 26 - Zircônia Prettau ao MEV no aumento de 60x Jateada (A) e Não Jateada (B) .....	49
Figura 27 - Zircônia Prettau ao MEV no aumento de 200x Jateada (A) e Não Jateada (B) .....	50

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1.	Materiais Utilizados para confecção das amostras .....	33
Tabela 2.	Tabela de preparação dos corpos de prova.....	35
Tabela 3.	Valores médios de Microdureza.....	43
Tabela 4.	Média (HV) e desvio padrão ( $\mu\text{m}$ ) e análise estatística (letras iguais valores correspondentes) da dureza das cerâmicas Prettau e Transluzent.....	47
Tabela 5.	Valores obtidos no ensaio de cisalhamento .....	50
Tabela 6.	Média e desvio padrão (MPa) da resistência adesiva das cerâmicas Prettau dos grupos controle e jateadas.....	51

## LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

Y-TZP	<i>Yttria stabilized tetragonal zirconia polycrystalline</i> (Zircônia tetragonal policristalina estabilizada por ítria)
MPa	<i>Mega Pascal</i>
FDI	Federação Dentária Internacional
ISO	<i>International Organization for Standardization</i>
MEV	Microscópio Eletrônico de Varredura
mm	milímetros
nm	nanômetros
F	Força
N	Newton
A	Área do Círculo
$r$	Raio do círculo
%	Porcentagem
$\pi$	Pi
CAD	<i>Computer aided design</i> (Desenho assistido por computador)
CAM	<i>Computer aided manufacturing</i> (Manufatura assistida por computador)

## LISTA DE EQUAÇÕES

Equação 1 - Área do Círculo.....Página 37

Equação 2 - Resistência de União.....Página 37

## SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	14
2. Objetivos .....	17
2.1. Geral .....	17
2.2. Específico.....	17
3. JUSTIFICATIVA .....	18
4. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	19
4.1. Posicionamento Dentário .....	19
4.2. Evolução das Cerâmicas.....	20
4.2.1. As Porcelanas.....	21
4.2.2. Os Vidros Ceramizados.....	23
4.2.3. As Cerâmicas a base de óxidos .....	24
4.3. Zircônia estabilizada por ítria (Y-TZP).....	25
4.4. Zircônia monolítica .....	26
4.5. Zircônia Prettau® Anterior.....	28
4.6. Agentes Cimentantes .....	30
4.7. Cisalhamento e Rugosidade .....	31
4.8. Protocolos Em Odontologia.....	32
5. MATERIAIS E MÉTODOS .....	33
5.1. Materiais.....	33
5.1.1. Zircônia – Y-TZP.....	34
5.2. Métodos .....	34
5.2.1. Preparo das Amostras .....	34
5.2.2. Microdureza Vickers .....	39
5.2.3. Cisalhamento.....	40
5.2.4. Microscópio eletrônico de varredura (MEV).....	42
6. RESULTADOS E DISCUSSÃO .....	43
7. CONCLUSÕES .....	54
8. TRABALHOS FUTUROS .....	55
9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	56

## 1. INTRODUÇÃO

A busca pela satisfação de ter o sorriso perfeito tem levado muitas pessoas a procurarem correções estéticas para seus dentes nos consultórios odontológicos [1]. Alguns destes trabalhos têm soluções mais simples e conservadoras, enquanto outros necessitam de uma maior intervenção para a verdadeira satisfação do cliente. Normalmente nestes trabalhos são necessárias confecções de próteses fixas ou sobre implantes[2].

Para resolução destes casos, muito tem se recorrido ao uso da cerâmica odontológica. Inicialmente quando existia grande destruição do tecido dentário, ocasionando perda da função mastigatória, usava-se uma infraestrutura de metal, com uma cerâmica de cobertura, estes trabalhos são chamados de metalocerâmicos e ainda são usados. Entretanto, tratando-se de estética a tendência do mercado é que esses trabalhos venham sendo substituídos pelos trabalhos Metal Free, nos quais se utilizam próteses livres de metal, onde seu único material é a cerâmica, pois deste modo obtém-se um trabalho puramente estético, além de devolver a função mastigatória [3].

Atualmente existem no mercado três grupos de cerâmica odontológica: as feldspáticas, os vidros ceramizados e as cerâmicas a base de óxidos [4].

Juntamente com a evolução da odontologia, ocorreu também a evolução das técnicas e materiais de trabalho. Um dos materiais que vem sendo muito estudado, é a cerâmica a base de óxido de zircônia, parcialmente estabilizada por ítria que é umas das matérias primas para a confecção de próteses fixas sobre dentes e implantes. Essa ampla utilização desse material é dada porque a zircônia mesmo sendo um material frágil, consegue resistir às forças mastigatórias por ter grande resistência a flexão, dureza e tenacidade a fratura, mas seu uso deve-se principalmente a capacidade de mimetizar a estrutura dentária, conseguindo reproduzir tanto a textura, quanto as propriedades ópticas da dentina, e do esmalte dentário [5] além de ser um material bioinerte e biocompatível, auxiliando na manutenção da saúde pulpar e periodontal, até porque possui baixa adesão de placa bacteriana [6].

Encontram-se três estágios estruturais da zircônia (cúbica, monoclínica e tetragonal) de acordo com as variações de temperatura, cada uma dessas estruturas apresenta propriedades diferentes. Nas coroas protéticas para reabilitação oral, utiliza-se a zircônia na fase tetragonal parcialmente estabilizada por ítria a 3% (Y-TZP) também conhecida como cerâmica de óxido de zircônio estabilizado com 3% mol de írio ( $ZrO_2-Y_2O_3$ ) [7]. Essa estabilização parcial com ítria é necessária para obtenção da fase tetragonal em temperatura ambiente. E é nesta fase que se obtêm as melhores propriedades para uso odontológico, pois quando a estrutura sofrer estímulos termomecânicos ocorrerá a transformação para a fase monoclínica, onde ocorrerá um aumento entre 3 a 5 % no seu volume, que irá inibir a propagação de trincas na estrutura, pois gerará tensões compressivas no topo da trinca que aumentarão a tenacidade a fratura do material [8].

Há poucos anos surgiu no mercado, um novo tipo de zircônia estabilizada por ítria, que diferentemente da Y-TZP convencional, apresenta vários níveis de translucidez, fornecendo propriedades ópticas necessárias, para trabalhos estéticos satisfatórios em dentes anteriores – Caninos, incisivos centrais e laterais ou mesmo pré-molares que tenham uma exigência óptica por participarem do conjunto de beleza do sorriso. Estes são elementos que possuem um elevado nível de exigência estética [9].

Além da estética, outra vantagem desta zircônia é que ela possibilita confecção de trabalhos monolíticos, ou seja, o trabalho cerâmico terá um único tipo de cerâmica constituinte em sua composição, sendo assim uma alternativa para os trabalhos em que se utiliza uma infraestrutura de zircônia, com uma cerâmica de cobertura (uma cerâmica Feldspática), já que neste existe a possibilidade de delaminação, que nada mais é que um lascamento da cerâmica de recobrimento com a cerâmica da infraestrutura, que ocorre principalmente devido a diferença do coeficiente de expansão térmico linear de cada material [10].

Uma das marcas comerciais dessa zircônia translúcida é a Prettau® Anterior, e também será desenvolvido um protocolo de tratamento de superfície para a mesma, visto que ainda não foi formalizado um protocolo de tratamento de superfície da zircônia Prettau® Anterior, uma etapa importante, para melhoria da resistência de união das cerâmicas a base de óxido, principalmente na região dos dentes anteriores, na qual existe uma expectativa muito grande do paciente para a

finalização do caso, e no qual uma falha no trabalho, pode acarretar problemas estéticos, funcionais, sociais e até mesmo judiciais para o cirurgião dentista ou seu paciente, este estudo vem com a finalidade de auxiliar o odontólogo no tratamento de superfície da zircônia Prettau® Anterior.



## 2. OBJETIVOS

### 2.1. GERAL

O objetivo deste trabalho foi desenvolver um protocolo de tratamento de superfície, para aumentar a resistência de união da cerâmica a base de Zircônia Prettau<sup>®</sup> Anterior com o cimento resinoso na etapa de cimentação do trabalho protético, visto que ainda não foi formalizado um protocolo de tratamento de superfície para tal material.

A Prettau é uma cerâmica que surgiu com o objetivo de eliminar a delaminação das coroas metal-free.

### 2.2. ESPECÍFICO

Análise morfológica da superfície (com grupo controle e pós tratamento) com auxílio do MEV

Ensaio mecânico de Dureza entre duas cerâmicas Y-TZP, avaliando se existe perda da dureza, devido ao rompimento de ligações intergranulares dos grãos cerâmicos e maior concentração de ítria na formulação, necessária para promover algum nível de translucidez na zircônia.

- Prettau<sup>®</sup> Anterior – Totalmente estabilizada por ítria
- ICE Translucent<sup>®</sup> – Parcialmente estabilizada por ítria 3%

Ensaio de Cisalhamento, para avaliação da resistência de união da Y-TZP com o cimento.

### 3. JUSTIFICATIVA

Para desenvolvimento do tratamento de superfície, é necessária avaliação da resistência de união entre a superfície cerâmica e o cimento resinoso, por este motivo foi aplicado o ensaio de cisalhamento para avaliação deste quesito. O ensaio avalia um grupo controle (sem tratamento de superfície) e um grupo tratado, para que seja analisada a alteração da resistência de união que o tratamento de superfície proporcionou.

Na análise morfológica será avaliada a rugosidade da superfície cerâmica, fator importante no aumento da resistência de união.

O ensaio de dureza é necessário para caracterização, e avaliação da possível alteração de dureza, devido a redução do tamanho de grão da Zircônia Prettau<sup>®</sup> Anterior em relação a zircônia ICE Translucent<sup>®</sup>.

O principal propósito desse trabalho é desenvolver um protocolo de tratamento de superfície para a Zircônia Prettau<sup>®</sup> que é um material relativamente novo, sem um protocolo definido.

## 4. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

### 4.1. POSICIONAMENTO DENTÁRIO

Segundo uma convenção internacional, conhecida como Notação Dentária FDI (Federação Dentária Internacional) ou simplesmente Notação Dentária Internacional, foi estabelecido um sistema ISO, que ficou conhecido como Notação ISO, que é um padrão internacional para identificação dos dentes na arcada dentária em função de seu posicionamento e características peculiares de anatomia. Um sistema de dois dígitos que possibilita a identificação de 32 dentes permanentes e 20 dentes decíduos. Neste sistema, para dentes permanentes que é o foco deste trabalho, a boca é dividida em quadrantes numerados em ordem crescente de 1 a 4, de acordo com uma região específica, sendo eles: Quadrante 1 – Superior Direito; Quadrante 2 – Superior Esquerdo; Quadrante 3 – Inferior Esquerdo; Quadrante 4 – Inferior direito. Esta numeração irá estabelecer o primeiro dígito do código binário da ISO 3950, o segundo número segue uma numeração crescente de 1 a 8 correspondente aos dentes respectivamente nesta ordem: Incisivo central, incisivo lateral, canino, primeiro e segundo pré-molar, primeiro, segundo e terceiro molar. Desta forma é possível localizar cada elemento em seu respectivo quadrante. São classificados como dentes anteriores a numeração que vai de 1 a 3, a qual corresponde aos seguintes elementos: incisivos centrais, incisivos laterais e caninos [11]. Elementos posteriores são os elementos localizados mais internamente na cavidade oral, utilizados para a mastigação propriamente dita, e que não possuem envolvimento estético direto na formação do sorriso visível, tais como os dentes molares e pré-molares.

Desta forma caracterizam-se como dentes anteriores os elementos 11, 12, 13, 21, 22, 23, 31, 32, 33, 41, 42, 43 (Figura 1). Porém esteticamente em alguns casos os pré-molares participam da estética do sorriso. A estética faz parte do sucesso da reabilitação protética destes elementos, que dependem não só de funcionabilidade, mas da beleza da cerâmica aplicada nas próteses para que o paciente reabilitado consiga não só repor sua função mastigatória, como inserir-se novamente em seu meio de convívio social [9].

Dentes anteriores são influenciados pelas propriedades ópticas, de translucidez, opalescência e fluorescência, por receberem diretamente a luz do meio externo, desta forma o material restaurador para tal região deve apresentar tais propriedades, para que seja possível o mimetismo da estrutura dentária. Um material restaurador totalmente opaco afetaria a transmissão de luz, que ocorre naturalmente nos dentes, prejudicando a estética do sorriso e o mimetismo do material restaurador.



Figura 1 - O destaque da região no macromodelo ilustra a região correspondente aos dentes anteriores, Incisivos centrais, laterais e caninos. Fonte: O Autor

#### **4.2. EVOLUÇÃO DAS CERÂMICAS**

*Keramos*, que significa argila, é a palavra que se originou na Grécia nomeando o que hoje se conhece por cerâmica. Material este que tem uma antiquíssima origem, com vestígios de uso pela sociedade egípcia, há cerca de 13 mil anos, seus primeiros vestígios foram encontrados por arqueólogos enquanto escavam o Vale do rio Nilo [12].

Em um primeiro momento a cerâmica antiga era utilizada apenas para armazenamento de líquidos e determinados grãos, evoluindo posteriormente para o uso de decoração e ornamentação, e até mesmo nas construções das primeiras moradias mais rudimentares. Foi com os persas que se tem registro das primeiras incorporações de óxidos metálicos à composição da matéria prima da cerâmica, previamente à sua fundição, para obtenção de brilho e cores diferentes às peças decorativas, esta técnica segue a mesma base do modelo hoje utilizado na cerâmica odontológica [13].

Segundo Camerota [12] (2017) foi em 1774 que se tem registro do uso da cerâmica, na fabricação de dentes, neste caso sua utilização, foi com a ideia de trocar o marfim em uma prótese, depois posteriormente em 1887 surgiu a patente das primeiras coroas e inlays deste material, para reabilitação de elementos dentários que tiveram parte de sua anatomia perdida (assim como acontece hoje, entretanto com os mais diversos tipos de cerâmica existentes no mercado), mas foi apenas em 1903 que começam a aparecer registros de trabalhos metalocerâmicos, que consistem numa infraestrutura metálica que confere a resistência mecânica da coroa, a qual é recoberta por uma aplicação de cerâmica feldspática que será a responsável pela estética do trabalho, deixando a prótese harmonizada e mimetizada com os demais elementos dentários, porém, este trabalho deixa um pouco a desejar no quesito estético se comparado com a tecnologia dos sistemas cerâmicos atuais, com os quais foi possível o desenvolvimento de reabilitações livres de metal, também conhecidos como metal free.

Deste último grupo, de cerâmicas odontológicas, livres da infraestrutura metálica conhecidas como metal free, e que apresentam nível de máxima estética para trabalhos em regiões de dentes anteriores, existem basicamente três grandes grupos de classificação. Porcelanas (ou cerâmicas feldspáticas), Vidros Ceramizados e Cerâmicas a base de óxidos. [14]

Sabe-se que tudo é composto por átomos, e essa verdade não exclui as cerâmicas, dentre os átomos metálicos que a compõe é possível encontrar zircônio, alumínio, lítio, cálcio, potássio, sódio, magnésio, entre outros, e átomos não metálicos como por exemplo o oxigênio, silício, flúor e boro [4] a concentração desses elementos caracteriza a formação de duas fases, sendo uma vítrea, a qual apresenta basicamente uma cadeia de óxido de silício, e outra cristalina. A quantidade de cada fase determina as propriedades ópticas e de resistência mecânica do material.

#### **4.2.1. As Porcelanas**

Derivadas de um grupo mineral conhecido como Feldspatp [15], são exemplificadas pela Leucita e cerâmicas Feldspáticas, esse grupo apresenta uma elevada translucidez, sua base é composta por sílica e alumina, constituídas quase

unicamente de fase vítrea, são as mais belas e mais frágeis, por sua baixa resistência a flexão. Sua resistência mecânica fez com que seu uso fosse restringido pela quantidade de falhas mecânicas apresentadas. Além disso, ocorre um agravamento neste quesito quando existem microtrincas e/ou microporosidades na matriz, o que leva a falha mecânica do material, mesmo em baixíssimos níveis de tensão [16]. As porcelanas podem ser definidas como um vidro, compostas por uma pequena adição de quartzo em meio a uma matriz de feldspato de potássio, a qual em temperaturas elevadas faz com que o feldspato decomponha-se em uma fase vítrea de estrutura amorfa e uma fase cristalina composta de leucita, desta forma é possível classificar este grupo de materiais em função do aumento da temperatura de fusão. Entre 650 e 850°C porcelana de ultrabaixa fusão, entre 851° e 1100°C porcelana de baixa fusão, entre 1101 e 1300°C porcelana de média fusão, e acima de 1300°C porcelana de alta fusão [17]. Devido sua riqueza em sílica, são passíveis de condicionamento por ácido fluorídrico numa faixa de concentração entre 5 à 10%, visando com este condicionamento gerar rugosidade na peça que melhorará a interação da base da peça com o cimento odontológico resinoso, para que ocorra aumento da adesividade e resistência de união com a estrutura dentária [18].

O condicionamento ácido modifica a morfologia da superfície cerâmica, favorecendo o embricamento mecânico do cimento com a peça protética, o que eleva a resistência de união, depois da cimentação. Por outro lado, um condicionamento ácido excessivo irá degradar o composto vítreo [19], por este motivo é necessário conhecer o tempo correto de condicionamento, na concentração adequada, para que seja possível a criação das retenções micromecânicas sem que se enfraqueça a peça cerâmica. Estes valores de concentração do ácido fluorídrico, assim como o tempo estabelecido para um condicionamento benéfico, devem ser estipulados pelo fabricante do produto, já que esta alteração da propriedade mecânica dos corpos cerâmicos, pelo efeito de um ataque ácido, é um assunto muito discutido, e de debate, visto que existem estudos que alegam indiferença nas propriedades da cerâmica pós ataque ácido, bem como outros alegando o inverso [20].

#### 4.2.2. Os Vidros Ceramizados

São cerâmicas que assim como o Dissilicato de Lítio e Silicato de Lítio, surgiram através da busca por melhores resistências mecânicas das cerâmicas feldspáticas, através da adição de cristais e óxidos de reforço, por esse motivo possibilitou-se a utilização de espessuras menores de material cerâmico, o que consequentemente leva a um procedimento odontológico de menor invasividade decorrente do menor desgaste dentário, por esta tecnologia, torna-se possível a realização de facetas e laminados cerâmicos de alta resistência e estética [21].

Ainda apresentam uma grande quantidade de fase vítrea, a qual esta entrelaçada de forma dispersa com cristais de dissilicato de lítio (ou outros materiais), o que dificulta a evolução de trincas em seu interior. Sendo esta segunda parte responsável por sua fase cristalina, a disposição dos cristais, assim como seu tamanho, garantem sua maior propriedade mecânica e resistência ao desgaste [22].

Este grupo de cerâmicas consegue mimetizar com precisão a estrutura dentária, por apresentar um índice de refração de luz bem similar ao do tecido dentário (esmalte), a translucidez desse material não interfere, na propriedade óptica, mas auxilia a reproduzir com naturalidade a estrutura dentária humana [23].

Outra evolução foi a usinagem, possibilitando que um bloco de cerâmica fosse fresado pelo método de CAD/CAM, na construção de coroas monolíticas de dissilicato de lítio, algumas das marcas mais conhecidas para este processo são: IPS Empress CAD<sup>®</sup> e IPS e.max CAD<sup>®</sup> (Ivoclar Vivadent), Lava Ultimate<sup>®</sup> (3M ESPE), Vita Mark II<sup>®</sup> e Vita Enamic<sup>®</sup> (VITA Zahnfabrik) [24].

Também são passíveis de condicionamento com ácido fluorídrico, o qual ira condicionar a sílica do material, promovendo rugosidade para melhorar a interação da peça com o cimento resinoso, existe a recomendação de que se use um silano para melhora da adesão [25] entretanto para este grupo o tempo em contato com ácido pode ser menor por possuir menor quantidade de sílica que as cerâmicas feldspáticas.

### 4.2.3. As Cerâmicas a base de óxidos

Exemplificadas pela Alumina e Zircônia, são cerâmicas que tiveram a incorporação de óxidos metálicos em sua composição, é nesse grupo que estão os mais elevados valores das propriedades mecânicas, como dureza, resistência a flexão, tenacidade a fratura [26].

Não se enquadrando dentro das cerâmicas ácido sensíveis, pois são compostas quase em sua totalidade de fase cristalina, por este motivo o ácido fluorídrico faz pouca ou nenhuma rugosidade superficial da estrutura, devido a pouca quantidade de sílica existente no material. Como resistem a ação do ácido, não gerando rugosidade superficial, não é possível a criação do embricamento mecânico da peça com o cimento resinoso, não gerando aumento na resistência de união [27].

Nessas cerâmicas para melhorar a interação do cimento com a peça protética, faz-se necessário uso de jateamento com óxido de alumínio interior das próteses destes materiais, visando a criação de uma rugosidade no interior da peça. Após o jateamento a superfície fica menos lisa, fator este que favorece a criação de retenções micromecânicas da base da peça com o cimento. Outro tipo de jateamento que favorece a resistência de união são os sistemas CoJET<sup>®</sup>[28] [29] [30] ou Rocatec<sup>®</sup>[31] [32] (sendo este último um dos primeiros sistemas lançados para esta função). O jateamento desses sistemas aderem na superfície da peça, por um processo conhecido como silicatização. Recebe esse nome, pois esses sistemas possuem partículas de óxido de alumínio revestida por sílica, a superfície da peça fica impregnada por sílica fazendo com que se obtenha uma melhora na interação química adesiva com o cimento resinoso. Somado ao silano, que é uma molécula bifuncional, que possui aptidão a unir-se tanto a superfícies inorgânicas como orgânicas, quando aplicados na etapa de cimentação promoverá a união das diferentes superfícies: superfícies orgânicas (cimento resinoso), com inorgânicas (superfície protética) e vice-versa. Por fim, cimentos de última geração, contém em sua formulação um monômero conhecido como MDP (metacrilóxidecilo dihidrogênio fosfato), que apresenta afinidade por óxidos metálicos, que podem também aumentar a resistência de união da zirconia com cimento resinoso [33].



### 4.3. ZIRCÔNIA ESTABILIZADA POR ÍTRIA (Y-TZP)

Mostrando-se um promissor material cerâmico não só na odontologia, como em áreas da engenharia para confecção de ferramentas de cortes, abrasivos, refratários, e mais recentemente até na medicina [34] Y-TZP é a abreviação de *Yttrium stabilized tetragonal zirconia polycrystalline*, em português conhecida como zircônia estabilizada por ítria, a qual é uma cerâmica classificada como sendo a base de óxido de zircônia ( $ZrO_2$ ) a qual é parcialmente estabilizada com 3%mol de ítria ( $Y_2O_3$ ) [35].

Visando substituir o uso do metal na odontologia (a tendência *Metal free*), a zircônia parcialmente estabilizada com 3%mol de ítria ( $ZrO_2-3\%Y_2O_3$ ), em alguns anos passou a ser usado, como material de reabilitação, em especialidades como a implantodontia e a prótese, focando conquistar o grau máximo de trabalhos em excelência estética de reabilitações dentárias com próteses, além de promover funções mastigatórias, fonéticas e a auto-estima do paciente tratado [36].

Antes do estado líquido, que acontece acima dos  $2680^\circ C$ , a zircônia apresenta três fases cristalográficas. Em temperatura ambiente a fase presente é a monoclinica, acima dos  $1170^\circ C$ , inicia-se a transformação para a fase tetragonal da zircônia, e dos  $2370^\circ C$  aos  $2680^\circ C$  a fase dominante é a cúbica. Sendo  $1600^\circ C$  a temperatura de sinterização da zircônia. A adição da ítria nesse composto faz com que após a sinterização, a zircônia permaneça estabilizada na fase tetragonal, sem retornar à fase monoclinica, que é a natural em temperatura ambiente normal, a zircônia quando se encontra em fase tetragonal, além de mostrar um melhor desempenho das propriedades mecânicas, tem um mecanismo de tenacidade à fratura, por ser parcialmente estabilizada pro ítria [37].

Além de suas propriedades estéticas, a cerâmica a base zircônia tem sua ampla utilização, devido às suas ótimas propriedades mecânicas, e difere-se de outros tipos de cerâmicas, por apresentar um peculiar mecanismo em relação a tenacidade a fratura, devido a uma mudança estrutural, muito conhecida como transformação de fase, que altera sua composição estrutural tetragonal para uma estrutura monoclinica. Este fenômeno acontece quando a cerâmica recebe tensões, acreditando-se que este é o gatilho que desencadeia essa troca de fases. Juntamente desta transformação, ocorre um fenômeno no volume estrutural da

partículas, este faz uma expansão volumétrica da matriz cerâmica, cerca de 3 a 5%, que geram campos de tensão ao redor dos grãos dispostos na matriz, dificultando a propagação de trincas e fazendo com que a tenacidade a fratura aumente [38].

A Y-TZP possui elevada tenacidade a fratura, chegando a 1200MPa que é bem superior as demais cerâmicas odontológicas [39] isto ocorre devido ao já citado mecanismo que faz a transformação de fase, que faz com que este material resista a propagação de trincas e absorva a energia antes de fraturar de maneira catastrófica, este fenômeno de tenacificação, recebe o nome de transformação martensítica [40].

Sabe-se que o tamanho do grão exerce um papel importante no desempenho mecânico da zircônia, Andreiuolo [41] 2011, afirma que para uma composição da tal estrutura de formato tetragonal metaestável na temperatura ambiente, existe um tamanho crítico, não podendo ser inferior a 0,8  $\mu\text{m}$ , visto que valores acima desta medida provocam a transformação de fase espontaneamente, por outro lado, grãos muito finos, com medida aproximadamente de 0,2  $\mu\text{m}$ , inibem a transformação de uma fase para outra (tetragonal para monoclinica). Por isso a forma de processamento do material afeta diretamente sua microestrutura e isso influi em seu desempenho e propriedades mecânicas. As Y-TZP registram na literatura valores de resistência a flexão entre uma faixa de 900 e 1200 Mpa, o qual é o valor mais alto entre todas as cerâmicas odontológicas [42].

#### **4.4. ZIRCÔNIA MONOLÍTICA**

Quando surgiram as coroas metal free de zircônia, em um primeiro momento elas não eram o material mais indicado para reabilitações em dentes anteriores, devido ao grau de opacidade incompatível com os elementos estéticos, uma alternativa para resolver este problema foi utilizar a zircônia como infra-estrutura e recobri-la com uma cerâmica de cobertura [43] assim como era utilizado há alguns anos atrás com as coroas metalocerâmicas, este mecanismo supriria a falta de translucidez, já que esta cerâmica de cobertura mimetizava a estrutura dental, possibilitando que a zircônia fosse usada mesmo em dentes anteriores [2].

Com o passar do tempo outro problema surgiu, em alguns casos houve falha na união da zircônia de infra-estrutura, com a cerâmica de cobertura (como também

ocorreu no passado com alguns poucos casos de trabalhos metalocerâmicos) essa falha de união é conhecida como delaminação (Figura 2) , sendo dificilmente corrigida, muitas vezes ocasionado na reconfecção do trabalho. Anusavice [44] (2012), apontou que de tais acontecimentos poderiam estar ligados a concentração de tensões residuais decorrente da diferença do coeficiente de expansão térmico dos diferentes tipos de cerâmica existentes no conjunto: designer, espessura e modo de aplicação das coberturas[44].



*Figura 2 – A seta indica a ocorrência de delaminação em prótese sobre implante. Fonte: O Autor*

Zircônias monolíticas apareceram com um claro objetivo, focado em eliminar a delaminação, mas para isso seria necessário que zircônia apresentasse certo grau de translucidez, mas mantendo sua resistência, para que fosse utilizada também em dentes anteriores. Por isso a indústria investiu numa forma de fazer com que esse material apresentasse características aceitavelmente estéticas, mas em contrapartida mantendo as boas qualidades mecânicas de toda e qualquer cerâmica convencional, denominado e conhecido pelo termo “zircônias de alta translucidez” [43].

Para que seja possível a obtenção de uma cerâmica translúcida é necessário que o tamanho dos grãos sejam diminuídos, ou uma modificação no método de

compactação e processamento da cerâmica para que seja obtido um material com pouquíssimos ou nenhum defeito, como aprisionamento de oxigênio na matriz ou poros, outra possibilidade para obtenção de cerâmicas translúcidas é a adição de dopantes, que realizem a ruptura das ligações intergranulares [45], esses dopantes são íons de terras raras trivalentes [46].

Tratando-se de zircônia estabilizada por ítria, a transmissão de luz ocorre com maior facilidade na existência de grãos com um menor diâmetro girando aproximadamente na faixa de 100nm, é possível que tal diferença na estrutura, além de alterar a capacidade da transmissão da luz no material, mas que também afete as resistências mecânicas como tenacidade a fratura e dureza [47].

Com o desenvolvimento das zircônias translúcidas, foi possível sua utilização monolítica (como já ocorria com os dissilicatos), onde um bloco de zircônia é usinado por sistema CAD/CAM, depois sinterizado, e por fim cimentado como uma prótese dentária. Existe no mercado uma infinidade de marcas comerciais de zircônia monolítica, exemplificada neste trabalho pela Prettau<sup>®</sup> Anterior que é da marca Zirkonzahn, material este que será estudado no presente trabalho.

#### **4.5. ZIRCÔNIA PRETTAU<sup>®</sup> ANTERIOR**

Primeiro, é importante salientar a existência da Zircônia Prettau<sup>®</sup>, e diferenciá-la, da Prettau anterior, apesar de ambas serem da mesma marca comercial, apresentam algumas características diferentes, a mais marcante delas é a concentração de óxido de ítrio na sua composição. Segundo o fabricante a concentração de óxido de ítrio ( $Y_2O_3$ ) na Zircônia Prettau está numa faixa de 4 e 6% [48] o que na Prettau anterior essa concentração de  $Y_2O_3$ , pode ser maior, mas sempre ficando abaixo de 12% [49], conforme Xiong [45] (2014) afirma em seu trabalho, a adição de dopantes, rompe as ligações intergranulares, possibilitando a obtenção de uma zircônia mais translúcida.

A Prettau Anterior, também de acordo com seu fabricante, apresenta valor de resistência à flexão de 670Mpa [49] que é menor dos valores apresentados pela Zircônia Prettau, que estão entre 1000 e 1200 Mpa [48], entretanto os valores de Dureza não se alteram. Pela diminuição de resistência a flexão, existe a indicação

maior de que a Prettau Anterior fique restrita à coroas individuais, facetas e pontes fixas de no máximo três elementos, podendo ser utilizada tanto em elementos anteriores quanto posteriores.

A translucidez na zircônia Prettau é obtida após sua sinterização, os blocos do material pré-sinterizados, são opacos como a Y-TZP convencional. A comparação de translucidez dos blocos pré-sinterizados e sinterizados pode ser observada nas figuras 3 e 4.

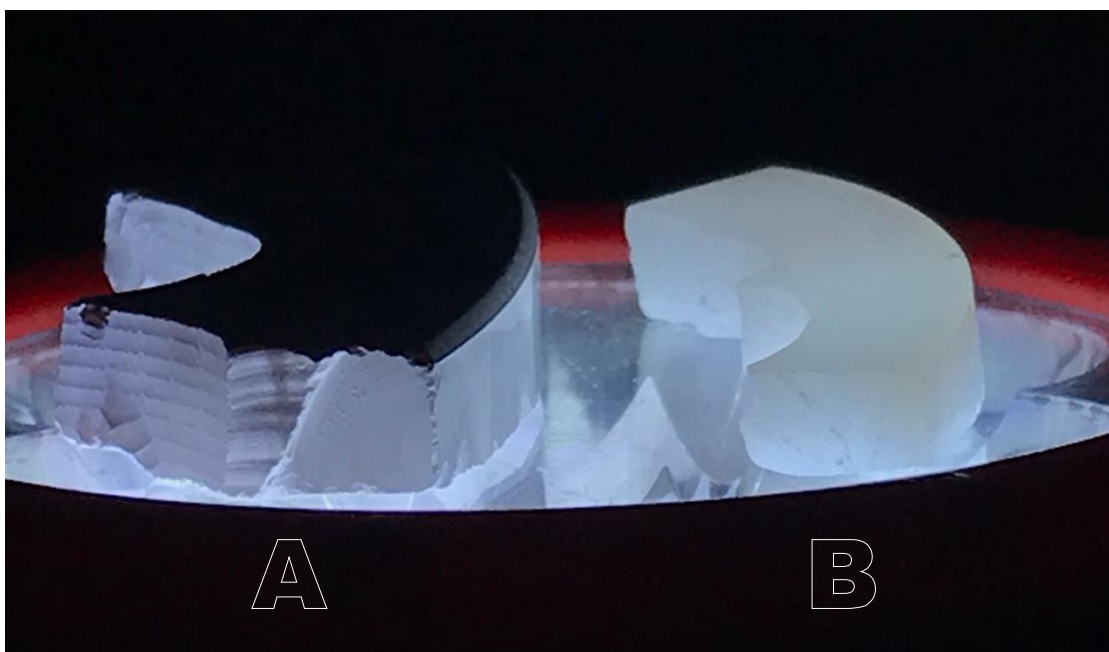


Figura 3 – Feixe de luz mostrando a opacidade da zircônia pré-sinterizada a (esquerda A) e translucidez da zircônia sinterizada a (direita B). Fonte: O Autor



Figura 4 - Zircônia Prettau Anterior pré-sinterizada (esquerda A) e sinterizada (direita B). Fonte: O Autor

Por pertencer ao grupo de cerâmicas para trabalhos monolíticos, a zircônia Prettau Anterior, é comercializada em blocos pré-sinterizados, sua utilização é por meio CAD/CAM que é um sistema de software para desenho virtual, ou digitalização

das coroas (CAD), e o sistema de fresagem e impressão 3D dos modelos de trabalho em laboratórios de protese (CAM) [50] [51]

Após a usinagem dos blocos, o material é levado ao forno para sua sinterização completa, ao final pode ser levado a boca do paciente para sua devida cimentação.

#### **4.6. AGENTES CIMENTANTES**

Dentro da odontologia existem diversos tipos de cimentos com diferentes finalidades, para cimentação de coroas protéticas, existem três opções: cimento de ionômero de vidro, cimento de fosfato de zinco, e cimento resinoso. Devido a sua baixa solubilidade, maior capacidade de retenção quando comparado aos outros dois tipos de cimento, e a possibilidade de seleção de cor do agente cimentante, o que proporciona manutenção da estética da peça protética [52] os cimentos resinosos podem ser classificados de acordo com sua forma de polimerização. Existem os puramente fotopolimerizáveis que apresentam moléculas sensíveis a luz, conhecidas como canforaquinonas, que reagem com aminas alifáticas que absorvem a energia luminosa, produzindo radicais livres, dando início ao processo de polimerização, outra classificação são a dos autopolimerizáveis (químicos), que geralmente são compostos por duas pastas, sendo uma pasta catalisadora e a outra uma pasta base, quando misturadas as pastas ocorre o processo de polimerização, o iniciador da reação é o peróxido de benzoíla, que é ativado por uma amina terciária aromática. Também existem os cimentos duais (de dupla ativação) que mesclam a fotoativação com a ativação química [53].

Esses cimentos resinosos vêm sendo muito utilizados nos trabalhos metal free, as reabilitações que utilizam uma infraestrutura cristalina com um certo grau de opacidade, exige uma cimentação com um cimento que possua um processo de polimerização, por ativação química, podendo este ser autopolimerizável ou mesmo dual, pois nestas cerâmicas altamente cristalinas, existe uma taxa bem reduzida na passagem de luz [54], entretanto, esses cimentos duais e autopolimerizáveis, possuem uma ativação química, realizada por uma amina terciária aromática, a qual apresenta uma tendência a oxidação, o que resulta numa alteração de cor, consequentemente comprometendo a longevidade estética do trabalho [55] Por este

motivo trabalhos, com grande necessidade estética como facetas, laminados cerâmicos e coroas monolíticas em dentes anteriores deve-se utilizar os cimentos puramente fotopolimerizáveis, pois esses cimentos apresentam estabilidade de cor [56].

O tempo de fotoativação, normalmente é descrito pelo fabricante do cimento, de acordo com as características técnicas de cada aparelho fotoativador, contudo é sabido, que a fotopolimerização do cimento resinoso, pode ser inibida, pelo contato da camada mais superficial do cimento, com o oxigênio. Para evitar que essa inibição ocorra, é sugerido que se faça uma aplicação de gel de glicerina, em toda margem da restauração, antes da etapa de fotopolimerização, isso melhora a adaptação e as propriedades mecânicas do cimento [57].

#### **4.7. CISALHAMENTO E RUGOSIDADE**

O cisalhamento é um tipo de tensão gerado por forças aplicadas em sentidos iguais ou opostos, em uma determinada direção, mas com diferentes intensidades de forças.

Devido à existência do atrito, quanto maior a rugosidade superficial, maior será a força aplicada para o deslocamento dos corpos, por este motivo, a avaliação da tensão de cisalhamento é muito utilizada para avaliação da influência do tratamento de superfície em cerâmicas [59]. A principal função de qualquer tratamento de superfície é promover o aumento da rugosidade superficial, aumentando o atrito entre os corpos, e conseqüentemente, aumentando a força necessária para deslocá-los [60].

No caso das cerâmicas a base de óxido o tipo de tratamento de superfície indicado é o jateamento, pois pela impregnação de óxidos de alumínio revestidos por sílica, promove-se rugosidade superficial, para avaliar o quanto essa rugosidade, influência na força necessária, para romper o atrito, o ensaio de cisalhamento pode ser aplicado para que seja possível calcular a resistência de união entre a Y-TZP e o cimento resinoso, além de avaliar a eficiência do jateamento realizado na peça [61].

#### 4.8. PROTOCOLOS EM ODONTOLOGIA

Werneck (2009), afirma que segundo o Ministério da Saúde [58] protocolos na saúde são orientações desenvolvidas de forma sistêmica com a finalidade de auxiliar na condução de uma “situação problema”, baseados em informação científica, e os protocolos são ferramentas importantes para redução de atividade inapropriada em um determinado procedimento, desta forma sempre direcionado para produzir o melhor resultado terapêutico exigido em cada caso.

Dentro da odontologia esse mesmo princípio pode ser seguido, os protocolos são um conjunto de ações tomadas, com a finalidade de evitar possíveis problemas durante a execução e longevidade de um determinado procedimento. Para isso é necessário conhecer os problemas e falhas que podem ocorrer, conhecer os materiais com os quais se trabalha, elucidar as finalidades do procedimento em questão para que desta forma implantar com os meios, determinadas ações que permitirão o alcance do sucesso do que está sendo realizado.

A ideia de protocolo aqui proposta, vêm com a possibilidade de visar uma maior longevidade de cimentação de coroas cerâmicas de zircônia monolítica Prettau, material o qual foi o alvo deste estudo, obtendo assim o melhor resultado clínico/terapêutico desejado na execução de próteses fixas com este material.



## 5. MATERIAIS E MÉTODOS

### 5.1. MATERIAIS

Foram utilizados os materiais descritos na Tabela 1 a seguir.

*Tabela 1 - Materiais Utilizados para confecção de amostras*

Material	Categoria	Fabricante
Zircônia Prettau <sup>®</sup>	Y-TZP	Zirkonzahn GMHB
Zircônia <i>Transluzent</i> <sup>®</sup>	Y-TZP	Zirkonzahn GMHB
Óxido de Alumínio	Óxido de Alumínio	Bio-Art
ROCA TEC-PLUS <sup>®</sup>	Óxido de alumínio modificado por dióxido de silício	3M ESPE do Brasil
Prosil <sup>®</sup>	Solução etanólica hidrolisada( 3 - Metacriloxipropiltrimetoxisilano hidrolizado )	FGM
Rely X U200 <sup>®</sup>	Pasta base: Bis GMA, TEGDMA, Peróxido de Benzoíla Pasta catalizadora: Bis GMA, TEGDMA, Amina, Sistema Fotoativador	3M ESPE, St Paul, MN, USA
Ambar <sup>®</sup>	MDP (10-Metacrilóiloxidecil dihidrogênio fosfato) Monômeros Metacrílicos Fotoiniciadores, co-iniciadores e estabilizante – Carga Inerte (nanopartículas de sílica) e veículo (etanol)	FGM

### 5.1.1. Zircônia – Y-TZP

O material alvo deste estudo será a Zircônia Y-TZP, duas variedades deste tipo de zircônia serão analisadas, sendo uma translúcida, após sua sinterização, vendida comercialmente sob o nome de Prettau® Anterior usada para confecção de coroas monolíticas, e a outra é completamente opaca comercializada como/cce Zirkon Transluzent®, ambas da marca Zirkozahn



Figura 5 – A: Zircônia Prettau® e Transluzent Fonte: O Autor

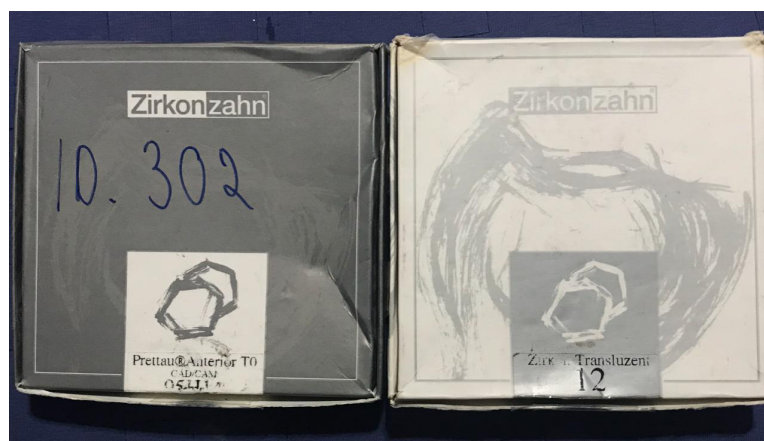


Figura 6 – B: Zircônia Prettau® e Transluzent Fonte: O Autor

## 5.2. MÉTODOS

### 5.2.1. Preparo das Amostras

Ao total foram preparados neste estudo onze corpos de prova (quatro de Zircônia *Transluzent*® sete Zircônia Prettau®) confeccionados a partir de blocos pré-sinterizados de Zircônia *Transluzent*® e Zircônia Prettau® (Zirkozahn GMHB), medindo 10 mm x 6mm x 4mm, cortadas na máquina de corte preciso, Isomet 1000, com disco diamantado de 0,5mm, sete amostras foram cortadas 20% maiores que a

medida final desejada, prevendo a contração ocorrida com a sinterização do material.

Após o corte, sete amostras (duas de Zircônia *Transluzent*<sup>®</sup> cinco Zircônia *Prettau*<sup>®</sup>) foram levadas a um forno específico, para sinterização a 1550°C por aproximadamente 6 horas, e sofreram resfriamento gradativo por 4 horas no forno.

As amostras foram embutidas em resina acrílica autopolimerizável, antes do tratamento de superfície proposto para cada grupo. No momento do embutimento, foi tomado todo cuidado, para que a resina acrílica não cobrisse a superfície da amostra.

O polimento das amostras foi executado numa politriz, utilizando lixas de papel com granulação 600, 800 e 1200, e polimento com pasta de diamante e pano de polimento, para obtenção de uma superfície polida e uniforme. As amostras foram lavadas em água corrente e limpas em cuba ultrassônica em água destilada por 5 minutos.

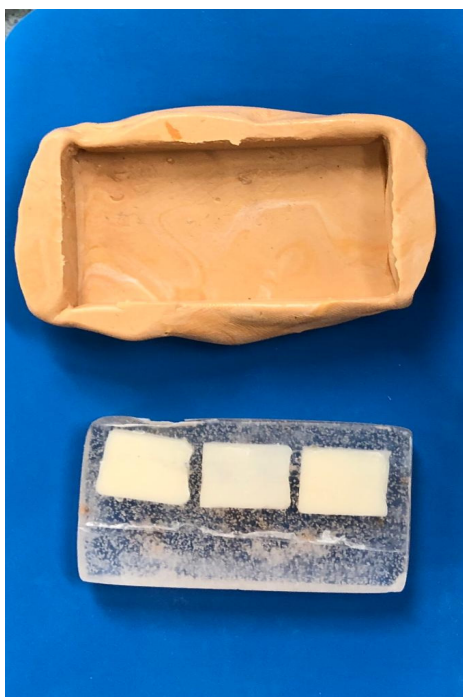
Para o ensaio de dureza oitos corpos de prova foram separados, sendo quatro deles de Zircônia *Prettau*<sup>®</sup> e quatro de Zircônia *Transluzent*<sup>®</sup>, dando origem a dois grupos de amostras (grupo *Prettau* e grupo *Transluzent*). Dentro destes oito corpos de prova, quatro amostras, (sendo duas do grupo *Prettau* e duas grupo *Transluzent*) foram sinterizadas. Através deste processo foi possível a criação dos quatro grupos descritos no ensaio de dureza.

Dos três corpos de prova restantes, dois foram selecionados ao acaso para o ensaio de cisalhamento. Restando um corpo de prova para avaliação no MEV.

*Tabela 2 Tabela de preparação dos corpos de prova*

<b>MATERIAL</b>	<b>ENSAIO/GRUPO</b>	<b>SINTERIZAÇÃO</b>	<b>QUANTIDADE DE CP</b>
YTZP- ICE	DUREZA (A4)	SIM	2
YTZP- ICE	DUREZA (A3)	NÃO	2
YTZP- PRETTAU	DUREZA (A2)	SIM	2
YTZP- PRETTAU	DUREZA (A1)	NÃO	2
YTZP- PRETTAU	CISALHAMENTO	SIM	2
YTZP- PRETTAU	MEV	SIM	1

O preparo dos corpos de prova para o ensaio de cisalhamento se iniciou com a confecção do molde de silicone sobre o modelo do corpo de prova, (Figura 7).



*Figura 7- Confecção do molde de silicone sobre o modelo do corpo de prova (Fonte: O Autor)*

Em seguida com auxílio de um furador de borracha, realizaram-se furos nos locais desejados onde seria aplicado o cimento resinoso para cimentação. (Figuras 8 e 9)



*Figura 8 – Realização dos furos na posição desejada, para aplicação do cimento resinoso(Fonte: O Autor)*



*Figura 9- Furos realizados no molde de silicone (Fonte: O Autor)*

Com auxílio de uma seringa e ponta agulhada, o cimento foi injetado no interior do molde de silicone, cuidadosamente, evitando o surgimento de bolhas, deixando o molde completamente preenchido com o cimento resinoso (Figura 10).



*Figura 10- Aplicação do cimento resinoso (Fonte: O Autor)*



Após o preenchimento de todo o molde, o conjunto foi fotopolimerizado, com auxílio do aparelho fotopolimerizador, pelo tempo descrito pelo fabricante do cimento, assim como mostra a Figura 11.



Figura 11- Fotopolimerização do cimento resinoso (Fonte: O Autor)

Por fim, após a polimerização do cimento, o molde de silicone foi removido, com todos os cones devidamente cimentados no corpo de provas, para realização do ensaio de cisalhamento.



Figura 12- Corpo de prova pronto para o ensaio de cisalhamento (Fonte: O Autor)

### 5.2.2. Microdureza Vickers

As cerâmicas foram divididas em 4 grupos denominados de A1 – Zircônia Prettau® Anterior pré-sinterizada, A2 – Zircônia Prettau® Anterior sinterizada, A3 – Zircônia Transluzent pré-sinterizada e A4 – Zircônia Transluzent sinterizada.

Foi utilizado o microdurômetro Time Group MHV2000 (laborários do UniFOA), com um penetrador de diamante, com forma de uma pirâmide de base quadrangular, e angulação de 136° entre as faces, e objetiva de 40 vezes de aumento para visualização das penetrações.

As medidas da dureza Vickers, antes e depois da sinterização, foram realizadas nos próprios blocos da zircônia já submetidos a usinagem, foi utilizada a carga de 1 kgf, com tempo de enentação de 15 segundos, sendo 10 penetrações com espaçamentos horizontal e vertical de quatro vezes o diâmetro do penetrador, por corpo de prova. Previamente os ensaios, os corpos de prova foram devidamente cortados, lixados e polidos, para serem embutidos de acordo com a norma ASTM 1327-08 [62].



Figura 13 – Corpos de prova para o ensaio de microdureza Vickers Fonte: O Autor

### 5.2.3. Cisalhamento

Para avaliar os efeitos do jateamento na resistência de união, foram separados dois corpos de prova de Zircônia Prettau, os quais foram embutidos juntos, com resina acrílica incolor, (como mostra a figura 14)

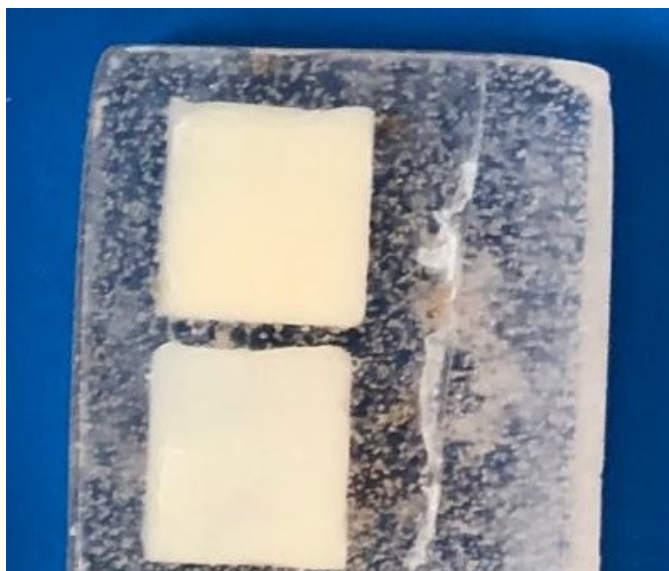


Figura 14 – Corpo de prova para o ensaio de cisalhamento. Fonte: O Autor

Um dos corpos de prova foi completamente coberto, por uma camada protetora de fita adesiva, posicionada cuidadosamente para cobrir apenas um dos corpos de prova, e assim foram identificados como jateado e não jateado. Em seguida o outro corpo de prova, com sua superfície livre da fita adesiva, foi realizado o jateamento com óxido de alumínio na pressão de 25 Bar por 10 segundos, com inclinação de 45° e afastamento de 10 cm entre o aparelho jateador e o corpo de prova, seguido do processo de silicatização, pelo jateamento com ROCATEC® (3M), também na pressão de 25 Bar por 10 segundos, com inclinação de 45° e afastamento de 10 cm entre o aparelho jateador e o corpo de prova.

A fita adesiva foi removida, as peças foram silanizadas com Silano Prosil (FGM), e secas por 1 minuto, aplicado adesivo universal Ambar com MDP, (FGM) e foram cimentados 20 cilindros confeccionados de cimento resino Relyx U200(3M), os quais foram moldados com auxílio de um molde de silicone (como mostra a Figura 15). Os cilindros são de base circular com 1mm de raio. Os cilindros foram cimentados ao longo do corpo de prova, sendo 10 cilindros do lado jateado, e os 10 restantes outro lado não jateado, Em seguida o corpo de prova foi levado para o ensaio (Figura 16) na máquina EMIC modelo DL10000, com capacidade máxima de



100kN, com uma célula de carga de 20 N para cisalhamento com fio de tração na velocidade 0,5 mm/min, até a ruptura do cimento resinoso, para que seja calculada a resistência de união.



Figura 15 – Molde de silicone para cimentação dos cilindros de cimento resinoso Fonte: O Autor

A resistência de união foi calculada pela razão entre a Força (N) de ruptura e a área ( $\text{mm}^2$ ) ocupada pelo cimento resinoso. Como a base do cilindro é um círculo, a equação 1 foi usada para cálculo da área do círculo:

$$\text{Equação 1: } A = \pi r^2$$

Para o valor de  $\pi$ , foi adotado a aproximação de 3,14, para que se fosse calculada a resistência de união dada pela equação 2

$$\text{Equação 2 : Resistência de União (MPa)} = F/A$$



Figura 16 – Ensaio de Cisalhamento Fonte: O Autor

#### 5.2.4. Microscópio eletrônico de varredura (MEV)

Para o MEV foi seprada uma amostra de Zircônia Prettau<sup>®</sup> sinterizada, a qual teve sua metade coberta por uma proteção de fita adesiva, com o objetivo de visualizar em uma mesma amostra os efeitos de uma superfície jateada, e outra limpa deste processo. Na metade não coberta, foi realizado jateamento com óxido de alumínio na pressão de 25 Bar por 10 segundos, e logo em seguida foi realizado o processo de silicatização, pelo jateamento com ROCATEC<sup>®</sup>, também na pressão de 25 Bar por 10 segundos, nesta mesma região.

Em seguida, foram identificados os lados como:jateado e não jateado e foi retirada a fita adevisa que protegia a outra metade da amostra, garantindo que apenas uma metade desse corpo de prova fosse submetido ao processo do jateamento. A amostra foi toda metalizada e levada ao MEV (Figura 17) nos aumentos de 60, 200 e 1000 vezes de aumento.



Figura 17 – Microscópio Eletrônico de Varredura do laboratório UniFOA Fonte: O Autor

## 6. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Apesar do fabricante indicar o uso da Prettau Anterior, para facetas, coroas individuais, pontes fixas de três elementos em elementos anteriores e posteriores, seu uso em elementos posteriores talvez possa ser substituído, por uma zircônia com maiores valores de resistência à flexão, para garantir maior segurança ao trabalho nessa região que está em constante tensão, sempre recebendo altas cargas de força durante a função mastigatória, quando comparada por exemplo com a Zircônia Prettau de resistência flexural entre 1000 e 1200MPa, a Prettau Anterior apresenta quase metade do valor de resistência à flexão (670MPa), por outro lado os valores de dureza se equivalem sendo 1250HV, embora neste trabalho tenham ficado acima do estipulado pelo fabricante.

Com base nos resultados obtidos pelos ensaios de dureza, é perceptível o aumento dos resultados entre os materiais pré-sinterizados (A1 e A3) e os sinterizados (A2 e A4), fato este já esperado, pois como afirmou Habibe [37] (2017), a sinterização melhora as propriedades mecânicas da zircônia, desta forma os grupos A1 e A3, apresentaram valores médios de dureza elevado, como pode ser observado na tabela 2.

**TABELA 3: VALORES MÉDIOS DE MICRODUREZA**

GRUPO	A1	A2	A3	A4
DUREZA (HV)	<b>42,34</b>	<b>1410,15</b>	<b>50,93</b>	<b>1448,30</b>
DESVIO PADRÃO	<b>1,61</b>	<b>72,06</b>	<b>1,45</b>	<b>119,16</b>

Avaliando-se separadamente os grupos sinterizados de cada tipo de Y-TZP, as amostras referentes à Zircônia Transluzent, (opaca) apresentaram valores de dureza Vickres superiores as amostras referentes à zircônia Prettau (translúcida). Segundo Zhang [47] (2014), para a zircônia deixar de ser completamente opaca, e ocorrer uma transmissão de luz pelo material, é necessário que o tamanho do grão da cerâmica tenha um diâmetro menor que o convencional, algo entre aproximadamente 100nm, e devido a esta diferença de estrutura, o material pode

sofrer com perdas em suas propriedades mecânicas, como sua dureza ou tenacidade a fratura, para Xiong [45] (2014), além do grão de tamanho reduzido, pode ocorrer também uma modificação no método de processamento e compactação da cerâmica, ou mesmo adição de dopantes para que algumas ligações intergranulares sejam rompidas, o que também pode resultar em diminuição das propriedades mecânicas. Porém mesmo com menores índices de resistência, a Prettau® apresentou um valor elevado na microdureza após a sinterização. De acordo com o fabricante Zirkozahn [63], a Prettau® apresenta dureza superior a 1250HV, e neste trabalho nenhuma das medições de dureza indicou uma margem inferior ao estipulado pelo fabricante, sendo a média móvel obtida de 1410,35HV. A figura 18 apresenta um gráfico com os resultados obtidos para zircônia sinterizada.

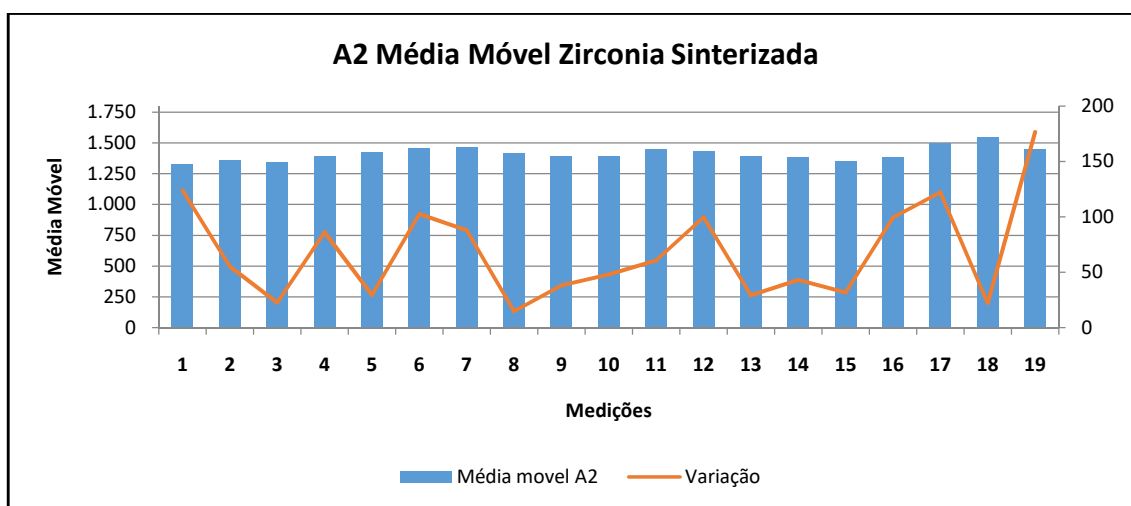


Figura 18 - Resultados da Zircônia Sinterizada

A média móvel foi adotada para esta análise pois ao utilizá-la é possível observar uma tendência dos resultados e com isso fazer uma média mais próxima, suavizando as variações muito grandes e harmonizar os resultados. A figura 18 mostra que embora tenha uma grande variação entre os resultados, pode-se observar que os valores estão todos acima do mencionado pelo fabricante do produto. A linha vermelha indica as variações obtidos por meio dos resultados dos ensaios.

Já para o grupo A4 da zircônia translúcida sinterizada, como indica a figura 19 os valores obtidos também ficaram acima de 1250HV.

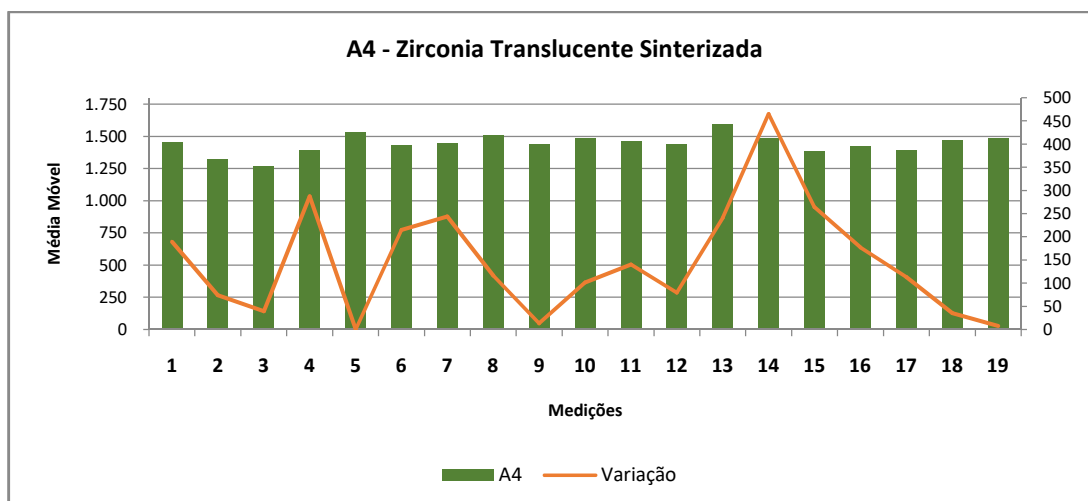


Figura 19 - Resultados da Zircônia Translucente Sinterizada

Embora as diferenças entre os grupos sinterizados não tenham sido grandes, a zircônia translucente apresentou valores de dureza mais altos. Esta diferença pode ser observada na figura 20 que apresenta um gráfico relacionando os resultados obtidos em ambos os grupos.

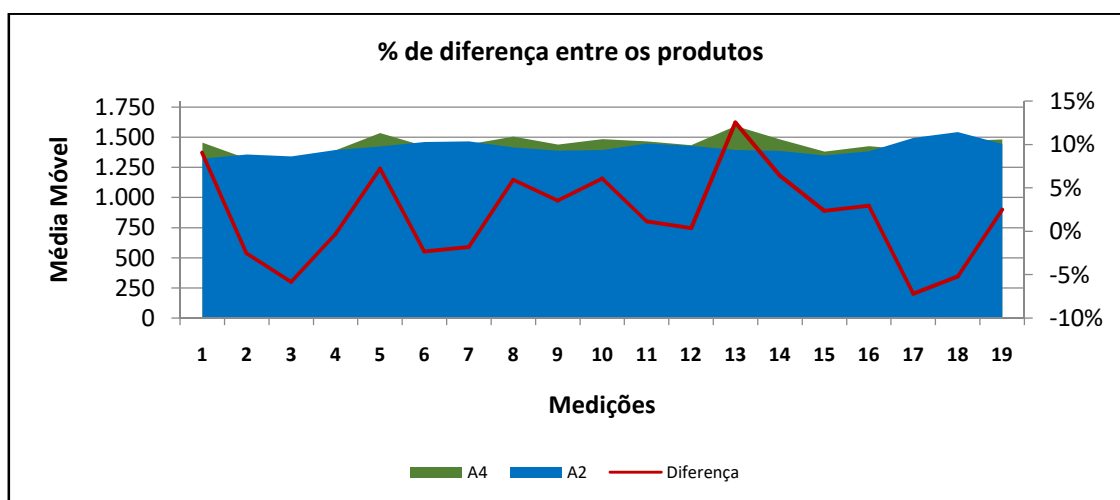


Figura 20 - Comparação entre o Grupo A1 (Zircônia Sinterizada) e Grupo A4 (Zircônia Translucente Sinterizada)

Como pode ser observado, na figura 20 os resultados entre os grupos estão bem próximos. A porcentagem média das diferenças entre os resultados dos grupos A2 e A4, indicado na figura 20 pela linha vermelha, é de 2%. Há pontos nas medições em que esta diferença chega a 10%, no entanto, foi uma medição pontual e que durante os ensaios não voltou a acontecer.

Kavashima [64] (2017) estudou a microdureza pré-sinterizada, sobre a carga de 1kgf, da zircônia em pó e em bloco, utilizando duas marcas comerciais distintas de blocos para CAD/CAM (Zircad<sup>®</sup> da Ivoclar e InCoris ZL<sup>®</sup> da Sirona Dental). O resultado da média de microdureza do Zircad<sup>®</sup> foi de 63,20 HV, enquanto o

IncorisZL<sup>®</sup> de 56,20 HV, estes resultados foram obtidos de um modelo de microdurômetro diferente do qual foi realizado neste estudo. No entanto, observa-se uma faixa de variação próxima dos resultados aqui obtidos. As figuras 21 e 22 mostram os resultados obtidos nos ensaios e sua linha vermelha indica a variação.

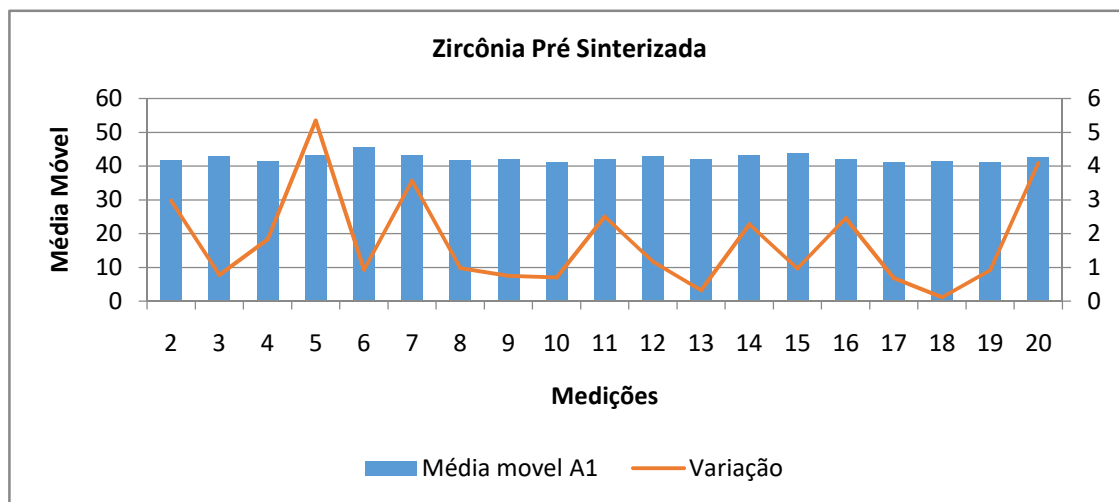


Figura 21 - Resultados da Zircônia Pré-Sinterizada

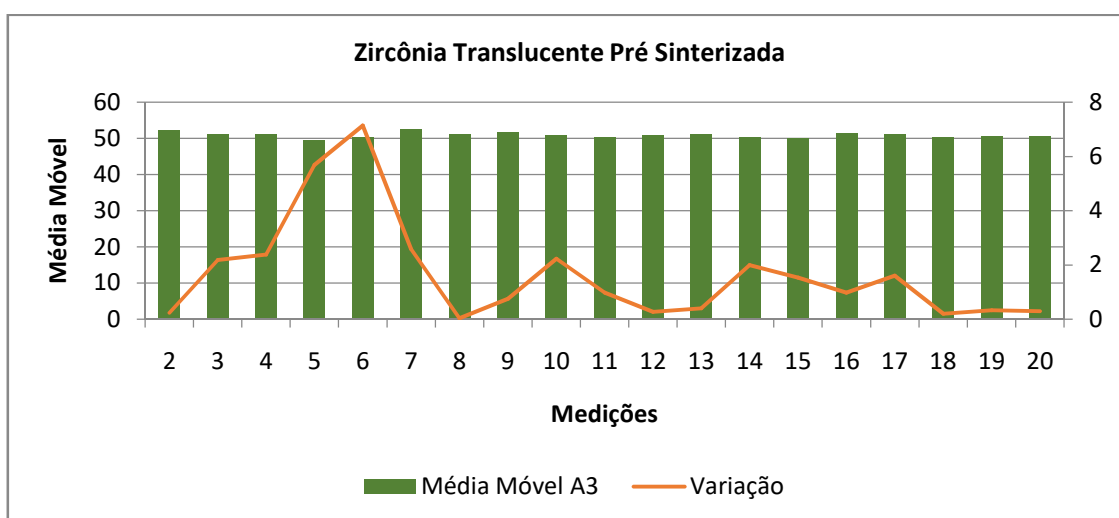


Figura 22 - Resultado da Zircônia Translúcida Pré Sinterizada

Para Belo [65] (2013) o valor médio aproximado da microdureza da Y-TZP sinterizada é aproximadamente 1223,61 HV. Neste trabalho, ambas as durezas das Y-TZP sinterizadas, ficaram um acima dos valores estipulados por Belo (2013), mesmo considerando o desvio padrão dos grupos.

Os resultados dos ensaios de microdureza podem ser observados na Figura 23, e Tabela 3 a seguir. A figura mostra os valores obtidos para os dois corpos de prova.

Descrição	A1 (Pré Sinterizada)	A2 (Sinterizada)	A3 (Translucente Pré-Sinterizada)	A4 (Translucente Sinterizada)
Corpo de Prova 1	40,12	1263,30	52,40	1552,00
	43,10	1387,20	52,16	1363,00
	42,33	1332,00	49,98	1289,00
	40,50	1354,60	52,37	1250,00
	45,85	1440,80	46,68	1537,00
	44,92	1411,20	53,82	1537,00
	41,36	1513,80	51,24	1322,00
	42,33	1425,90	51,20	1566,00
	41,58	1411,20	51,95	1450,00
40,88	1373,10	49,72	1437,00	
Corpo de Prova 2	43,38	1421,00	50,70	1538,00
	42,22	1481,80	50,97	1398,00
	41,90	1382,20	51,37	1477,00
	44,17	1411,60	49,37	1718,00
	43,21	1368,40	50,90	1253,00
	40,76	1336,40	51,88	1517,00
	41,44	1435,80	50,27	1340,00
	41,55	1558,00	50,47	1453,00
	40,63	1535,60	50,80	1488,00
44,72	1359,10	50,50	1481,00	
Média	42,35	1410,15	50,94	1448,30
Desvio Padrão	1,61	72,06	1,45	119,16
Média + Desvio	43,96	1482,21	52,39	1567,46
Média - Desvio	40,73	1338,09	49,48	1329,14

Figura 23 - Resultados gerais dos ensaios de dureza.

Tabela 4 - Média (HV) e desvio padrão ( $\mu\text{m}$ ) e análise estatística pelo programa BioStat (letras iguais - valores correspondentes) da dureza das cerâmicas Prettau e Transluzent.

Grupo	Média	Desvio padrão	N
A1	42,35 <sup>B</sup>	1,61	20
A2	1410,15 <sup>A</sup>	72,06	20
A3	50,94 <sup>B</sup>	1,45	20
A4	1448,30 <sup>A</sup>	119,16	20

Ao MEV foi observado o sucesso do jateamento pois foi possível identificar uma alteração morfológica na superfície da zircônia jateada (Figura 24) em relação a zircônia controle, não jateada (Figura 25).



Ao aumento de 1000 vezes, como mostram as figuras 24 e 25, fica evidente como a superfície do grupo controle (Figura 25) se mostra bem mais lisa, em relação ao grupo jateado (Figura 24), com a rugosidade proporcionada pelo jateamento com ROCATEC® [32] acredita-se que seja possível criar um embricamento mecânico, que favoreça o aumento da resistência de união entre a peça protética com o cimento resinoso [66] Em menores aumentos, a morfologia, apresenta-se menos evidente, como mostram as figuras 26 e 27.

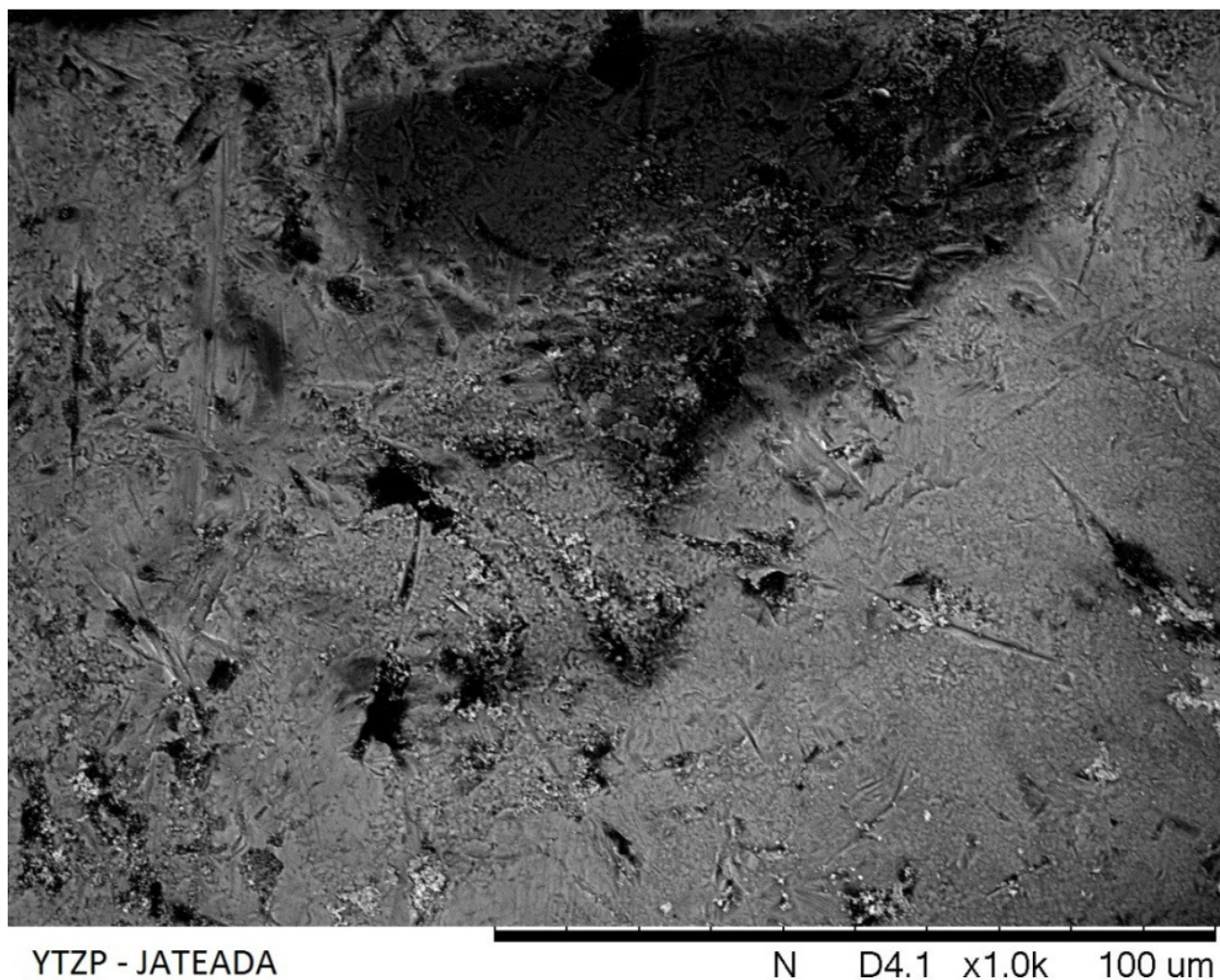
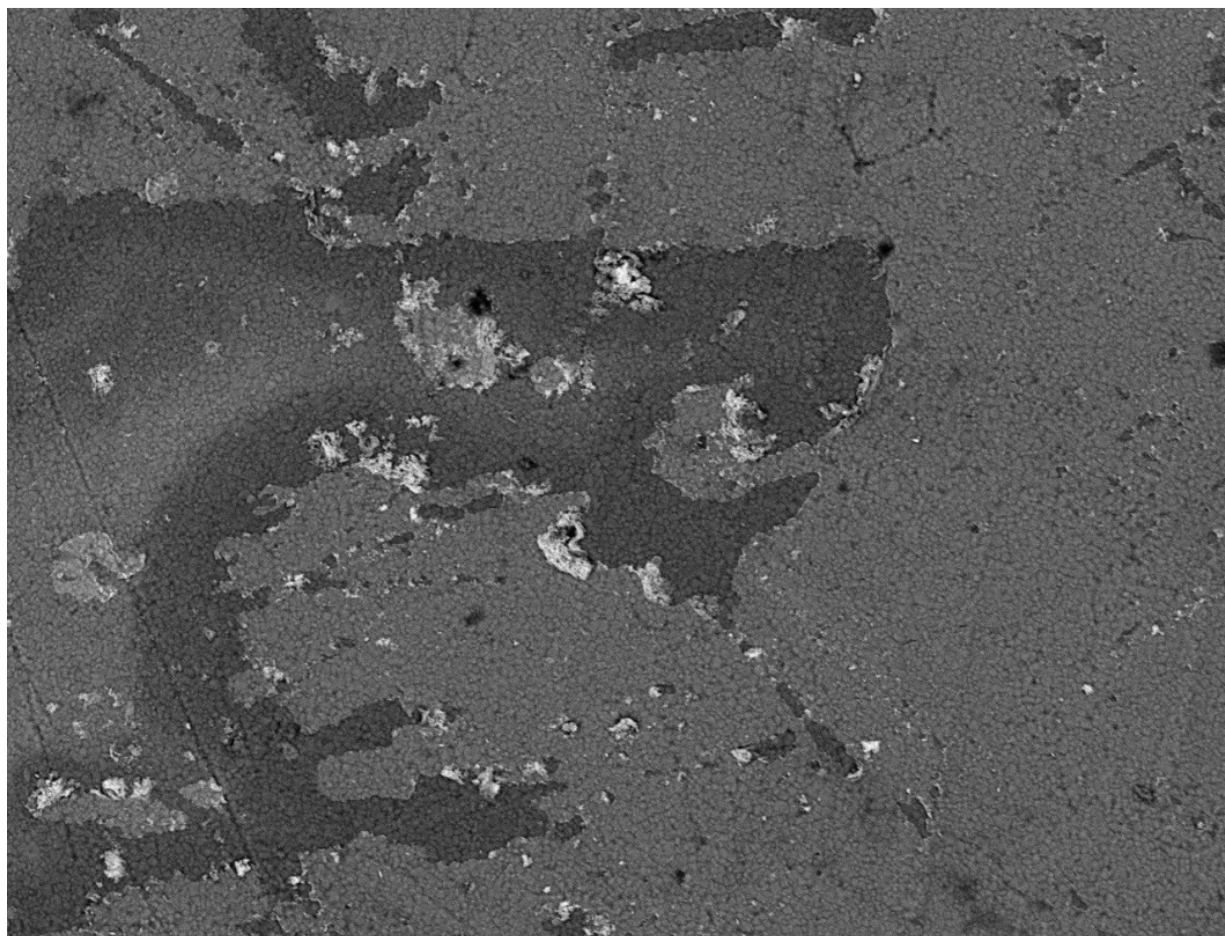


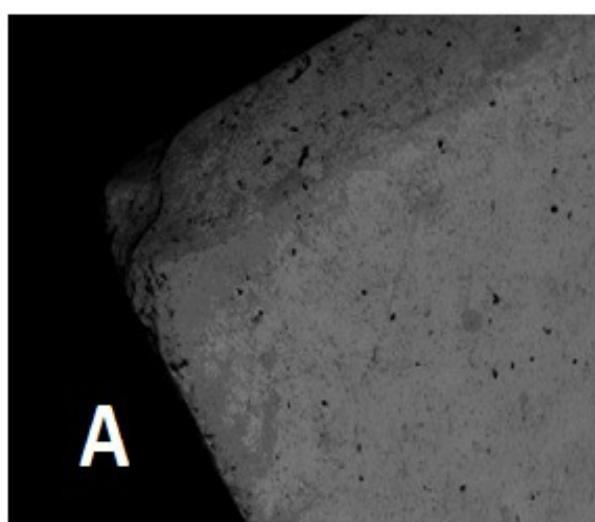
Figura 24 - Zircônia Jateada





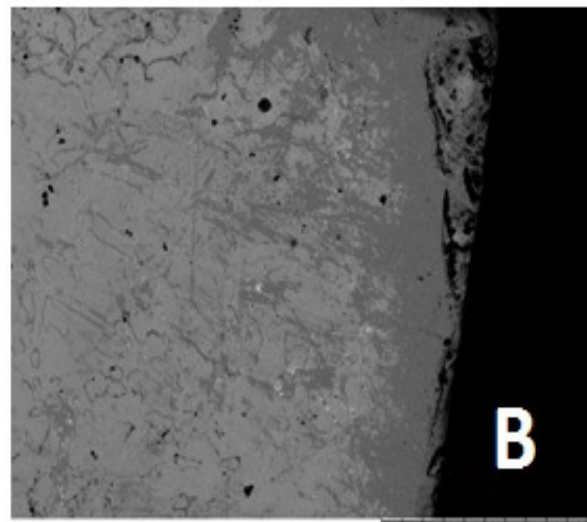
YTZP - CONTROLE

N D5.3 x1.0k 100 um

*Figura 25 - Zircônia Controle (Não Jateada)***A**

YTZT

N D4.1 x60 1 mm

**B**

YTZT

N D5.2 x60 1 mm

*Figura 26 - Zircônia Prettau ao MEV no aumento de 60x Jateada (A) e Não Jateada (B)*

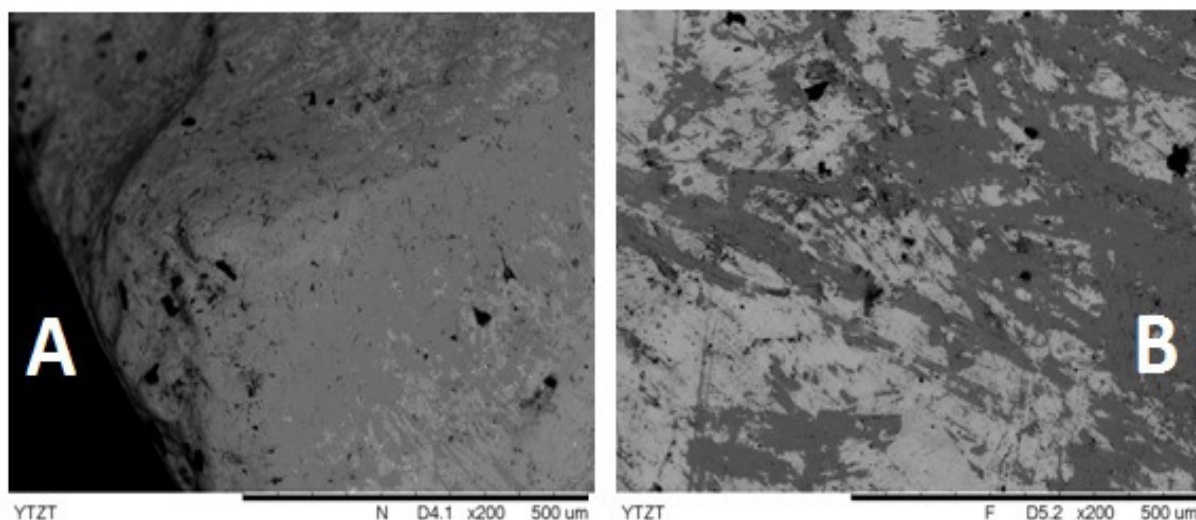


Figura 27 - Zircônia Prettau ao MEV no aumento de 200x Jateada (A) e Não Jateada (B)

Como mostram as figuras, o jateamento alterou a morfologia da superfície cerâmica. No grupo controle a superfície apresenta-se mais lisa, enquanto no grupo jateado a rugosidade é aparente.

No ensaio de cisalhamento, ocorreram falhas do cimento resinoso, como já se esperava, a Figura 28 mostra o corpo de prova após o ensaio de cisalhamento comprovando que a zircônia manteve-se intacta, e que somente o cimento falhou, comprovando assim o sucesso do ensaio, e viabilidade da avaliação de como o jateamento, afeta a resistência de união.

É possível verificar a Força máxima (N), a qual o cimento resinoso resistiu até sua falha, bem como a resistência de união (MPa), dos grupos controle e jateado na Tabela 4.

**TABELA 5: VALORES OBTIDOS NO ENSAIO DE CISALHAMENTO**

		Força (N)		Resistência de União (MPa)	
		PRETTAU CONTROLE	PRETTAU JATEADA	PRETTAU CONTROLE	PRETTAU JATEADA
Média		<b>103, 581</b>	<b>109, 625</b>	<b>32, 988</b>	<b>34, 912</b>
Desvio Padrão		<b>7, 302</b>	<b>8, 162</b>	<b>2, 206</b>	<b>2, 599</b>

Apesar do efeito jateamento comprovado pelo MEV, neste trabalho o jateamento não mostrou uma grande alteração no aumento da força necessária para

que ocorra a falha adesiva, e como consequência deste fato, não mostrou também um grande aumento na resistência de união.

**TABELA 6:** Média e desvio padrão (MPa) da resistência adesiva das cerâmicas Prettau dos grupos controle e jateadas.

Grupo	Média	Desvio padrão	N
Prettau controle	33	2,21	10
Prettau jateada	35	2,60	10

A literatura [28] [29] [30] [31] afirma que o jateamento pode aumentar de 10 a 30% a resistência de resistência de união, fato este que não se comprovou neste trabalho, no qual obteve-se um aumento de 5,51% de aumento. Ou seja, abaixo do que a literatura indica. Esta alteração no resultado ocorre talvez por diferentes pressões no ato ou mesmo um tempo mais prolongado de exposição durante a etapa da silicatização. Este ainda é um tema que necessita de mais estudos, até que se chegue a um tempo e pressão de jateamento ideais, que não afete a resistência mecânica da cerâmica, mas que de fato seja efetivo no aumento da resistência de união.

De acordo com OYAGÜE [33] (2009), o uso de moléculas bifuncionais, como o silano, por sua capacidade de promover união a difentes substratos, se utilizado previamente ao processo de cimentação, gera um grande aumento no valor de resistência de união. Por este motivo sua correta utilização merece atenção. Deve-se atentar também na escolha do cimento resino, que deve conter o monômero MDP o qual também favorece a resistência de união por sua afinade com os óxidos metálicos. Outro fator que irá potencializar a adesividade, e deve ser levado em consideração é o processo de silicatização, através de jateamento com óxido de alumínio e com o sistema ROCATEC<sup>®</sup>, porque ele pode promover até 10% no aumento da resistência de união [32].

Desta forma para realização de um protocolo de tratamento de superfície para coroas monolíticas, é necessário implementação de fatores que favoreçam a

adesão, para maior segurança do sucesso do trabalho. Por isso o primeiro passo que irá garantir este ambiente favorável de adesividade, seria a criação de uma rugosidade na superfície da peça, que favorecerá um embricamento mecânico para o cimento resinoso, aumentando a resistência de união, o processo capaz de criação dessas condições, é o jateamento do interior da peça, primeiro com óxido de alumínio, depois a silicatização, com os sistemas ROCATEC<sup>®</sup>[31] ou COJET<sup>®</sup> [30]. A aplicação do silano [25], que é uma molécula bifuncional, favorece a união entre diferentes superfícies, por isso também deve ser utilizado, favorecendo o ambiente adesivo. O silano deve ser volatilizado, Silva [54] (2016) afirma que essa volatilização deve ser realizada com fonte de ar aquecida, pois este tratamento térmico sobre o silano, melhora a resistência de união entre alguns tipos cerâmicos e em resinas compostas, porém afirma que ainda faltam estudos dentro desta área, pois em outros autores como Siedschlag [65] (2012) afirma que o aquecimento do silano não se mostrou efetivo na cimentação, quando a superfície da cerâmica está devidamente limpa.

O cimento escolhido para a cimentação deve conter metacrilóxidecilo dihidrogênio fosfato (MDP) [33], o qual é um monômero que possui afinidade com óxidos metálicos, existentes na estrutura cerâmica, e auxiliam na força de união, assim como o silano, além disso o cimento resinoso escolhido, deve ser puramente fotopolimerizável [56], pois é o único tipo de cimento livre da amina terciária aromática, que faz a ativação química de cimentos duais e autopolimerizáveis, pois este composto, tende a oxidar, alterando a cor do substrato no qual foi aplicado, este fator compromete a longevidade estética do trabalho [55].

A fim de evitar uma inibição da polimerização da linha de cimento mais superficial que ficará na base da peça protética, e melhorar as propriedades mecânicas do cimento, recomenda-se a aplicação de uma camada de glicerina em gel (também conhecido como oxiblock ou bloqueador de oxigênio), na base do preparo, pois o oxigênio existente no ar, pode inibir a polimerização [57] da faixa superficial do cimento resinoso.

Sendo assim foi possível desenvolver um protocolo de tratamento de superfície, com a função de auxiliar o cirurgião dentista na etapa de preparo para a cimentação, visando melhoria da resistência de união, através do tratamento de

superfície de seus trabalhos protéticosna Zircônia Prettau® Anterior, já que este trabalho obteve valores resistência de união satisfatórios.

## 7. CONCLUSÕES

O presente trabalho concluiu: em relação a dureza, a Zircônia Prettau<sup>®</sup> não apresentou um valor muito distinto do grupo da Zircônia *Transluzent*<sup>®</sup> opaca. O jateamento modificou a morfologia da cerâmica, quando comparada com o grupo controle, além disso o jateamento neste trabalho melhorou em 5,51% a eficiência da resistência de união da Zircônia Prettau<sup>®</sup>. Foi possível o desenvolvimento de um protocolo tratamento de superfície para a Zircônia Prettau<sup>®</sup> com a finalidade de auxiliar os cirurgiões-dentistas na etapa de tratamento de superfície em coroas monolíticas deste material.

## 8. TRABALHOS FUTUROS

- Modificação das propriedades mecânicas das zircônias pós jateamento.
- Melhor pressão de jateamento para aumento da resistência de união da Zircônia Prettau<sup>®</sup> Anterior, sem influenciar na propriedade mecânica do material.
- Avaliação dos níveis de rugosidade pós tratamento de superfície.

## 9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

[1] DA SILVA, P. L. P. et al. Sobrevida de prótese parcial fixa posterior em zircônia: revisão sistemática de estudos clínicos com até 7 anos de acompanhamento (Survival of zirconia-based posterior fixed partial prostheses: a systematic review of up to 7-year clinical follow-up studies). **Cerâmica**, v. 62, p. 71-76, 2016.

[2] SANTOS, B. C. et al. ODONTOLOGIA ESTÉTICA E QUALIDADE DE VIDA: REVISÃO INTEGRATIVA. **Caderno de Graduação-Ciências Biológicas e da Saúde-UNIT-ALAGOAS**, v. 3, n. 3, p. 91, 2017.

[3] ALVES, M. R.; TANAJURA, E. C.; NUNES, M. A. R.; EVOLUÇÃO DAS RESTAURAÇÕES EM CERÂMICA-DA PRÓTESE METALOCERÂMICA A PRÓTESE METAL FREE EM ZIRCÔNIA (UNIT-SE). 2017.

[4] GOMES, E. A. et al. Cerâmicas odontológicas: o estado atual (Ceramic in dentistry: current situation). **Cerâmica**, v. 54, p. 319-325, 2008.

[5] DOS SANTOS, C. et al. Properties of ZrO<sub>2</sub> (Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) Used as Metal-Free Dental Restorations. In: **Materials Science Forum**. 2017.

[6] BARROS, S. H. M. de. O uso da zircônia na prática odontológica reabilitadora. 2016.

[7] MUKAEDA, L. E. et al. Efeito da degradação em meio aquoso de componentes cerâmicos a base de ZrO<sub>2</sub> tetragonal para uso odontológico. In: **53º Congresso Brasileiro de Cerâmica**. 2009.

[8] HABIBE, C. H., MAGNAGO, R. O. SANTOS, C., Avaliação das propriedades de cerâmicas de zircônia estabilizada com ítria, ZrO<sub>2</sub>(Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>), utilizadas como material de infraestrutura de prótese dentária. In: **59º Congresso Brasileiro de Cerâmica**, 2015.



[9] RINKE, S. ; FISCHER, C.; Range of indications for translucent zirconia modifications: clinical and technical aspects. **QuintessenceInternational**, v. 44, n. 8, 2013.

[10] DE SOUZA COSTA, F. M. et al. SISTEMAS CERÂMICOS ATUAIS EM ZIRCÔNIA: REVISÃO DE LITERATURA. **Encontro de Extensão, Docência e Iniciação Científica (EEDIC)**, v. 3, n. 1, 2017.

[11] BEAINI, T. L.; DIAS, P. E. M.; MELANI, R. F. H.. Importância pericial dos sistemas de notação dental–Revisão de literatura. **RBOL-Revista Brasileira de Odontologia Legal**, v. 3, n. 1, 2016.

[12] CAMEROTA, L.; Coroas estéticas de cerâmica integral na região anterior. 2017.

[13] PIEROTE, J. J. A. et al. Próteses Livres de Metal: Revisão de Literatura. **Journalof Health Sciences**, v. 19, n. 1, p. 38-42, 2017.

[14] GUESS, P. C. et al. All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. **Dental Clinics**, v. 55, n. 2, p. 333-352, 2011.

[15] MCLEAN, J. W. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. **JournalofProstheticDentistry**, v. 85, n. 1, p. 61-66, 2001.

[16] AGUIAR, Emília Maria Gomes et al. Diferentes sistemas cerâmicos na reabilitação oral: relato de caso clínico. **Revista Odontológica do Brasil Central**, v. 25, n. 72, 2016.

[17] MIYASHITA, E. et al. Odontologia estética: o estado da arte. **São Paulo: ArtesMédicas**, 2004.

[18] CAMPOS, L. et al. Efeito do tempo de condicionamento da superfície cerâmica sobre a resistência adesiva entre uma cerâmica de fluorapatita e um cimento resinoso. **Brazilian Dental Science**, v. 8, n. 3, 2010.

[19] SANTOS, L. R. et al. O ácido fluorídrico na resistência ao cisalhamento entre cerâmica feldspática e resina composta. **Revista da Associação Paulista de Cirurgiões Dentistas**, v. 69, n. 1, p. 62-67, 2015.

[20] POSRITONG, S. et al. The impact of hydrofluoric acid etching followed by unfilled resin on the biaxial strength of a glass-ceramic. **Dental Materials**, v. 29, n. 11, p. e281-e290, 2013.

[21] HIGASHI, C. et al. Cerâmicas em dentes anteriores: Parte I: indicações clínicas dos sistemas cerâmicos. **Clín. int. j. braz. dent**, v. 2, n. 1, p. 22-31, 2006.

[22] SOARES, P. V. et al. Reabilitação estética do sorriso com facetas cerâmicas reforçadas por dissilicato de lítio. **Revista Odontológica do Brasil Central**, v. 21, n. 58, 2012.

[23] MAZARO, J. V. Q. et al. Considerações clínicas para a restauração da região anterior com facetas laminadas. **Rev. Odontol. Ara; atuba (Online)**, p. 51-54, 2009.

[24] SONMEZ, N. et al. Evaluation of five CAD/CAM materials by microstructural characterization and mechanical tests: a comparative in vitro study. **BMC oral health**, v. 18, n. 1, p. 5, 2018.

[25] BRUZI, G. et al. Post-etching cleaning influences the resin shear bond strength to CAD/CAM lithium-disilicate ceramics. **Applied Adhesion Science**, v. 5, n. 1, p. 17, 2017.

[26] CARAVACA, C. F. et al. Impact of sandblasting on the mechanical properties and aging resistance of alumina and zirconia based ceramics. **Journal of the European Ceramic Society**, v. 38, n. 3, p. 915-925, 2018.

[27] CAMPOS, F. et al. Influência da Concentração e do Tempo de Condicionamento com Ácido Hidrofluorídrico na Rugosidade e Morfologia Superficial

de uma Zircônia Glazeada. **Revista Brasileira de Ciências da Saúde**, v. 22, n. 1, p. 7-14, 2018.

[28] KIM, S.H. et al. Evaluation of the ceramic liner bonding effect between zircônia and lithium disilicate. **The Journal of prosthetic dentistry**, 2018.

[29] JAIN, T. et al. Effects of various surface treatments on the biaxial flexural properties of yttria-stabilized zirconia ceramics. **Saudi Journal of Oral Sciences**, v. 5, n. 1, p. 54, 2018.

[30] CHENG, C.W. et al. Clinical Results and Technical Complications of Posterior Implant-Supported Modified Monolithic Zirconia Single Crowns and Short-Span Fixed Dental Protheses: A 2-Year Pilot Study. **Journal of Prosthodontics**, v. 27, n. 2, p. 108-114, 2018.

[31] OLIVEIRA, D. F. et al. Efeitos de Diferentes Tratamentos de Superfície nas Características Superficiais e Resistência Adesiva da Zircônia Odontológica. **Journal of Health Sciences**, v. 19, n. 5, p. 206, 2018.

[32] PETRE, A.; SFEATCU, R. Adhesive cementation protocol of Zirconia restorations. **Issues**, v. 2017, p. 2016, 2018.

[33] OYAGÜE, R. C. et al. Influence of surface treatments and resin cement selection on bonding to densely-sintered zirconium-oxide ceramic. **Dental materials**, v. 25, n. 2, p. 172-179, 2009.

[34] BALAJI, S. et al. Nano-zirconia—evaluation of its antioxidant and anticancer activity. **Journal of Photochemistry and Photobiology B: Biology**, v. 170, p. 125-133, 2017.

[35] RAMESH, S. et al. Comparison between microwave and conventional sintering on the properties and microstructural evolution of tetragonal zirconia. **Ceramics International**, 2018.

[36] CARNEIRO, A. F. M. et al. Reabilitação protética de maxila com protocolo cerâmico-técnica convencional x CAD/CAM: relato de caso clínico. 2016.

[37] HABIBE, C. H. et al. Avaliação das propriedades de cerâmicas dentárias a base de zircônia estabilizada com ítria ( $ZrO_2-3\% Y_2 O_3$ ). **Cadernos UniFOA**, v. 6, n. 1 (Esp.), p. 101-107, 2017.

[38] PALMEIRA, A. A. et al. Sinterização de Pós Nanoparticulados de  $ZrO_2 (Y_2 O_3)$ -Efeito da pressão de compactação na densificação. **Cadernos UniFOA**, v. 9, n. 1 (Esp.), p. 103-115, 2014.

[39] MIRANDA, R. B. P. et al. Avaliação das propriedades mecânicas de Y-TZP após deposição superficial de hidroxiapatita. In **59º Congresso Brasileiro de Cerâmica**, 2015.

[40] DOS SANTOS, H. E. S.; Propriedades mecânicas da zircônia tetragonal policristalina estabilizada por ítria submetida à degradação hidrotérmica. 2012.

[41] ANDREIUOLO, R.; GONÇALVES, S. A.; DIAS, K. R. H. C.; A zircônia na Odontologia Restauradora. **Revistas**, v. 68, n. 1, p. 49, 2011.

[42] AMOROSO, A. P. et al. Cerâmicas odontológicas: propriedades, indicações e considerações clínicas. **Revista odontológica de Araçatuba**, p. 19-25, 2012.

[43] PRADO, P. H. C. O. Cinética de degradação de zircônias odontológicas com alta translucidez. 2018.

[44] ANUSAVICE, K. J. Standardizing failure, success, and survival decisions in clinical studies of ceramic and metal–ceramic fixed dental prostheses. **Dental Materials**, v. 28, n. 1, p. 102-111, 2012.

[45] XIONG, Y. et al. Preparation of Transparent 3Y-TZP Nanoceramics with No Low-Temperature Degradation. **Journal of the American Ceramic Society**, v. 97, n. 5, p. 1402-1406, 2014.

[46] QUEIROZ, T. B. de **Caracterizações estruturais e espectroscópicas de cerâmicas ferroelétricas de PLZT dopadas com íons de terras raras trivalentes**. 2009. Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo.

[47] ZHANG, Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. **Dental materials**, v. 30, n. 10, p. 1195-1203, 2014.

[48] Acessado em 05/09/2018 às 15h e 04 min, <https://www.zirkonzahn.com/assets/files/anleitungen-informationen-studien/INT-Data-sheet-Prettau-Zirconia.pdf>

[49] Acessado em 05/09/2018 às 15h e 17 min <http://www.talmax.com.br/wp-content/uploads/catalog/instrucoes-de-uso-zirconia-prettau-anterior-web.pdf>

[50] MAY, J. T. Conservative Anterior Partial Coverage CAD/CAM Restoration. **Operative dentistry**, v. 42, n. 2, p. 117-121, 2017.

[51] CABRAL, P. M. V. et al. **Utilização da tecnologia CAD-CAM pelos médicos dentistas formados nas faculdades de medicina dentária portuguesas**. 2017. Tese de Doutorado.

[52] FRACASSO, L. M. et al. Avaliação e comparação da resistência à tração diametral e à compressão de cimentos odontológicos. **Unimontes Científica**, v. 19, n. 1, p. 42-49, 2017.

[53] OLIVEIRA, A. A. **Entender, Planejar, Executar. O Universo das Restaurações Estéticas Cerâmicas**. 1ª Edição. Nova Odessa: Napoleão, 2012.

[54] SILVA, A. M. et al. Estratégias de cimentação em restaurações livres de metal: Uma abordagem sobre tratamentos de superfície e cimentos resinosos. **Revista Bahiana de Odontologia**, v. 7, n. 1, 2016.

[55] GHAVAM, M.; AMANI-TEHRAN, M.; SAFFARPOUR, M. Effect of accelerated aging on the color and opacity of resin cements. **Operative Dentistry**, v. 35, n. 6, p. 605-609, 2010.

[56] RIBEIRO, C. M. B. et al. Cimentação em prótese: procedimentos convencionais e adesivos/Prosthesis cementation: conventional and adhesive procedures. **IJD. International Journal of Dentistry**, v. 6, n. 2, p. 58-62, 2008.

[57] PEREIRA, Tassia Monique; BEZERRA, Rebeca Barroso; MACHADO, Andre Wilson. Esthetic rehabilitation of anterior teeth with porcelain laminates: case report. **Journal of Dentistry & Public Health**, v. 9, n. 3, 2018.

[58] WERNECK, Marcos Azeredo Furquim; FARIA, Horácio Pereira de; CAMPOS, Kátia Ferreira Costa. Protocolos de cuidado à saúde e de organização do serviço. **Belo Horizonte: Coopmed**, 2009.

[59] ANTUNES NETO, M. et al. RESISTÊNCIA DA UNIÃO ENTRE UM CIMENTO RESINOSO AUTOADESIVO E UMA ZIRCÔNIA Y-TZP SUBMETIDA A DIFERENTES TRATAMENTOS SUPERFICIAIS. **JournalofClinicalDentistry&Research**, v. 16, n. 1, 2019.

[60] BITENCOURT, S. B. et al. O efeito do tratamento de superfície na resistência ao cisalhamento entre Y-TZP e cerâmica de cobertura: uma revisão sistemática e metanálise. **ARCHIVES OF HEALTH INVESTIGATION**, v. 6, 2018.

[61] MATOS, A. O. et al. Análise Físico-Química e Resistência ao Cisalhamento de Zircônia em Cimentos Resinosos Após Tratamento com Plasma Não-Térmico e/ou Primer. **Journalof Health Sciences**, v. 19, n. 5, p. 156, 2018.

[62] ASTM, C., “1327–08. Standard test method for Vickers indentation hardness of advanced ceramics”, *Annual Book of ASTM Standards*, 2008

[63] Acessado em 25/04/2018 às 20h e 36 min <http://www.zirkonzahn.com/us/download-section>

[64] KAVASHIMA, Lieca. Análise da microdureza Vickers de zircônia Y-TZP pré-sinterizada para a usinagem e posterior aplicação como copings. revista *Matéria*, v. 22, n. 2, 2017.

[65] BELO, Y. D. et al. Zircônia tetragonal estabilizada por ítria: comportamento mecânico, adesão e longevidade clínica (Yttria-stabilized tetragonal zirconia: mechanical behavior, adhesion and clinical longevity). *Cerâmica*, v. 59, p. 633-639, 2013.

[66] SIEDSCHLAG, Gustavo et al. Influência da limpeza pós-condicionamento e do método de secagem do silano sobre a união resina-cerâmica. 2012.

## ANEXOS

**Produto Final da Dissertação: “Avaliação da dureza e desenvolvimento de um protocolo de tratamento de superfície para coroas monolíticas da zircônia Prettau® em próteses fixas de dentes anteriores”**

### **Protocolo de tratamento de superfície da zircônia Prettau**

1º Passo: Jateamento com óxido de alumínio na pressão de 25 Bar por 10 segundos, com inclinação de 45º e distanciamento de 10cm no interior da peça protética

2º Passo: Jateamento com ROCATEC® na pressão de 25 Bar por 10 segundos, com inclinação de 45º e distanciamento de 10cm no interior da peça protética

3º Passo: Aplicação do silano no interior da peça protética e estrutura dentária por 1 minuto

4º Passo: Volatização do Silano por 1 minuto



### Análise estatística dos Resultados de Dureza

FONTES DE VARIAÇÃO	GL	SQ	QM
Tratamentos	3	38.2 e+06	12.7 e+06
Erro	76	36.9 e+04	48.5 e+02
F =	2628,913		
(p) =	< 0.0001		
Média (Coluna 1) =	42,3475		
Média (Coluna 2) =	1410,15		
Média (Coluna 3) =	50,9375		
Média (Coluna 4) =	1448,3		
Tukey:	Diferença	Q	(p)
Médias ( 1 a 2) =	1367,803	87,8404	< 0.01
Médias ( 1 a 3) =	8,59	0,5517	ns
Médias ( 1 a 4) =	1405,953	90,2904	< 0.01
Médias ( 2 a 3) =	1359,213	87,2887	< 0.01
Médias ( 2 a 4) =	38,15	2,45	ns
Médias ( 3 a 4) =	1397,363	89,7387	< 0.01

### Resultados de Cisalhamento

PRETTAU CONTROLE		
	Força (N)	Resistência de União(MPa)
E1	98,11	31,245
E2	98,28	31,299
E3	117,18	37,318
E4	101,18	32,223
E5	92,92	29,592
E6	97,26	30,975
E7	108,61	34,589
E8	109,24	34,790
E9	107,75	34,315
E10	105,28	33,529
MÉDIA	103,58	32,99
DP	7,30	2,21

PRETTAU JATEADA		
	Força (N)	Resistência de União(MPa)
E1'	125,24	39,885
E2'	116,15	36,990
E3'	101,25	32,245
E4'	108,85	34,666
E5'	100,05	31,863
E6'	101,21	32,232
E7'	109,66	34,924
E8'	110,92	35,325
E9'	99,89	31,812
E10'	106,15	33,806
MÉDIA	107,94	34,37
DP	8,16	2,60