

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ  
DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE ENGENHARIA DE MATERIAIS  
CURSO DE ENGENHARIA DE MATERIAIS

GUSTAVO ARJI CAMPITELI MARTINELLI

**ESTUDO DE CONTRAÇÃO PARA ADAPTAÇÃO DE ELEMENTOS DE  
ZIRCÔNIA TRANSLUCIDA EM APLICAÇÃO ODONTOLÓGICA.**

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

LONDRINA

2019

GUSTAVO ARJI CAMPITELI MARTINELLI

**ESTUDO DE CONTRAÇÃO PARA ADAPTAÇÃO DE ELEMENTOS DE ZIRCÔNIA TRANSLUCIDA EM APLICAÇÃO ODONTOLÓGICA.**

Trabalho de conclusão de curso apresentado ao Departamento Acadêmico de Engenharia de Materiais na Universidade Tecnológica Federal do Paraná como requisito parcial para obtenção do título de bacharel em Engenharia de Materiais.

Orientador: Prof. Dr. Luiz Eduardo de Carvalho.

LONDRINA

2019



## TERMO DE APROVAÇÃO

**GUSTAVO ARJI CAMPITELI MARTINELLI**

### **ESTUDO DE CONTRAÇÃO PARA ADAPTAÇÃO DE ELEMENTOS DE ZIRCÔNIA TRANSLUCIDA EM APLICAÇÃO ODONTOLÓGICA.**

Trabalho de conclusão de curso apresentado no dia 04 de Dezembro de 2019 como requisito para obtenção do título de Bacharel em Engenharia de Materiais da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Campus Londrina. O candidato foi arguido pela Banca Examinadora composta pelos professores abaixo assinados. Após deliberação, a Banca Examinadora considerou o trabalho aprovado.

---

Prof. Dr. Luiz Eduardo de Carvalho  
(UTFPR – DAEMA)

---

Prof. Dr. Marcio Florian  
(UTFPR – DAEMA)

---

Prof. Dr. Roger Nabeyama Michels  
(UTFPR – DAMEC)

---

Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Silvia Midori Higa

(UTFPR – Departamento Acadêmico de Engenharia de Materiais)  
Coordenadora do Curso de Engenharia de Materiais

“A Folha de Aprovação assinada encontra-se na Coordenação do Curso.”

## AGRADECIMENTOS

Primeiramente, agradeço aos meus pais, Maria Angélica e Renato, e ao meu irmão Guilherme por todo apoio, esforço e incentivo durante todo meu caminho da graduação. A toda minha família que estiveram ao meu lado durante esse período.

Ao Prof. Dr. Luiz Eduardo de Carvalho, pela orientação deste trabalho, por me ajudar sempre, pelo apoio, dedicação e paciência durante todo o período de realização do estudo.

Ao Prof. Dr. Marcio Florian, por muitas vezes me ajudar sempre que possível, com paciência e compreensão.

Aos meus amigos que estiveram comigo desde o início do curso, aos fundadores da Republica Albergue e todos os outros moradores que vieram depois.

A UTFPR-Londrina, em especial a todos professores, pelos ensinamentos e aprendizados.

A empresa Angelus, pela carta de apoio ao projeto e ao PROGRAD/PROREC, pelo auxílio financeiro ao meu trabalho.

## RESUMO

MARTINELLI, G. A. C. **ESTUDO DE CONTRAÇÃO PARA ADAPTAÇÃO DE ELEMENTOS DE ZIRCÔNIA TRANSLUCIDA EM APLICAÇÃO ODONTOLÓGICA.** 2019. 40f. Exame de qualificação do trabalho de conclusão de curso (Bacharelado em Engenharia de Materiais) – Departamento Acadêmico de Engenharia de Materiais, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Londrina, 2019.

A utilização de materiais não biológicos em próteses dentárias tem registro por volta de 3000 anos a.C. Nos dias atuais, as cerâmicas são os materiais que melhor atendem os requisitos para algumas aplicação odontológica, sendo a zircônia translúcida que está em maior evidencia atualmente. A tecnologia de produção em próteses cerâmicas que está ganhando espaço no mercado é a que utiliza o sistema *Computer Aided Design* (CAD) e *Computer Aided Manufacturing* (CAM), graças a velocidade de produção e o elevado acabamento superficial. O presente trabalho estudou a contração linear durante o processo de sinterização de três tipos de zircônia comercial. Tal estudo realizou o processamento desse material, onde foram feitas alterações nas pressões durante a etapa de prensagem isostática. Foram utilizadas as seguintes pressões: 60, 100, 150, 200 e 250 MPa e ao final do processo sinterização foi avaliado a contração linear em cada pressão. Para garantir a total contração foi necessário averiguar se houve a completa sinterização, desta forma, foram calculadas as porcentagem de densificação para cada amostra com valor sempre superior a 97%. Os resultados de contração linear encontrados variaram de 17% a 22% o que está de acordo com a literatura para o material, mas o mais importante é o conhecimento prévio dessa contração tendo em mente que a tolerância média para a aplicação pretendida não pode ser superior a 0,1 mm. A maioria das amostras atenderam a tolerância, com seu valor máximo chegando a 10,28 mm e o mínimo 9,93 mm, evidenciando a possibilidade da utilização do método para a fabricação de próteses dentárias.

**Palavras-chave:** Zircônia. Pressão isostática. Contração Linear.

## ABSTRACT

MARTINELLI, G. A. C **CONTRACTION STUDY FOR ADAPTATION OF ELEMENTS OF TRANSLUCED ZIRCONIA IN DONTOLOGICAL APPLICATION.** 2019. 40f. Qualification examination of the course completion work (Materials Engineering) - Academic Department of Materials Engineering, Federal Technological University of Paraná. Londrina, 2019.

The use of non-biological materials in dental prostheses has been recorded about 3000 years b.C. Nowadays, ceramics are the materials that best meet the requirements for dental application, with translucent zirconia being the most evident today. The technology for the production of ceramic prostheses, that is gaining space in the market is the use of Computer Aided Design (CAD) and Computer Aided Manufacturing (CAM), thanks to the faster production and the high surface finish. The present work studied the linear contraction during the sintering process of three types of commercial zirconia. This study realized was the processing of this material, that changed of the pressures were made during the isostatic pressing stage. The following pressures 60, 100, 150, 200 and 250 MPa were used and, at the end of the sintering process, the linear contraction at each pressure was evaluated. To ensure total contraction, it was necessary to determine if there was complete sintering, thus calculating the percentage of densification for each sample with a value greater than 97%. The linear contraction results found ranged from 17% to 22%, which is in accordance with the literature for the material, but the most important is the previous knowledge of this contraction bearing in mind that the average tolerance for the intended application can not exceed 0.1 mm. Most of the samples met the tolerance, with its maximum value reaching 10,28 mm and minimum 9,93 mm, evidencing the possibility of using the method for the manufacture of dental prostheses.

**Keywords:** Zircônia. Isostatic pressure. Linear Contraction.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Mandíbula, datada de 800 anos a.C., encontrada em Honduras. A formação de cálculo nesses três implantes indica que eles não foram feitos apenas para exibição de enterro, mas serviram como substituições dentárias fixas, funcionais e estéticas. ....	13
Figura 2: Resina Polimérica utilizada na restauração dentária. As setas em azul indicam a restauração enquanto a seta preta mostra o dente do paciente.....	14
Figura 3: Aparelho odontológico para correção posicional dos dentes, feito de diferentes tipos de ligas metálicas.....	14
Figura 4: Restauração odontológica de material cerâmico produzido utilizando tecnologia CAD/CAM. A) restauração pré-sinterizada. B) restauração sinterizada...	15
Figura 5: Representação da mudança estrutural da zircônia quando sofre aquecimento/resfriamento. As esferas azuis representam os átomos de Zr e as vermelhas representam os átomos de O. A) Estrutura Monoclínica; B) Estrutura Tetragonal; C) Estrutura Cúbica.....	16
Figura 6: Scanner marca Sirona modelo InEosX5.....	18
Figura 7: Fresadora marca Sirona Modelo InLab MC X5.....	19
Figura 8: Variação do encolhimento linear da cerâmica YSZ ( $ZrO_2$ -8% mol $Y_2O_3$ ) porosa com a temperatura de sinterização. ....	21
Figura 9: Dilatômetro NETZSCH DIL 402. ....	22
Figura 10: Esquema de um dilatômetro com haste. ....	22
Figura 11: Fluxograma das Atividades realizadas no estudo de contração para adaptação de elementos de zircônia translúcida em aplicação odontológica. ....	24
Figura 12: Projeção do bloco pré sinterizado com os corpos e prova posicionado para a usinagem. A) Corpos de prova direção XY. B) Corpo de prova direção Z. ....	26
Figura 13: Programa de temperatura controlada utilizado na sinterização dos corpos de prova na direção Z.....	27
Figura 14: Programa de temperatura controlada utilizado na sinterização dos corpos de prova da direção XY. ....	28
Figura 15: Contração linear para os corpos de prova na direção XY. ....	32
Figura 16: Contração linear para os corpos de prova na direção Z.....	33

Figura 17: Dimensão dos corpos de prova da direção Z sinterizados. ....33

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Variação de medidas da massa específica para a zircônia pré-sinterizada (A, B e C) em função da variação da pressão isostática na direção do plano (XY) que é perpendicular ao eixo de aplicação de carga na prensagem uniaxial. ....29

Tabela 2: Variação de medidas da massa específica para a zircônia pré-sinterizada (A, B e C) em função da variação da pressão isostática na direção (Z) do eixo de aplicação de carga na prensagem uniaxial. ....30

Tabela 3: Variação de medidas da massa específica para a zircônia sinterizada (A, B e C) em função da variação da pressão isostática na direção do plano (XY) que é perpendicular ao eixo de aplicação de carga na prensagem uniaxial .....31

Tabela 4: Variação de medidas da massa específica para a zircônia sinterizada (A, B e C) em função da variação da pressão isostática na direção (Z) do eixo de aplicação de carga na prensagem uniaxial .....31



## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	10
<b>2 OBJETIVOS</b> .....	11
2.1 Objetivo Geral .....	11
2.2 Objetivos Específicos .....	11
<b>3 JUSTIFICATIVA</b> .....	12
<b>4 REFERENCIAL TEÓRICO</b> .....	13
4.1 MATERIAIS PARA PRÓTESES DENTÁRIAS .....	13
4.2 ZIRCÔNIA .....	16
4.3 SISTEMA CAD/CAM .....	17
4.3.1 Sistema de leitura de preparação dentária (SCANNER) .....	17
4.3.2. Desenho assistido por computador (CAD/CAM) .....	18
4.3.3. Materiais e sistema de fresagem da estrutura protética .....	19
4.4 DILATOMETRIA .....	20
4.4.1 Dilatômetro .....	21
<b>5 METODOLOGIA</b> .....	24
<b>6 RESULTADOS E DISCUSSÕES</b> .....	29
<b>7 CONCLUSÃO</b> .....	35
<b>8 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS</b> .....	36
<b>REFERÊNCIAS</b> .....	37

## 1 INTRODUÇÃO

A utilização de materiais não biológicos para reparos na região bucal é uma técnica utilizada pelo homem com registros de centenas de anos. Com o passar dos anos, novas alternativas foram aparecendo devido ao avanço tecnológico. Atualmente os materiais cerâmicos são, em determinados casos, a melhor opção para se utilizar na odontologia, pois apresentam propriedades como: resistência à compressão, baixa condutividade térmica, coloração semelhante ao dente, radiopacidade, estabilidade de cor, biocompatibilidade, entre outros. Com o aumento da preocupação com a saúde bucal buscou-se alternativas que associem propriedades e estética utilizando métodos e materiais já existentes no mercado. Deste modo as cerâmicas ganharam seu espaço na odontologia, sendo as principais: vidros, porcelanas, cerâmicas vítreas ou estruturas altamente cristalinas. (FRANCISCO, 2009; CERÂMICAS ODONTOLÓGICAS: PROPRIEDADES, INDICAÇÕES E CONSIDERAÇÕES CLÍNICAS, 2012)

Dentre os materiais cerâmicos utilizados na odontologia, a zircônia ( $ZrO_2$ ) tem apresentado destaque devido as suas propriedades. Outro atrativo na utilização da zircônia é a possibilidade da produção de próteses pelo o processo de fabricação por *Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing* (CAD/CAM) uma vez que permite produzir próteses dentárias com elevada qualidade atrelada a rapidez no processo. (FRANCISCO, 2009; SANTOS, 2012)

A zircônia, como qualquer outro material cerâmico, precisa passar pelo processo de sinterização para adquirir as propriedades que a torna tão atrativa em aplicações odontológicas. Após passar pelo processo de sinterização a zircônia apresentam uma contração, este fenômeno, quando relacionado as restaurações odontológicas, se não for muito bem controlado pode acarretar em problemas de adaptação nos dentes do paciente, podendo causar, desconforto, espaço entre restauração e o dente restaurado podem ocasionar na maior facilidade no desenvolvimento de cáries. (SANTOS, 2012)

## 2 OBJETIVOS

### 2.1 Objetivo Geral

Determinação de contração linear e porcentagem de densificação em diferentes tipos de zircônia variando o processamento na sua manufatura.

### 2.2 Objetivos Específicos

- Estudar a contração linear de três zircônias diferentes prensadas em diferentes pressões isostáticas;
- Determinar a porcentagem de densificação de cada zircônia após o processo de sinterização.

### **3 JUSTIFICATIVA**

As próteses odontológicas de materiais cerâmicos, principalmente a zircônia, estão ocupando lugar de destaque nos congressos mundiais de materiais dentários e no mercado, considerando tanto suas propriedades físicas quanto, estética.

Devido a dependência de um elevado controle dimensional das próteses cerâmicas para uma adaptação perfeita na região de reparo do paciente, os conhecimentos de um engenheiro de materiais quanto as propriedades e o comportamento dos materiais em diferentes situações e métodos de produção agregam de maneira extremamente positiva.

Esse trabalho tem como justificativa aprimorar o conhecimento na manufatura e controle de qualidade da zircônia para sistemas de CAD/CAM na produção de próteses odontológicas, tecnologia inovadora crescente no mercado mundial e em território nacional.

## 4 REFERENCIAL TEÓRICO

### 4.1 MATERIAIS PARA PRÓTESES DENTÁRIAS.

A utilização de diferentes materiais para a substituição de componentes dentários aparece em registros desde o início da humanidade, por volta do ano 3000 a.C. Uma ampla variedade de materiais foi utilizada para esta substituição como, dentes de animais, ossos, conchas, marfim, metais preciosos e cerâmicas (ANUSAVICE; SHEN; RAWLS, 2013; RAPOSO et al., 2010). Na Figura 1 é possível observar os três implantes feitos de conchas esculpidas.

Figura 1: Mandíbula, datada de 800 anos a.C., encontrada em Honduras. A formação de cálculo nesses três implantes indica que eles não foram feitos apenas para exibição de enterro, mas serviram como substituições dentárias fixas, funcionais e estéticas.



Fonte: Adaptado de (ANUSAVICE; SHEN; RAWLS, 2013)

Na odontologia são utilizadas todas as classes de materiais: metais, cerâmicas, polímeros e compósitos. Geralmente as cerâmicas, polímeros e compósitos são utilizados como materiais restauradores e materiais para a prevenção. As ligas metálicas são mais utilizadas na construção de dispositivos ortodônticos, estrutura e grampos de próteses parciais/removíveis, tendo em vista que suas propriedades satisfazem as solicitações as quais um componente odontológico sofrerá durante sua vida útil (ANUSAVICE; SHEN; RAWLS, 2013). A Figura 2 é uma restauração polimérica de resina, a Figura 3 é um aparelho

odontológico feito de ligas metálicas e a Figura 4 uma restauração cerâmica de zircônia.

Figura 2: Resina Polimérica utilizada na restauração dentária. As setas em azul indicam a restauração enquanto a seta preta mostra o dente do paciente.



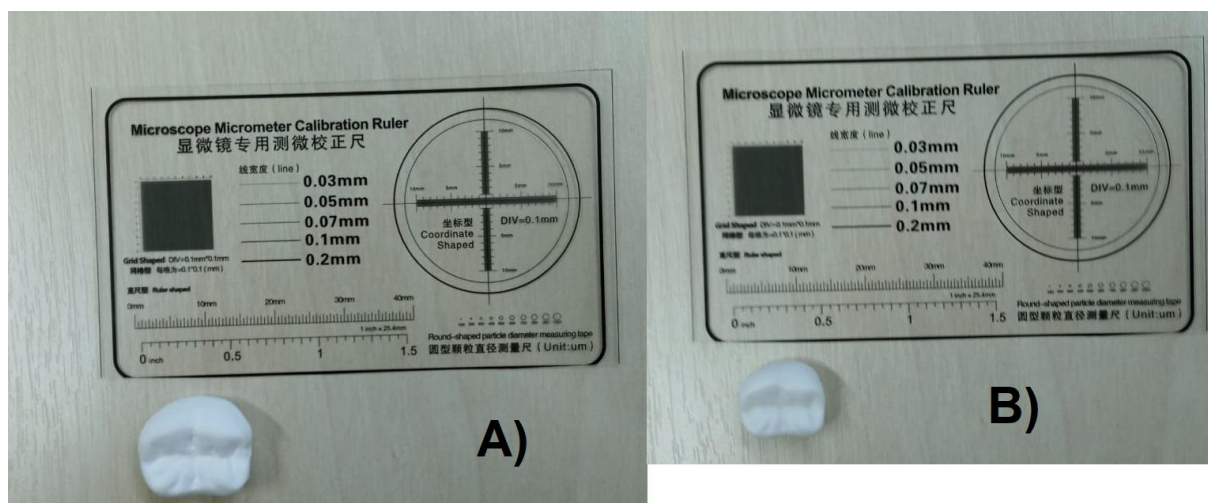
Fonte: Adaptado de (LEITE, 2018)

Figura 3: Aparelho odontológico para correção posicional dos dentes, feito de diferentes tipos de ligas metálicas.



Fonte: (HORLIANA, 2017)

Figura 4: Restauração odontológica de material cerâmico produzido utilizando tecnologia CAD/CAM. A) restauração pré-sinterizada. B) restauração sinterizada.



Fonte: Autoria Própria.

Os materiais cerâmicos podem ser utilizados na produção de *inlays*, *onlays*, coroas e próteses parcialmente fixos. Os materiais cerâmicos devem apresentar boa resistência à fratura e uma boa estética. As próteses frequentemente são feitas de duas ou mais camadas distintas, uma cerâmica de alta tenacidade para a infraestrutura e uma ou mais camadas de cerâmica com mais baixa tenacidade, porém mais translúcidas. (ANUSAVICE; SHEN; RAWLS, 2013; RAPOSO et al., 2010)

Considerando-se a dificuldade na produção deste tipo de prótese que combinam diferentes tipos de cerâmica muitas vezes tendo que ser combinada com estruturas metálicas, o que para a estética do implante é prejudicial, e motivados pela demanda estética cada vez maior nos dias atuais, novas pesquisas na área das próteses de materiais cerâmicos foram se desenvolvendo (SANTOS, 2012; ANUSAVICE; SHEN; RAWLS, 2013).

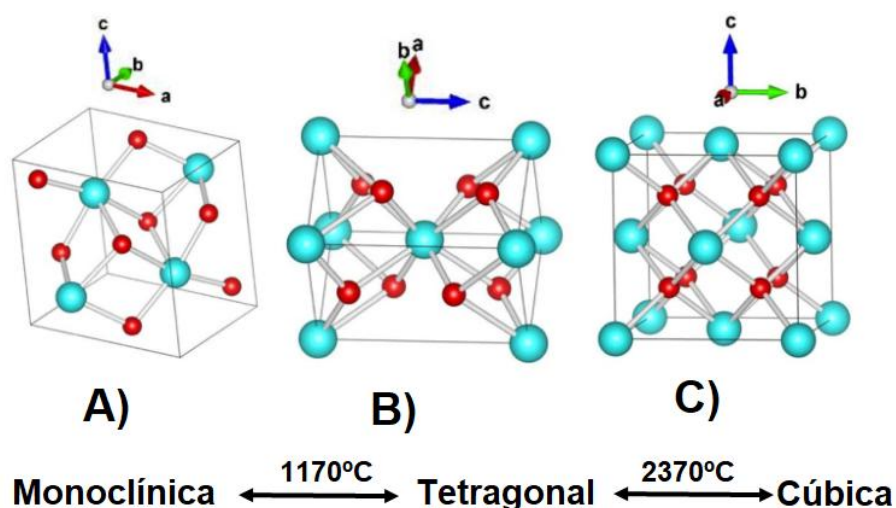
Sistemas totalmente livres de metais foram desenvolvidos, principalmente utilizando compostos à base de alumina e zircônia estabilizada por ítria. Estes sistemas cerâmicos, ganharam destaque graças a algumas características como biocompatibilidade, estética parecida com os dentes e propriedades mecânicas, que fizeram com que elas ganhassem cada vez mais espaço no mercado. A zircônia translúcida estabilizada por ítria vem sendo amplamente estudada graças a esta propriedade e também um maior avanço nos métodos de produção das próteses,

como a utilização do sistema CAD/CAM. (GARCIA et al., 2011; RAPOSO et al., 2010)

## 4.2 ZIRCÔNIA.

A zircônia, com grau elevado de pureza, pode assumir três estruturas cristalinas diferentes de acordo com sua temperatura. Entre 20°C e 1170°C apresenta estrutura monoclinica, a partir de 1170°C sua estrutura muda para tetragonal, em 2370°C muda para a estrutura cúbica (SANTOS, 2012; STAWARCZYK et al., 2012). As estruturas monoclinica, tetragonal e cúbica podem ser observadas na Figura 5.

Figura 5: Representação da mudança estrutural da zircônia quando sofre aquecimento/resfriamento. As esferas azuis representam os átomos de Zr e as vermelhas representam os átomos de O. A) Estrutura Monoclinica; B) Estrutura Tetragonal; C) Estrutura Cúbica.



Fonte: Adaptado de (RICCA et al., 2014)

Para que a zircônia possa ser utilizada aproveitando suas principais propriedades ela deve passar pelo processo de sinterização, que começa em uma temperatura de aproximadamente 1300°C, valor esta que está acima da temperatura de mudança da estrutura monoclinica para tetragonal que é 1170°C. No processo de resfriamento, quando retorna para monoclinica, há uma expansão volumétrica dos corpos, muitas vezes levando a fratura. Para que não ocorra esta mudança na estrutura alguns óxidos são utilizados para estabilizar a estrutura, como o óxido de Ítrio (Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>), que permite a retenção da estrutura tetragonal e o controle do estresse



induzido pela mudança da estrutura, suspendendo assim a propagação de trincas e aumentando sua rigidez (FRANCISCO, 2009; STAWARCZYK et al., 2012; MOREIRA, 2013; OTTONI; BORBA, 2018).

A estabilização da zircônia com o óxido de Ítrio ocorre com baixas concentrações do estabilizante, em geral entre 2-5 %mol, e em condições favoráveis é possível se obter até 98% da fase tetragonal metaestável. Outros óxidos como o de cálcio, cério e magnésio podem ser utilizados para estabilizar a estrutura da zircônia, porém o rendimento em relação a quantidade de estabilizante utilizado é menor quando comparado com o  $Y_2O_3$ . (FRANCISCO, 2009; RAPOSO et al., 2010; STAWARCZYK et al., 2012; MOREIRA, 2013)

### 4.3 SISTEMA CAD/CAM

O termo CAD/CAM é a sigla para *Computer Aided Design* (CAD), que designa o desenho de uma prótese em um computador, seguido de sua produção em uma máquina de fresagem, *Computer Aided Manufacturing* (CAM). A tecnologia CAD/CAM é utilizada em indústrias de diferentes ramos, porém foi introduzida na odontologia no final da década de 70 e início de 80 nos EUA. A introdução desta técnica na produção de próteses odontológicas teve como principais objetivos a automatização de processos manuais de modo a melhorar a qualidade do produto final, padronização dos processos e redução dos custos. (CORREIA et al., 2006; BERNARDES et al., 2012; KAVASHIMA et al., 2017;)

A tecnologia CAD/CAM está presente na odontologia, principalmente na produção de próteses fixas como coroas, pontes e facetas. Para a produção de próteses fixas, o sistema conta com três componentes fundamentais: sistema de leitura da preparação dentária (scanner), *software* de desenho da restauração dentária (CAD) e sistema de fresagem da estrutura protética (CAM). (CORREIA et al., 2006; BERNARDES et al., 2012; MOREIRA, 2013)

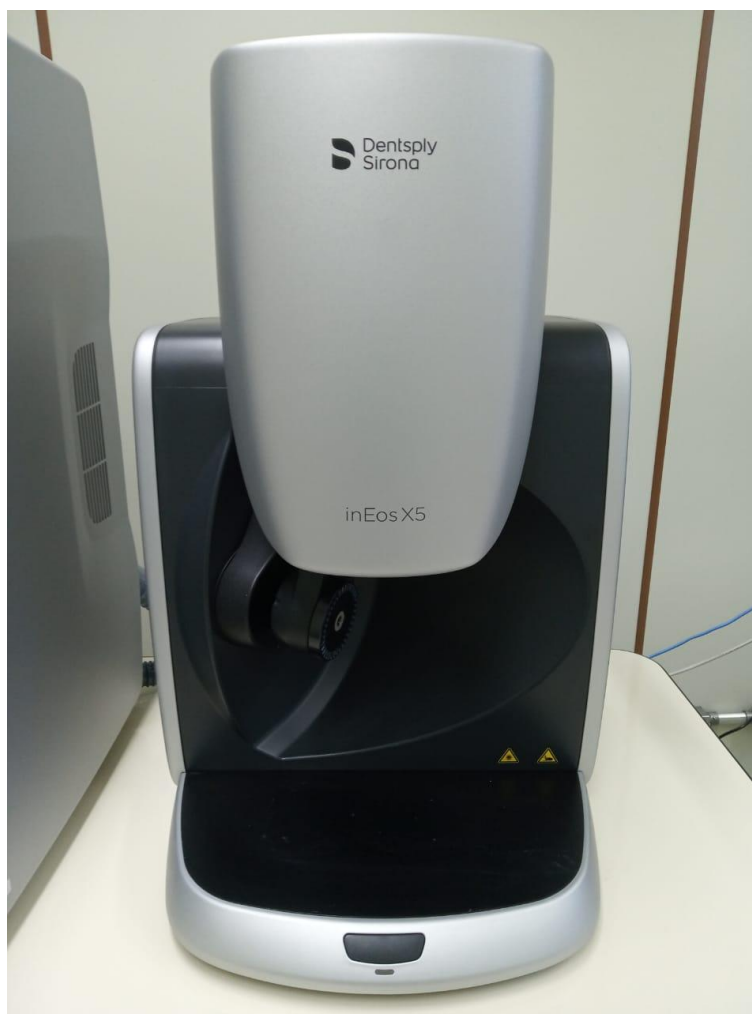
#### 4.3.1 Sistema de leitura de preparação dentária (SCANNER)

A digitalização da preparação dentária pode ser feita de duas formas, fora da cavidade oral por meio de um molde de gesso (troquel) ou dentro da cavidade oral. Apesar da maior praticidade e rapidez do sistema intra-oral, esta não apresenta uma

boa captação das imagens como no sistema que utiliza o molde de gesso. (CORREIA et al., 2006; MOREIRA, 2013)

No sistema utilizando o troquel, faz-se um molde de cera dos dentes a serem reparados, o molde gesso é gerado a partir da cera por diferentes métodos e com o scanner e o auxílio do *software* é gerado o desenho digitalizado da restauração (CORREIA et al., 2006). Um exemplo de scanner da marca Sirona modelo InEos X5 é mostrado na Figura 6.

Figura 6: Scanner marca Sirona modelo InEosX5



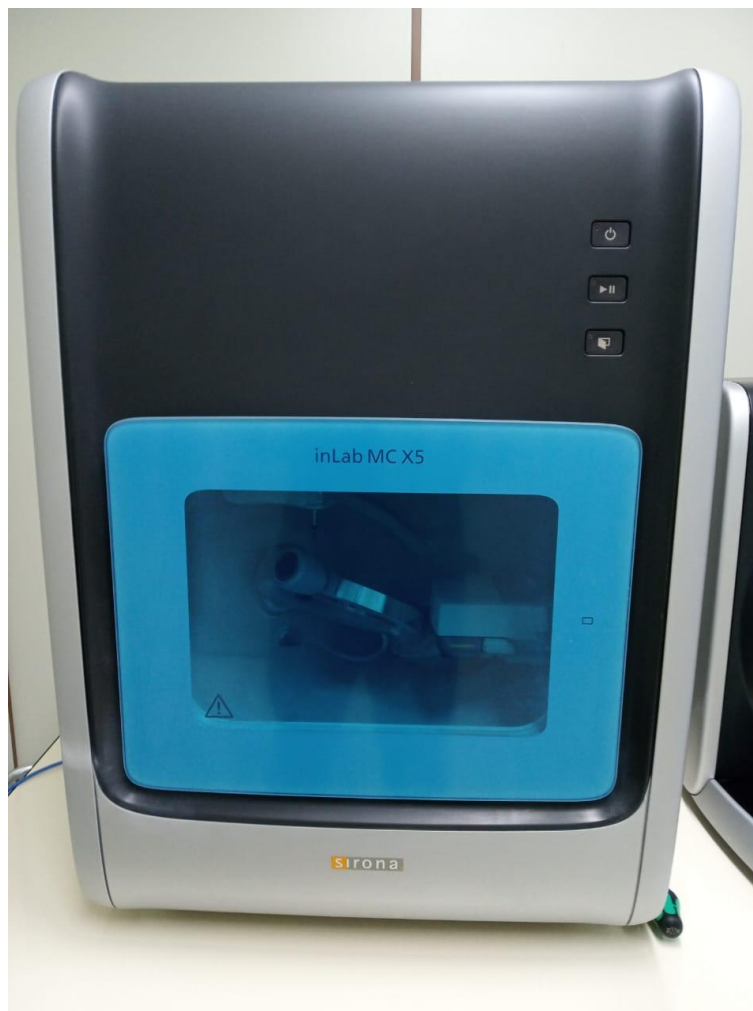
Fonte: Aatoria Própria.

#### 4.3.2. Desenho assistido por computador (CAD/CAM)

Após digitalizado o desenho da prótese, a imagem é transferida para um programa de desenho assistido por computador, pelo qual o operador poderá desenhar de forma virtual as estruturas das próteses. No software a prótese passa por algumas etapas como definição das linhas de acabamento, o espaçamento e a

espessura, afim de corrigir quaisquer erros e proporcionar um acabamento mais preciso e adequado para cada caso (CORREIA et al., 2006; MOREIRA, 2013). Na Figura 7 é possível observar uma fresadora da marca Sirona modelo InLab MC X 5.

Figura 7: Fresadora marca Sirona Modelo InLab MC X5.



Fonte: Autoria Própria.

#### 4.3.3. Materiais e sistema de fresagem da estrutura protética.

Para a produção das próteses é necessário que os materiais sejam prensados, uniaxial e isostaticamente, em blocos pré-fabricados de diferentes cerâmicas, tais como: alumina reforçada com vidro, alumina densamente sinterizada, Y-TZP zircônia (*Yttrium- tetragonal zirconia polycrystal*) pré ou totalmente sinterizada, entre outros. (CORREIA et al., 2006; MOREIRA, 2013)

Uma das principais vantagens da utilização deste processo é a possibilidade de manufatura de próteses com materiais muito resistentes, como a zircônia por exemplo, que apresenta uma grande limitação quando produzida manualmente. O

sistema CAD/CAM trouxe novas perspectivas para a produção de próteses dentárias, podendo utilizar novos materiais, com melhores propriedades, tanto mecânicas quanto óticas, além de facilitar e agilizar os processos odontológicos na área. (CORREIA et al., 2006)

#### 4.4 DILATOMETRIA

A dilatométrica é uma análise térmica que, a partir de um programa de temperatura controlado, mede a expansão ou contração de materiais sólidos. Utilizando esta análise térmica é possível estudar o comportamento de diferentes materiais, como transformações martensíticas na tempera de aços, o encolhimento de corpos cerâmicos no processo de sinterização, temperatura de transição vítrea, devitrificação em vidros, transformações no estado sólido, entre outros (SPEYER, 1993; RAMACHANDRAN et al., 2002).

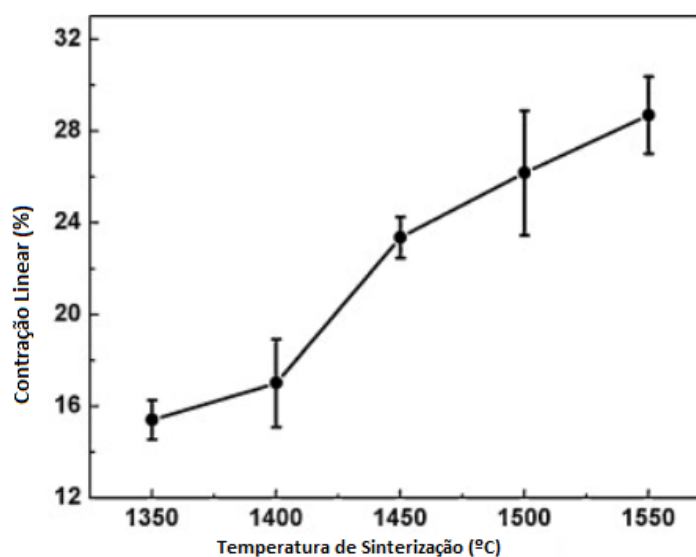
Para realizar os estudos possíveis em uma dilatométrica, geralmente é utilizado uma curva com a variação comprimento dividido pelo do comprimento inicial ( $l_0$ ) em função da temperatura. O coeficiente de expansão/contração térmico linear é a principal e mais fácil propriedade de se determinar no ensaio, podendo ser calculada pela inclinação da reta, dada pela Equação 1: (SPEYER, 1993)

$$\alpha_l = \frac{l}{l_0} \left( \frac{\delta l}{\delta T} \right)_F \quad (1)$$

Onde  $\alpha_l$  é o coeficiente de expansão linear,  $l$  o comprimento final da amostra,  $l_0$  o comprimento inicial, havendo variação do comprimento em função da variação da temperatura, enquanto há uma força constante sobre a amostra  $\left( \frac{\delta l}{\delta T} \right)_F$ .

A Figura 8 é uma curva do resultado de uma análise dilatométrica de expansão térmica da zircônia estabilizada com 8% de Ítria. Os eixos dos gráficos são geralmente, de porcentagem de contração linear no eixo y e por temperatura no eixo x (SPEYER, 1993).

Figura 8: Variação do encolhimento linear da cerâmica YSZ ( $ZrO_2$ -8% mol  $Y_2O_3$ ) porosa com a temperatura de sinterização.

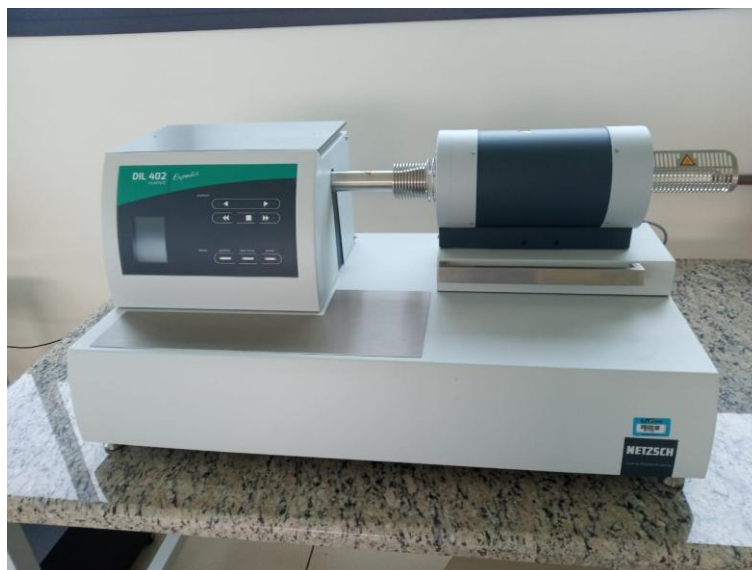


Fonte: Adaptado de (HU; WANG, 2010).

#### 4.4.1 Dilatômetro

Os equipamentos utilizados na dilatométrica podem apresentar duas geometrias diferentes: um com a câmara da amostra e o forno na vertical e outro com a câmara e amostra na horizontal, este último sendo o mais utilizada nas análises (SPEYER, 1993). A Figura 9 é uma imagem do dilatômetro utilizado no estudo.

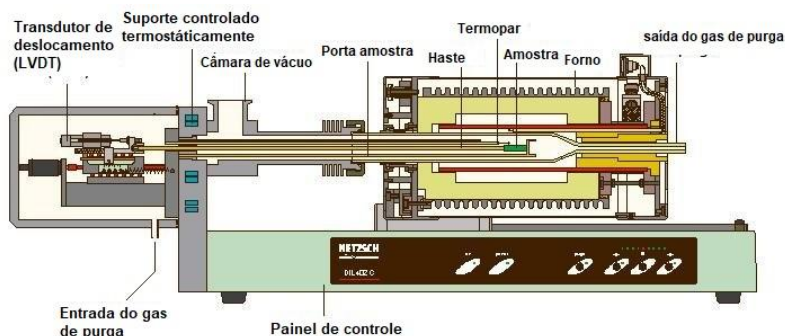
Figura 9: Dilatômetro NETZSCH DIL 402.



Fonte: Autoria Própria.

No dilatômetro o material a ser analisado é colocado em um porta amostra que apresenta como componente uma haste, ambos de alumina, para poder suportar ensaios em altas temperaturas. O corpo de prova é colocado com uma extremidade localizada no fim do porta amostra e a haste é posicionada de forma a encontrar a outra extremidade do corpo de prova. O posicionamento inicial da haste será o zero, para a medição da expansão/contração da amostra, aplicando uma força uniforme na amostra para sempre mantê-la unida a haste. Na Figura 10 é mostrado um esquema do porta amostra juntamente com a haste e um corpo de prova. (SPEYER, 1993)

Figura 10: Esquema de um dilatômetro com haste.



Fonte: Adaptado de (ROMÁN, 2009).

Utilizando os dados da dilatometria é possível calcular a massa específica de materiais cerâmicos pré-sinterizados e após o processo de sinterização, realizando os cálculos a partir do volume de cada amostra e sua massa. Para o cálculo da massa específica é utilizada a Equação 2, tanto para o pré-sinterizado quanto para o sinterizado. (SPEYER, 1993)

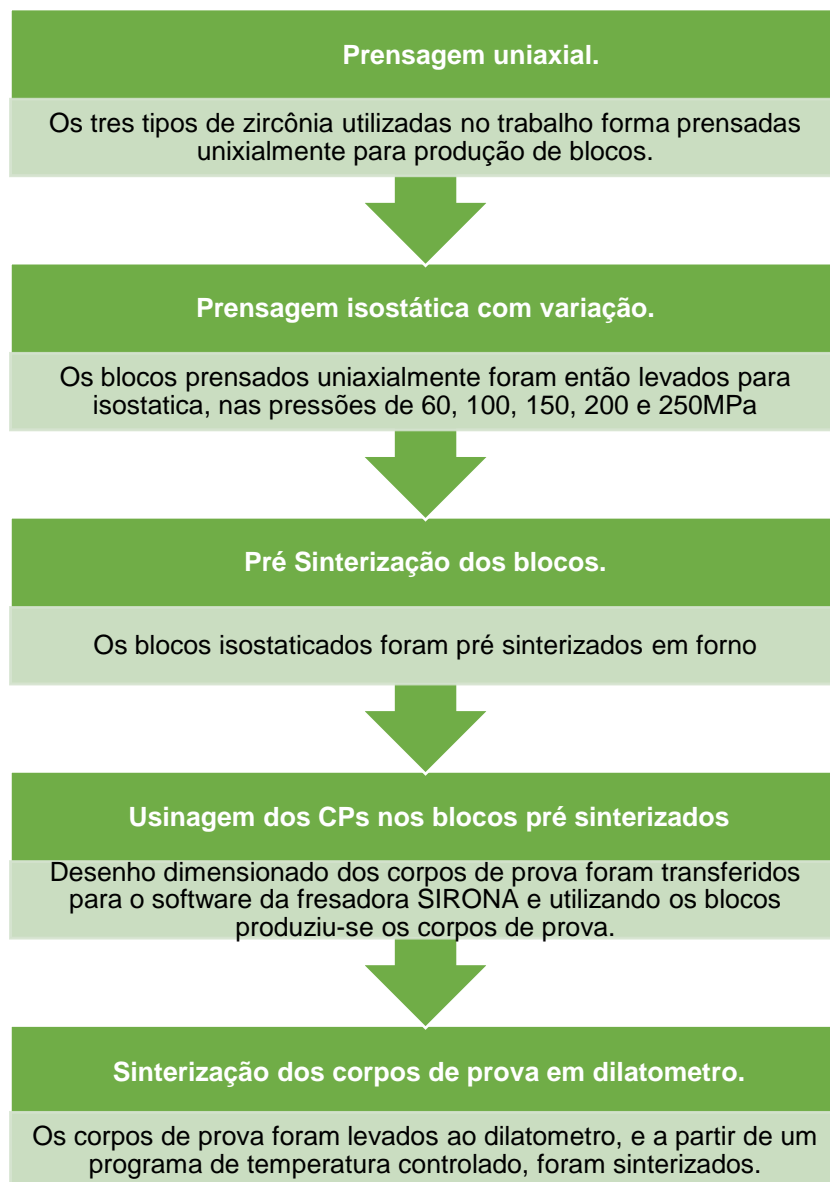
$$\rho = \frac{m}{V} \quad (2)$$

Onde  $\rho$  massa específica dada em gramas por centímetro cúbico ( $\text{g}/\text{cm}^3$ ),  $m$  é a massa do corpo de prova em gramas (g) e  $V$  o seu volume em centímetros cúbicos ( $\text{cm}^3$ ). (SPEYER, 1993)

## 5 METODOLOGIA

Para facilitar a compreensão do estudo proposto é apresentado na Figura 11 as principais etapas deste trabalho.

Figura 11: Fluxograma das Atividades realizadas no estudo de contração para adaptação de elementos de zircônia translúcida em aplicação odontológica.



Fonte: Autoria Própria.

O material utilizado foi  $ZrO_2$  com variação em sua translucidez, que por motivo de confidencialidade comercial serão nomeadas neste trabalho de zircônia A, B e C. Foram utilizados os seguintes recursos, uma prensa uniaxial da marca Changzhou JiuYaJiu Machinery Manufacturing Co.,Ltd, modelo SYST-30, uma



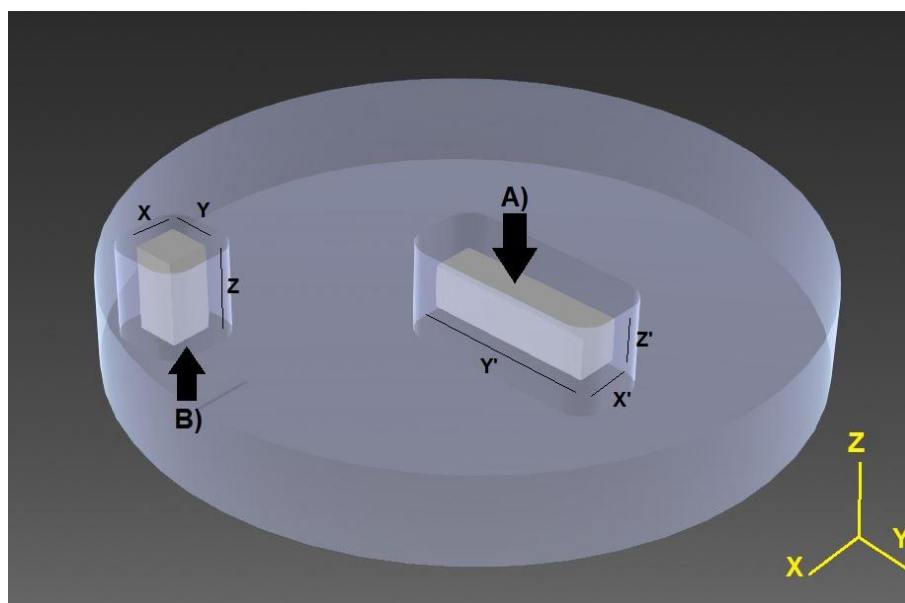
prensa isostática da marca SXKYCY, modelo KJYs 300MPa, uma fresadora da marca SIRONA, modelo inLab MC X5 e seu software, um forno da marca Nabertherm, modelo N 650/14 DB 200-3, dilatômetro marca NETZSCH, modelo DIL 402 CLASSIC ExpediS, uma balança de precisão da marca SHIMADZU, modelo UX620H e um software livre de desenho.

Para a preparação dos corpos de prova primeiramente o pó de zircônia abasteceu a prensa uniaxial, totalmente automatizada. O pó prensado assume a forma do molde circular de 117 mm de diâmetro. Os blocos então foram prensados isostaticamente com pressões de 60 MPa, 100 MPa, 150 MPa, 200 MPa e 250 MPa. Após passarem por este processo foram levados ao forno para a pré sinterização com programa de temperatura controlado desenvolvido em confidencialidade industrial.

O bloco pré sinterizado é o insumo utilizado na fresadora para a produção dos corpos de prova. Para se dar início a produção dos corpos de prova, primeiramente um desenho digital com o formato e as dimensões do corpo de prova tiveram que ser feito em um software livre. Dois corpos de prova foram produzidos ambos em formato de paralelepípedo, de 5 milímetros (mm) nas direções X e Y e 10 mm na direção Z, enquanto outro apresentava 5 mm na direção Z' e X' e 20 mm na direção Y'. Os valores das dimensões desenhadas no software são as finais do corpo de prova, ou seja, as dimensões que ele deve apresentar após sofrer a contração por sinterização.

O desenho digital é importado para o software da fresadora. Para que se inicie a fresagem dos corpos de prova conforme Figura 12, algumas informações devem ser fornecidas ao software como fator de ampliação, dimensões do bloco a ser usinado, tipo de material. Para que os corpos de prova atingissem os valores descritos anteriormente sua usinagem foi realizada utilizando fatores de ampliação correspondentes para cada zircônia. O processo foi o mesmo para as três zircônias.

Figura 12: Projeção do bloco pré sinterizado com os corpos e prova posicionado para a usinagem. A) Corpos de prova direção XY. B) Corpo de prova direção Z.



Fonte: Autoria Própria

O bloco feito com a zircônia A isostaticado a 60 MPa na direção Z (10mm de altura) não pode ser usinado, pois o fator de ampliação utilizado no *software* do sistema CAD/CAM para esta zircônia na pressão isostática mencionada excede a altura do bloco pré-sinterizado, 14 mm de altura.

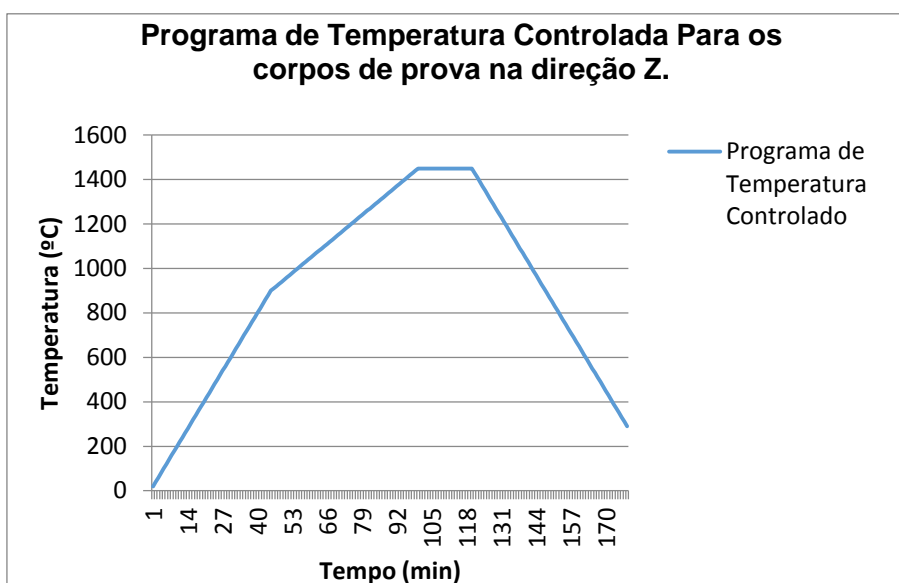
Os blocos produzidos com a zircônia C e isostaticados a 60 MPa e o produzidos com a zircônia A também isostaticado a 60 MPa foram os únicos usinados no sistema CAD/CAM SIRONA na opção de usinagem com o modo de detalhamento NORMAL, os demais corpos de prova para as três zircônias e em todas as pressões isostáticas foram usinadas no modo de detalhamento BAIXO, visando uma diminuição no tempo de usinagem de cada corpo de prova além de preservar as brocas utilizadas no processo, tal alteração foi possível uma vez que a velocidade de usinagem não afete a análise proposta no trabalho. No bloco de zircônia C de 60 MPa foram usinados 3 corpos de prova para cada uma das direções.

O processo de sinterização dos corpos de prova, tanto na direção da prensagem uniaxial, Z, quando na direção perpendicular a prensagem uniaxial, XY, seguiram dois programas de temperatura controlado distintos. Ambos programas

foram desenvolvidos por duas empresas de grande expressão no mercado de extrema competência, por este motivo estes programas foram os escolhidos.

Para a análise da contração dos corpos de prova na direção Z foram sinterizados no dilatômetro, por meio de um programa de temperatura controlado que inicia com uma taxa de aquecimento de 20°C/min até a temperatura de 900°C, e uma taxa de 10°C/min até a temperatura de 1450°C, onde permaneceu nesta temperatura por duas horas, e para finalizar um resfriamento controlado de 20°C/min até 300°C. A Figura 13 é uma representação gráfica do programa de temperatura controlada utilizado.

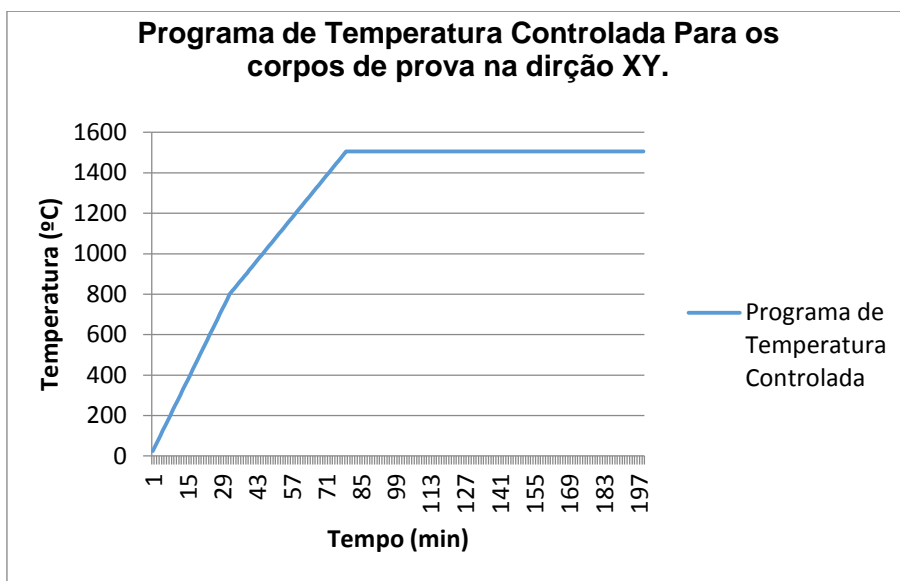
Figura 13: Programa de temperatura controlada utilizado na sinterização dos corpos de prova na direção Z.



Fonte: Autoria Própria

Para o estudo da contração dos corpos de prova na direção XY, realizada no mesmo dilatômetro, foi utilizado outro programa de temperatura controlada. Inicialmente a taxa de aquecimento de 25°C/min até a temperatura de 800°C, e uma taxa de 15°C/min até atingir a temperatura de 1510°C, onde permaneceu nesta temperatura por duas horas, seu resfriamento não foi controlado deixando para esfriar até a temperatura ambiente, 20°C. A Figura 14 é uma representação gráfica do programa de temperatura controlada utilizado.

Figura 14: Programa de temperatura controlada utilizado na sinterização dos corpos de prova da direção XY.



Fonte: Autoria Própria

Após a sinterização, os corpos de prova devem apresentar as medidas do desenho digital supracitados, indicando uma sinterização completa e contração correta.

## 6 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Vislumbrando o estudo da variação dimensional no processamento das zircônias (A, B e C) foi realizado a variação da pressão isostática e estudada a influência nas direções perpendiculares e do próprio eixo de aplicação da carga na prensagem uniaxial, os resultados podem ser observados nas Tabela 1 e Tabela 2.

Tabela 1: Variação de medidas da massa específica para a zircônia pré-sinterizada (A, B e C) em função da variação da pressão isostática na direção do plano (XY) que é perpendicular ao eixo de aplicação de carga na prensagem uniaxial.

Material	Área da base (cm <sup>2</sup> )	Altura (cm)	Volume (cm <sup>3</sup> )	Massa (g)	Massa específica (g/cm <sup>3</sup> )
A - 60 MPa	0,4376	2,4290	1,0629	3,283	3,0888
A - 100 MPa	0,4154	1,9686*	0,8177	2,368	2,8959
A - 150 MPa	0,3919	2,4700	0,9679	2,935	3,0323
A - 200 MPa	0,4019	1,8732*	0,7529	2,304	3,0601
A - 250 MPa	0,3975	2,0524*	0,8159	2,578	3,1598
B - 60 MPa	0,4077	1,8582*	0,7576	2,316	3,0572
B - 100 MPa	0,4128	2,0592*	0,8500	2,664	3,1341
B - 150 MPa	0,3703	2,4070	0,8912	2,969	3,3313
B - 200 MPa	0,3925	2,5102	0,9852	3,223	3,2713
B - 250 MPa	0,3875	2,4998	0,9686	3,193	3,2963
C - 60 MPa	0,4128	2,1920*	0,9049	2,454	2,7120
C - 100 MPa	0,4083	1,4101*	0,5758	1,731	3,0064
C - 150 MPa	0,3752	2,4280	0,9109	2,934	3,2211
C - 200 MPa	0,3888	2,4796	0,9639	3,064	3,1786
C - 250 MPa	0,3925	2,5168	0,9878	3,169	3,2081

\*: Os corpos de prova reduzidos para que a contração não ultrapassasse 5 milímetros (limite de detecção o equipamento).

Fonte: Autoria Própria

Tabela 2: Variação de medidas da massa específica para a zircônia pré-sinterizada (A, B e C) em função da variação da pressão isostaticada na direção (Z) do eixo de aplicação de carga na prensagem uniaxial.

Material	Área da base (cm <sup>2</sup> )	Altura (cm)	Volume (cm <sup>3</sup> )	Massa (g)	Massa específica (g/cm <sup>3</sup> )
A* - 60 MPa	-	-	-	-	-
A - 100 MPa	0,4026	1,2772	0,5142	1,526	2,9678
A - 150 MPa	0,3770	1,2400	0,4675	1,413	3,0227
A - 200 MPa	0,3994	1,2586	0,5027	1,537	3,0576
A - 250 MPa	0,3869	1,2555	0,4857	1,535	3,1602
B - 60 MPa	0,3982	1,2664	0,5042	1,565	3,1037
B - 100 MPa	0,4026	1,2793	0,5150	1,627	3,1591
B - 150 MPa	0,3594	1,2070	0,4338	1,432	3,3012
B - 200 MPa	0,3825	1,2454	0,4764	1,580	3,3164
B - 250 MPa	0,3801	1,2363	0,4699	1,543	3,2838
C - 60 MPa	0,4026	1,2645	0,5091	1,529	3,0035
C - 100 MPa	0,3956	1,2606	0,4987	1,528	3,0637
C - 150 MPa	0,3618	1,2180	0,4407	1,424	3,2314
C - 200 MPa	0,3776	1,2383	0,4676	1,493	3,1929
C - 250 MPa	0,3881	1,2404	0,4814	1,551	3,2219

\*: não foi possível a usinagem devido ao fato de o fator de ampliação para a zircônia "A" com pressão isostática de 60MPa, produz um corpo de prova maior que a altura do bloco utilizado.

Fonte: Autoria Própria

Com posse dos dados obtidos no estudo da zircônia pré-sinterizada partiu-se para a avaliação no comportamento de encolhimento na etapa de sinterização, etapa indispensável para atingir as propriedades finais ao material. Os valores finais de suas dimensões foram medidos e novas Tabelas puderam ser construídas. As Tabela 3 e Tabela 4 são as novas dimensões, massa específica, contração linear e porcentagem de densificação dos corpos de prova nas direções XY e Z respectivamente.

Tabela 3: Variação de medidas da massa específica para a zircônia sinterizada (A, B e C) em função da variação da pressão isostática na direção do plano (XY) que é perpendicular ao eixo de aplicação de carga na prensagem uniaxial

Material	Área da base (cm <sup>2</sup> )	Altura (cm)	Volume (cm <sup>3</sup> )	Massa (g)	Massa específica (g/cm <sup>3</sup> )	Contração Linear (%) Direção (XY)	Massa específica Teórica (%) Direção (XY)
A - 60 MPa	0,2663	2,0480	0,5453	3,274	6,004	15,69	99,24
A - 100 MPa	0,2545	1,5387	0,3916	2,360	6,026	21,84	99,61
A - 150 MPa	0,2485	1,9660	0,4886	2,922	5,981	20,41	98,86
A - 200 MPa	0,2560	1,4886	0,3811	2,282	5,987	20,53	98,97
A - 250 MPa	0,2555	1,6439	0,4200	2,533	6,030	19,90	99,67
B - 60 MPa	0,2570	1,4817	0,3809	2,307	6,057	20,26	100,12*
B - 100 MPa	0,2657	1,6528	0,4392	2,651	6,036	19,74	99,77
B - 150 MPa	0,2475	1,9910	0,4928	2,901	5,887	17,28	97,31
B - 200 MPa	0,2621	2,0433	0,5356	3,212	5,997	18,60	99,12
B - 250 MPa	0,2581	2,0441	0,5275	3,182	6,032	18,23	99,71
C - 60 MPa	0,2581	1,5926	0,4110	2,446	5,951	27,35	98,37
C - 100 MPa	0,2611	1,1204	0,2926	1,726	5,900	20,55	97,52
C - 150 MPa	0,2455	1,9800	0,4861	2,902	5,970	18,45	98,67
C - 200 MPa	0,2540	2,0024	0,5086	3,054	6,004	19,25	99,24
C - 250 MPa	0,2591	2,0451	0,5298	3,161	5,966	18,74	98,61

\*99,29% utilizando 6,12 g/cm<sup>3</sup>

Fonte: Autoria Própria

Tabela 4: Variação de medidas da massa específica para a zircônia sinterizada (A, B e C) em função da variação da pressão isostática na direção (Z) do eixo de aplicação de carga na prensagem uniaxial

Material	Área da base (cm <sup>2</sup> )	Altura (cm)	Volume (cm <sup>3</sup> )	Massa (g)	Massa específica (g/cm <sup>3</sup> )	Contração Linear (%) Direção (Z)	Massa específica Teórica (%) Direção (Z)
A* - 60 MPa	-	-	-	-	-	-	-
A - 100 MPa	0,2525	1,0001	0,2525	1,519	6,0151	21,70	99,42
A - 150 MPa	0,2426	0,9960	0,2416	1,438	5,9522	19,68	98,38
A - 200 MPa	0,2530	1,0031	0,2538	1,532	6,0365	20,30	99,78
A - 250 MPa	0,2525	1,0056	0,2539	1,532	6,0334	19,90	99,73
B - 60 MPa	0,2540	1,0124	0,2572	1,558	6,0584	20,06	100,10**
B - 100 MPa	0,2601	1,0282	0,2674	1,620	6,0576	19,63	100,12***
B - 150 MPa	0,2465	0,9980	0,2460	1,444	5,8695	17,32	97,02
B - 200 MPa	0,2576	1,0120	0,2606	1,574	6,0389	18,74	99,82
B - 250 MPa	0,2555	1,0150	0,2594	1,536	5,9222	17,90	97,89
C - 60 MPa	0,2515	1,0034	0,2524	1,523	6,0351	20,65	99,75
C - 100 MPa	0,2515	1,0080	0,2535	1,521	5,9998	20,04	99,17
C - 150 MPa	0,2450	0,9930	0,2433	1,387	5,7009	18,47	94,23
C - 200 MPa	0,2490	0,9991	0,2488	1,485	5,9692	19,32	98,67
C - 250 MPa	0,2535	1,0098	0,2560	1,545	6,0354	18,59	99,76

\*: não foi possível a usinagem devido ao fato de o fator de ampliação para a zircônia "A" com pressão isostática de 60 MPa, produz um corpo de prova maior que a altura do bloco utilizado.

\*\* 99,32% utilizando 6,12 g/cm<sup>3</sup> e \*\*\* 99,3% utilizando 6,12 g/cm<sup>3</sup>.

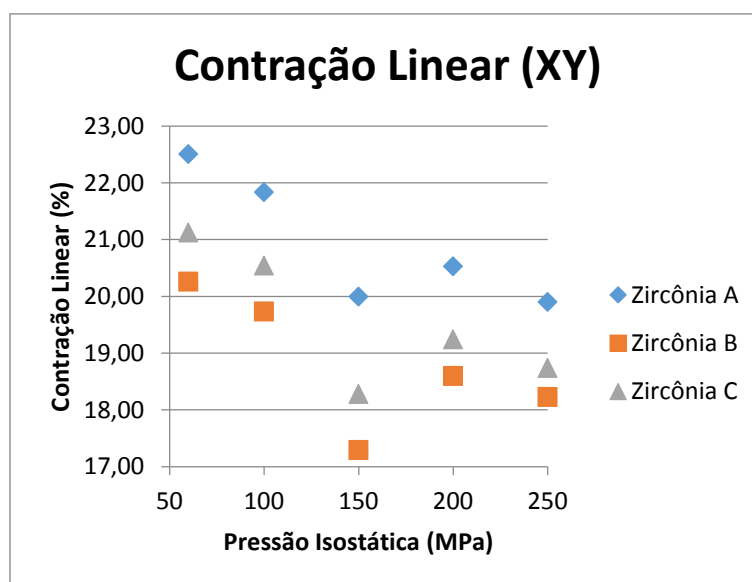
Fonte: Autoria Própria

A massa específica teórica da zircônia tetragonal estabilizada com óxido de ítrio apresenta um valor padrão de  $6,05 \text{ g/cm}^3$ , sabendo que este valor pode variar entre  $6,04$  a  $6,12 \text{ g/cm}^3$  segundo o Congresso Brasileiro de Cerâmica (2000).

Utilizando a massa específica dos corpos de prova sinterizados, foi possível calcular a porcentagem de densificação do material em comparação com sua massa específica teórica de valor  $6,05 \text{ g/cm}^3$ , podendo variar entre  $6,04 \text{ g/cm}^3$  e  $6,12 \text{ g/cm}^3$ . Os resultados obtidos da densificação ficaram entre 97% e 99%, comprovando que a sinterização foi completa.

Para uma análise mais detalhada e uma observação mais clara de alguns resultados, três gráficos foram elaborados e podem ser visualizados nas Figura 15, Figura 16 e Figura 17.

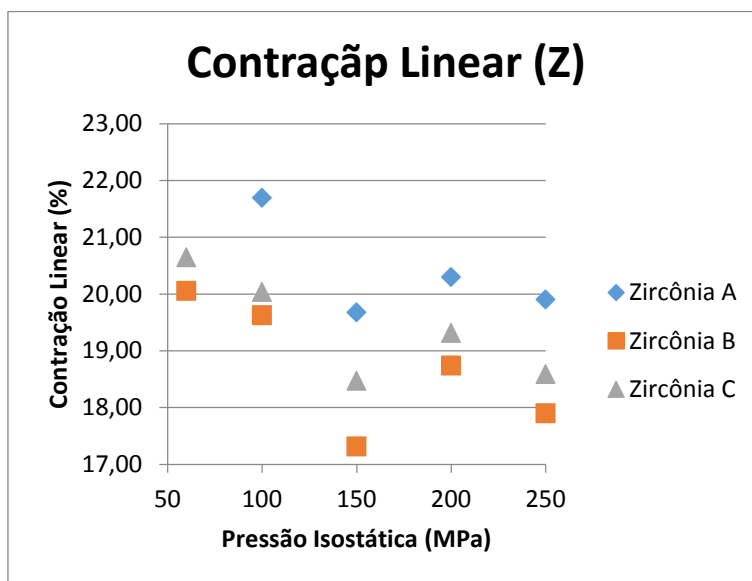
Figura 15: Contração linear para os corpos de prova na direção XY.



Fonte: Autoria Própria

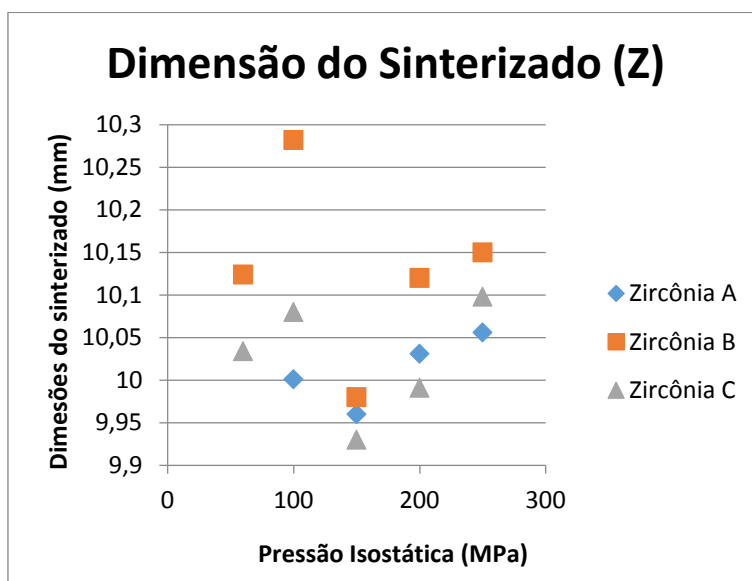


Figura 16: Contração linear para os corpos de prova na direção Z.



Fonte: Autoria Própria.

Figura 17: Dimensão dos corpos de prova da direção Z sinterizados.



Fonte: Autoria Própria.

A partir da confirmação da completa sinterização iniciou-se um estudo de contração linear na direção perpendicular ao eixo de pressão uniaxial, direção XY, e na direção da pressão uniaxial, direção Z, foi possível calcular a porcentagem da contração linear e então compara-las. Os valores encontrados para ambas as

direções é de uma contração linear que varia, na maioria dos casos, entre 17% e 22%, mostrando uma uniformidade de contração em ambas as direções.

Para o caso dos corpos de prova estudados na direção Z, os resultados tiveram menores variações. Na Figura 16 a contração linear máxima é de 21,70% e a mínima é de 17,32%.

Dispondo dos dados utilizados para o estudo da contração linear na direção Z construiu-se um gráfico com as dimensões dos corpos de prova sinterizados afim de verificar se suas dimensões finais apresentariam valores próximos a 10 mm. Comprova-se que os valores são próximos ao valor esperando, variando de um valor máximo de 10,28 mm para a zircônia B isostaticada a 100MPa. O menor valor encontrado foi de 9,93 mm para a zircônia C isostaticada a 150MPa.

## 7 CONCLUSÃO

Os resultados obtidos indicam a possibilidade da utilização dos materiais (zircônia A, B e C) na aplicação odontológica, porém a rota de fabricação utilizando a prensagem isostática com pressão final de 250MPa foi considerada a que mais se aproximou da medida final de 10 mm do corpo de prova. Este fato não impede a utilização de pressões menores na fabricação de blocos de zircônia, porém o cuidado ao se determinar a contração linear e a escolha do tipo de material a ser utilizado deve ser observado.

Todos os corpos de prova chegaram próximos as medidas estabelecidas nos desenhos do software, em pouquíssimos casos o valor ultrapassou a tolerância média de adaptação de 0,1mm.

A partir das duas análises constatou-se que a contração apresentada nos corpos de prova foi completa, independente da zircônia utilizada e da pressão isostática utilizada na manufatura dos blocos. Esta constatação pode ser confirmada pelos elevados percentuais de densificação, com valores que variaram entre 97% e 99%, garantindo a máxima contração linear devido a sinterização.

## 8 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

- Determinar a contração volumétrica da zircônia translúcida em aplicação odontológica.
- Pesquisar a aplicabilidade da zircônia translúcida em outras áreas.
- Avaliação das propriedades mecânicas e microestrutural do material analisado.

## REFERÊNCIAS

AMOROSO, Andressa Paschoal et al. CERÂMICAS ODONTOLÓGICAS: PROPRIEDADES, INDICAÇÕES E CONSIDERAÇÕES CLÍNICAS. **Revista Odontológica de Araçatuba**, Araçatuba, v. 33, n. 2, p.19-25, dez. 2012.

ANUSAVICE, Kenneth J.; SHEN, Chiayi; RAWLS, H. Ralph. **Materiais Dentários**. 12. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2013. 572 p.

BERNARDES, Sérgio Rocha et al. Tecnologia CAD/CAM aplicada a prótese dentária e sobre implantes: O que é, como funciona, vantagens e limitações.. **Jornal Ilapeo**. Curitiba, p. 8-13. mar. 2012.

CORREIA, André Ricardo Maia et al. CAD-CAM: a informática a serviço da prótese fixa. **Revista de Odontologia da Unesp**, Porto, v. 35, n. 2, p.183-189, jan. 2006.

FRANCISCO, Marcelo Garbossa. **PROPRIEDADES MECÂNICAS DE CERÂMICAS DE ZIRCÔNIA TETRAGONAL POLICRISTALINA CONTENDO ÍTRIO (Y-TZP) APÓS APLICAÇÃO DE CERÂMICA**. 2009. 89 f. Tese (Doutorado) - Curso de Odontologia, Universidade de Taubaté, Taubaté, 2009.

GARCIA, Lucas da Fonseca Roberti et al. Análise crítica do histórico e desenvolvimento das cerâmicas odontológicas. **Revista Gaúcha de Odontologia**, Porto Alegre, v. 59, n. 0, p.67-73, Não é um mês valido! 2011.

HORLIANA, Ricardo. Aparelhos para os dentes: qual, quando e como usar. **Cuide da sua boca**, São Paulo – SP, 24/10/2017. Disponível em: <https://saude.abril.com.br/blog/cuide-da-sua-boca/aparelhos-para-os-dentes-como-usar-dentista/>. Acesso em: 26/10/2019.

HU, Liangfa; WANG, Chang-an. Effect of sintering temperature on compressive strength of porous yttria-stabilized zirconia ceramics. **Ceramics International**, Beijing, v. 36, n. 5, p.1697-1701, 1 July 2010.

KAVASHIMA, Lieca Hasegawa et al. Análise da microdureza Vickers de zircônia Y-TZP pré-sinterizada para a usinagem e posterior aplicação como copings. **Matéria (rio de Janeiro)**, [s.l.], v. 22, n. 2, p.30-41, 2017. FapUNIFESP (SciELO). <http://dx.doi.org/10.1590/s1517-707620170002.0149>.

LEITE, Luiz. Restauração em resina ou porcelana: selecione a técnica ideal para você. **Luiz Gustavo Leite Cirurgião-Dentista**, Porto Alegre - RS, 18/02/2018. Disponível em: <http://luisgustavoleite.com.br/blog/restauracao-em-resina-ou-porcelana/>. Acesso em: 31/10/2019

MOREIRA, Marlene Tavares. **Avaliação dos tipos de reabilitações fixas dento-suportadas em dentes anteriores**. 2013. 63 f. Tese (Doutorado) - Curso de Medicina Dentária, Universidade Fernando Pessoa, Porto, 2013.

OTTONI, R.; BORBA, M.. Comportamento mecânico e clínico de próteses monolíticas à base de zircônia: revisão de literatura. **Cerâmica**, [s.l.], v. 64, n. 372, p.547-552, dez. 2018. FapUNIFESP (SciELO). <http://dx.doi.org/10.1590/0366-69132018643722340>.

RAMACHANDRAN, V.s. et al. **HANDBOOK OF THERMAL ANALYSIS OF CONSTRUCTION MATERIALS**. Norwich,: William Andrew Publishing, 2002.

ROMÁN, Laura Catalina Córdoba. **RELACIÓN ENTRE MICROESTRUCTURA Y RESISTENCIA A CORROSIÓN DE LA ALEACIÓN BIOCOMPATIBLE Ti6Al4V DEFORMADA EN CALIENTE**. 2009. 88 f. Tese (Doutorado) - Curso de Ingeniería – Materiales y Procesos, Universidad Nacional de Colombia Facultad de Minas, Medellín, 2009.

RAPOSO, Luís Henrique Araújo et al. RESTAURAÇÕES TOTALMENTE CERÂMICAS:: CARACTERÍSTICAS, APLICAÇÕES CLÍNICAS E LONGEVIDADE. **Pro-odonto: Prótese e Dentística**, Uberlândia, v. 2, n. 6, p.9-74, out. 2010.

RICCA, Chiara et al. A comprehensive DFT investigation of bulk and low-index surfaces of ZrO<sub>2</sub>polymorphs. **Journal Of Computational Chemistry**, [s.l.], v. 36, n. 1, p.9-21, 21 out. 2014. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1002/jcc.23761>.

STAWARCZYK, Bogna et al. The effect of zirconia sintering temperature on flexural strength, grain size, and contrast ratio. **Clinical Oral Investigations**, [s.l.], v. 17, n. 1, p.269-274, 23 fev. 2012. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1007/s00784-012-0692-6>.

SANTOS, Heraldo Elias Salomão dos. **PROPRIEDADES MECÂNICAS DA ZIRCÔNIA TETRAGONAL POLICRISTALINA ESTABILIZADA POR ÍTRIA SUBMETIDA À DEGRADAÇÃO HIDROTÉRMICA**. 2012. 140 f. Tese (Doutorado) - Curso de Ciência dos Materiais, Instituto Militar de Engenharia, Rio de Janeiro, 2012.

